UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

LUIZ ALVES DE OLIVEIRA NETO

Validação de uma máquina de testes de flexão rotacional e seus efeitos em implantes de hexágono externo e interno

BAURU

2013

LUIZ ALVES DE OLIVEIRA NETO

Validação de uma máquina de testes de flexão rotacional e seus efeitos em implantes de hexágono externo e interno

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru (FOB) da Universidade de São Paulo (USP) para obtenção do título de Doutor em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Martins Ferreira

Versão Corrigida

BAURU

2013

Oliveira-Neto, Luiz
OL4v Validação de uma máquina de testes de flexão rotacional e seus efeitos em implantes de hexágono externo e interno / Luiz Alves de Oliveira-Neto. – Bauru, 2013.
155 p. : il. ; 31cm.
Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo
Orientador: Prof. Dr. Paulo Martins Ferreira

Nota: A versão original desta dissertação/tese encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP.

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

Assinatura:

Data:

DADOS CURRICULARES

LUIZ ALVES DE OLIVEIRA NETO

Nascimento 12 de Novembro de 1983

Naturalidade Aracaju-SE

Filiação Luiz Hermínio de Aguiar Oliveira

Maria de Fátima Lisboa Oliveira

2002-2007 Graduação em Odontologia – Universidade Federal de Sergipe

2008-2009 Mestrado em Ciências da Saúde – Universidade Federal de Sergipe. Área de Concentração: Estudos clínicos e Laboratoriais em Saúde.

2008-2009 Especialização em Prótese Dentária – Sociedade de Promoção Social do Fissurado Lábio Palatal (PROFIS/Bauru-SP)

2009-2011 Mestrado em Ciências Odontológicas Aplicadas – Faculdade de Odontologia de Bauru - Universidade de São Paulo. Área de Concentração: Reabilitação Oral.

2011-2013 Doutorado em Ciências Odontológicas Aplicadas – Faculdade de Odontologia de Bauru - Universidade de São Paulo. Área de Concentração: Reabilitação Oral.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, *Luiz Hermínio e Maria de Fátima*, e à minha noiva *Vanessa Almeida.*

Pessoas especiais que acompanharam as dificuldades que passamos para o meu crescimento profissional e ao mesmo tempo são fontes de alegria que motivam a longa e bela caminhada da vida.

AGRADECIMENTOS A FAMILIARES E AMIGOS

A **Deus**, por todas as bênçãos que tem me concedido.

Aos meus pais, **Luiz Hermínio e Maria de Fátima**, pelo apoio incondicional ao longo destes anos. Sonhamos e conquistamos tudo juntos. A distância destes anos me faz ver o quanto vocês são a minha vida. Amo vocês.

Aos meus irmãos **Walter e Vitor**, embora estejamos distantes sempre estaremos juntos, obrigado pelo apoio e ajuda durante esse longo percursso.

À minha noiva **Vanessa Almeida,** por acreditar nos meus sonhos e torná-los nossos, por compreender que os obstáculos existem para serem ultrapassados, e nós o fizemos da melhor maneira possível, provando que não existe distância para o amor verdadeiro. Te amo!

Ao meu primo-irmão **Carlos Hermínio**, sempre que possível trouxe sua alegria à Bauru.

À eterna família Solar Cristiane: **José Luiz, Luana Menezes, Daniel Afonso, Fabio Lorenzoni, Leandro Martins, Luciana Mendonça, Gustavo Pimentel, Cintia Nishida, Karin Cristina, Marcelo Ramos, Paulo Maurício, Rose e Tiaguinho**. Todos vocês foram fundamentais nesta conquista.

Ao grandes amigos **Hugo Vidotti e Vitor Guarçoni**, pela valiosa amizade e conquistas ao longo destes anos.

A **Leonardo Bonjardim,** pelas orientações e agradável convívio durante o tempo de seu pós-doutoramento.

À **Flávia Nahsan e Paulinho Maragon**, por deixarem Bauru com sabor de Aracaju adicionando pitadas de Pirajuí.

À **Máx Dória Costa,** pelo companheirismo e amizade estabelecidos, fundamentais não só para o desenvolvimento desta pesquisa e projeto de ampliação curricular como também pela convivência fraternal que criamos.

A turma de mestrado em Reabilitação Oral: **Adriana Braga, Aline Baia, André Porporatti, Denise Gusmão, Dylton Neto, Jozely Mello, Juliana Hotta, Karen Ayub, Laís Alcântara, Leticia Linares, Mércia Cunha, Vinicius Pavesi, Yuri Martins e Ilana Ramalho** pela convivência harmoniosa e atenção.

A todos meus colegas de Reabilitação Oral: **Caio Vale, Carlos Eduardo, Carolina Ortigosa, Fernanda Stancari, Lívia Aguiar, Jorge Fiamengui, Lívia Maria, Luana Mendonça, Vitor Guarçoni, Hugo Vidotti, Max Dória, Max Laurent, Vinícius Bianco, Luis Esper, Michele Sbrana, Fernanda Ferruzzi, Naila Machado, Juliana Stuginski, Samira Salmeron**, foi enriquecedor conhecer e conviver com vocês.

Aos meus tios e eternos professores **Manuel Hermínio, Anita Hermínia, Eugênia Hermínia e Alaíde Hermínia,** pelo incentivo na vinda à Bauru e serem exemplos da infindável busca pelo aprender, assim como pelo carinho e atenção que sempre me acolheram. Estou ciente de que sempre poderei contar com a minha banca particular de avaliação.

Aos amigos-professores **André Lucas e Carlos Neanes**, pela oportunidade de auxiliar o curso de especialização em prótese dentária na ABO-Sergipe, e acompanhar seus consultórios particulares, etapas importantes no meu amadurecimento pessoal e profissional. Muito obrigado por todo o apoio!

Aos amigos-professores **Alexandre Franco** e **José Eduardo Chorres** pelos valiosos conselhos e estimados ensinamentos.

A **todos os meus familiares** pelo carinho e atenção que me dispensaram nessa jornada, em especial aos meus avós **Helena Lisboa**, **Walter Lisboa** *(in memoriam),* **Beltiz Franco** *(in memoriam),* **Luiz Alves** *(in memoriam)*, **Maria Hermínia** *(in memoriam)*, e aos sempre presentes tios: **José Teles** e **Antônia Roza, Antônio Fernando** e **Anita Hermínia, Carlos Hermínio** e **Eline Franco.**

AGRADECIMENTOS INSTITUCIONAIS

À **Faculdade de Odontologia de Bauru (Universidade de São Paulo)**, agradeço pela possibilidade de realização do presente trabalho, por todos os meios colocados à disposição, assim como a excelência da formação prestada e conhecimentos transmitidos, que foram essenciais para minha formação profissional.

Ao **Departamento de Prótese** em nome dos Professores: **Prof. Accácio Lins do Valle, Profa Ana Lucia Pompeia Fraga de Almeida, Prof. Carlos dos Reis Pereira de Araújo, Prof. Gerson Bonfante, Prof. José Henrique Rubo, Profa. Lucimar Falavinha Vieira, Prof. Luiz Fernando Pegoraro, Prof. Milton Carlos Gonçalves Salvador *(In memorian),* Prof. Paulo César Rodrigues Conti, Prof. Paulo Martins Ferreira, Prof. Pedro Cesar Garcia de Oliveira, Prof. Renato de Freitas, Profa. Simone Soares, Prof. Vinícius Carvalho Porto, Prof. Wellington Cardoso Bonachela e Dr. Waldir Janson,** pela oportunidade, conhecimentos e amizade transmitidos.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Paulo Martins Ferreira,** um sincero agradecimento. Sua confiança e orientação foram imprescindíveis para que pudesse desenvolver este trabalho. Seus valiosos conhecimentos muito contribuíram para meu conhecimento profissional.

Ao **Msc. Felipe Ramalho Ferreira,** por ceder o dispositivo de flexão rotacional para o desenvolvimento da dissertação de mestrado e tese de doutorado, além de sua estimada colaboração durante todo o processo.

Ao **Professor César Antunes de Freitas,** pela sua disponibilidade e ideias primordiais para a iniciação e andamento desta pesquisa.

Ao **Técnico Sr. Renato Pereira Murback**, responsável pelo processo de usinagem, cedendo fins de semana e feriados para o andamento desta etapa. Além do suporte técnico no Centro Integrado de Pesquisas (FOB-USP), este trabalho seria impossível sem sua colaboração.

Ao **Prof. Luiz Fernando Pegoraro** pelo valioso apoio no processo de instalação do torno industrial no CIP-FOB; pela orientação e ajuda na clínica da pós-graduação, e um agradecimento especial pela oportunidade de trabalharmos juntos no seu livro Prótese Fixa, foi uma experiência incrível de confiança, aprendizado odontológico e editorial.

Ao **Prof. Acácio do Lins Vale** pela orientação e ajuda na clínica da pós-graduação, e também pelo desenvolvimento de outras atividades, sempre estando presente durante toda a minha vida em Bauru.

À **Hebe e Cleusa,** minhas amigas e funcionárias da clínica da pós-graduação, pela compreensão no desenvolvimento das atividades e pelo carinho a mim dedicado. Não me esquecerei de vocês.

Às secretrária do departamento de prótese, **Ana Claudia Pereira e Deborah Riêra Blasca,** e às funcionárias da clínica da graduação, **Valquiria Nogueira, Edilaine Torrecilha, Ivânia Komatsu,** por toda a atenção e colaboração ao longo destes anos.

À **Faculdade de Engenharia de Bauru** (**Universidade Estadual Paulista)** pela possibilidade de realização de parte do presente trabalho em suas instalações.

Ao **Prof. Arthur Alves Fiocchi** (Faculdade de Engenharia de Bauru/ LATUS/UNESP) agradeço não só pela co-orientação, mas também pela amizade que criamos nesta parceria e pelas sugestões/conhecimentos da engenharia mecânica que foram necessários para maior entendimento desta pesquisa.

Ao **Sr. Israel Luiz Pereira dos Santos,** Técnico do Laboratório de Contrução da Faculdade de Engenharia de Bauru (FEB-UNESP) pelo apoio e disponibilidade nos ensaios com resinas.

Ao **Engenheiro Bruno Milhoci** pela disponibilidade e ajuda com os cálculos do modulo de elasticidade.

Ao **Prof. Dr. Renato de Freitas**, primeiramente pela amizade que estabecemos, com confiança nos trabalhos desenvolvidos em sua clínica, o que possibilitou a ampliação do meu conhecimento na implantodontia. Agradeço também pelo acolhimento de toda **equipe Via Oral: Dra. Carla de Freitas, Dr. Celso Catalan, Paula Daniele e Mara**.

Ao **Centro Integrado de Tratamento Odontológico** e equipe (Alessandra e Renata) pela assessoria durante esta pós-graduação.

Ao **Instituto de Ensino Odontológico (IEO),** sua equipe **(Vívian, Karoline e Karina)** e professores do curso de Periodontia **Prof. Paulo Martins, Prof. Renato Ferreira, Prof Paulo Fukashi** e de Implantodontia **Prof. Daniel Resende Manaus, Prof.ª Aline,** e especialmente a sua coordenação **Prof.ª Karyna do Valle e Prof. Acácio do Valle**, por todo o aprendizado e oportunidades criadas

Agradeço a **todos os professores do curso de Odontologia da Universidade Federal de Sergipe (UFS),** pela excelente base acadêmica. Em especial aos meus grandes incentivadores: **Profª. Drª. Rosa M.V.Bragança Garcez, Prof. Dr. Luiz Carlos Ferreira da Silva, Profª. Mônica Silveira Paixão, Profª. Drª. Alaíde Hermínia de Aguiar Oliveira, Prof. Dr. José Eduardo Chorres, Profª. Drª Maria de Fátima Batista, Prof. Dr. Carlos Neanes Santos, Prof. Murilo Souza Oliveira e Prof. José Mirabeau de Oliveira Ramos.**

Ao técnico **Edimauro** pela colaboração com a etapa de microscopia eletrônica de varredura.

Aos técnicos de laboratório da FOB**, Marcelo Giati e Rivanildo Viana**, pelos serviços prestados.

Ao Laboratório de Prótese Dentária **Sidnei Martins,** pelas etapas de fundição.

À **NEODENT,** por todo o suporte material oferecido com agilidade e atenção em todo o processo com o **Programa de Auxílio para Projetos de Pesquisa**.

Ao **Programa de Aperfeiçoamento em Ensino** (PAE) pela experiência com atividades didáticas na graduação da FOB/USP.

À fundação **CAPES** (Conselho Nacional de Ensino Superior) e ao **PROAP** (Programa de Apoio à Pós-Graduação da USP) pelo suporte financeiro e viabilização do meu aperfeiçoamento profissional.

Aos **pacientes** pela generosa compreensão durante o meu aprendizado.

A **todos** que contribuíram direta ou indiretamente para a conclusão desta importante etapa da minha vida.

RESUMO

O sucesso do tratamento com implantes dentários depende do conhecimento teórico-prático do profissional, condições biológicas do paciente, e das propriedades mecânicas dos seus componentes. Dois testes de fadiga podem avaliar as propriedades mecânicas destes materiais: ensaios monotônicos unidirecionais e testes de flexão rotacional. A vantagem do dispositivo de flexão rotacional é o ensaio mais rápido que fornece dados relevantes e uma previsão mais realista da longevidade clínica. Oliveira-Neto (2011) avaliou o dispositivo de flexão rotacional desenvolvido por Ferreira (2010), e mostrou que componentes do dispositivo necessitavam ser revistos para assegurar melhor fixação do implante, controle de temperatura, frequência e permitir modificação do momento de força aplicado aos espécimes. O objetivo deste trabalho foi confeccionar e avaliar novos componentes para o dispositivo de flexão rotacional de Ferreira (2010) e avaliar seus efeitos em sistemas de implante de hexágono externo e interno. Os grupos testados foram: A- implantes Hexagono Externo (HE) com munhão (UCLA); B- implantes HE com Pilar Cônico; C- implantes Hexagono Interno (HI) com munhão (UCLA); D- implantes HI com Pilar Cônico. O novo método consistiu em modificações no: porta implante, porta rolamento, centralizador do implante, material de fixação (resina acrílica).As amostras foram submetidas a ciclagem em torno do seu eixo longitudinal enquanto uma extremidade estava fixada em um mandril à 45º e a outra extremidade recebia a carga. O objetivo foi determinar o nível de carga em que 50% dos espécimes sobreviveram e 50% fraturaram antes de 10^6 ciclos girando a 16Hz. Assim, a resistência a fadiga (F50) foi determinada através da técnica *staircase analysis*. Após a ciclagem, os componentes que não apresentaram falhas tiveram o destorque de remoção mensurado eletronicamente, e todas as amostras foram analisadas através de microscópio eletrônico de varredura, radiografia e fotografia digital. Os resultados mostraram que os grupos UCLA têm maior resistência à fadiga. O sistema de HI-UCLA mostrou um desempenho mais estável, com uma resistência igual ao HE. Os grupos com Pilar Cônico apresentaram falhas clinicamente melhor, permitindo a substituição de componentes protéticos. Os danos mais graves ocorreram em ambos os grupos HE, com danos aos implantes. O método de desinclusão do implante da resina precisa ser revisto visando a obtenção de imagens sem artefatos. O dispositivo de Ferreira (2010) associado às modificações propostas por Oliveira-Neto permitiu a execução do ensaio de flexão rotativa em sistema de implantes com variadas configurações, produzindo resultados clinicamente relevantes.

Palavras-chave: Implantes Dentários; Biomecânica; Próteses e Implantes, Dispositivo de Flexão Rotacional.

ABSTRACT

Validation of a rotating bending machine and its effects on external and internal hexagon implants

Implant success depends on professional ability, patient biological conditions and also mechanical properties. Two fatigue tests can study implant mechanical properties: unidirectional bend-release fatigue testing and rotational fatigue testing. Advantages of rotational bending devices include faster tests that can generate relevant data and provide more realistic prediction of clinical performance. Oliveira-Neto (2011) evaluated a rotational bending device developed by Ferreira (2010), and showed its components need to be revised to ensure better implant fixation, temperature control, frequency and also enable to increase force moment. The aim of this study was fabricate and evaluate new components to Ferreira's device and it evaluate it effects in external and internal hexagon implant systems.Following groups were tested: A-external hex (EH) implants with UCLA abutment, B- EH implants with Conical Abutment, C- internal hex (HI) implants with UCLA abutment, D- IH implants with Conical Abutment. The new methodology consisted in changes on implant holder, bearing case, implant centralizer and bone material simulator (acrylic resin). Samples were spun around their long axes while being clamped into a 45º revolving collet on one end and loaded normal to their long axis on the other end. The aim was to determine the load level at which 50% of the specimens survived- and 50% fractured before 10^6 cycles at 16Hz. Fatigue resistance (F50) were determined using the staircase procedure. After cycling, torque of survival components were measured electronically, and all samples were analyzed by scanning electron microscopy, x-ray and digital photography. Results showed that UCLA groups have higher fatigue resistence. The IH-UCLA system showed more stable performance, with equal resistance to EH. Conical Abutment groups failure clinically better, allowing replacement of prosthetic components. The most severe damage occurred in both EH groups, with implant damages. Ferreira's device with Oliveira-Neto changes enabled to perform a rotating bending test on implant system in numerous configurations, producing clinically relevant results.

Key words: Dental Implants; Biomechanics; Prostheses and Implants, Rotational load machine

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Ilustraçao da plataforma Hexágono externo com padrão Brånemark. 46
Figura 2: Ilustração da plataforma do Hexágono interno.....46
Figura 3: Elementos constituintes de um parafuso e de um implante, com ênfase na geometria das roscas. 48
Figura 4: Representação do estresse desenvolvido em cada amostra (Wiskott et al. 2007). 53
Figura 5: Exemplo de um diagrama S-N. 54
Figura 6: Dispositivo de Flexão Unidirecional Rotacional de Wiskott et al. (1991) ...56
Figura 7: Esquema ilustrativo e fotografia do funcionamento do dispositivo de Llobell et al. (1992) 57
Figura 8: Dispositivo de Flexão Rotativa de Butson et al. 1993. 58
Figura 9: Dispositivo utilizado Wiskott et al 1994 e esquema ilustrativo de seu funcionamento.....59
Figura 10: Adaptação dos intermediários aos componentes da máquina de Basten et al. 1996.....60
Figura 11: Foto do dispositivo de flexão rotacional de Wiskott et al (1996).....60
Figura 12: Exemplo de *Staircase Analysis* realizada por Wiskott et al (1996).....61
Figura 13: Aplicação do dispositivo de flexão rotacional em soldas a laser (Lee et al, 1997) a esquerda e na adesividade de pinos ceramicos a direita (Press et al., 2001) 61
Figura 14: Foto e Ilustração esquemática do corpo de prova utilizado por Khraisat et al., 2002.....62
Figura 15: Local de fragilidade no parafuso de ouro da pesquisa de Khraisat et al., 2002. 63
Figura 16: Corpos de prova utilizados no estudo de Wiskott et al 2004.....64
Figura 17: Foto lateral do dispositivo de Queck et al (2006) e representação esquemática do funcionamento.....65
Figura 18: Representação esquemática das configurações testadas do sistema de implantes do Replace Select 65

Figura 19: Representação esquemática de montagem do teste com flexão rotativa Wiskott et al., (2007).....65
Figura 20: Radiografia periapical de um sistema de implante 3i demostrando região de fragilidade no implante. 66
Figura 21: Vista frontal do dispositivo de flexão rotativa desenvolvido por Ferreira (2010). 67
Figura 22: Esquema ilustrativo do funcionamento do dispositivo de Ferreira (2010).68
Figura 23: Representação esquemática de montagem do teste com flexão rotativa Ribeiro et al., (2011) 69
Figura 24: Macrogeometria dos componentes 78
Figura 25: Esquema ilustrativo da montagem dos corpos de prova dos grupos A, B, C e D. 79
Figura 26: Corte longitudinal do Cilindro do Pilar Cônico e do Munhão Personalizável (HE e HI). 80
Figura 27: Rolamento HCH 695 2RS. 80
Figura 28: Munhão personalizado do hexágono externo necessitando redução do diametro. 81
Figura 29: Torno Mecânico.....81
Figura 30: a) Contraponta giratória b) Ponta de corte c) Munhão personalizável sobre análogo do implante de hexágono externo devidamente fixado na placa do torno. 82
Figura 31: a) Processo de usinagem do munhão b) Munhão pronto para adaptação ao rolamento, detalhe do batente para o rolamento. 82
Figura 32: Cilindro do pilar cônico e munhão personalizável de hexágono interno apresentam diâmetro menor do que o rolamento.....83
Figura 33: Planejamento da sobrefundição em Cobre-alumínio, exemplo utilizando o cilindro do pilar conico. 83
Figura 34: a) tubo metálico com dimensões aproximadas do futuro padrão de cera b) análogo do pilar cônico conectado ao cilindro do pilar c) conjunto final pronto para duplicação em cera. 84
Figura 35: a) Teste do conjunto no pote de acrílico b) Pote de acrílico com silicone laboratorial c) colocação do conjunto a ser moldado d) Aspecto final com a remoção do tubo metálico. Note o análogo e o cilindro do pilar retido no interior do silicone.....84

Figura 36: Demonstração do enceramento do corpo de prova. a) molde b) cera liquefeita dentro do molde c) cera endurecida d) corpo de prova encerado.85
Figura 37: Diferença entre o padrão de cera e o diâmetro interno do rolamento 85
Figura 38: Cilindro do pilar cônico após a fundição (a) e após a usinagem (b) 85
Figura 39: a) Prensa hidráulica b) rolamento posicionado sobre componente protético c) Rolamento acoplado ao munhão personalizável 86
Figura 40: Receptáculo do implante e instalação com montador. 87
Figura 41: Componente protético fixado sobre o receptáculo do implante..... 87
Figura 42: a) Porta rolamento vazio b) e c) com o especime acoplado..... 88
Figura 43: Montagem final do espécime no dispositivo de flexão rotativa de Ferreira (2010). 88
Figura 44: Representação esquemática do funcionamento do dispositivo..... 89
Figura 45: Comprimento do braço de alavanca constante em 0,65 cm 89
Figura 46: Todas as peças giravam em torno de um mesmo eixo longitudinal. 90
Figura 47: Detalhamento do dispositivo de flexão rotativa. 90
Figura 48: Exemplo de cálculo do momento de força do dispositivo de Ferreira (2010). 91
Figura 49: Design proposto para o novo porta-rolamento. O braço de alavanca poderia percorrer níveis (a – f) para ampliar ou reduzir o momento de força aplicado à amostra. 92
Figura 50: A) Dois modelos de porta implante. B) local ao qual o porta implante é acoplado. 93
Figura 51: A) Planejamento do Extensor de mandril B) Modelos de extensor de mandril. 94
Figura 52: A) Planejamento do centralizador B) Centralizador de implantes construído. 95
Figura 53: A) Apresentação da resina epóxi SQ 2004 e endurecedor SQ 3140. B) Apresentação da resina acrílica em pó (polímero de polimetacrilato de metila) e um líquido (monômero de metacrilato de metila). 97
Figura 54: Exemplo de espécimes de cada corpo de prova dos grupos A, B e C..... 99
Figura 55:Teste de compressão axial, espécime comprimido até deformação máxima ser atingida. 99

Figura 56: Torquimetro digital.....102
Figura 57: A) Amostrada sendo flambada b) Com auxílio de um alicate traciona-se o transferente c) E com uma pinça clínica remove-se a resina ao redor do implante.....103
Figura 58: Amostra embebida em xilol por 07 dias. 103
Figura 59: a) Novo porta-rolamento. B) A carga percorre níveis no porta-rolamento para ampliar ou reduzir o momento de força aplicado à amostra, como podemos ver a variação do braço no exemplo ao centro, em 2,5cm e em 4,5cm. C) Novo porta-rolamento em função.....107
Figura 60: Exemplo de utilização de relógio comparador na montagem do corpo de prova. A) Marcador em 0 b) Excentricidade de 40mm. 109
Figura 61: Delineador de haste dupla 109
Figura 62: A) transferente adaptado ao torno de usinagem. B) Transderente usinado, note superfícies lisas e paralelas. C) O transferente deve ter a espessura suficiente para entrar com interferência no orificio do ramo superior do delineador. D) O conjunto é fixado atrave´s de um parafuso ramo superior do delineador.....110
Figura 63: Eexemplo de montagem utilizando resina acrílica. 111
Figura 64: A) Corpo de prova incluído apenas em resina epóxi. B) Aspecto da desinclusao do implante.....113
Figura 65: A) montagem com tubo metálico m02, inclusao em resina epóxi e utilização do extensor de mandril personalizado. B) Soltura do implate.113
Figura 66: A) corpo de prova montado com resina epóxi e tubo metálico menor m01. B) Vista superior do implante incluído, note espessura menor de resina C) Soltura do parafuso de fixação.....114
Figura 67: a) corpo de prova montado com resina epóxi e tubo metálico menor m01. B) Vista superior do implante incluído, note espessura menor de resina C) Soltura do implante.....114
Figura 68: A) montagem do quinto ensaio. Corpo metálico menor e resina acrílica B) Fratura do parafuso de fixação.....115
Figura 69: A)Diferença entre os níveis de instalação. B) Fratura de fixação no sistema Ucla C) Fratura de fixação no sistema Pilar Cônico.....116
Figura 70: Modo de Falha do sistema Ucla com implante de hexágono externo. ...120

Figura 71: Modo de Falha do sistema Pilar Cônico com implante hex. externo. 121
Figura 72: Modo de Falha do sistema Ucla com implante hex. interno. 122
Figura 73: Modo de Falha do sistema Pilar Cônico com implante hex interno. 123
Figura 74: Modo de Falha do sistema Pilar Cônico com implante hex. interno. 124
Figura 75: Imagens do MEV. 125
Figura 76: Exemplificação da geometria do implante de hexágono externo 136
Figura 77: Esquema ilustrativo da geometria do implante de hexágono externo. ... 137
Figura 78: Ilustrações do estudo de Freitas-Júnior et al., 2012 138
Figura 79: Esquema ilustrativo da geometria do implante de hexágono interno 138
Figura 80: Ilustrações do estudo de Freitas-Júnior et al., 2012. 139
Figura 81: Caso clínico de fatura de parafuso do cilindro de pilar cônico.. 141
Figura 82: Caso clínico de fatura de parafuso de fixação. 142

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Implantes e componentes testados distribuídos por grupo 77
Tabela 2. Torque Recomendado pelo Fabricante 87
Tabela 3: Distribuição dos grupos para ensaio da resina..... 99
Tabela 4: Exemplo da tabulação dos dados da *Staircase Analyis* 101
Tabela 5: Padronização do momento de força através da distância e peso. 108
Tabela 6: Dados utilizados para o calculo do modulo de elasticidade das resinas. 112
Tabela 7: Discriminação do modo de falha dos quatro grupos..... 119
Tabela 8: Média±DP do número de ciclos para falhar..... 119
Tabela 9: Destorque pos parafusos das amostras sobreviventes 126
Tabela 10: Comparação entre as configurações dos estudos que utilizam dispositivos de flexão rotacional. 129
Tabela 11: Comparação entre a resistência a fadiga após ensaio com dispositivo de flexão rotacional* 135

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Exemplo de *Staircase Analyis*. 100
Gráfico 2: Staircase para ucla em implantes de hexágono externo 117
Gráfico 3: Staircase para pilar cônico em implantes de hexágono externo..... 117
Gráfico 4: Staircase para ucla em implantes de hexágono interno 117
Gráfico 5: Staircase para pilar cônico em implantes de hexágono interno..... 118
Gráfico 6: Comparação entre grupos da resistência à fadiga (F50) 118

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 41

2 REVISÃO DE LITERATURA 45

2.1 Falhas Mecânicas nos implantes e seus componentes 45

2.2 Ensaios com dispositivos de Flexão Rotacional 52

3 PROPOSIÇÃO 73

4 MATERIAL E MÉTODOS 77

4.1 Implantes e componentes testados 77

4.2 Confecção do corpo de prova e montagem para o ensaio 79

4.3 Validação do dispositivo de Flexão Rotativa 89

4.4 Análise dos dados 100

4.5 Avaliação do destorque final 102

4.6 Microscópio Eletrônico de Varredura 102

4.7 Registro do modo de falha 104

5 RESULTADOS 107

5.1 Validação do dispositivo 107

5.2 Efeitos nos sistemas de implantes. 117

6 DISCUSSÃO 129

7 CONCLUSÕES 147

REFERÊNCIAS 151

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A credibilidade nos tratamentos reabilitadores com implantes deve-se a aos conceitos de osseointegração desenvolvidos pelo Dr. Per-Ingvar Brånemark, que fundamentaram o uso de implantes dentais tornando-os uma opção viável de reposição radicular (JEMT; PETTERSSON, 1993).

Além do conhecimento técnico do profissional, o sucesso da reabilitação oral através dos implantes demanda alguns pré-requisitos mecânicos e biológicos. Dentre os diversos fatores biológicos é imprescindível uma disponibilidade óssea no sítio cirúrgico, correto posicionamento e relacionamento do implante com os dentes adjacentes (WEINBERG, 1993).

A complicação mecânica mais frequente nas próteses sobre implante é o afrouxamento do parafuso que retém a prótese ao implante. Este tipo de complicação conduz uma sobrecarga e danos aos implantes, tecidos de suporte e ao próprio parafuso que pode vir a fraturar. Além disso, as complicações demandam um maior tempo clínico, muitas vezes acarretando em uma elevação dos custos financeiros (PRIEST,1999). A frequente visualização destas complicações tem levado a procurar mecanismos que visem minimizar estes problemas

O afrouxamento do parafuso está intimamente associado ao sistema de conexão da prótese sobre implante, que também asseguram o contato entre os implantes e intermediários. Foram desenvolvidas diversas formas para realizar o contato entre os implantes e os intermediários, podendo mais comumente variar entre hexágono externo, hexágono interno e cone interno. É valido salientar que o desenho de assentamento da interface implante-intermediário destes sistemas de conexão é quem determinará a integridade mecânica da mesma, além de favorecer a adaptação, e estabilidade protética. (HASS et al., 1993; WALTON, 1997)

Estudos relatam que após a ocorrência da osseointegração, a perda de parafusos é a causa mais comum de problemas em próteses sobre implantes (BECKER; BECKER, 1995) sendo que em coroas unitárias o afrouxamento dos destes parafusos acarreta em um maior índice de complicações (GOODACRE et al.,

1999). Esse fato é potencializado pela fadiga gerada pelas forças oclusais, que pode causar deformação plástica dos materiais e consequente desadaptação da interface implante-intermediário protético (CIBIRKA et al., 2001).

Avaliações laboratoriais simulando o estresse mastigatório vêm sendo realizadas em diversas combinações de componentes protéticos e implantes. Existem dois protocolos para a realização de testes de fadiga, o teste de fadiga unidirecional e o teste de fadiga rotacional. O primeiro é usado em casos de restaurações dentais assimétricas como próteses fixas, áreas de pôntico, entre outros. Já os testes rotacionais somente trabalham com corpos de prova simétricos, mas em compensação os objetos de estudo podem ser testados de um modo muito mais rápido (QUECK et al., 2006).

Em 2010, Ferreira realizou um estudo buscando criar um dispositivo de flexão rotacional que permitisse avaliar e comparar a resistência e a estabilidade da interface implante-intermediário protético em implantes de diferentes tipos de sistema de conexão e componentes protéticos. Para a criação deste aparelho, vários procedimentos com base em princípios de usinagem CNC (Controle Numérico Computadorizado), engenharia elétrica e física foram utilizados. Além disso, foi elaborada uma metodologia específica para confecção dos corpos de prova. Como resultado, foi desenvolvido aparelho resistente, portátil e extremamente versátil; podendo-se facilmente variar a carga exercida e a frequência de rotação, sendo assim possível executar inúmeras combinações de ensaios de fadiga.

Oliveira-Neto (2011) avaliou o funcionamento do dispositivo de Ferreira (2010) sobre dois sistemas de prótese (UCLA e Pilar Cônico) em implantes de hexágono externo. O objetivo deste trabalho era compreender o comportamento destes componentes após o ensaio mecânico em laboratório e o comportamento do próprio dispositivo de flexão rotativa. O autor constatou que o dispositivo parecia não aplicar efeitos reais de fadiga sobre os sistemas de implantes, e desta forma alguns componentes do dispositivo de Ferreira (2010) precisavam ser revistos para assegurar melhor fixação do implante, controle adequado de temperatura, estabelecimento da frequência e carga ideais, visando também possibilitar aumento do momento de força aplicado aos espécimes.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Falhas Mecânicas nos implantes e seus componentes

As falhas em próteses dentárias podem ser classificadas como de origem biológica ou mecânica, e o mesmo raciocínio pode ser aplicado também aos implantes e componentes, em que todos os elementos do conjunto implante-prótese estão sujeitos a falhas mecânicas (HOBKIRK et al., 2006) que podem promover diversas falhas biológicas (BERGLUNDH et al., 2002).

As falhas mecânicas em restaurações unitárias sobre implantes, intermediário e/ou parafusos, envolvendo desde descimentação de coroas, fratura da cerâmica de revestimento, afrouxamento/fratura de parafusos, e fratura de implantes têm sido relatadas (ANDERSSON et al., 1992; GOODACRE et al., 1999; JUNG et al., 2008).

Essas falhas dos componentes das próteses sobre implante estão associadas à instabilidade da interface implante-intermediário, com componentes tecnicamente desenvolvidos para suportar cargas oclusais multidirecionais, incorporando no seu desenho características que evitem deslocamentos e rotação sobre seu próprio eixo.

A interface de conexão implante-intermediário, por convenção, é geralmente descrita como uma conexão interna ou externa. A distinção destes dois sistemas é a presença ou ausência de um elemento geométrico que se estende acima ou abaixo da superfície coronal do implante. A geometria de conexão pode ser encontrada nas formas octogonal, hexagonal, cone parafuso, cone-hexágonal, cilindro-hexagonal, spline, cam, cam-tubo, e pino/slot (BINON, 2000)

O primeiro modelo descrito, e desde então o mais utilizado, foi o sistema de hexágono externo proposto por Brånemark, cujo dispositivo anti-rotacional tem a forma de um hexágono com altura de 0,7 mm localizado acima da plataforma do implante (Figura 1). A utilização destes implantes era restrita a reabilitações de arcos completos, unidos por uma barra que suportaria a parte protética, a qual ficou

conhecida popularmente por próteses-protocolo. Com o sucesso obtido na osseointegração, a utilização de implantes foi extrapolada dentre outras aplicações para próteses parciais fixas e coroas unitárias (NEVINS; ANGER, 1993; JEMT; LEKHOLM, 1993) A popularização do sistema de hexágono externo e a consequente expansão do seu uso resultaram em um número significante de complicações clínicas (JEMT et al.,1992, JEMT; PETTERSON, 1993).

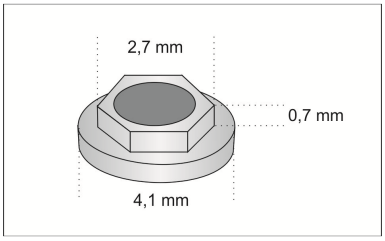


Figura 1: Ilustraçao da plataforma hexágono externo com padrão Brånemark.

A altura do hexágono externo com padrão Brånemark é de 0,7mm, entretanto estudos demonstram que quanto maior a altura do hexágono, maior a resistência à fadiga. Esta mudança na sobrevida dos implantes pode ser explicada por uma maior área de contacto do hexágono / pilar quando se aumenta a altura do hexágono (GIL et al., 2009). Apesar disto, o padrão Brånemark é seguido mundialmente por diversar marcas, propiciando uma grande compatibilidade deste sistema.

Como uma evolução ao hexágono externo, surgiu o hexágono interno visando uma melhor distribuição de tensões ao redor do osso e promovendo também uma maior estabilidade do parafuso de fixação da prótese, diminuindo o seu risco de fractura sob cargas cíclicas (PITA et al., 2011). Estas vantagens podem ser explicadas pela maior área de estabilidade conseguida à custa de um aprofundamento (±2,6 mm) do hexágono interno para dentro do implante (Figura 2), o que diminui o braço de alavanca e alterar o ponto de apoio do implante de prótese ao terço médio do implante.

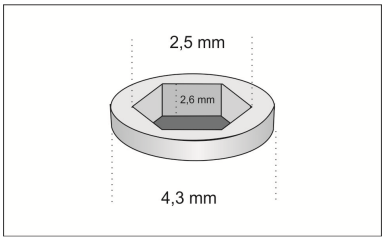


Figura 2: Ilustração da plataforma do hexágono interno.

O hexágono externo segue basicamente o padrão Brånemark explicado acima, já os impantes de conexão interna apresentam grandes variações de design, e talvez por isso ainda não exista um consenso sobre a superioridade da conexão interna sobre à externa ou vice-versa (PITA et al., 2011).

Entrentanto, um recente estudo (FREITAS-JÚNIOR et al., 2012) comparando as diferenças entre hexágono interno e externo, avaliou a sobrevivência dos grupos após dois ensaios, um de fadiga e outro de compressão a força maxima, ambos visando a fratura, além disso foi realizado um estudo de elemento finito. Os autores concluíram que os sistemas de hexágono interno apresentam uma maior credibilidade nos resultados, garantindo uma maior estabilidade do conjunto e assim favorecendo uma maior resistência estrutural deste grupo.

Além das variações encontradas no sistema de conexão, algumas características do desenho do implante seguem orientações da Bioengenharia, com a preocupação sobre quais efeitos que sua instalação e carregamento oclusal irão provocar nos tecidos biológicos ao seu redor, em especial ao tecido ósseo circunjacente (STEIGENGA et al., 2004; AUSIELLO et al., 2012).

As particularidades que visam ampliar a área de superfície com finalidade de melhorar a interação com o osso, são também de interesse biomecânico, e podem ser de ordem macrogeométrica (design da rosca, largura e comprimento do implante,) e microgeométrica (tratatamento superficial).

O design da rosca é importante no contato entre osso-implante, podendo alterar a área de contato conforme seu formato, passo e profundidade. Os elementos constituintes da rosca apresentam sua própria denominação: raiz a parte mais baixa, crista a mais saliente, e o passo da rosca que compreende a distância que existe entre duas cristas consecutivas (Figura 3) (NORTON, 2003).

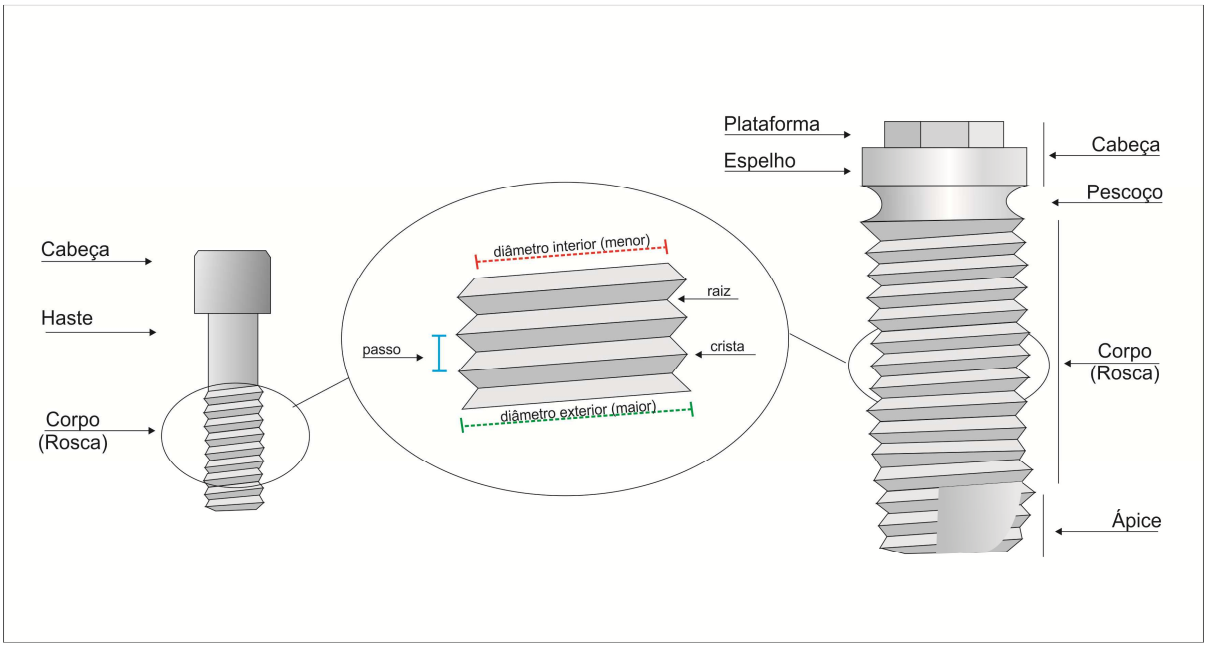


Figura 3: Elementos constituintes de um parafuso e de um implante, com ênfase na geometria das roscas.

A largura e espessura da rosca desempenham um papel crucial para reduzir as tensões induzidas e danos ao osso, e sua geometria pode influenciar na estabilidade do implante. Esta relação se dá através da modificação da área total de contato entre o implante e osso, dissipação de tensões e tem um importante papel na resistência da interface implante-osso na osseointegração (AUSIELLO et al., 2012).

As diferenças geométricas na região do pescoço parecem alterar a confiabilidade de implantes dentários e seu modo de falha. Em ensaios de fadiga comparando a sobrevivência de implantes com pescoço liso ou com microroscas, Almeida et al., (2012) observaram que esta diferença na macrogeometria podia alterar a resistência quando a prótese era cimentada. Entretanto, com a próteses aparafusadas os diferentes perfis de pescoço parecem não influenciaram nos resultados. Os autores sugerem que a presença do cimento pode aumentar o contato intimo entre as peças, reduzindo o desajuste e movimentação, e desta forma dispersando a força antes aplicada ao parafuso de fixação para outras áreas, como implante e intermediário, mas seria necessária investigação adicional para comprovar tal fato.

A resistência à fadiga de um material pode também ser modificada alterando a qualidade da sua superfície, sem alterar as suas propriedades

macroscópicas. As fraturas podem ocorrer como uma consequência da formação de fissuras/trincas na sua superfície e o crescimento eventual destas até a formação de fendas é suficientemente grande para comprometer a resistência mecânica geral da peça. Em geral, essas fissuras de fadiga são propensas a se originarem em superfícies ásperas devido a um efeito geométrico de desorganização e irregularidade, e são capazes de intensificar as tensões externas modificando o comportamento original da força. (GIL et al., 2009).

A superfície do implante pode ser coberta por uma camada porosa capaz de estimular a osteogênese, ampliando a área de superficial em nível microscópico, podendo aumentar a resistência a tração na interace osso-implante, e de uma forma geral melhorando a qualidade da osseointegração. A aplicação da nanotecnologia para superfícies de implantes dentários pode ser feita por várias técnicas e estas podem realizar métodos de adição ousubtação de partículas por meio de processos químicos e físicos. Os processos químicos compreendem a anodização do implante (Uso de tensão e corrente galvânica para espessar a camada de óxido na superfície) e ataque com solução de ácidos fortes. Já nos processos físicos, temos o spray de plasma (Uso de energia cinética sobre a superfície do implante) e o jateamento (Uso da colisão com partículas microscópicas). Estes tratamentos são capazes de alterar a nanoestrutura da superfice do implante, promovendo o aumento da formação do osso na interface osso-implante conseguida através de uma maior adesão de osteoblastos mas ainda exitem poucas evidências dos seus benefícios a longo prazo (BRESSAN et al., 2013).

Outros autores vêm sugerindo que estes tratamentos superficiais podem modificar a sobrevida dos implantes, apontando diferenças no modo de falha e sobrevida variando entre a superfíce jateada, eletropolida e após ataques ácidos, sendo a primeira a que parece apresentar melhores resultados mecânicos ao implante (GIL et al., 2009).

A conexão implante-intermediário depende também da fixação através de um parafuso de conexão, com torque pré-determinados pelo fabricante do implante. Para manter a estabilidade desta conexão, é importante que as forças resultantes da carga funcional não excedam a força de aperto do parafuso de conexão entre o implante e o intermediário (COELHO et al., 2007).

Ensaios mecânicos cíclicos e avaliações clínicas relatam o afrouxamento ou fratura do parafuso de conexão implante-intermediário como complicação comum em restaurações de implantes unitários de hexágono externo e intenro (GRACIS et al., 2012). Conforme a literatura revisada as chances dessa falha se manifestar podem variar de 6% para 49%, ocorrendo comumente a partir do 3º mês de uso, com as suas complicações apresentadas em até 24 meses de uso (JEMT et al., 1992; JEMT; LEKHOLM, 1993; HASS et al., 1993; BECKER; BECKER, 1995; BINON, 1996; LEVINE et al., 1997; BINON, 1998; BEHR et al., 1998; KARLSSON et al., 1998; AL-TURKI et al., 2002; KHRAISAT et al., 2004).

Uma revisão sistemática realizada por Gracis et al. (2012) aponta ainda, que a incidência acumulada do afrouxamento do parafuso que é cerca de 1,5% para hexágono interno e 7,5% para o externo, e esta diferença pode estar associada a estabilidade da conexão e consequente micromovimentação do parafuso de fixação.

A micro-movimentação do parafuso protético pode acarretar soltura ou fraturas dos mesmos, ou até mesmo inviabilizar o tratamento protético devido a uma desadaptação do conjunto implante-intermediário-prótese podendo levar a proliferação de células inflamatórias no tecido mole adjacente, que por sua vez podem afetar os níveis de suporte do osso alveolar (BERGLUNDH et al., 2002; BROGGINI et al., 2003; BROGGINI et al., 2006; RICOMINI FILHO et al., 2010)

O parafuso não está protegido do stress e está sujeito a cargas de flexão lateral, e alongamento que resultam na desadaptação da interface implante-intermediário, podendo ocasionar a perda do parafuso (RANGERT et al., 1997). Quando a conexão é externa e estreita, a vulnerabilidade do parafuso de conexão é decorrente da área limitada de conexão apresentando assim a presença de um ponto de fulcro curto, que recebe o impacto das forças aplicadas (WEINBERG, 1993)

O sucesso de uma conexão aparafusada está diretamente relacionado com a pré-carga atingida no torque e a manutenção desta pré-carga com o tempo. Sugere-se que o afrouxamento do parafuso tem origem na separação entre o parafuso do pilar e superfícies, bem como os elevados níveis de tensões geradas ao longo dos parafusos (BARBOSA et al., 2008).

O metal utilizado nestes parafusos também tem influência na manutenção da pré-carga. Em um estudo com parafusos de intermediários, Stüker et al. (2008), observaram que durante uma simulação da função mastigatória, o parafuso de ouro alcançou uma longevidade da interface implante-intermediário superior ao parafuso de titânio convencional e ao parafuso de titânio com superfície tratada .

Com a finalidade de melhor transmissão de forças aos parafusos de fixação, muitos sistemas de intermediários foram desenvolvidos para o edentulismo total, mas para reabilitar coroas unitárias aparafusadas dois sistemas protéticos para conexão de hexágono externo foram apresentados ni final da década de 80: UCLA® (LEWIS et al., 1988) e o *Estheticone*® (LEWIS 1991).

O UCLA® surgiu a partir da necessidade de suprir as deficiências encontradas com a utilização dos intermediários de peças múltiplas em restaurações unitárias. Alguns dos primeiros casos clínicos de coroa unitária da época apresentavam como limitação um reduzido espaço interoclusal que impossibilitavam a utilização dos intermediários convencionais para edentulismo total. Visando também uma melhor estética e possivelmente uma melhor saúde dos tecidos peri-implantares, o UCLA®, trazia como inovação a fixação da prótese diretamente à cabeça do implante, o que assegurava uma menor exposição da cinta metálica de titânio na cavidade oral. (LEWIS et al., 1988)

Os primeiros quatro anos de uso clínico do UCLA®, foram reportados por Lewis et al. (1992). Os autores comentam que o uso da cinta metálica reduzida (1 mm) ao longo deste período não comprometeu a estética. O UCLA® apresenta duas configurações de base de assentamento, com e sem hexágono incorporado, e enfatizam que esse sistema anti-rotacional deve estar presente nas restaurações unitárias prevenindo uma rotação da peça protética. Salientam ainda que a desadaptação da prótese pode resultar na soltura e fratura dos parafusos, possibilitando falhas do tratamento. Nas avaliações clínicas, o UCLA® atingiu uma taxa de sucesso de 92,3% para implantes maxilares e 100% para mandibulares, desta forma com uma taxa de sucesso total de 95,8%. As falhas foram associadas à osseointegração e não ao uso do Intermediário. Desta forma, o UCLA® seria eficaz e capaz de resolver os problemas com o reduzido espaço interoclusal, reduzido espaço interproximal, e angulação desfavorável dos implantes.

Em 1991, Lewis, descreve um intermediário protético desenvolvido ainda nos anos 80, cuja principal característica era prover resultados estéticos mantendo os princípios básicos dos intermediários das próteses de múltiplos elementos, o *Estheticone®.* Diferentemente do UCLA®, o *EsthetiCone®* faz uso de dois parafusos, um de fixação do intermediário ao implante, e outro de retenção da prótese ao intermediário. Este intermediário de titânio elaborado com variações no design conta com ainda com a possibilidade de cintas metálicas variando de 1 a 3 mm, e também com dispositivos hexagonais antirotacionais para reduzir as chances de movimentação da prótese. O autor faz uma observação quanto a uma limitação do *Estheticone®,* na qual mesmo sendo um intermediário desenvolvido para fins estéticos não consegue atingir resultados satisfatórios quando o implante está mal posicionado.

Uma avaliação clínica e multicêntrica do *Estheticone®* foi reportada por Kastenbaum et al. (1998). Após um acompanhamento de 3 anos, a taxa cumulativa de sucesso foi de 99,2% para maxila e 100% para mandíbula. Dentre as falhas encontradas e associadas ao Estheticone®, encontravam-se relatos de fratura do parafuso do intermediário e parafuso da prótese, mas os autores enfatizam a facilidade de reparo neste sistema.

2.2 Ensaios com dispositivos de Flexão Rotacional

Sabemos que os estudos clínicos controlados e randomizados são a melhor ferramenta para avaliar desempenho dos materiais odontológicos, mas são extremamente caros e necessitam de atenção especial no controle das diversas variáveis existentes. Os testes laboratoriais, por sua vez, podem caracterizar a performance dos implantes e componentes, na medida em que os expõe por meio de maquinas de testes à simulações clínicas com controle de variáveis, buscando uma aproximação com a situação real. A não existência de um único teste *in vitro* que tenha a capacidade de prever o desempenho clínico destas próteses, deu origem a diversas metodologias para testar mecanicamente implantes e seus componentes.

As propriedades mecânicas da maioria dos materiais dentários podem ser estudadas por testes monotônicos unidirecionais, com aplicação de stress em modo continuo até que ocorra a fratura e a força máxima suportada seja registrada (WISKOTT et al., 1995; QUECK et al., 2006). Este ensaio mecânico pode ser realizado em corpos de prova assimétricos, como restaurações dentárias com pinos, núcleos e coroas, pontes fixas e conectores e sistemas de adesivos dentinários.

Outra opção para testes de fadiga é a utilização da flexão rotacional, uma grande vantagem para espécimes simétricos que podem ser testados em uma taxa muito mais rápida do que os testes unidirecionais (QUECK et al., 2006). Além disso, esse teste apresenta baixo custo, gera dados relevantes e fornece uma previsão mais realista de longevidade clínica (WISKOTT et al., 1995).

Ao contrário do que os resultados dos ensaios monotônicos, os dados de fadiga rotacional são gerados pela aplicação repetida de um esforço sobre uma amostra. Porém, pouco se sabe sobre aplicação de um stress rotativo, além do que os dados disponíveis sobre os dois testes de fadiga são difíceis de relacionarem uns com os outros devido a variações de procedimentos experimentais e análises de resultados.

Durante o ensaio rotativo, uma parte do corpo de prova é presa em um mandril enquanto a outra recebe uma força transferida através de um rolamento. Este ensaio de flexão rotativa resulta então na aplicação de um stress cíclico, alternando momentos de tensão e compressão no interior da amostra (Figura 4).

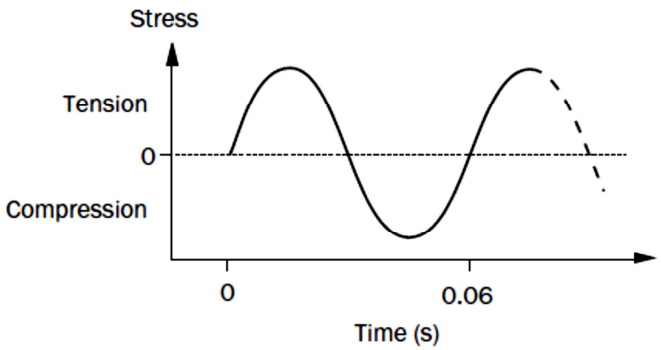


Figura 4: Representação do estresse desenvolvido em cada amostra (Wiskott et al., 2007).

Os testes de fadiga promovem a criação de um gráfico, conhecido com curva S-N (Figura 5). No eixo das ordenadas encontra-se a força aplicada, e no eixo

das abscissas o número de ciclos necessários para falhar. Como esperado, quanto maior o stress aplicado menor o número de ciclos para fracassar. É importante notar, que a depender do material esta curva pode apresentar um momento de estabilização na qual sua linha se torna paralela ao eixo do número de ciclos. Desta forma abaixo de um determinado limite de stress o material nunca sofrerá ruptura por fadiga (WISKOTT et al., 1995).

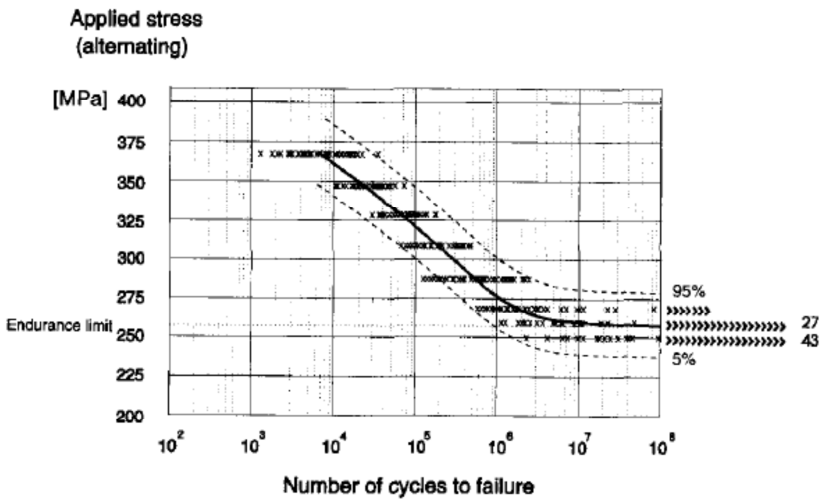


Figura 5: Exemplo de um diagrama S-N. Para o material exemplificado, um stress de 225MPa nunca sofrerá fadiga por ruptura. Retirado de Wiskott et al., 1995.

Outro princípio dos dispositivos de flexão rotacional é a exigência de que os espécimes testados e a rotação do motor sejam colineares, ou seja, simétricos apresentando superfícies paralelas que facilitem o seu posicionamento em rolamentos. Diante desta limitação, todos os estudos que serão comentados a seguir necessitaram de etapas prévias de adaptação do espécime em estudo, seja com elaboração de acessórios ou com etapas de enceramento, fundição e usinagem.

Como veremos no decorrer desta revisão, o teste com flexão rotacional tem sido usado para testar a longevidade dos sistemas restauradores de porcelana (LLOBELL et al., 1992), áreas de pônticos soldadas convencionalmente (WISKOTT et al., 1991; BUTSON et al., 1993; WISKOTT et al., 1994; PRESS et al., 2001), áreas de pôntico soldadas a laser (LEE et al., 1997), convergência de preparos e cimentação (WISKOTT et al., 1996) e sistemas de intermediários protéticos (BASTEN et al., 1996; KHRAISAT et al., 2002; WISKOTT et al., 2004; QUECK et al., 2006; QUECK et al., 2008; NGUYEN et al., 2009, RIBEIRO et al., 2011; SEETOH et

al., 2011). É valido ressaltar que o nosso objetivo nesta revisão é conhecer a evolução deste tipo de teste e sua aplicabilidade na implantodontia, desta forma estudos cujo foco da pesquisa não sejam desta área foram apenas utilizados para descrever os dispositivos rotacionais utilizados.

Os primeiros estudos com flexão rotativa foram realizados para examinar as propriedades de fadiga de metais fundidos. Wilkinson e Haack (1958), Sutow et al. (1985), Hawbolt e MacEntee (1983) construíram seus próprios dispositivos no qual ligas metálicas foram cicladas até a fratura determinando suas propriedades de fadiga.

Na ultimas duas décadas, os estudos com dispositivos de flexão rotacional passaram a ser disseminados basicamente por 02 grupos de pesquisadores supervisionados por: H.W. Anselm Wiskott e Jack I. Nicholls.

Wiskott et al. (1991), com seu estudo com soldas de ouro-paládio, na qual descreve o funcionamento do seu dispositivo (Figura 6). Composto por um motor com velocidade de rotação de 1,167 Hz, e a contagem dos ciclos era realizada por via eletrônica sendo encerrada quando o corpo de prova fraturasse. Os autores relataram a dificuldade de se obter dados com este dispositivo devido à utilização de uma frequência muito reduzida, com a qual o tempo necessário para concluir 10^5 ciclos durava cerca de um dia, podendo demorar até três meses para concluir 10^7 ciclos. O dispositivo de Wiskott et al. (1991) apresenta uma limitação na frequência do motor, sendo possível apenas aumentar para 2,5 Hz. Por fim os autores concluem que o modo de fratura dos seus espécimes neste tipo de teste ocorre de maneira similar ao da cavidade oral.

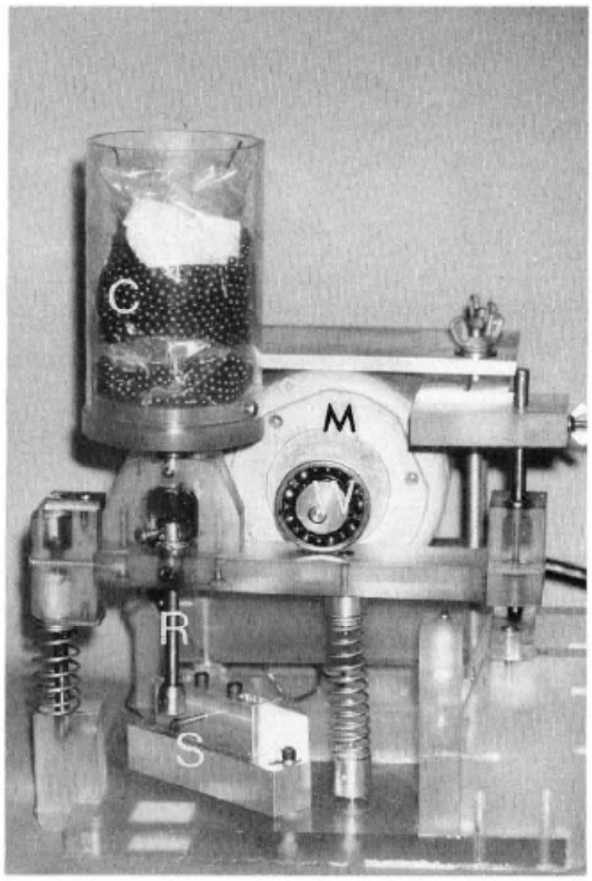


Fig. 2—Fatigue machine. S, specimen; C, lead shot container; M, motor; W, eccentric wheel; and R, connecting rod.

Figura 6: Dispositivo de Flexão Unidirecional Rotacional de Wiskott et al (1991) . S = espécime testado, C = carga aplicada M = motor.

Em 1992, Llobell et al. demonstram a utilização de um dispositivo de flexão rotacional em sistemas restauradores de porcelana. Os espécimes foram testados com aplicação 10,34 MPa a uma frequência de 30 Hz. Esta máquina fazia uso de um rolamento que permitia aos espécimes rodar juntamente com o mandril do motor, enquanto a carga permanecia sempre no sentido vertical (agindo para baixo) (Figura 7). A carga aplicada criou um estresse sinusoidal na interface dos sistemas restauradores. O dispositivo contava ainda com uma bomba de água que objetivava estabilizar a temperatura em 37°C. A contagem de ciclos e o sistema de interrupção era feita de maneira similar ao dispositivo de Wiskott et al. (1991). Nesta pesquisa, os autores relatam que diante da limitação do tempo de pesquisa, surgiu a necessidade de criar um limite máximo de ciclos, o qual foi estabelecido em $2x10^6$. Os autores concluem que a combinação entre a frequência (30 Hz) e a carga aplicada (10,34 MPa) produziu resultados satisfatórios para a avaliação da interface do sistema restaurador. Por fim, afirmam que as forças da mastigação resultam em

uma combinação entre estresse cíclico e deformação nas restaurações, como consequência, os testes de fadiga rotacional são clinicamente mais relevantes do que os testes estáticos.

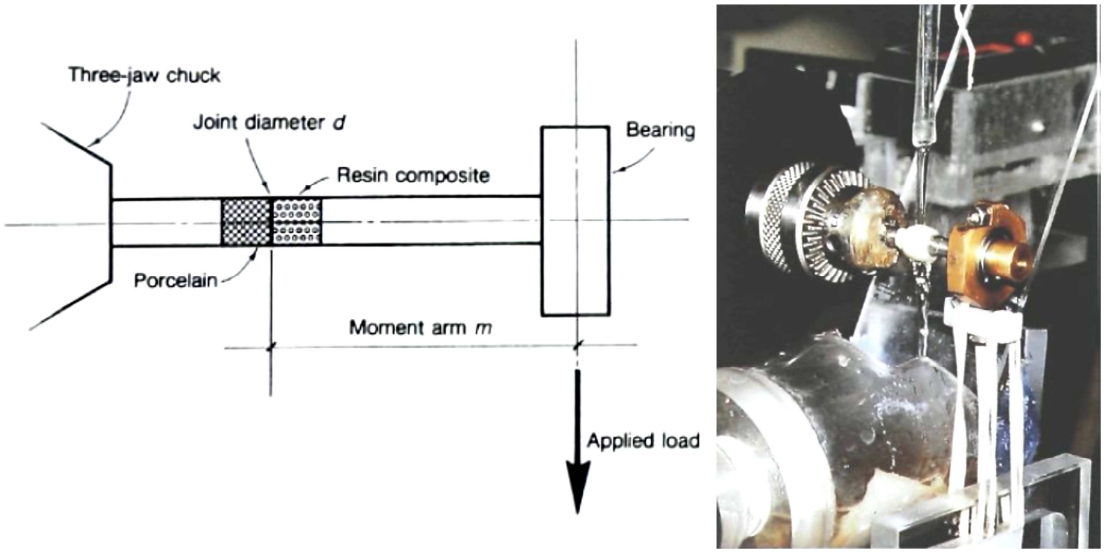


Figura 7: Esquema ilustrativo e fotografia do funcionamento do dispositivo de Llobell et al (1992)

Buston et al. (1993) executaram testes de flexão rotativa (Figura 8) para aplicar uma carga de 241,3 MPa em soldas com 05 tipos de liga metálica. Neste dispositivo, a frequência de rotação do motor atingia 30 Hz e a contagem de ciclos era feita por um contador de feixes infravermelho auxiliado por um espelho rotativo. De maneira similar à maquina de Wiskott et al. (1991), esta máquina podia ser deixada sem vigilância durante o ensaio cíclico pois também contava com um interruptor de ciclos após a fratura do espécime. Os autores concluíram que apesar do nível de estresse correto a ser aplicado nas soldas ainda não ter sido estabelecido, este dispositivo serviu para avaliação da resistência à fadiga de ligas.

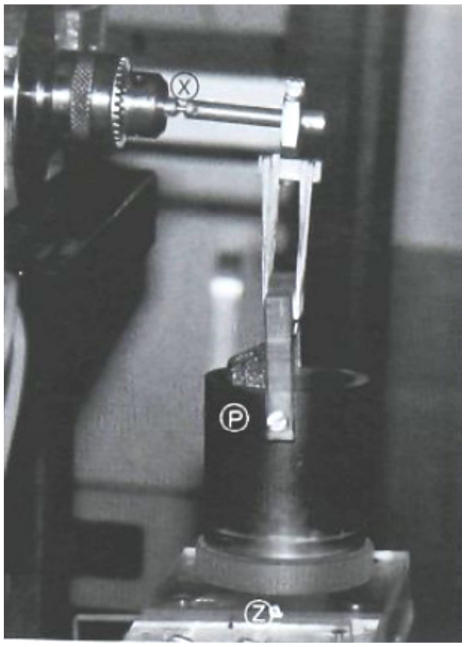


Figura 8: Dispositivo de Flexão Rotativa de Butson et al 1993. X = especime testado, P = carga aplicada Z = interruptor.

Em outro estudo com soldas de ligas metálicas, Wiskott et al. (1994), estabeleceram que para pesquisas com fadiga, o número de 10^6 ciclos deveria ser assumido como o limite inferior para estruturas dentárias. Os autores comentam que a estimativa da frequência da mastigação do ser humano seria em torno de 60 ciclos por minuto (1 Hz), o que demandaria 11,5 dias para completar o mínimo de 10^6 ciclos. Ressaltam ainda que aumentar esta frequência pode desviar os resultados quando comparados à clinica. Nesta pesquisa o dispositivo de 1991 foi atualizado (Figura 9), recebendo um contador de ciclos que fazia uso de um disco perfurado e um interruptor ótico, um display para visualização do número de ciclos e também com um dinamômetro para a realização do stress. Para aprisionar o corpo de prova, era utilizado um mandril de três dentes assim como Llobell et al. (1992) e Butson et al. (1993). A partir do diagrama S-N gerado para a solda de lida Ouro-paládio, os autores concluem que um aumento na frequência de ciclagem aumenta o seu limite de resistência.

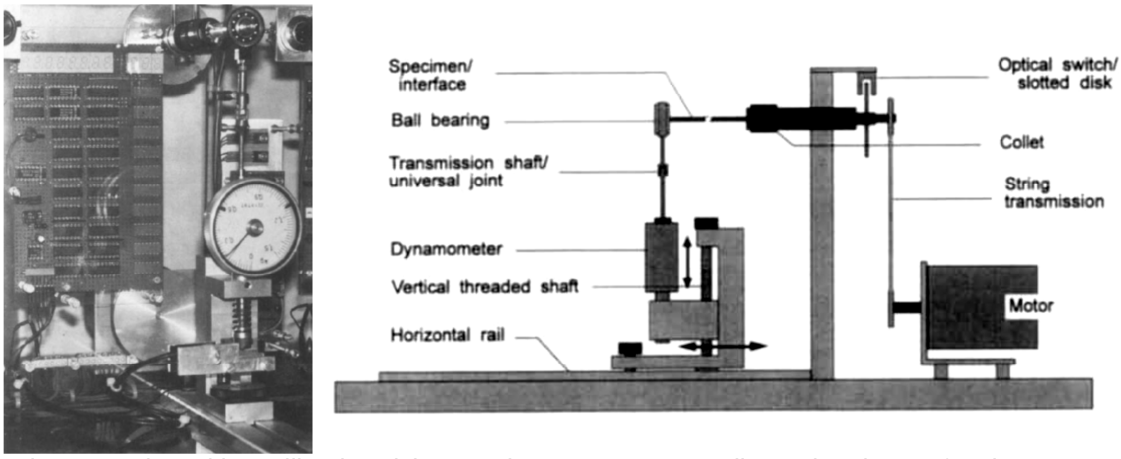


Figura 9: Dispositivo utilizado Wiskott et al. 1994 e esquema ilustrativo de seu funcionamento.

Basten et al. (1996) foram os primeiros a utilizar o teste de flexão rotativa na implantodontia, e estudaram a performance de dois sistemas de implantes: *CeraOne*® e *EsthetiCone*®. No sistema *CeraOne*®, a prótese era fixada diretamente sobre o implante através de um parafuso de ouro com aplicação de 32 N.cm de torque. Já no outro sistema, o intermediário *EsthetiCone*® era fixado com um parafuso de ouro com 20 N.cm de torque, e a prótese era retida sobre ele com um parafuso de titânio e torque de 10 N.cm. Os implantes de hexágono externo foram incluídos com resina epóxi PL-2 em um cilindro de bronze. Nesta pesquisa, os autores buscavam verificar a importância de utilizar o torque recomendado pelo fabricante, e para isto utilizaram 3 tipos de torque: recomendado, recomendado -20% e recomendado +20%. Ambos os componentes foram encerados e fundidos para adaptação ao rolamento, seguidos de cimentação com fosfato de zinco para fixação (Figura 10). O dispositivo utilizado é o mesmo de Llobell et al. (1992) e Buston et al. (1993), porém desta vez com a intenção de mimetizar a inclinação das cúpides, o posicionamento do espécime foi realizado a 30°. A frequência utilizada foi de 16Hz e aplicação de um stress de 70N. Como resultado, no sistema *CeraOne*®, 10 implantes fraturaram entre 15000 e 676000 ciclos, os parafusos de ouro entre 169000 até 1492000 na região abaixo da cabeça, e um *CeraOne*® fraturou aos 271000 ciclos. No sistema com *EsthetiCone*®, não ocorreram fraturas nos implantes e nem nos parafusos de ouro, apenas nos parafusos de titânio do intermediário com número máximo de ciclos de 96000. Não houve diferenças estatisticamente significativas entre os três tipos de torques para os dois sistemas. Os dados gerados pelo teste de fadiga rotacional permitiram estabelecer onde a fratura é mais provável de ocorrer in vivo.

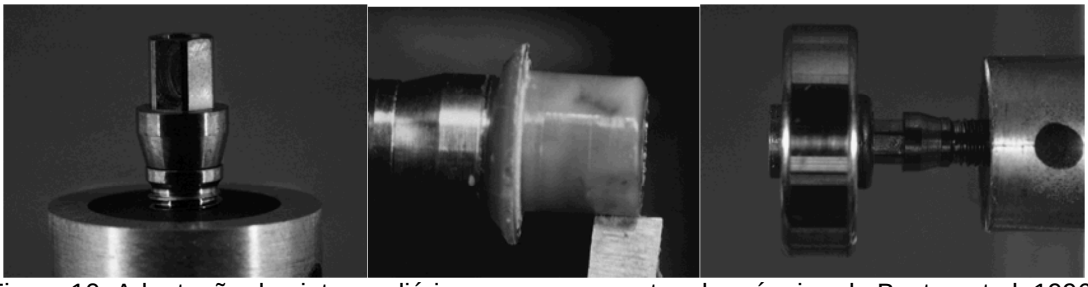


Figura 10: Adaptação dos intermediários aos componentes da máquina de Basten et al.,1996. Implante incluido no cilindro de bronze, enceramento do corpo de prova e união ao rolamento.

Em 1996, Wiskott et al., utilizaram o seu dispositivo de flexão rotacional para avaliar o ângulo total de convergência dos preparos dentários e a cimentação com diferentes cimentos. Apesar dos princípios do teste serem os mesmos, os pesquisadores modificaram o aparelho anterior, com remoção do dinamômetro e passaram a utilizar barras de peso para exercer o stress (Figura 11).

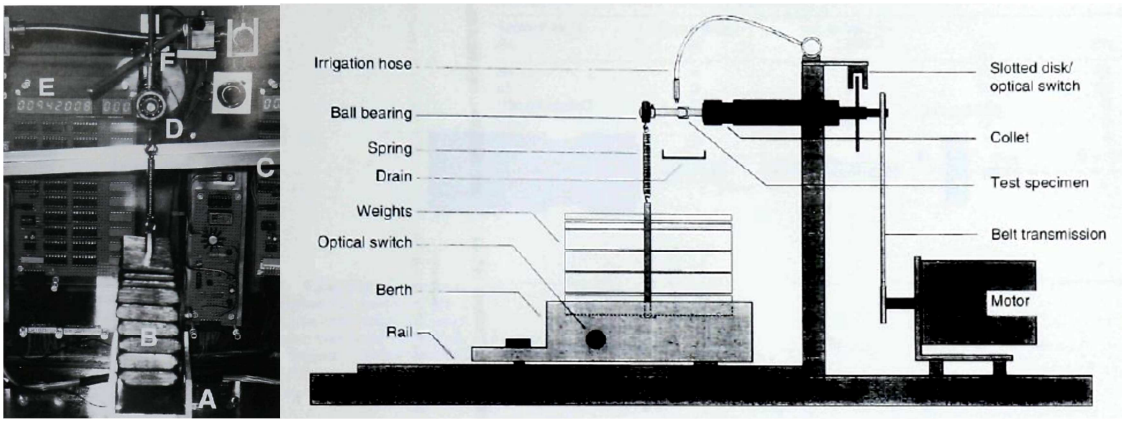


Figura 11: Foto do dispositivo de flexão rotacional de Wiskott et al 1996, note a troca do dinamômetro pelo uso de barras de peso. Representação Esquemática Ilustrativa com as modificações.

Como Wiskott et al. (1996) também buscavam estabelecer o stress ideal para cada grupo, utilizaram um stress inicial de 20N, e a cada teste ampliavam 2N se não houvessem falhas, caso contrário reduziam 2N. Este procedimento é denominado *"Staircase Analysis",* e define o nível de força em que 50% dos exemplares sobrevivem a 10^6 ciclos e 50% falham (Figura 12). Ao fim houve variações no stress de 9,07 a 43,9N para cada grupo.

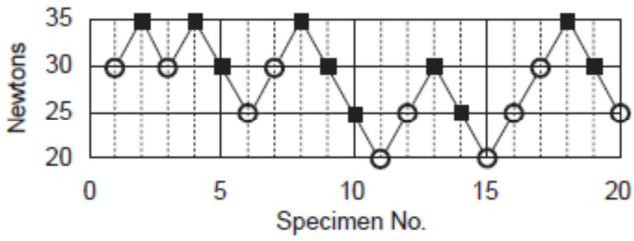


Figura 12: Exemplo de *Staircase Analysis* realizada por Wiskott et al (1996). Quando o corpo-de-prova é representado por esfera obteve sucesso, caso contrário era representado por quadrado.

Neste dipositivo de Wiskott et al. (1996) foi adicionado também um gotejador de água na mesma filosofia de Llobell et al. (1992). O novo motor desta pesquisa permitia ser configurado a 16,67 Hz e o limite máximo de 10^6 ciclos foi estabelecido (18horas). Os autores justificaram o aumento da frequência em decorrência do tempo que haviam gastado por corpo de prova quando utilizaram 1Hz, mas advertem que o padrão de falhas podem ser diferentes. O dispositivo conseguiu demonstrar a diferença de comportamento entre os cimentos utilizados e os ângulos dos preparos, bem como o comportamento a forças laterais.

Utilizando o mesmo dispositivo de Llobell et al. (1992), Butson et al. (1993) e Basten et al. (1996), Lee et al. (1997) estudaram soldas a laser (Figura 13). A carga aplicada ao centro do rolamento associada ao braço de alavanca gerava um stress na solda de 241,4 MPa. A frequência utilizada foi de 30 Hz. O teste permitiu descrever a localização das falhas, e caracterizar o comportamento desta solda na aplicação de fadiga. Neste aparelho também foi realizado a pesquisa de Press et al. (2001) com adesividade na superfície de pinos cerâmicos, utilizando a mesma metodologia, com stress de 241,1 MPa a uma frequência de 30 Hz. Os autores inferem que os resultados são compatíveis com o teste desenvolvido pela máquina de flexão rotativa.

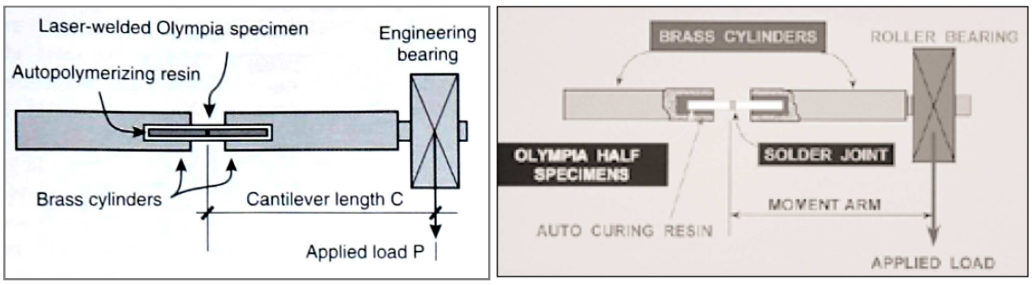


Figura 13: Aplicação do dispositivo de flexão rotacional em soldas a laser (Lee et al., 1997) a esquerda e na adesividade de pinos ceramicos a direita (Press et al., 2001)

O ensaio de flexão rotativa aplicado em implantes e componentes foi mais uma vez realizado em 2002 por Khraisat et al. Este estudo foi desenvolvido para avaliar o modo de falhas de dois sistemas de implantes para coroas unitárias: Brånemark® (conexão de hexágono externo) e ITI® (conexão cônica interna). Sete implantes de 10mm de cada grupo foram incluídos em resina acrílica com as distâncias especificadas na figura 14. Para o grupo com hexágono externo, foi utilizado um parafuso de ouro com torque de 32 N.cm para fixar o CeraOne®. Já o grupo de cone interno, o próprio intermediário foi fixado com 35 N.cm. Os análogos da prótese foram encerados, fundidos com liga áurea tipo IV, torneados, polidos e cimentados com fosfato de zinco sobre os intermediários.

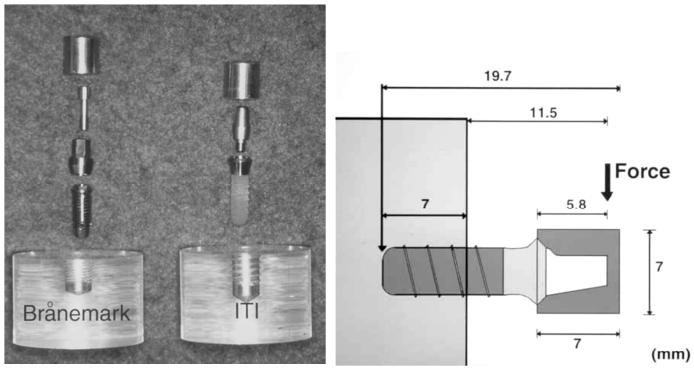


Figura 14: Foto e Ilustração esquemática do corpo de prova utilizado por Khraisat et al 2002.

Com exceção de Basten et al. (1996) e deste estudo de Khraisat et al. 2002 que angularam o motor do dispositivo em 30º, todos os estudos anteriores utilizaram a aplicação do stress perpendicular ao solo (90°). O dispositivo de Khraisat et al. aplicava um stress de 200N, e devido a inclinação gerava uma resultante de 100N. Como o espécime recebia a força com braço de alavanca de 11,5 mm gerava um momento de força de 1150 Nmm. A máquina também contava com sensores de desligamento permitindo a contabilização do número de ciclos até a falha. A frequência utilizada era de 1,25 Hz, e para simular 6 anos em função foi estabelecido um numero máximo de 1,8 $x10^6$ ciclos. Os autores observaram que o grupo de hexágono externo falhou entre os $1,18x10^6$ e 1,73 $x10^6$ ciclos, e o grupo de cone interno não apresentou falhas.

A zona crítica nas amostras que falharam no estudo de Khraisat et al. (2002) foi a junção da parte sem rosca e a rosca do parafuso (Figura 15). Estas fraturas foram localizadas cerca de 3 mm a partir da face superior dos implantes

Brånemark®. Os autores relatam que as diferenças de diâmetro entre estas partes do parafuso causam concentração de tensão na junção, resultando na iniciação de trincas de fadiga, que se propagam até a completa fratura catastrófica. Já na conexão cônica, a fricção de travamento do pilar ao implante com um gap inferior a 10µm pode eliminar a vibração e micromovimentação do parafuso do pilar, o que impediu o intermediário de inclinar, protegendo desta forma o parafuso do stress excessivo.

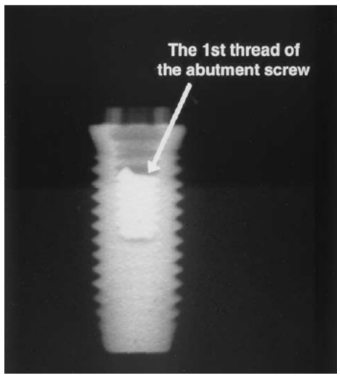


Figura 15: Local de fragilidade no parafuso de ouro do grupo de hexágono externo na pesquisa de Khraisat et al. 2002.

Em uma breve comparação aos resultados de Basten et al. (1996), Khraisat et al. (2002) verificaram que as diferenças nos resultados do grupo que utilizou o CeraOne® podem estar associados a diversos fatores da diferente metodologia, mesmo utilizando o mesmo teste de flexão rotativa, a saber: braço de alavanca, stress aplicado, pontos de suporte diferentes e material de inclusão do implante. Sugerem ainda, que estudos sobre a cimentação nos dois sistemas podiam ser realizados, uma vez que não houveram falhas neste aspecto em nenhum grupo.

Wiskott et al. (2004) avaliaram a resistência de cinco tipos de componente protéticos em implantes de conexão cônica interna (ITI®-Straumann) em teste de flexão rotacional (Figura 16). Da mesma forma que o seu estudo de 1996, os autores realizaram uma "*Staircase analysys*". Os estudos anteriores mostraram que os implantes não deveriam ser fixados diretamente no mandril. Sob essas condições, o pescoço dos implantes quebrou devido a concentração de tensões na interface implante-mandril. Como solução, os implantes foram por uma bainha de acetato de 1 mm. Os espécimes foram girados a 16,7 Hz e um máximo de 10^6. Este estudo

demonstrou a resistência superior dos componentes parafusados em relação aos cimentados. Os componentes cerâmicos resistiram quase tão bem ao teste quanto os de metal.

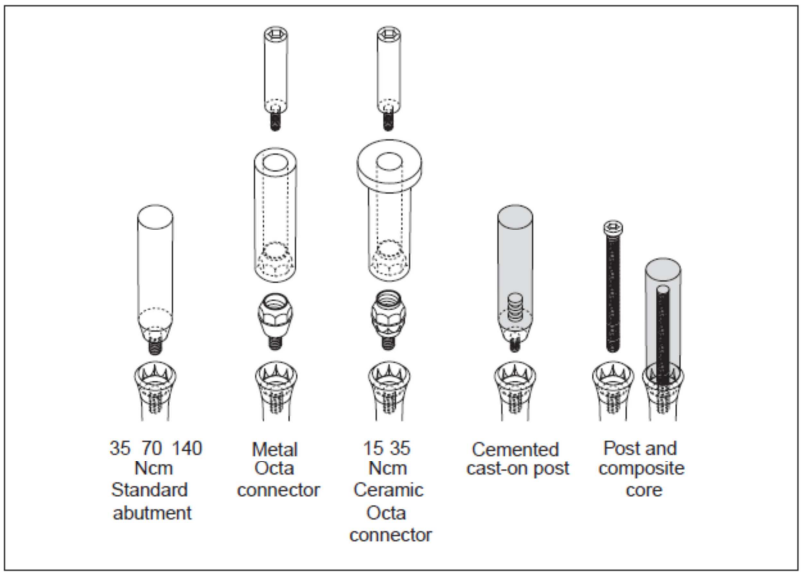


Figura 16: Corpos de prova utilizados no estudo de Wiskott et al. 2004

Avaliando o desempenho de sistemas de implantes para coroas unitárias sob flexão rotacional, Queck et al. (2006) utilizaram o intermediário *CeraOne*® (Nobel Biocare) em implantes de mesmo comprimento mas com três tamanhos de plataformas diferentes (larga, regular e estreita). Para todos os grupos, os componentes protéticos foram fixados com 3 tipos de torque: recomendado, recomendado +20% e recomendado -20%. Os implantes foram incluídos com resina epóxi PL-2 em um suporte de bronze, e este conjunto era preso a um mandril de 3 pinças (Figura 17). O motor era angulado a 45º e girava a uma frequência de 14 Hz com limite máximo de $5x10^6$ ciclos. O stress aplicado era de 21N, que devido a um braço de alavanca de 2,37cm produzia um momento de força de 35N no corpo de prova. Os autores concluem que não houve diferença quanto ao torque aplicado. Sugerem que o parafuso do intermediário não é a única parte propensa a falhas, e assim os implantes estariam sujeitos a fraturas, uma vez que o implante de menor diâmetro (3.3) ofereceu uma menor resistência à fadiga rotacional quando comparado aos tamanhos maiores (3.75 e 5.0).

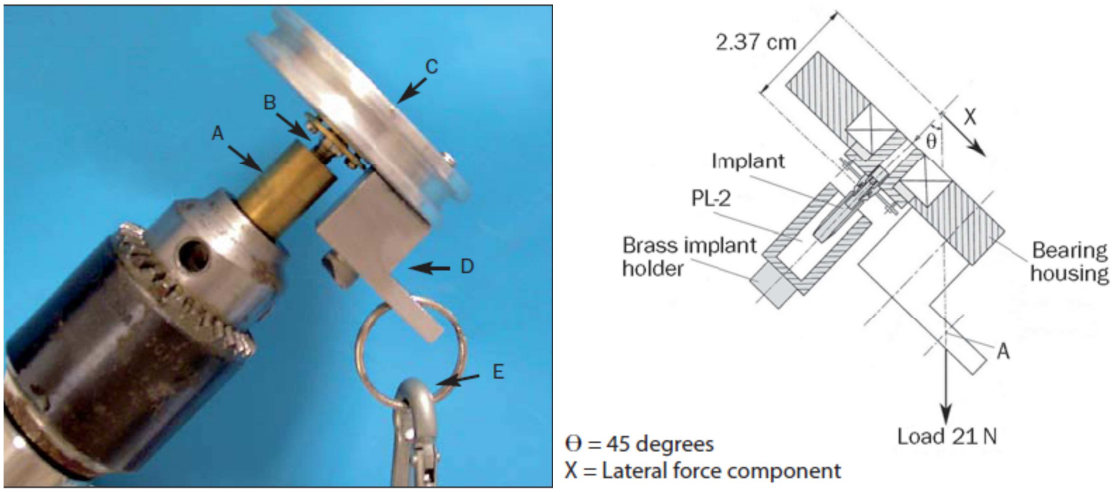


Figura 17: Foto lateral do dispositivo de Queck et al (2006) e representação esquemática do funcionamento.

Para avaliar a resistência de cinco configurações do sistema de implante *do Replace Select® (Easy abutment®, Easy abutment® sem antirotational, Multi-unit®, Esthetic Alumina® e Esthetic Zirconia®)* e comparar com os valores da *Straumamm®* (WISKOTT et al., 2004). Wiskott et al. (2007) realizaram novamente uma "*Staircase analysys"* com flexão rotacional. Os corpos de prova (Figura 18) foram montados conforme a figura 19 e a máquina de testes foi configurada com os mesmos parâmetros do estudo anterior.

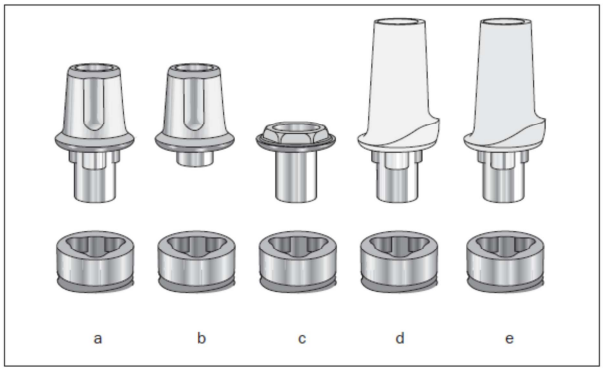


Figura 18: Representação esquemática das configurações testadas do sistema de implantes do Replace Select (Wiskott et al, 2007)

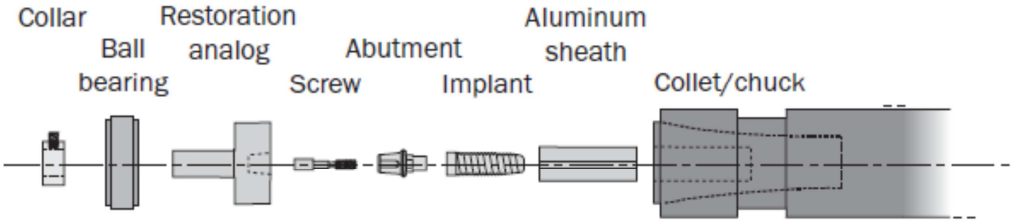


Figura 19: Representação esquemática de montagem do teste com flexão rotativa Wiskott et al.(2007)

Wiskott et al. (2007) concluíram que a resistência dos intermediários cerâmicos e do MultiUnit® foram aproximadamente 20% menor que a dos *Easy Abutments®.* O mecanismo antirotational não modificou a resistência mecânica. A Resistência do *Easy abutment®* foi aproximadamente 20% maior do que os intermediários do seu equivalente no sistema da *Straumann®.*

Em 2008, Queck et al., testou a influência do torque em quatro tipos de implantes *(Brånemark-CeraOne®; 3i Osseotite-STA abutment®; Replace Select-Easy abutment®; e Lifecore Stage-1-COC®).* Os autores utilizaram o mesmo dispositivo de 2005 e mantiveram as mesmas configurações do teste. Foram utilizados cinco conjuntos de implante e intermediário para cada torque, resultando em 15 amostras para cada tipo de implante. Para todos os grupos não houveram diferença no torque aplicado e na resistência a fadiga, exceto no grupo do sistema 3i com torque +20% e -20% do recomendado. Dos 15 espécimes no sistema Brånemark, um parafuso do intermediário e dois implantes fraturaram; nas amostras do 3i, 5 parafusos e 4 implantes fraturaram; no sistema do Replace apenas 1 implante fraturou; e no sistema *Lifecore Stage-1* foram 5 parafusos que fraturaram. Os autores concluíram que o desempenho do conjunto implante-intermediário nos testes de flexão rotacional é dependente do *design,* o qual pode modificar a localização das falhas. Além disso, se a interface implante-intermediário se mantiver estável durante o teste, o ponto mais fraco passa a ser a parte mais frágil do implante (Figura 20).

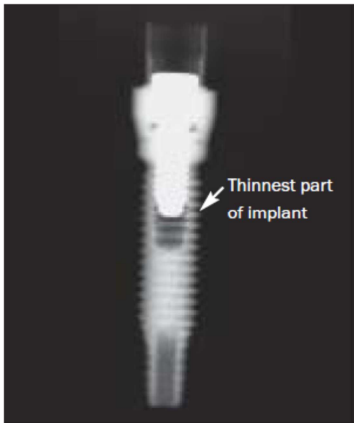


Figura 20: Radiografia periapical de um sistema de implante 3i demostrando região de fragilidade no implante (QUECK et al., 2008).

Uma avaliação da resistência a fadiga de intermediários cerâmicos foi realizada por Nguyen et al., (2009). Os autores fizeram uso do dispositivo utilizado nos estudos de Queck et al., e mantiveram as mesmas configurações, com exceção

de uma frequência de 10 Hz. 29 das 50 combinações de implante-intermediário apresentaram falhas em pelo menos um componente, dentre elas foram 18 fraturas em intermediários, 7 fraturas em implantes, e 16 fraturas de parafusos protéticos. Em testes de fadiga rotacional, os autores concluíram que intermediários de zircônia são dependentes do diâmetro, e o modo de falha varia de acordo com as características do seu *design.*

Recentemente, Ferreira (2010), desenvolveu em Bauru (SP-Brasil) um dispositivo de flexão rotacional, baseado nos princípios das máquinas de testes aqui descritos, porém visando um dispositivo capaz de executar inúmeras combinações de ensaios de fadiga rotacional, mantendo uma pequena dimensão e custos de confecção reduzidos (Figura 21).

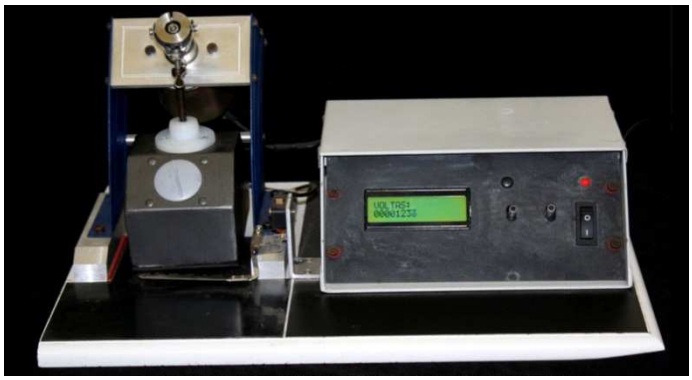


Figura 21: Vista frontal do dispositivo de flexão rotativa desenvolvido por Ferreira (2010).

O dispositivo de Ferreira (2010) apresenta um motor que permite uma regulagem da frequência utilizada, podendo atingir uma rotação máxima de 133 Hz. Este motor é fixado a 45º em relação ao solo e conta com um mandril em aço com uma perfuração de diâmetro exato ao receptáculo do corpo de prova e um parafuso lateral para fixação deste receptáculo no seu interior (Figura 22). Para realizar o *stress,* é necessário conectar o corpo de prova a um rolamento, e este ao seu suporte, que fará a conexão com a carga. O bloco de carga é personalizável, apresentando um compartimento para a colocação de pesos de chumbo. O espécime testado ao falhar, derruba esta carga sobre um interruptor que corta a energia do motor. Para a realização da contagem de ciclos, este dispositivo faz uso de um sensor de efeito Hall, que marca os ciclos através da variação dos campos eletromagnéticos. Este sensor então emite o numero de ciclos em um *display* de LCD com oito dígitos.

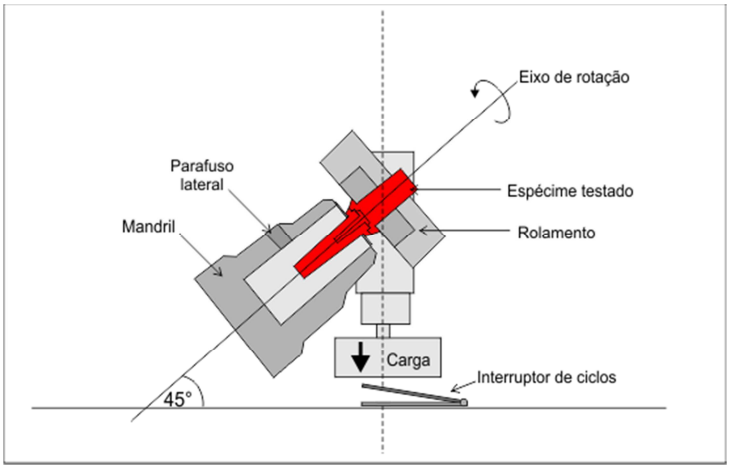


Figura 22: Esquema ilustrativo do funcionamento do dispositivo de Ferreira (2010).

Seetoh et al., (2011) utilizou o dispositivo de flexão rotacional de Queck et al., (2006) para investigar o desempenho de três sistemas de implantes com conexão cônica *(Ankylos-AK, PrimaConnex-PC e Straumann-ST)* e intermediários de titânio (Ti) e zircônia (Zr) (seis grupos com cinco amostras cada).A carga aplicada foi de 21 N a um ângulo de 45°, produzindo assim um momento de flexão de 35 N.cm a uma frequência de 10 Hz, sendo que o limite superior de ciclos foi estabelecido em $5x10^6$. Apenas os grupos STZR e AKTi tiveram amostras sobreviventes, os demais grupos apresentaram falha de pelo menos um dos componentes, seja o parafuso do pilar, o pilar, e/ou o pescoço do implante. O grupo STZr, que não apresentou falhas em quatro amostras e apenas uma falha logo abaixo da cabeça do parafuso do pilar, e o grupo AKTi no qual uma amostra foi preservada sem fratura. Houve diferenças significativas entre os sistemas. Não houve diferença entre os sistemas para os pilares de Ti, e o grupo de ST foi significativamente diferente do dos grupos de AK e PC para os pilares de Zr. O desempenho de pilares cônicos Zr parece ser altamente dependente do sistema. Muitas das fraturas em ambos os grupos de Ti e Zr pilares ocorreram dentro do implante, e autor afirma que a recuperação para uso destes implantes representa um desafio clínico significativo.

Pesquisadores brasileiros (RIBEIRO et al.) utilizaram em 2011 o dispositivo de flexão rotacional de Wiskott et al. (2004), e tinham como objetivo comparar 3 interfaces de implante-pilar (hexágono externo, hexágono interno e cone interno) quanto à resistência à fadiga do parafuso protético, avaliar o modo de falha e comparar o resultados deste estudo com os dados obtidos em estudos anteriores

sobre a Nobel Biocare e Straumann. Trinta implantes (4x13) de cada tipo de interface foram conectados aos pilares Micro-unit (Conexão Sistemas de Prótese, SP, Brasil) e depois ao análogo da prótese (Figura 23). O torque recomendado pelo fabricante foi de 20 N.cm para o parafuso do pilar e 20N.cm para o parafuso protético. No entanto, os autores relataram que usando este torque ambos os parafusos se afrouxavam durante o curso do experimento, e optou-se, então, por um torque de 30 N.cm para o parafuso do pilar e um torque de 25 N.cm para o parafuso protético para induzir a fratura do parafuso e não o seu afrouxamento. As três interfaces foram avaliadas com relação a resistência à fadiga em 10^6 ciclos em uma freqüência de 16,7Hz, o procedimento experimental e análise dos dados foram previamente explicadas (Wiskott et al., 2004), sendo a utilizada a técnica "*staircase analysis*". As amostras que falharam foram examinadas no microscópio eletrônico de varredura.

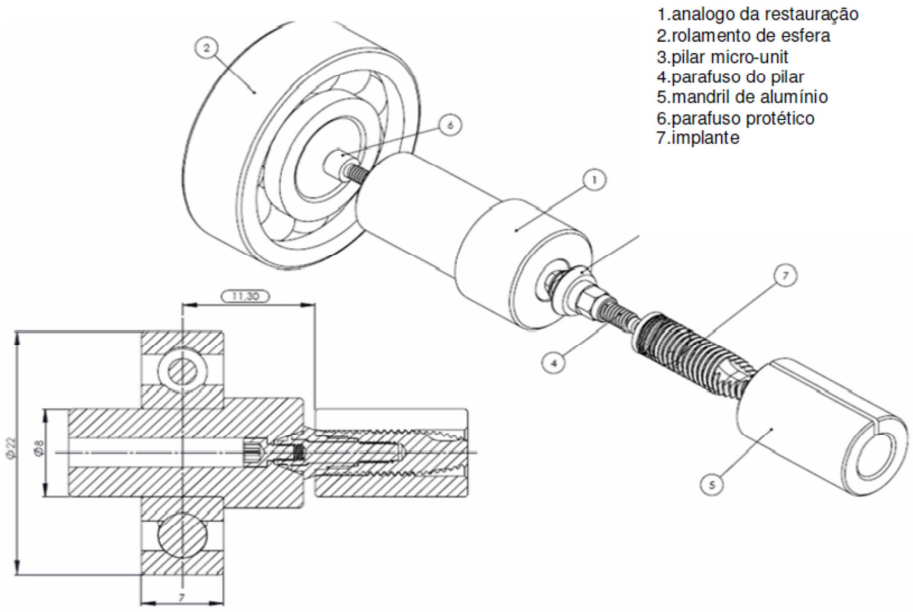


Figura 23: Representação esquemática de montagem do teste com flexão rotativa Ribeiro et al.(2011)

Como conclusão, os autores sugeriram que apesar de conexões internas apresentam um design mais favorável, este estudo não apresentou nenhuma vantagem em termos de resistência. Justificam ainda que conexões internas requerem tolerância e usinagem precisas e a razão para estes resultados pode ser a ausência de precisão dos componentes que permitem a micromovimentacao na interface do conector. O conector de hexágono externo utilizado neste estudo proporcionou resultados semelhantes aos obtidos no estudo anterior com os

sistemas Nobel Biocare e Straumann, diferente das conexões internas (cônica e hexagonal interna) que apresentaram desempenho inferior.

Oliveira-Neto (2011) teve como objetivo avaliar o funcionamento do dispositivo de flexão rotacional desenvolvido por Ferreira (2010) e os seus efeitos em dois sistemas de implante de hexágono externo (Munhão Personalizável-Neodent e Pilar Cônico-Neodent). A amostra foi composta por 2 grupos: A-5 implantes com munhão; B- 5 implantes com Pilar Cônico. Os intermediários foram adaptados para o dispositivo e instalados com torque recomendado pelo fabricante. A carga cíclica de 30 N foi aplicada em ângulo de 45 º sobre o eixo longitudinal dos espécimes a uma frequência de 18Hz. O número de ciclos para falhar foi registrado e estabelecido um limite máximo de $5x10^6$. Após a ciclagem, o torque final foi mensurado eletronicamente e os componentes da interface implante-intermediário foram analisados através de um microscópio eletrônico de varredura (MEV). Na configuração escolhida para os testes, nenhuma das amostras sofreu falhas críticas (fratura ou soltura) durante $5x10^6$ ciclos. Os grupos apresentaram redução no torque de pelo menos 10 N.cm nos parafusos de fixação. As imagens do MEV demonstraram nível reduzido de deformação e desgastes das amostras. O autor sugeriu que provavelmente os efeitos esperados de fadiga não foram encontrados sobre os sistemas de implantes, e desta forma alguns dos componentes do dispositivo precisariam ser revistos para assegurar melhor fixação do implante, controle adequado de temperatura, estabelecimento da frequência e carga ideais, visando também possibilitar aumento do momento de força aplicado aos espécimes. Ademais, o dispositivo de Ferreira (2010) demonstrou ser um aparelho portátil, resistente e versátil, mas necessitava de adaptações para se tornar apto a realizar quaisquer ensaios de flexão rotativa.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Esta pesquisa teve como objetivo geral validar o funcionamento do dispositivo de flexão rotativa de Ferreira (2010) desenvolvendo um método prático e eficiente para a realização de pesquisas com implantes dentários.

Desta forma, os objetivos específicos foram:

a) Avaliar a resistência à fadiga e comparar a estabilidade da interface implante-intermediário protético quando utilizados o tipo UCLA e Pilar Cônico em implantes unitários do tipo hexágono externo e hexágono interno após ensaio de flexão rotacional.
b) Observar as amostras microscopicamente visando observar o comportamento das falhas
c) Analisar macroscopicamente o modo de falha dos componentes estudados.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Implantes e componentes testados

Para a realização deste estudo foram utilizados 44 corpos de prova, distribuídos em quatro grupos conforme tabela 1

Tabela 1. Implantes e componentes testados distribuídos por grupo

Grupo	Componentes testados	Código do Fabricante
A (n=9)	Implante Titamax Ti Hexágono Externo (ø 4.1) 3,75x11,0 mm	109.583
	Munhão personalizável (ø 4.1)	114.030
	Parafuso Sextavado Neotorque	116.180
B (n=9)	Implante Titamax Ti Hexágono Externo (ø 4.1) 3,75x11,0 mm	109.583
	Pilar Cônico SF (ø 4.1) (Altura 2mm)	115.193
	Cilindro em titânio do Pilar Cônico Anti-rotacional (ø 4.1)	118.107
	Parafuso Neotorque do Cilindro do Pilar Cônico	116.231
C (n=13)	Implantes Hexágono Interno (ø 4.3) 3,75x11 mm	109.464
	Munhão Universal	114.126
	Parafuso Neotorque	116.226
D (n=13)	Implantes Hexágono Interno (ø 4.3) 3,75x11 mm	109.464
	Pilar Cônico II Plus	115.185
	Cilindro em titânio do Pilar Cônico Anti-rotacional (4.1)	118.107
	Parafuso Neotorque do Cilindro do Pilar Cônico	116.231

Fabricante: Neodent - Implante Osteointegrável, Curitiba, Brasil.

Os sistemas de implantes apresentam características equivalentes (comprimento e diâmetro), e sua macrogeometria podem ser comparada através das fotografias da figura 24. A superfície dos implantes utilizados nesta pesquisa apresenta o mesmo tratamento (Neoporos, Neodent, Brasil), com jateamento de partículas abrasivas (óxidos) de granulometria controlada, seguida de uniformização pela técnica de subtração ácida (SLA).

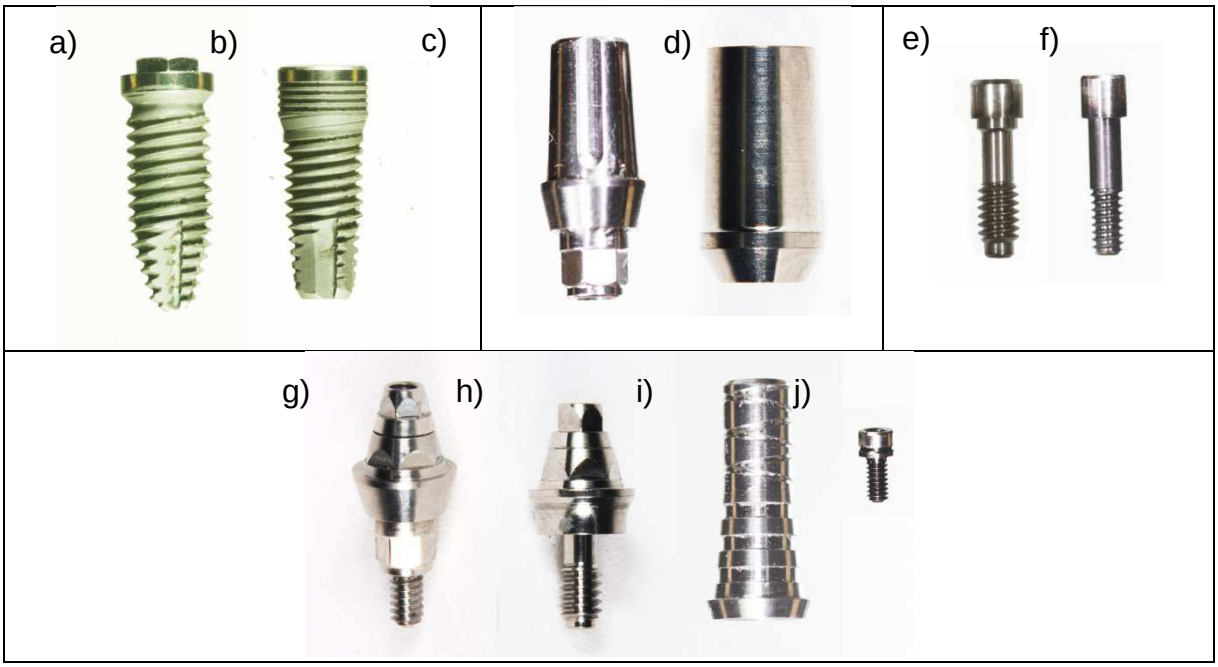


Figura 24: Macrogeometria dos componentes a) Implante Hex. Externo (HE) b) Implante Hex. Interno (HI) c) Munhão personalizável HI d) Munhão personalizável HE e) Parafuso do Munhão personalizável HE f) Parafuso do Munhão personalizável HI g) Pilar Cônico HI h) Pilar Cônico HE i) Cilindro em titânio do Pilar Cônico j) Parafuso do cilindro. Fabricante: Neodent - Implante Osteointegrável, Curitiba, Brasil

A altura do hexágono externo da Neodent segue o padrão Brånemark com 0,7 mm, e com comprimento do hexágono de 2,7mm. Já o hexágono interno da Neodent apresenta comprimento de 2,5mm e profundidade de 2,6mm. O munhão personalizável segue os princípios do intermediário UCLA® (LEWIS et al., 1988), e o pilar cônico adota o modelo do EsthetiCone® (KASTENBAUM, 1992). A figura 25 demonstra esquematicamente a diferença entre a composição dos quatro grupos, na qual nos grupos A/C contamos apenas com um parafuso para reter a prótese e no B/D com dois parafusos.

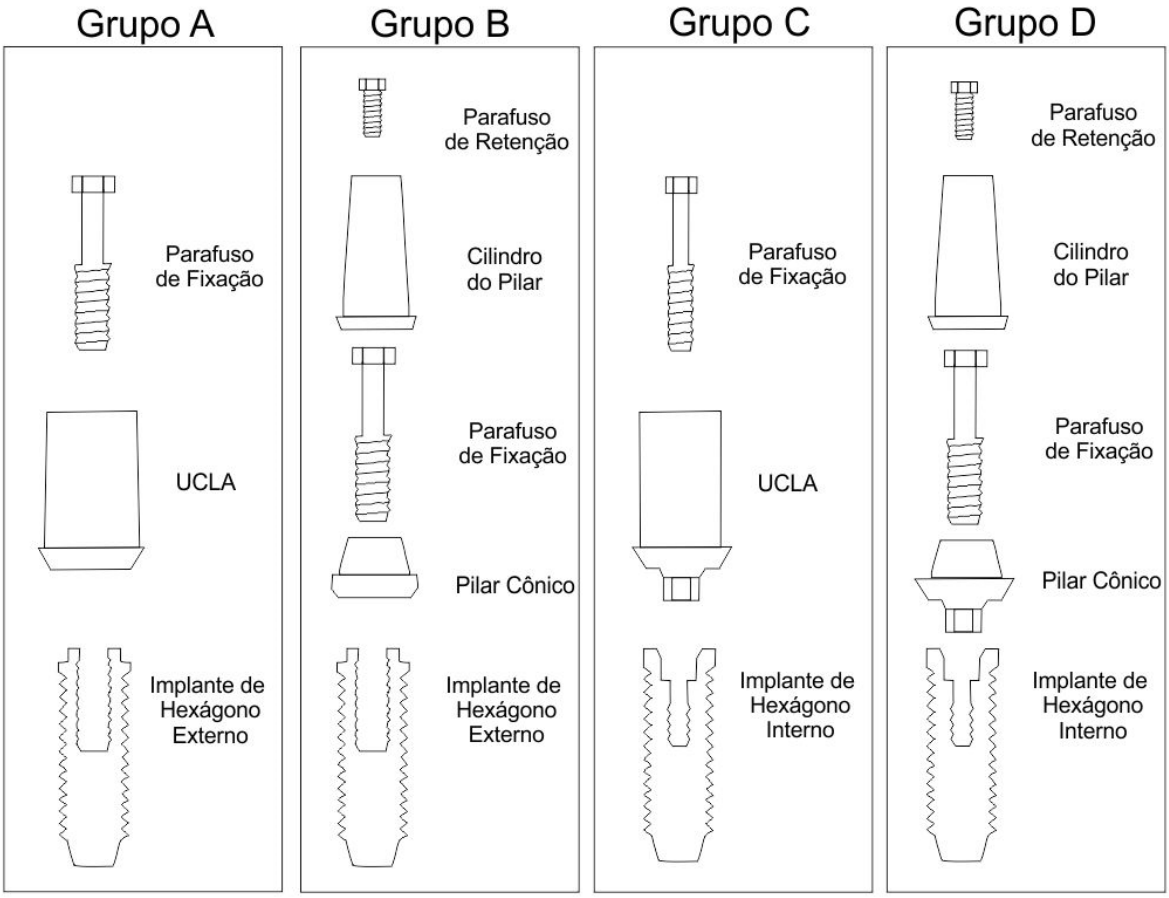


Figura 25: Esquema ilustrativo da montagem dos corpos de prova dos grupos A, B, C e D.

4.2 Confecção do corpo de prova e montagem para o ensaio

Visando a adaptação dos componentes protéticos no dispositivo, os dois modelos foram mensurados com auxílio de um paquímetro digital (Mitutoyo Digital, Cod, 500-143b) e elaborado um estudo das suas medidas (Figura 26).

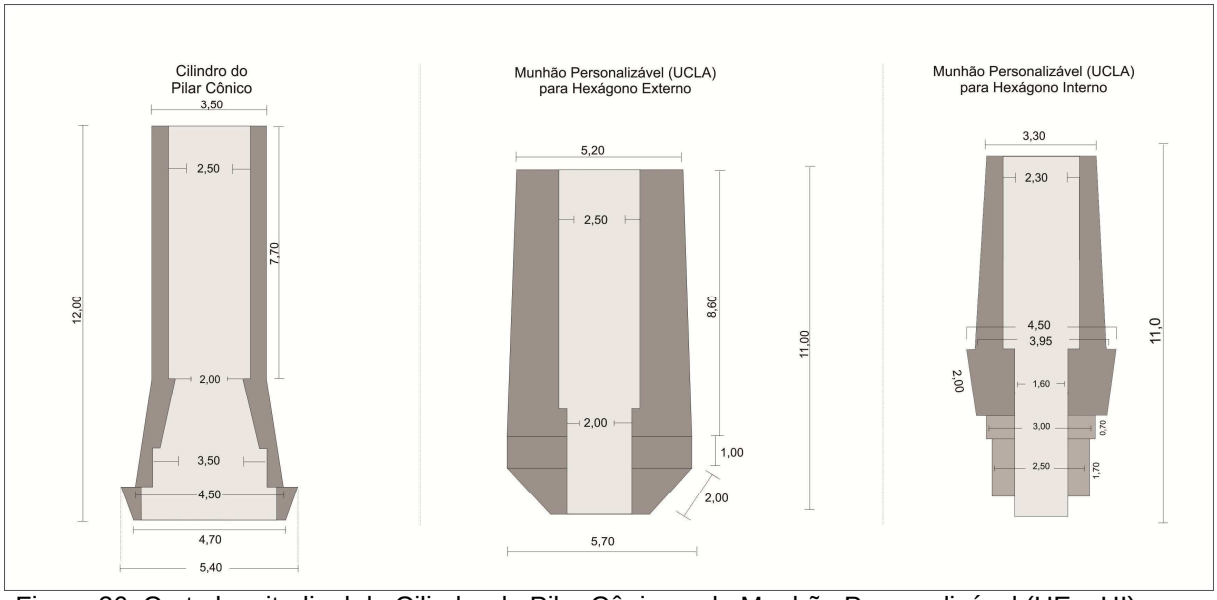


Figura 26: Corte longitudinal do Cilindro do Pilar Cônico e do Munhão Personalizável (HE e HI), com medidas expressas em milímetros.

Para o correto funcionamento do teste de flexão rotativa, os componentes protéticos necessitam de superfícies planas e paralelas, o que permitirá um alinhamento colinear com os demais integrantes do dispositivo. Além disso, o diâmetro desses componentes deve ser compatível com o rolamento utilizado HCH 695 2RS, com diâmetro interno de 5 mm (Figura 27)

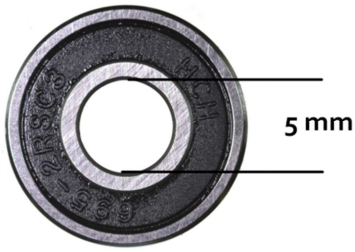


Figura 27: Rolamento HCH 695 2RS.

Todos os componentes precisaram de uma adequação para que pudessem ser acoplados ao rolamento. O munhão personalizável apresentava um diâmetro superior ao do rolamento, tanto na parte de maior diâmetro (5,7mm) como no menor (5,2 mmm) (Figura 28).

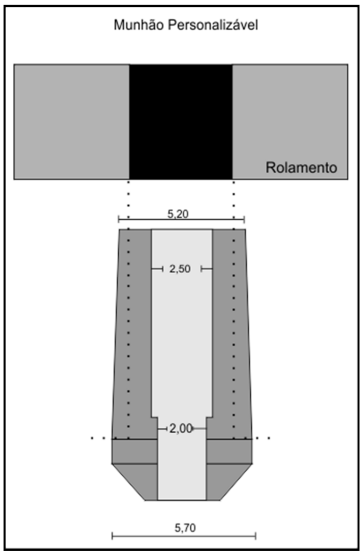


Figura 28: Munhão personalizado do hexágono externo necessitando redução do diametro, para se tornar compatível ao diametro interno do rolamento (5mm).

Desta forma esse componente foi usinado em um Torno Mecânico (Marca: Nardini, Modelo Mascote) sob comando de um profissional devidamente treinado (Figura 29).

Figura 29: Torno Mecânico (Marca: Nardini, Modelo Mascote)

Para manter a precisão da ponta de cortar, sem perder o eixo de alinhamento dos componentes usinados, se fez necessário a fixação do mesmo entre uma placa com 3 castanhas e uma contra ponta giratória (Figura 30).

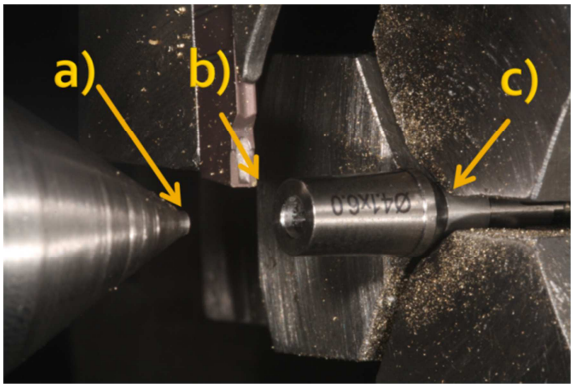


Figura 30: a) Contraponta giratória b) Ponta de corte c) Munhão personalizável sobre análogo do implante de hexágono externo devidamente fixado na placa do torno.

A ponta de corte promove o desgaste do titânio do munhão, reduzindo uniformemente toda a estrutura até atingir os 5 mm de diâmetro, com faces paralelas, e confeccionando-se um batente para o rolamento (Figura 31).

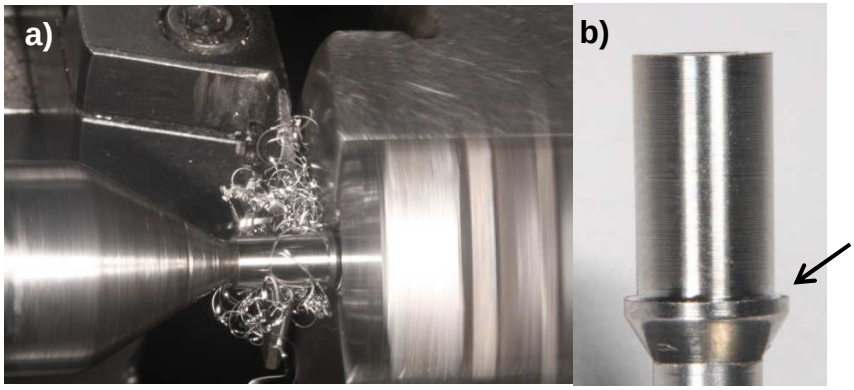


Figura 31: a) Processo de usinagem do munhão b) Munhão pronto para adaptação ao rolamento, detalhe do batente para o rolamento.

Diferentemente do munhão do hexágono externo, o cilindro do pilar cônico e munhão do hexágono interno apresentavam diâmetro menor do que o diâmetro interno do rolamento (Figura 32).

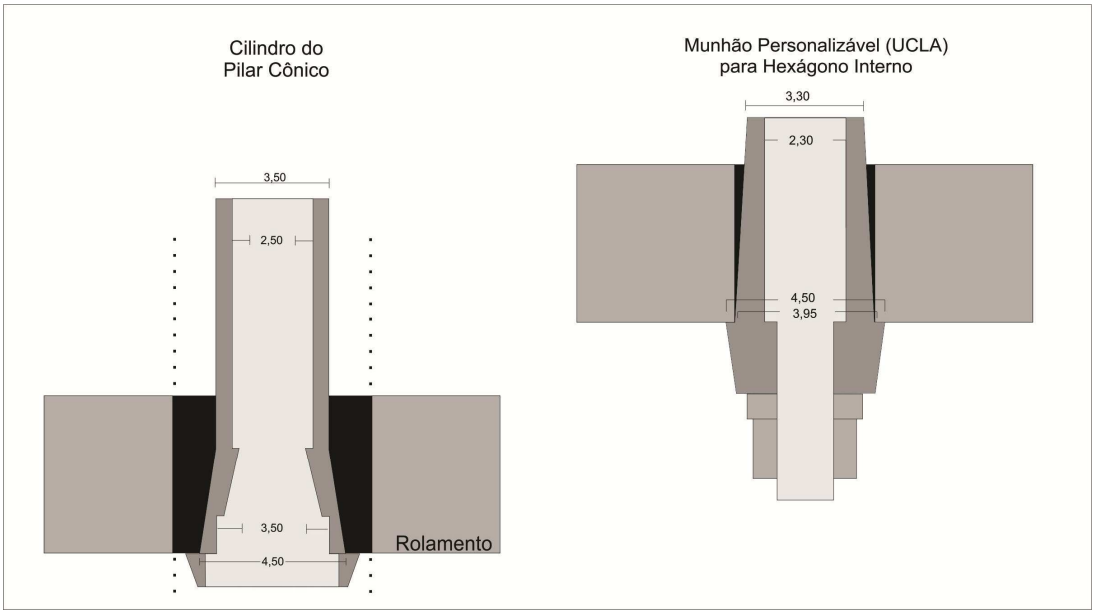


Figura 32: Cilindro do pilar cônico e munhão personalizável de hexágono interno apresentam diâmetro menor do que o rolamento.

Para contornar esta situação, optou-se pela sobrefundição de um análogo de prótese, confeccionado com liga Cobre-Alumínio (CuAl), planejada para apresentar um diâmetro uniforme de 6 mm, ao qual será posteriormente usinada com os cuidados já mencionados (Figura 33)

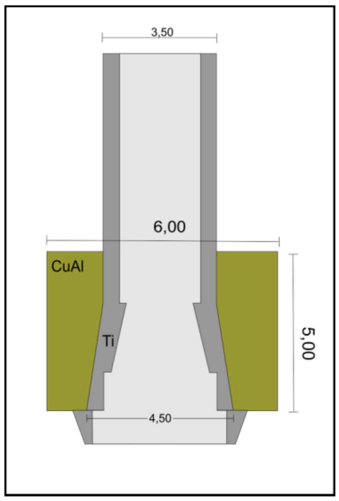


Figura 33: Planejamento da sobrefundição em Cobre-alumínio, exemplo utilizando o cilindro do pilar conico.

Previamente à fundição em CuAl foi confeccionado um padrão de cera com auxilio de um tubo metálico (Figura 34a). Para ilustrar toda a sequência foi empregado fotografias utilizando o cilindro do pilar cônico. Este mesmo procedimento foi realizado para o munhão de hexágono interno. O tubo servirá

apenas de modelo do padrão de cera, e foi adaptado sobre o cilindro do pilar cônico (Figura 34b e 34c).

Figura 34: a) tubo metálico com dimensões aproximadas do futuro padrão de cera b) análogo do pilar cônico conectado ao cilindro do pilar c) conjunto final pronto para duplicação em cera.

Em seguida o conjunto foi inserido dentro de um pote de acrílico, que serviu como moldeira (Figura 35a). Iniciou-se o processo de duplicação, colocando silicone laboratorial (Zetalabor®, Zhermark) dentro do pote de acrílico (Figura 35b), em seguida posicionou-se o conjunto a ser moldado (Figura 35c). Após o material tornar-se rígido, removeu-se o tubo metálico. A partir deste momento, o análogo ficou retido no interior do silicone (Figura 35d).

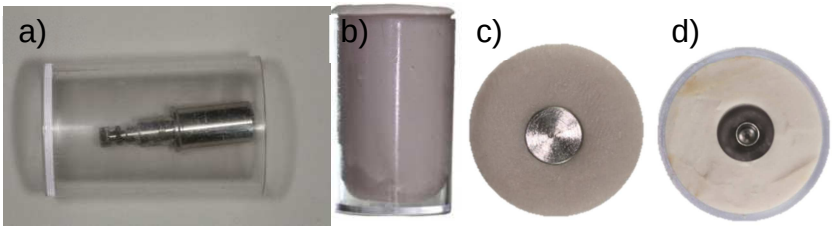


Figura 35: a) Teste do conjunto no pote de acrílico b) Pote de acrílico com silicone laboratorial c) colocação do conjunto a ser moldado d) Aspecto final com a remoção do tubo metálico. Note o análogo e o cilindro do pilar retido no interior do silicone.

Com molde pronto, partimos para a confecção do padrão em cera, colocando uma parte de cotonete para proteger o orifício do cilindro do pilar cônico (Figura 36a). A Cera Rosa 7 (Wilson) foi liquefeita, e despejada dentro do orifício do molde (Figura 36b). Em seguida removeu-se o canudo (Figura 36c), e já com o parafuso do cilindro solto, remove-se o padrão em cera no cilindro do pilar cônico pronto para fundição (Figura 36d)

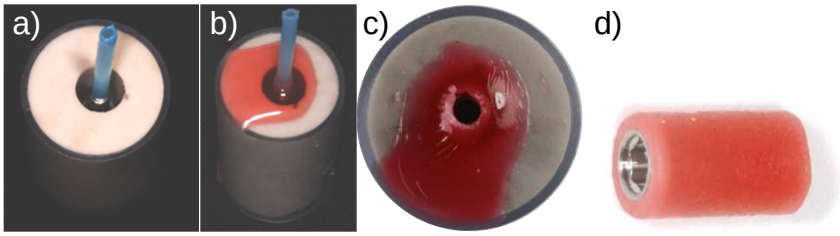


Figura 36: Demonstração do enceramento do corpo de prova. a) molde b) cera liquefeita dentro do molde c) cera endurecida d) corpo de prova encerado.

O padrão de cera é maior do que o diâmetro interno do rolamento para que após a fundição, exista material excedente para ser usinado (Figura 37).

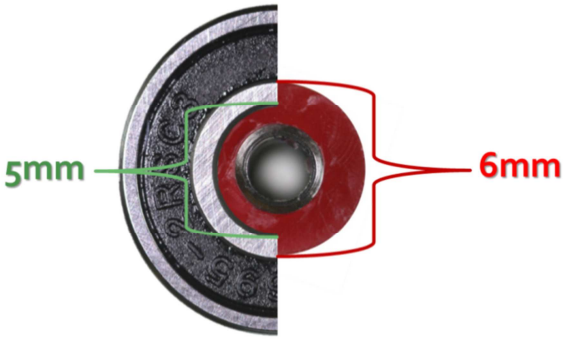


Figura 37: Diferença entre o padrão de cera e o diâmetro interno do rolamento.

O padrão em cera é fundido, note a qualidade rudimentar da superfície do cilindro após a fundição (Figura 38a), e a lisura e o paralelismo após a usinagem (Figura 38b).

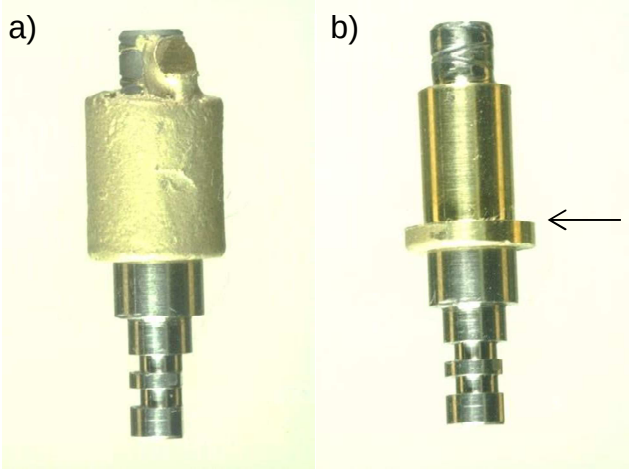


Figura 38: Cilindro do pilar cônico adaptado ao análogo: após a fundição (a) e após a usinagem (b). Observe a criação do batente (seta), superfícies lisas e paralelas.

Com os componentes protéticos usinados, iniciou-se a prensagem no rolamento através de uma prensa hidráulica (MacDental, 2Ton.F). Os componentes protéticos apresentam um batente, que neste momento evita que o rolamento ultrapasse-o (Figura 39).

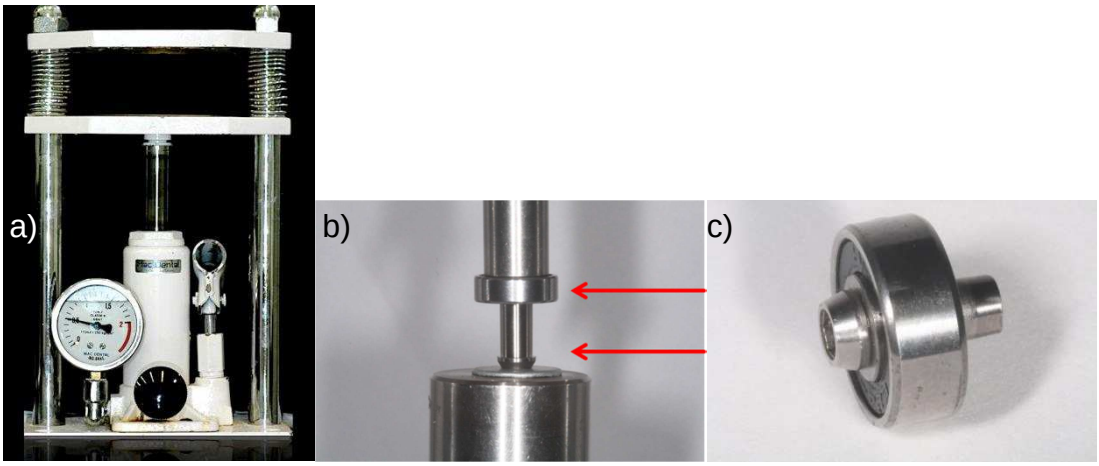


Figura 39: a) Prensa hidráulica b) rolamento posicionado sobre componente protético c) Rolamento acoplado ao munhão personalizável.

A sequência de montagem descrita a seguir foi a mesma utilizada nos dois trabalhos anteriores desta linha de pesquisa (FERREIRA, 2010; OLIVEIRA-NETO, 2011) e servirá apenas como fundamentação teórica para a compreensão sobre as necessidades do dispositivo e evolução deste trabalho.

Após a adequação dos corpos de prova, segue-se para a instalação do implante ao seu receptáculo (Figura 40), posicionando sobre uma perfuração de 3.75 milímetros com auxílio de um montador. Essa perfuração permite que cada implante seja adaptado até que as espiras estejam cobertas, o que corresponde ao nível de suporte ósseo. Este procedimento também assegura que todos os implantes sejam colocados concentricamente e com uma profundidade padronizada. Os implantes recebem um torque de 45 N.cm para assegurar sua fixação no receptáculo

Figura 40: Receptáculo do implante e instalação com montador.

O conjunto intermediário-rolamento era aparafusado sobre o implante (Figura 41). Todos os parafusos foram apertados com torque indicado pelo fabricante (Tabela 3) através de um dispositivo eletrônico de controle de torque (Nobel Biocar Torque Controller ™, Gotemburgo, Suécia). Após 10 minutos, outro torque foi aplicado com o mesmo valor.

Figura 41: Componente protético fixado sobre o receptáculo do implante.

Tabela 2. Torque Recomendado pelo Fabricante

Componente	Torque
Parafuso Sextavado Neotorque para Munhão personalizável (HE)	32 N.cm
Pilar Cônico SF (HE)	20 N.cm
Pilar Cônico II Plus (HI)	20N.cm
Parafuso Sextavado Neotorque para Munhão Universal Plus II (HI)	20N.cm
Parafuso Neotorque do Cilindro do Pilar Cônico (HE / HI)	10 N.cm

Fabricante: Neodent - Implante Osteointegrável, Curitiba, Brasil

Com o conjunto implante-intermediário-rolamento montado, adapta-se ao suporte do rolamento (Figura 42)

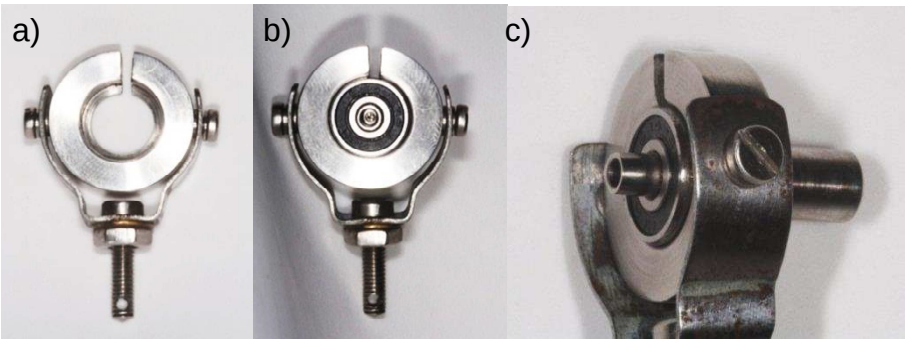


Figura 42: a) Porta rolamento vazio b) e c) com o especime acoplado

Finalmente o espécime estará apto a conectar-se no dispositivo de flexão rotacional, unindo o receptáculo do implante ao motor, e aprisionando o peso ao suporte do rolamento (Figura 43).

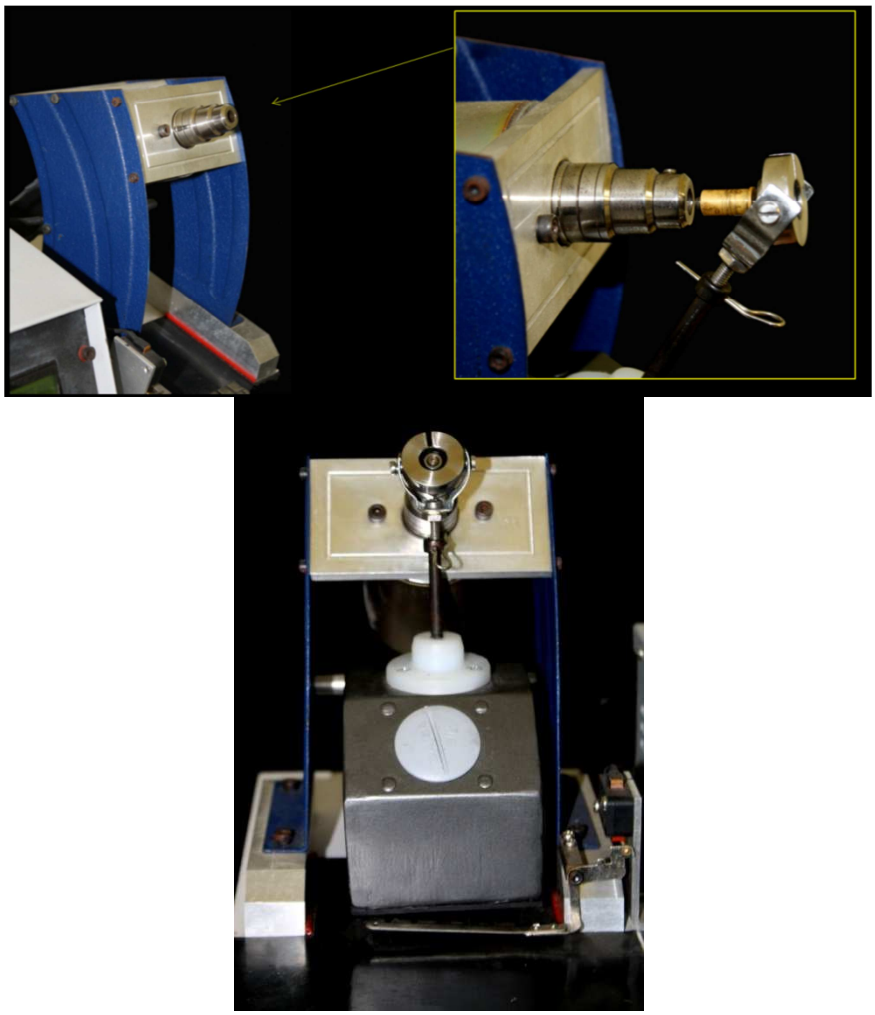


Figura 43: Montagem final do espécime no dispositivo de flexão rotativa de Ferreira (2010).

4.3 Validação do dispositivo de Flexão Rotativa

O dispositivo desenvolvido por Ferreira (2010) foi o utilizado para o teste de flexão rotativa deste trabalho. A configuração inicialmente utilizada consistia na aplicação de 29,42 N (3,0Kg) em uma angulação de 45° ao longo eixo de cada espécime (Figura 44). O dispositivo estava configurado em uma frequência de aproximadamente 18Hz.

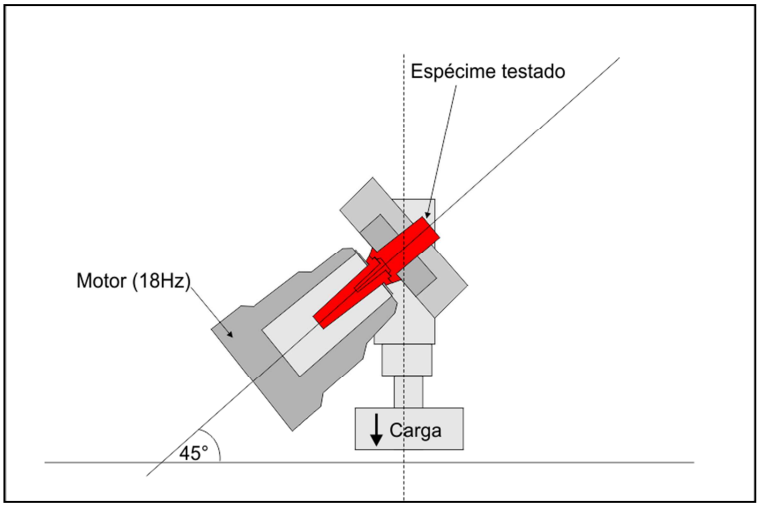


Figura 44: Representação esquemática do funcionamento do dispositivo.

Para ensaios deste tipo, se faz necessário padronizar também o comprimento do braço de alavanca existente entre o centro do suporte do rolamento e a plataforma do implante, sendo nesta pesquisa utilizada a distância de 0,65 cm (Figura 45) padronizada através da usinagem do batente.

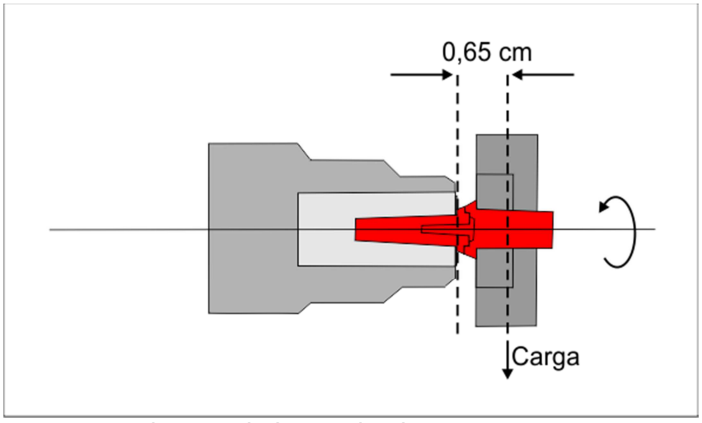


Figura 45: Comprimento do braço de alavanca constante em 0,65 cm

Um dos princípios do ensaio de flexão rotacional é a exigência de que os implantes, os componentes protéticos, e os acessórios do dispositivo sejam colineares, possibilitando assim uma rotação de todo o conjunto em um mesmo eixo longitudinal (Figura 46)

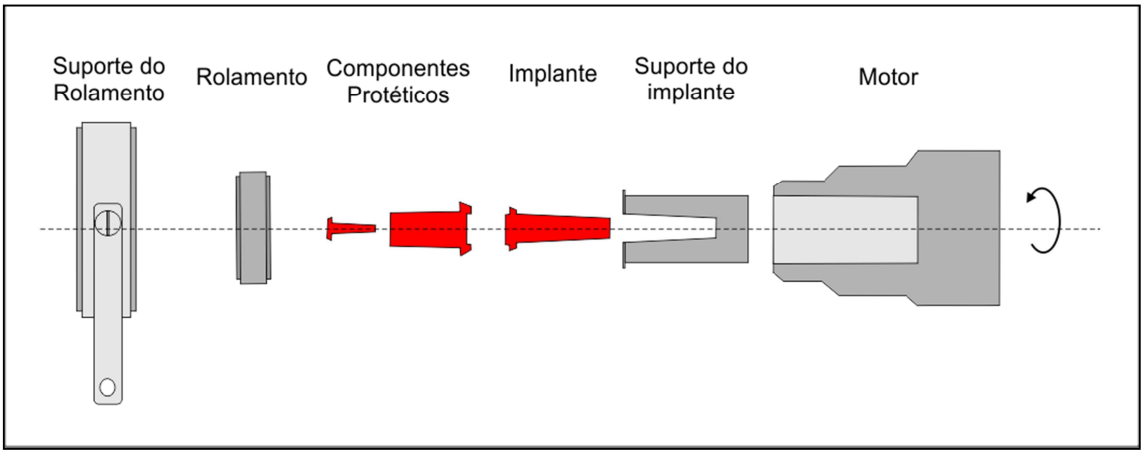


Figura 46: Todas as peças giravam em torno de um mesmo eixo longitudinal.

O sentido de rotação utilizado pelo motor é o mesmo do apertamento dos componentes protéticos e instalação do implante. A máquina tem um contador de ciclo automático e um interruptor de desligamento automático debaixo da cesta da carga do teste. Quando o espécime do teste falhar (fraturar ou soltar), a carga cai e pressiona o interruptor de desligamento. Assim, interrompe-se o funcionamento do motor e do seu contador de ciclos. (Figura 47).

Figura 47: Detalhamento do dispositivo de flexão rotativa.

É válido ressaltar a diferença entre os conceitos de Força e Momento de força. O primeiro é o fruto do produto entre uma massa (Kg) e uma aceleração (m/s^2), (F=m.a) sendo o produto graduado na unidade de Newtons (N). Define-se o momento de uma força (MF) em relação a um eixo de rotação, como o produto do módulo da força (F) pela distância (d) entre o seu ponto de aplicação e o eixo e pelo seno do ângulo (α) formado entre a direção da força e a distância referida, ou seja, MF= F.d.Senα. Para exemplificar este cálculo, utilizemos a montagem padrão do dispositivo de Ferreira (2010) com preenchimento do bloco de carga com 3 kg de chumbo, esta massa, considerando uma aceleração da gravidade de aproximadamente 9,80 m/s^2 para o município de Bauru (estado de São Paulo), desenvolve uma força Peso de 29,42 N e executa um momento de força de 13,39 N.cm como podemos visualizar na Figura 48.

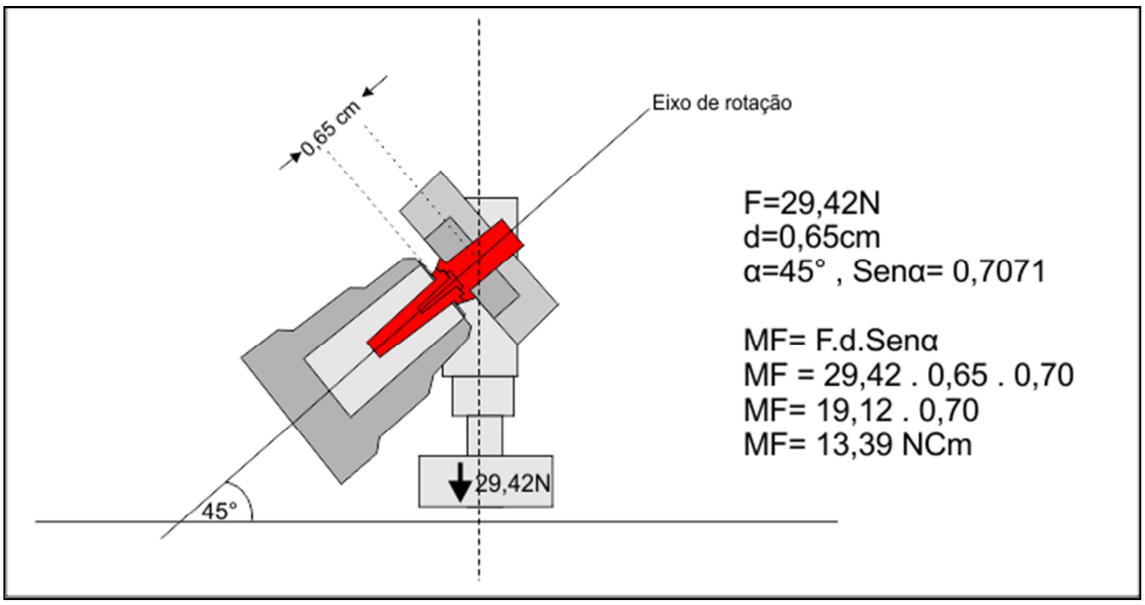


Figura 48: Exemplo de cálculo do momento de força do dispositivo de Ferreira (2010).

Os resultados encontrados por Oliveira-Neto (2011) impulsionaram o desenvolvimento de uma nova metodologia para montagem do ensaio, visando simplificar e tornar abrangente as opções de aplicação de carga.

4.3.1 Desenvolvimento de acessórios para o ensaio

a) Porta rolamento

Objetivando ampliar o momento de força aplicado aos sistemas de implantes testados, e tornar o teste de fadiga mais efetivo, o design do porta-rolamento precisava ser modificado, sendo proposto um mecanismo de seleção do braço de alavanca necessário. Nossa proposta inspirou-se no porta rolamento utilizado por Queck et al. (2006), fazendo uma projeção virtual do braço de alavanca (Figura 49). Desta forma, a carga aplicada ao dispositivo poderia ser selecionada e conforme a distancia do braço de alavanca utilizado poderia alterar o seu momento de força de 15 a 90 N.cm.

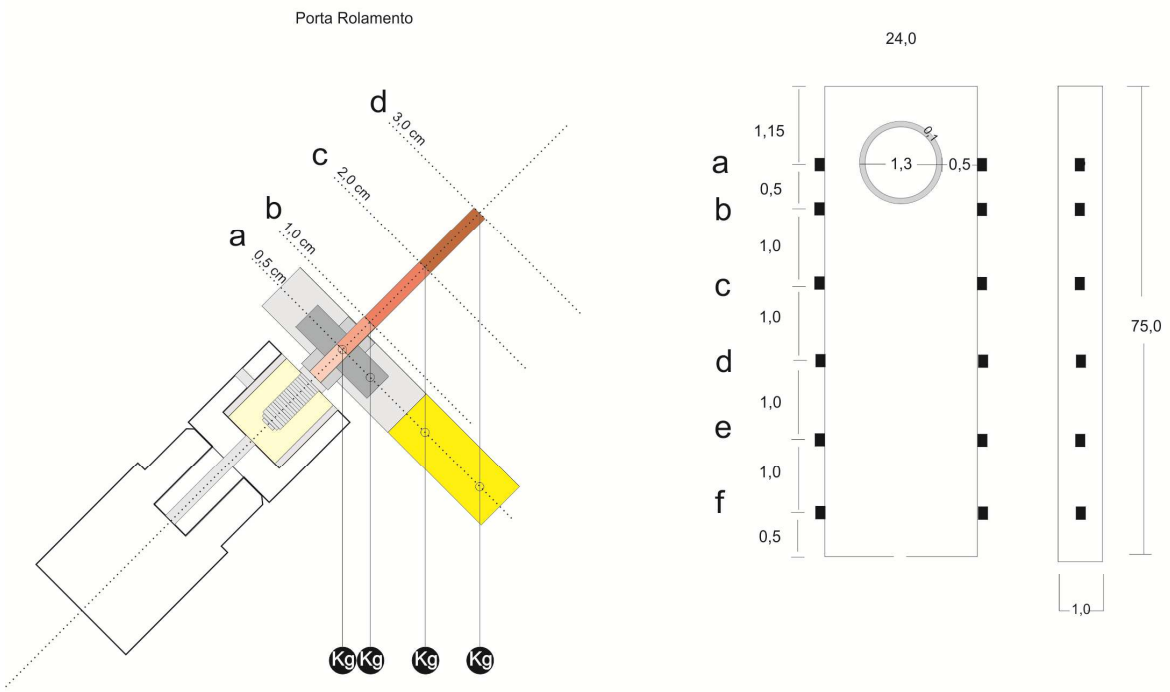


Figura 49: Design proposto para o novo porta-rolamento. O braço de alavanca poderia percorrer níveis (a – f) para ampliar ou reduzir o momento de força aplicado à amostra. Medidas em milimetros.

b) Porta Implante

Com o intuito de viabilizar uma melhor fixação do implante ao porta-implante, e também permitir a utilização de implantes de maior diâmetro, dois novos porta-implante foram planejados com dimensões maiores e rosca interna para fixação da resina (tubo 1 = 13x7mm e tubo 2 = 12,5x13mm). Vale ressaltar, a necessidade de o cilindro ser rosqueado internamente, o que tem como objetivo criar uma retenção mecânica da resina. A variação do tamanho entre M01 M02 visava a utilização de implantes de maior diâmetro e que possibilitasse também um volume de resina satisfatório ao seu redor. O porta implante deveria ser de baixo custo já que é necessário uma unidade por ensaio (Figura 50).

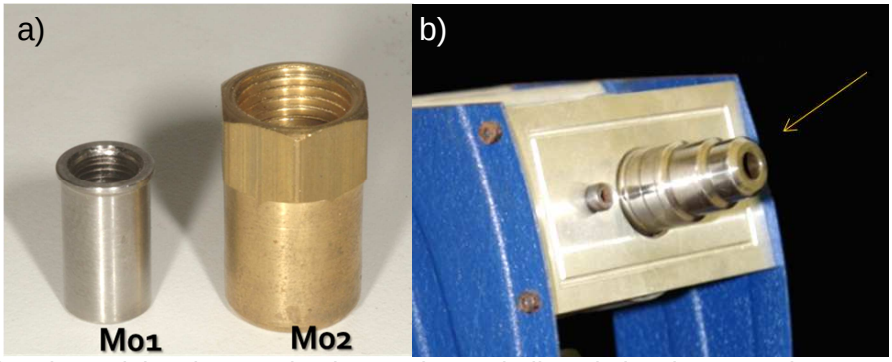


Figura 50: A) Dois modelos de porta implante. B) Seta indicando local para acolpar o porta implante.

c) Mandril

O atual mandril do dispositivo de flexão rotacional apresenta diâmetro de 7mm necessitando de 12,5 mm, para possível adaptação do novo porta-implante. Desta forma foram propostas a criação de um extensor de mandril (Figura 51) e adaptação de um mandril de furadeira (Robert Bosch Ltda, Campinas – São Paulo, Brasil) com abertura de 3/8" (1,5-10mm).

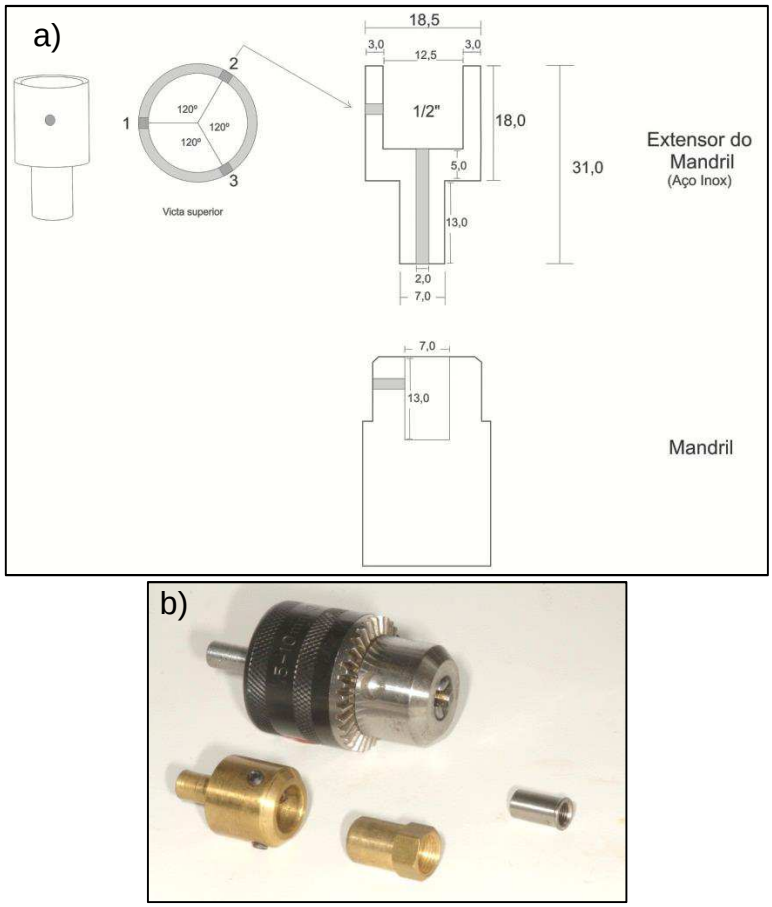


Figura 51: A) Planejamento do Extensor de mandril. Medidas expressas em milimetros
B) Modelos de extensor de mandril.

d) Fonte de Alimentação

O dispositivo de Ferreira (2010) possui um sistema de contagem do numero de ciclos confiável devido ao seu sensor de efeito *hall,* mas vulnerável a queda de tensões, reiniciando o número de ciclos quando a energia é cortada. Para contornar este tipo de intercorrência, uma fonte de alimentação ininterrupta (*NoBreak)* será acoplada ao dispositivo visando sustentar a rede elétrica pelo tempo necessário para a finalização das operações em andamento.

O *NoBreak* instalado foi o SMS *Net Station* 600VA (SMS Tecnologia Eletrônica Ltda, Diadema · São Paulo, Brasil), capaz de manter uma autonomia na ausência de rede elétrica por até 25 minutos. A qualidade desta energia também é modificada, produzindo ondas senoidais e tolerando surtos de tensão entre fase e neutro, garantindo assim o valor de tensão adequado para os equipamentos. Ele apresenta um alarme audiovisual para sinalização de eventos como queda de rede, subtensão e sobretensão, fim do tempo de autonomia e final de vida útil da bateria.

4.3.2 Desenvolvimento de dispositivos auxiliares na montagem do ensaio

Os episódios de soltura de implantes encontrados por Oliveira-Neto (2011) impulsionaram a procura por uma melhor maneira de estabilizar e incluir o implante, o que é feito de formas diferentes na literatura, seja com utilização do receptáculo em metal com bainha de acetato (WISKOTT et al., 2004), em alumínio (WISKOTT et al., 2007) ou com inclusão em resina epóxi (QUECK et al., 2005; QUECK et al., 2008; NGUYEN et al., 2009). Por acreditar na interferência do atrito entre as superfícies de metal do implante e do receptáculo na resistência dos implantes, optamos por utilizar o método por inclusão em resina. Com esta opção, descarta-se o centro utilizado no receptáculo de metal, e assim exigindo um método de centralização dos implantes e também a seleção de um material para inclusão.

a) Centralizador de implante

O modelo proposto foi baseado em um delineador de prótese parcial removível, por apresentar uma haste vertical móvel que seria responsável pela padronização do nível de instalação e trajetória de inserção. A haste horizontal evitaria deslocamentos excêntricos (Figura 52).

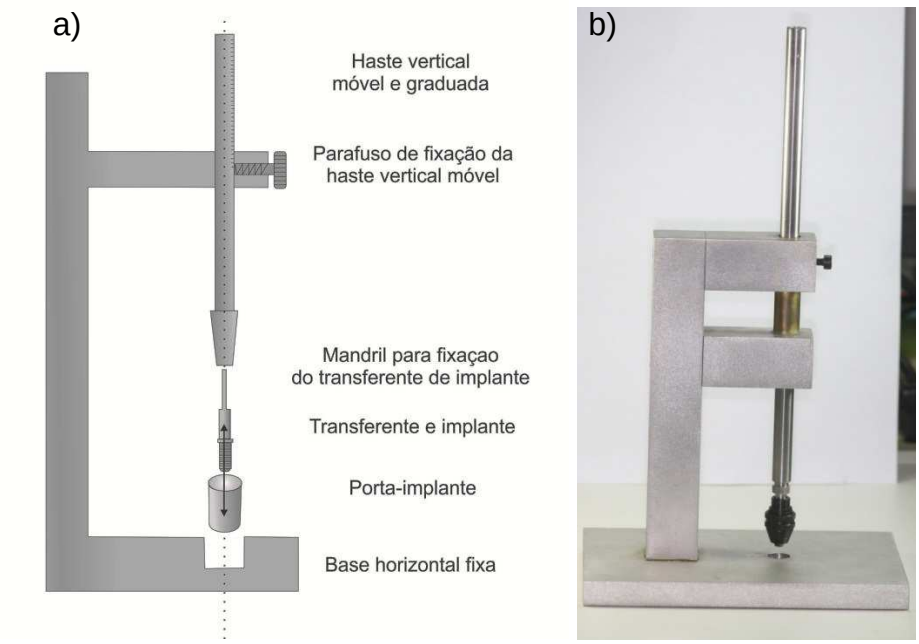


Figura 52: A) Planejamento do centralizador B) Centralizador de implantes construído.

b) Seleção de resina para fixação do implante

Para inclusão do implante, foram propostas 02 resinas: acrílica e epóxi. A resina escolhida deveria apresentar como características ideiais à realização desta pesquisa:

- Densidade próxima ao valor da trabecular osséa 1,14 g/cm^3 (Misch et al., 1999);
- Modulo de elasticidade próxima ao valor do tecido ósseo. Esses valores são dependentes ao tipo de região estudada. Para a cortical, os valores variam de 0,02 a 0,24 x10^9 N/m^2 com média de é de 0,09x10^9 N/m^2. Já a trabecular, varia de 0,002 a 0,10 N/m^2 com média de 0,05 N/m^2 (Misch et al., 1999). Entretanto, estes valores servem apenas de referência uma vez que variações na raça, gênero, idade, patologias e áreas anatômicas estudadas podem modificar os resultados.
- Facilidade de processamento com amplo tempo de trabalho;
- Contração mínima para evitar desgarramento do porta implante;
- Estabilidade aos ciclos térmicos, impactos e ações mecânicas;
- Excelente adesão e Baixa viscosidade para facilitar a impregnação;

A resina acrílica de polimetilmetacrilato de metila (PMMA) é geralmente a mais utilizada para a confecção das coroas provisórias e consiste em um pó (polímero de polimetacrilato de metila) e um líquido (monômero de metacrilato de metila) que, quando devidamente proporcionados e manipulados, resultam em uma massa plástica de fácil manipulação antes do seu completo “endurecimento” (polimerização). Em condições ideais, o polímero resultante produz uma resina de PMMA dura, com boa estabilidade química, e apresenta a maior resistência às forças de compressão e flexão entre as resinas acrílicas (Figura 53).

As resinas epóxi são utilizadas em várias aplicações na indústria elétrica e eletrônica. Apresentam alta rigidez dielétrica, alta dureza, excelente aderência, alta resistência química e podem ser aplicado á temperatura ambiente ou curado em estufa. São extremamente versáteis. Após aplicadas e curadas, as resinas são

extremamente resistentes e impermeáveis. O sistema epóxi escolhido por esta pesquisa é composto por uma resina SQ 2004 (líquido translúcido viscoso) e um endurecedor SQ 3140 (líquido âmbar), ambos produtos da Silaex®Química (São Paulo-SP-Brasil). A resina epoxídica base do sistema (SQ 2004) é um produto líqüido translúcido viscoso, resultante da reação da Epicloridrina com o Bisfenol A, modificada com alil glicidil éter (Figura 53). O endurecedor (SQ 3140) é um líquido âmbar composto por uma poliamida que promove uma melhor adesão com boa resistência térmica, química e mecânica com baixa exotermia, possuindo fácil solubilização na resina e proporções não críticas, permitindo cura homogênea com velocidade e propriedades finais bastante controláveis.

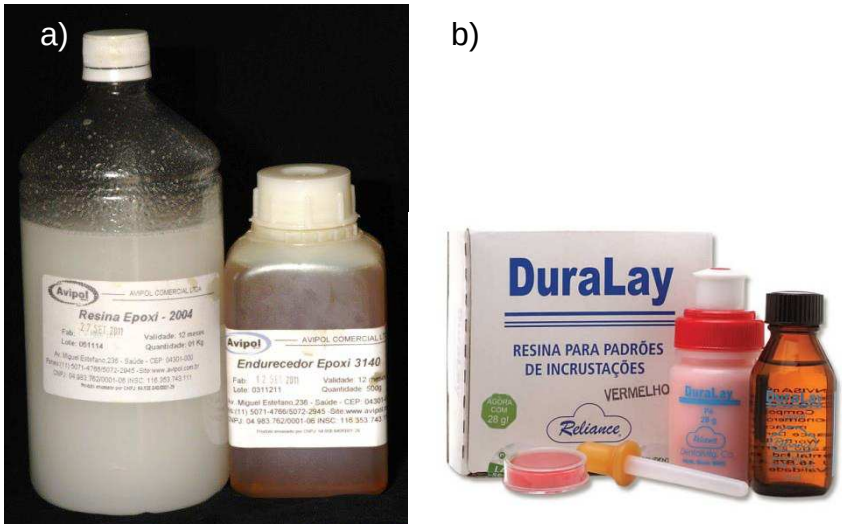


Figura 53: A) Apresentação da resina epóxi SQ 2004 e endurecedor SQ 3140. B) Apresentação da resina acrílica em pó (polímero de polimetacrilato de metila) e um líquido (monômero de metacrilato de metila).

Conforme o fabricante, a proporção de mistura da resina epóxi (Resina: Endurecedor) deve ser de 100:50 partes, devendo ser manipulada a uma temperatura entre 18 a 30°C. O tempo de utilização do sistema manipulado a 20°C, na qual a resina encontra-se em estado fluido é de 45 a 60 min, atingindo o endurecimento em torno de 90 a 180 min. A cura total a 20°C somente será obtida após um período 36 a 48 horas.

A densidade da resina acrílica é 1,15 g/cm^3 e a da resina epóxi SQ 2004-SQ 3140 é de 1,11 g/cm^3, entretanto o módulo de elasticidade é variável quanto ao proporcionamento da resina e seu agente endurecedor. Para a validação da resina foram utilizados três corpos de prova cilindricos de cada resina, e foram levados

para o teste de compressão axial na máquina de ensaio universal (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil) na Faculdade de Engenharia de Bauru (FEB-UNESP). A máquina de ensaios foi configurada com uma célula de carga de 2000 kgf, velocidade de deslocamento de 0.50 mm/min, temperatura constante de 25°C e umidade relativa do ar de 50%.

O cálculo do módulo de elasticidade (ou módulo de Young) é feito através da divisão da tensão (Força aplicada sobre área) pela variação da deformação sobre o comprimento do corpo de prova, conforme fórmula abaixo:

$$E = \frac{\frac{F}{A}}{\frac{\Delta l}{l_o}} = \frac{F.l_o}{A.\Delta l}$$

onde :

F : Força aplicada em Newtons

l_0 : Comprimeto do corpo de prova (em metros)

A : área da seção reta (em metros)

deltaL : variação do comprimento

Através da utilização de uma matriz cilíndrica foram confeccionados os corpos de prova com 10 mm de diâmetro e 20 mm de comprimento Para a obtenção dos corpos de prova nas proporções determinadas, foram utilizadas duas seringas descartáveis de 10 ml (uma para a resina e outra para o endurecedor) para se evitar a contaminação dos materiais. A resina e o endurecedor foram misturados por 60 segundos em um pote dappen até sua completa homogeneização e assim eram vertidas na matriz de silicone, aguardava-se a cura final de 48 horas para fazer a desmoldagem dos corpos de prova(Figura 54).

Os corpos de prova foram divididos em três grupos com 03 espécimes cada, de acordo com tipo de resina e proporcionamento, conforme demonstrado na tabela 3. Por fim, foram submetidos ao ensaio até atingirem deformação máxima (Figura 55).

Tabela 3: Distribuição dos grupos para ensaio da resina

Grupos (n=3)	Número de Espécimes	Proporção da Mistura (Resina:Endurecedor)
A	Resina Acrílica (sugestão do fabricante)	3:1
B	Resina Epóxi	1:1
C	Resina Epóxi (sugestão do fabricante)	2:1

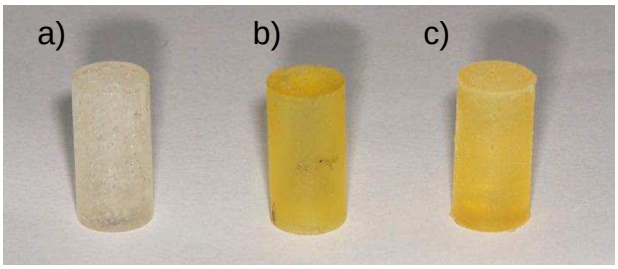


Figura 54: Exemplo de espécimes de cada corpo de prova dos grupos A, B e C.

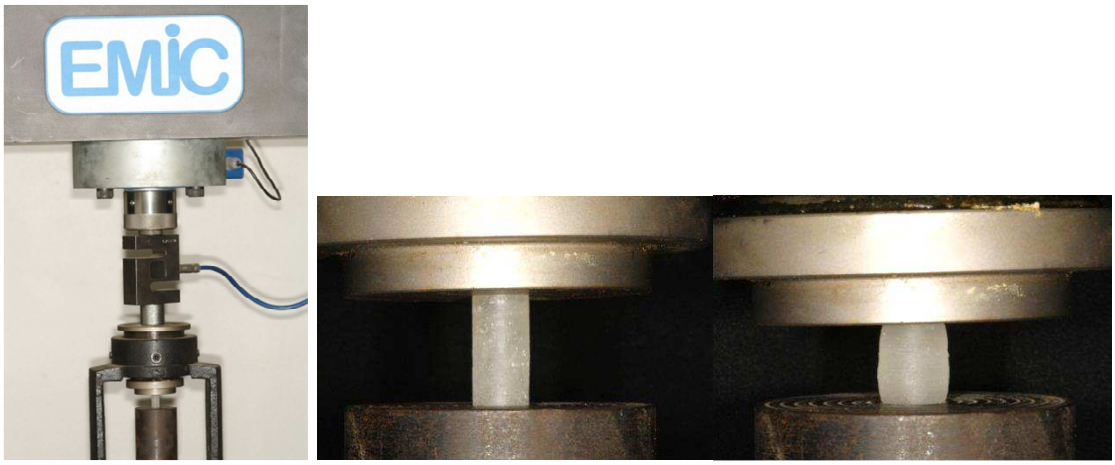


Figura 55:Teste de compressão axial, espécime comprimido até deformação máxima ser atingida.

Para cálculo do módulo de elasticidade, todos os grupos utilizaram como parte da fórmula, os seguintes dados do corpo de prova: Comprimento (0,02m), diâmetro (0,01m), Area da seção reta (7,85E-05m²).

Ao término do planejamento, todos acessórios para o dispositivo de Ferreira (2010) foram confeccionados no Centro Integrado de Pesquisas (FOB-USP) e a análise do desempenho do dispositivo está relatada no tópico “Validação do dispositivo” na seção Resultados desta Tese.

4.4 Análise dos dados

Os grupos serão comparados através da metodologia de *Staircase Analysis,* método proposto e utilizado pela linha de pesquisa do prof. Anselm Wiskott (Departamento de Prótese-Biomateriais da Universidade de Genebra, Suíça). O *Staircase Analysis* é baseado na criação de um gráfico com diferentes níveis de carga aplicada e sobrevivência/falha do corpo de prova, apresentando uma característica *up-and-down* de sucesso e falha, o que permite determinar o nível de força no qual 50% das amostras sobreviveram a $1x10^6$ ciclos de carga. Os experimentos devem utilizar um número de amostras que são testados em sequência e estabelecer um valor incremental na força aplicada (F*incr*), neste caso 5N.

Para desenvolver a *Staircase Analysis,* as amostras serão submetidas à carga inicial e após 10^6ciclos, deve-se observar se a amostra está intacta ou se fraturou. Se estiver intacta, um novo corpo de prova será submetida a carga inicial acrescida de 5N, se houvesse falhado a carga será subtraída (5N) (Gráfico 1). A resistência à fadiga dos componentes será expressa como o nível de força no qual 50% falharam, e é conhecida por F50.

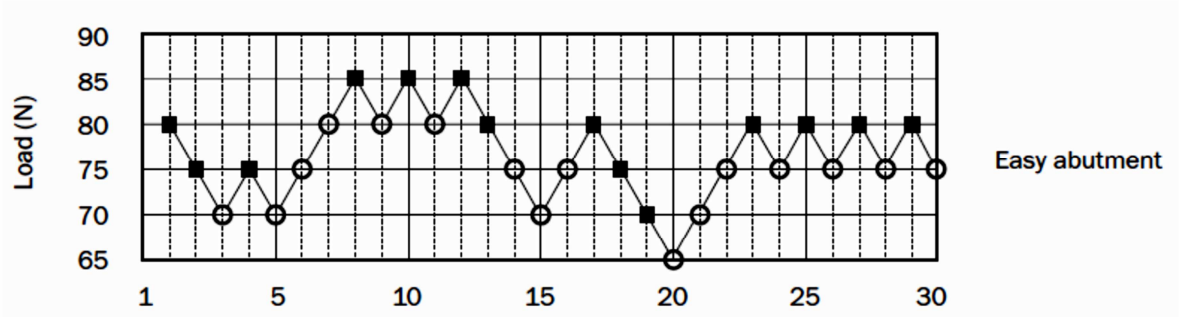


Gráfico 1: Exemplo de *Staircase Analyis*. A demarcação em forma de esfera representa a sobrevivência do corpo de prova em 10^6ciclos. A representação com quadrados negros por sua vez significa falha. Fonte: Wiskott et al., 2007.

Após os ensaios de flexão e a criação do gráfico da *staircase analysis*, os resultados são tabulados como demonstrado na tabela 4.

Tabela 4: Exemplo da tabulação dos dados da Staircase Analyis

Table 1 Example of Data Arrangement for Staircase Analysis (Easy Abutment)

Applied force in newtons	Force level (i)	No. of failures (n^i)	in_i	i^2n_i
80	3	3	9	27
75	2	8	16	32
70	1	3	3	3
65	0	1	0	0
		n = 15	A = 28	B = 62

$n = \Sigma n_i$, $A = \Sigma in_i$; $B = \Sigma i^2 n_i$.

Fonte: Wiskott et al., 2007.

Considerando os valores da tabela 4, calcula-se o ni: o número de falhas de cada valor de carga; A = Σini e B = Σi^2ni, segue-se então para o calculo do F50 através da fórmula : $F_{50} = F_0 + F_{incr}\left[\frac{A}{n} \pm \frac{1}{2}\right]$ e o desvio padrão correspondente foi calculado como: $SD = 1{,}62F_{incr}\left[\frac{nB-A^2}{n^2} + 0{,}029\right]$ se $\left[\frac{nB-A^2}{n^2}\right] \geq 0{,}3$ e $SD = 1{,}53F_{incr}\left[\frac{nB-A^2}{n^2} + 0{,}029\right]$ se $\left[\frac{nB-A^2}{n^2}\right] \leq 0{,}3$ (WISKOTT et al., 2007).

O ensaio foi realizado em sala climatizada em 20°C, respeitando-se as especificações de teste da FDA Americano (Food and Drug Administration), com limite máximo de ciclos para o teste de $1x10^6$ ciclos (WISKOTT et al., 2004). O mesmo operador executou a preparação e os testes de todos os espécimes do estudo.

4.5 Avaliação do destorque final

Para os espécimes que não fraturaram ou apresentaram soltura por completo, foram mensurados o destorque final através de um dispositivo eletrônico de controle de torque (Nobel Biocar Torque Controller ™, Gotemburgo, Suécia) (Figura 56). A função de torque retrógrado permite estabelecer o destorque final dentro de 5 faixas de valores:

0-10 N.cm	10-20 N.cm	20-32 N.cm	32- 45 N.cm

Figura 56: Torquimetro digital

4.6 Microscópio Eletrônico de Varredura

Após a realização dos ensaios de fadiga, os implantes, componentes protéticos e parafusos que falharem foram analisados através de um microscópio eletrônico de varredura (JEOL JLM 5600 LV, Tóquio, Japão) visando observar desgaste das roscas, fratura e defeitos associados a fadiga.

De uma forma sintética, a obtenção das imagens de microscopia eletrônica de varredura se dá a partir da captação e codificação de feixes de elétrons irradiados sobre a amostra. Os espécimes de metal não exigem nenhuma preparação especial, uma vez que os metais são bons condutores de energia elétrica e não criam artefatos durante a visualização. Entretanto as amostras compostas de materiais não condutivos devem ser cobertas com uma camada de material condutor, geralmente ouro, melhorando desta forma o contraste e reduzindo os artefatos das imagens.

A amostra utilizada nesta pesquisa apresenta dimensões incompatíveis com a câmara do microscópio, e por apresentar-se encapsulada em um tubo metálico reutilizável não permite que seja seccionado para caber na câmara. Esta mesma limitação do reuso serve para o processo de metalização, por isto optamos por desincluir as amostras da resina.

Para as amostras que não fraturaram, a desinclusão foi realizada através do aquecimento (flambagem) do implante protegido por um componente de transferência de moldeira aberta (Figura 57).

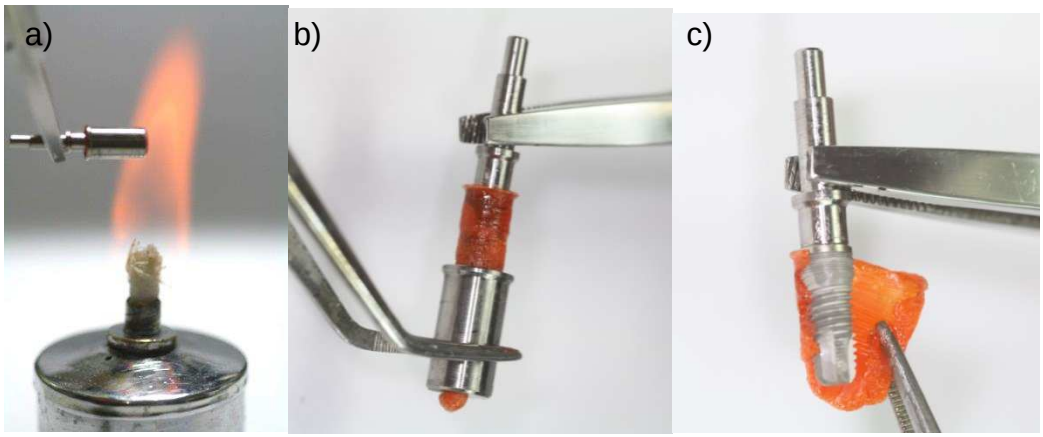


Figura 57: A) Amostrada sendo flambada b) Remoção do transferente com auxílio de um alicate c) Remoção da resina com uma pinça clínica.

Já as amostras com fratura de componentes, que inviabilizavam sua proteção com componentes de transferência, foi optado desincluir com imersão durante 07dias em Xilol, um líquido transparente utilizado comumente como solvente para resinas e produto de limpeza na indústria de metais (Figura 58).

Figura 58: A amostra permanecia embebida em xilol por 07 dias, o recipiente deve ser marcado com descrição da amostra.

4.7 Registro do modo de falha

Amostras representativas foram fotografadas com uma câmera Digital Canon EOS Rebel XS, acoplada a uma lente sigma macro 105 mm f2.8 DG EX e flash circular EM-140 DG EO-ETTL II. Além disso, radiografias periapicais foram realizadas através do Sistema Digital de radiografia Kodak Rvg 5100.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

Para facilitar a compreensão, os resultados serão divididos em duas etapas: Validação do dispositivo e Efeitos nos sistemas de implantes.

5.1 Validação do dispositivo

a) Acessórios e montagem

As peças confeccionadas para o desenvolvimento do ensaio visavam efetivar os efeitos da fadiga sobre as amostras durante o período de ciclagem. O porta rolamento confeccionado apresenta orifícios nas laterais que permitiram a seleção mais abrangente do momento de carga, podendo com este acessório atingir até 90 N.cm sobre a amostra (Figura 59)

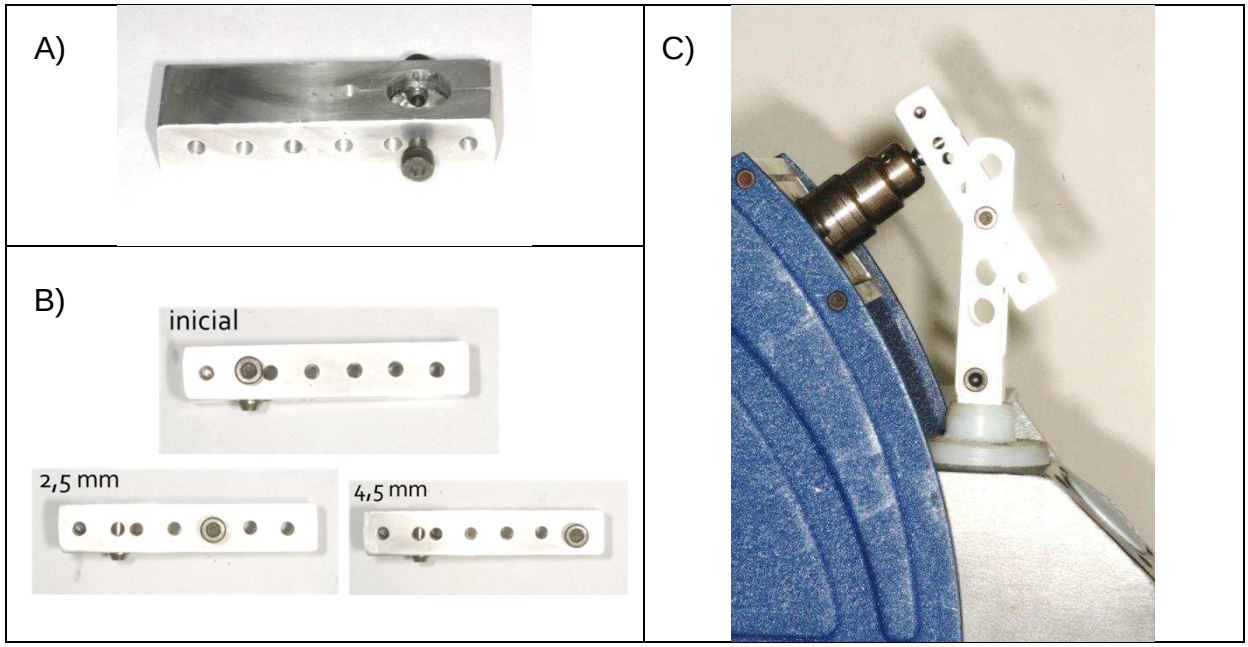


Figura 59: a) Novo porta-rolamento. B) A carga percorre níveis no porta-rolamento para ampliar ou reduzir o momento de força aplicado à amostra, como podemos ver a variação do braço no exemplo ao centro, em 2,5cm e em 4,5cm. C) Novo porta-rolamento em função.

Com o novo porta-rolamento, pudemos confeccionar uma tabela de padronização para o momento de força (Tabela 5), a qual tornou pratico ao operador do ensaio escolher qual alteração deve ser feita no dispositivo, seguindo o principio de iniciar com o menor peso, e sempre que aumentar e atingir o máximo do compartimento de carga (3 kg) trocar para a distância seguinte.

Tabela 5: Padronização do momento de força através da distância e peso.

Momento de força (N.cm)	Distancia (cm)	Peso (kg)
15	1,5	1,45
20		1,95
25		2,45
30		2,95
35	2,5	2,05
40		2,35
45		2,65
50		2,95
55	3,5	2,35
60		2,50
65		2,75
70		2,95
75	4,5	2,40
80		2,60
85		2,75
90		2,95

Com a padronização do momento de força, necessitamos aperfeiçoar a montagem do corpo de prova, iniciando pela inclusão do implante em resina dentro do porta-implante, sendo esta uma etapa importante na manutenção do eixo concêntrico da montagem do dispositivo. O modelo baseado em um delineador de ppr, produziu corpos de prova com elevado grau de excentricidade, fato confirmado após testes realizados com relógio comparador, instrumento de grande precisão de sensibilidade capaz de medir a grandeza de uma peça por comparação, é muito utilizado na centralização de peças na usinagem, verificação de excentricidade e empeno, alinhamento de máquinas, verificação de medidas por comparação, entre outras funções (Figura 60).

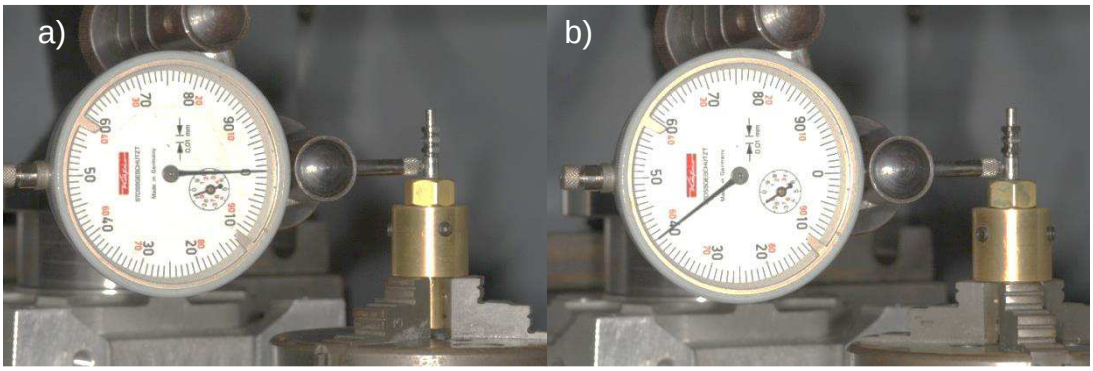


Figura 60: Exemplo de utilização de relógio comparador na montagem do corpo de prova. A) Marcador em 0. B) Excentricidade de 40mm.

A inviabilidade deste modelo de centralizador nos impulsionou a um segundo modelo, com princípios parecidos, mas com utilização de hastes verticais duplas e de menor percurso (Figura 61), características estas que nos levaram a corpos de prova com menor excentricidade e viabilização do ensaio.

Figura 61: Delineador de haste dupla.

Desta forma, para a nova montagem, componentes de transferência para moldeira aberta dos implantes foram usinados, para formar superfícies lisas e paralelas da espussura do orifício do delineador de haste dupla (Figura 62)

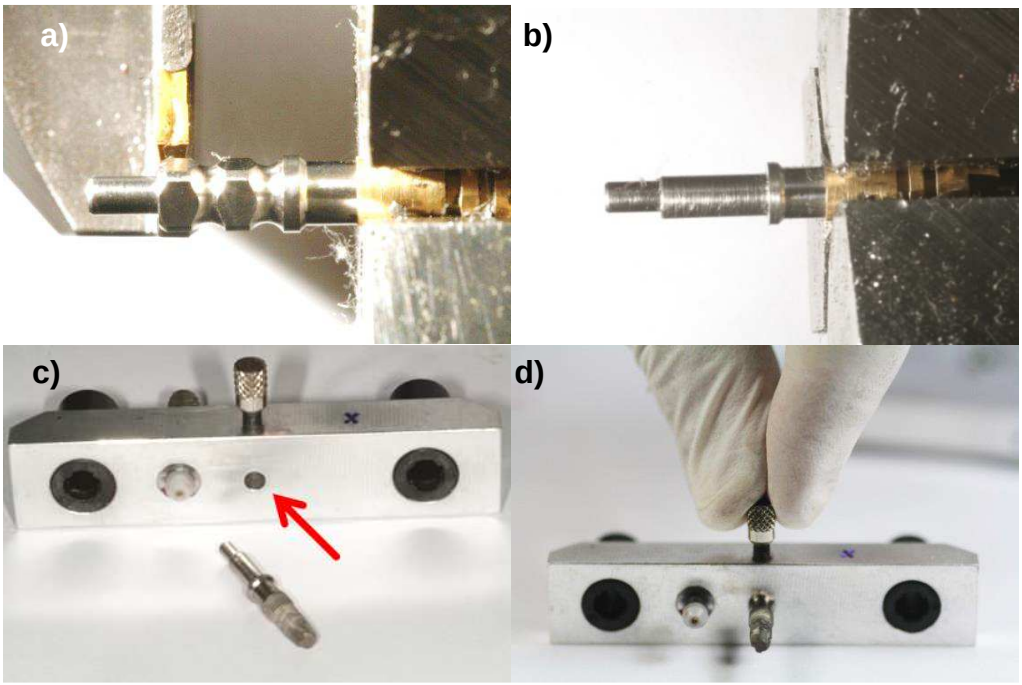


Figura 62: A) transferente adaptado ao torno de usinagem. B) Transderente usinado, note superfícies lisas e paralelas. C) O transferente deve ter a espessura suficiente para entrar com interferência no orificio do ramo superior do delineador. D) O conjunto é fixado atrave´s de um parafuso ramo superior do delineador.

O delineador de haste dupla apresenta um parafuso de limite vertical de movimentação, encontrado no seu ramo superior, desta forma todos os implantes puderam ser incluídos sempre na mesma posição, o equivalente ao nível da crista óssea (Figura 63).

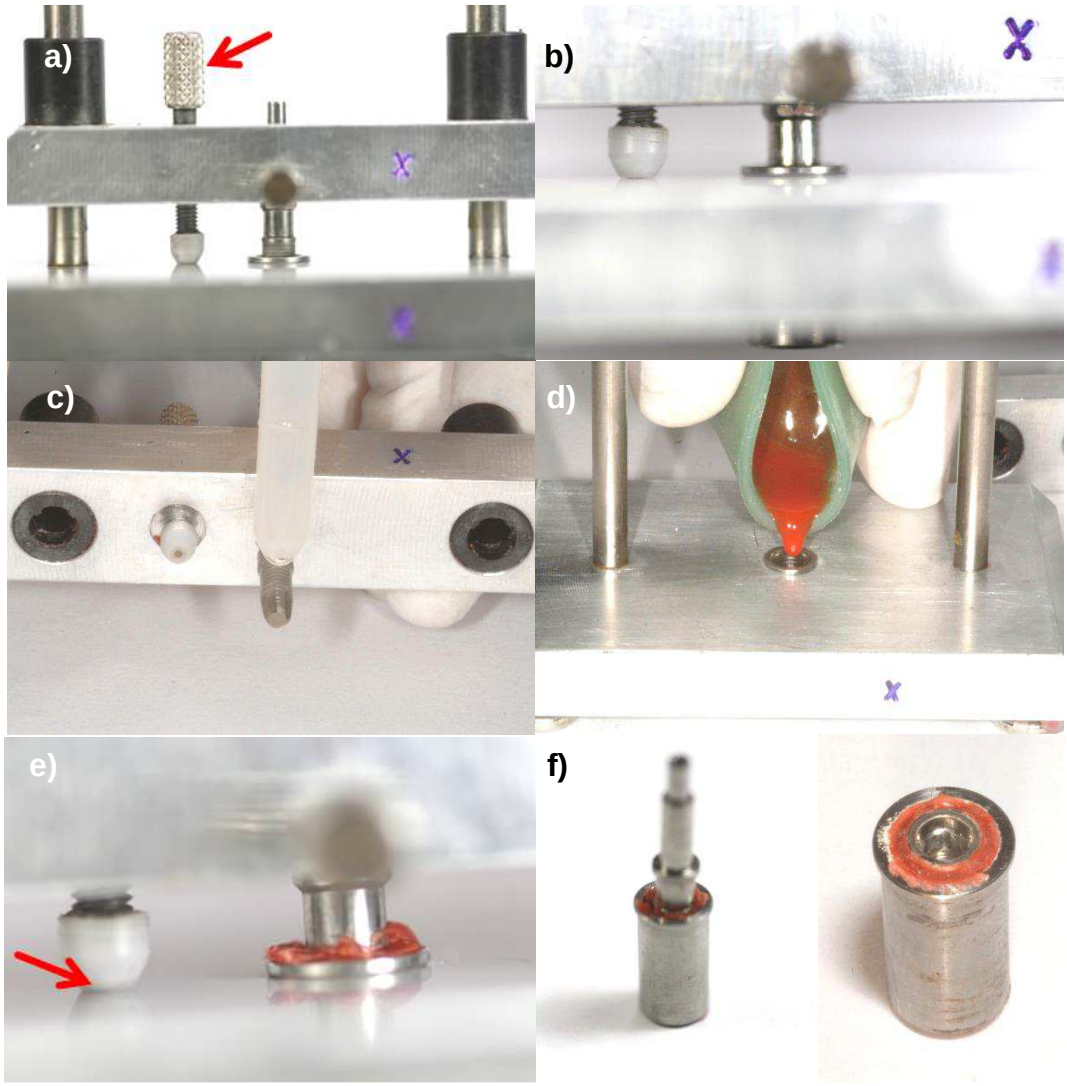


Figura 63: Exemplo de montagem utilizando resina acrílica. A) Parafuso para limite da altura de inclusão do implante. B) detalhe demonstrando a escolha ao nível do material. C) Aplicar o monômero da resina na superfície do implante D) inserir a resina manipulada e fluida no porta-implante. E) Ao descer o ramo superior sobre a base do delineador deve-se prestar atenção se o parafuso enconstou na superfície F) Após a presa, remover o conjunto do articulador e desaparafusar o transferente G) Implante devidamente incluído no porta-implante

Para inclusão do implante, foram propostas 02 resinas: acrílica e epóxi. Os resultados da resistência à compressão e modulo de elasticidade de cada grupo estão expressos na tabela 6.

Tabela 6: Dados utilizados para o calculo do modulo de elasticidade das resinas.

Tipo	Corpo de Prova	Força (Kgf)	Deformação (m)	Tensão (N/m²)	Módulo de Elasticidade (10^9N/m² ou GPa)	Média (N/m²)
Resina Acrílica	CP1	590	0,001	73696005,09	1,473920102	$1,37x10^9$±0,11
	CP2	500	0,001	62454241,6	1,249084832	
	CP3	550	0,001	68699665,76	1,373993315	
Resina Epóxi 1:1	CP1	100	0,002	12490848,32	0,124908483	$0,23x10^9$±0,18
	CP2	175	0,001	21858984,56	0,437179691	
	CP3	100	0,002	12490848,32	0,124908483	
Resina Epóxi 2:1	CP1	350	0,001	43717969,12	0,874359382	$0,89x10^9$±0,07
	CP2	400	0,001	49963393,28	0,999267866	
	CP3	350	0,001	43717969,12	0,874359382	

Desta forma, com o objetivo de se aproximar do modulo de elasticidade do tecido ósseo (de $0,09x10^9$ N/m^2) e também de estudos anteriores ($0,22x10^9$ N/m^2 - Queck et al., 2006), a resina epóxi com proporção de 1:1 foi escolhida para realização dos ensaios-piloto devido à média dos módulos de elasticidade atingir $0,23x10^9$ N/m^2.

a) Resultados do ensaio piloto

Os ensaios foram conduzidos em uma sequência de erro e acerto, começando com uma configuração inicial que após o ensaio era avaliada e em seguida o próximo teste recebia modificações até o dispositivo atingir uma montagem estável.

O primeiro ensaio utilizou um corpo de prova sem porta- implante, sendo todo em resina epóxi. O objetivo era eliminar a necessidade do porta-implante durante a montagem. O momento de força estabelecido foi de 35N, valor este utilizado com frequência nas pesquisas de Queck et al. O ensaio falhou em 2.985 ciclos, com a soltura do implante (Figura 64)

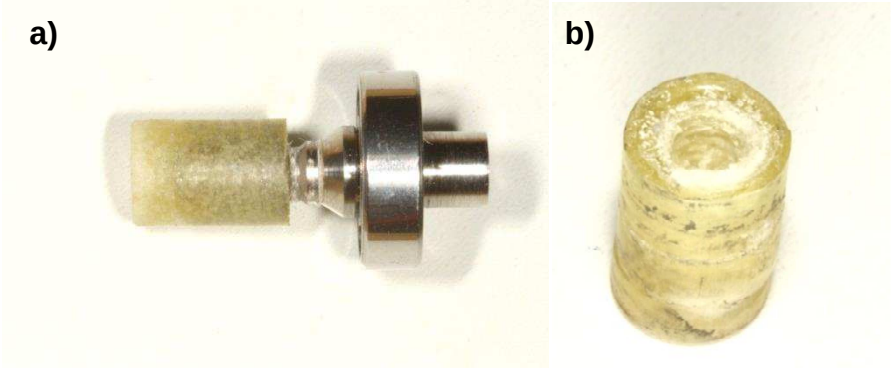


Figura 64: A) Corpo de prova incluído apenas em resina epóxi. B) Aspecto da desinclusao do implante.

Com o fracasso do corpo único em resina, inciamos a utilização do tubo metálico maior (m02), associado ao extensor de mandril personalizado e inclusão do implante em resina epóxi, aplicando 35N.cm. O impante mais uma vez soltou da resina com 3.003 ciclos (Figura 65) e o dispositivo apresentou instabilidade durante o pouco tempo de uso.

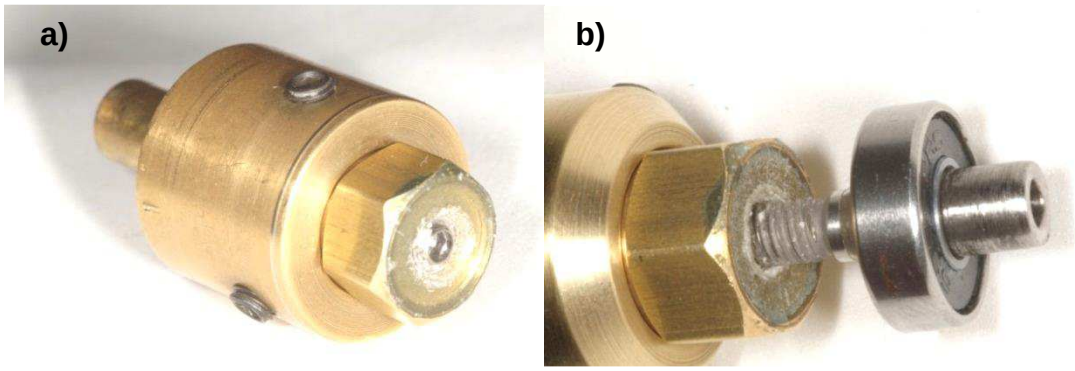


Figura 65: A) montagem com tubo metálico m02, inclusao em resina epóxi e utilização do extensor de mandril personalizado. B) Soltura do implate.

A falha dos dois primeiros ensaios nos levou a hipótese de que a espessura acentuada de resina epóxi (maior que 1,5mm) poderia ser o responsável pela soltura dos implantes. Desta forma, o terceiro ensaio utilizou o corpo metálico

menor (m01), com resina epóxi e aplicação de 35N.cm. Diferentemente dos ensaios anteriores, a falha ocorreu no sistema de implante e não na resina com soltura do implante, sendo assim o parafuso de fixação soltou em 101.020 ciclos (Figura 66).

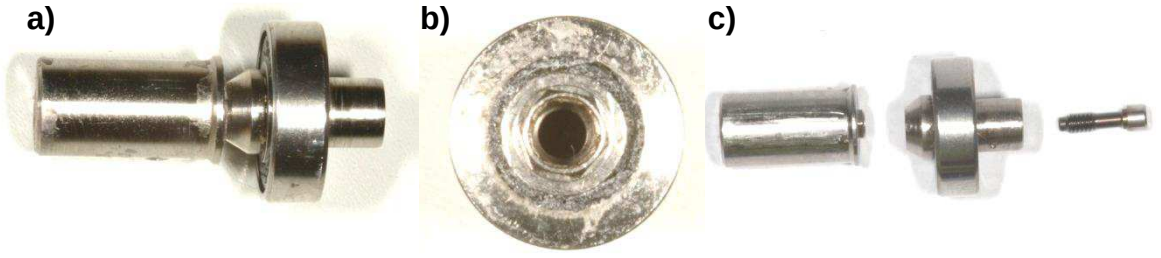


Figura 66: A) corpo de prova montado com resina epóxi e tubo metálico menor m01. B) Vista superior do implante incluído, note espessura menor de resina C) Soltura do parafuso de fixação.

Com a aprovação do método de fixação, o ensaio precisava simular a ampliação do momento de força, e repetimos a mesma configuração do ensaio anterior aplicando 50 N.cm. O implante soltou em 35.032 ciclos, sugerindo que a resina epóxi poderia não resistir a elevados momentos de força (Figura 67).

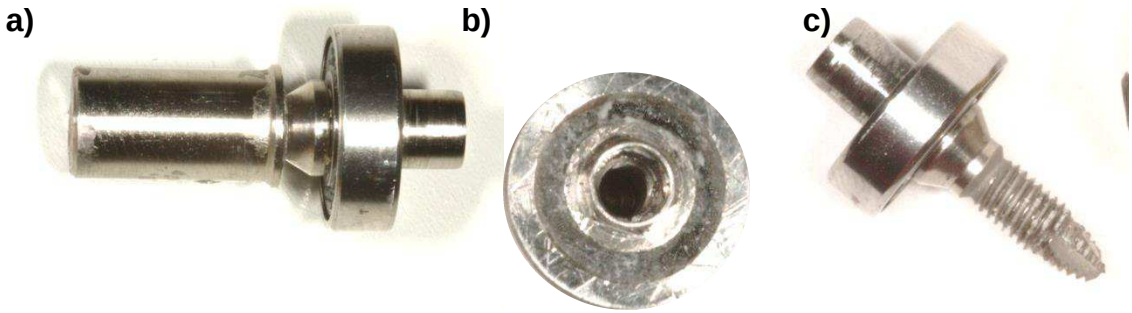


Figura 67: a) corpo de prova montado com resina epóxi e tubo metálico menor m01. B) Vista superior do implante incluído, note espessura menor de resina C) Soltura do implante

No quinto ensaio, utilizamos a mesma configuração do quarto ensaio, desta vez alterando para resina acrílica. Como resultado, encontramos a primeira falha por fadiga, ocorrendo fratura do parafuso de fixação em 164.890 ciclos (Figura 68).

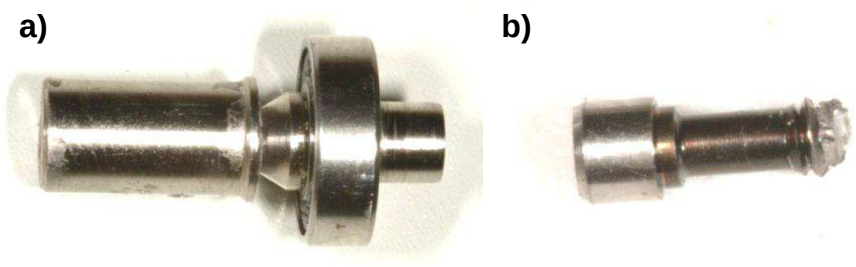


Figura 68: A) montagem do quinto ensaio. Corpo metálico menor e resina acrílica B) Fratura do parafuso de fixação

Após estes cinco ensaios, foi demonstrado que os dois modelos de porta-implante permitiram a instalação com quantidade de resina satisfatória ao redor dos implantes (1,5mm). Entretanto os ensaios com o modelo maior (M02) necessitavam obrigatoriamente da utilização do extensor de mandril, e ambos os extensores desenvolveram uma alta trepidação no momento do ensaio. Este efeito, provavelmente associado a um aumento do braço de alavanca sobre o motor do dispositivo ou ainda a mínimas alterações na centricidade do seu eixo inerente à sobreposição de várias peças, resultou no descarte destes extensores e também do tubo M02. A resina epóxi parece não tolerar o aumento de carga, e a escolha da resina acrílica foi necessária para viabilizar os ensaios.

Dois ensaios subsequentes foram desenvolvidos com esta última montagem, sendo alterado o nível de instalação do implante. Assim, poderíamos comparar a instalação ao nível (ensaio 05) com a instalação acima do nível, com exposição do pescoço do implante (Figura 69). Além disso, um ensaio utilizou o sistema Ucla e outro Pilar Cônico. Como resultado, observamos a falha precoce para os dois sistemas, o Ucla com 562 ciclos e o Pilar Cônico 1.257ciclos, ambos com fratura do parafuso de fixação.

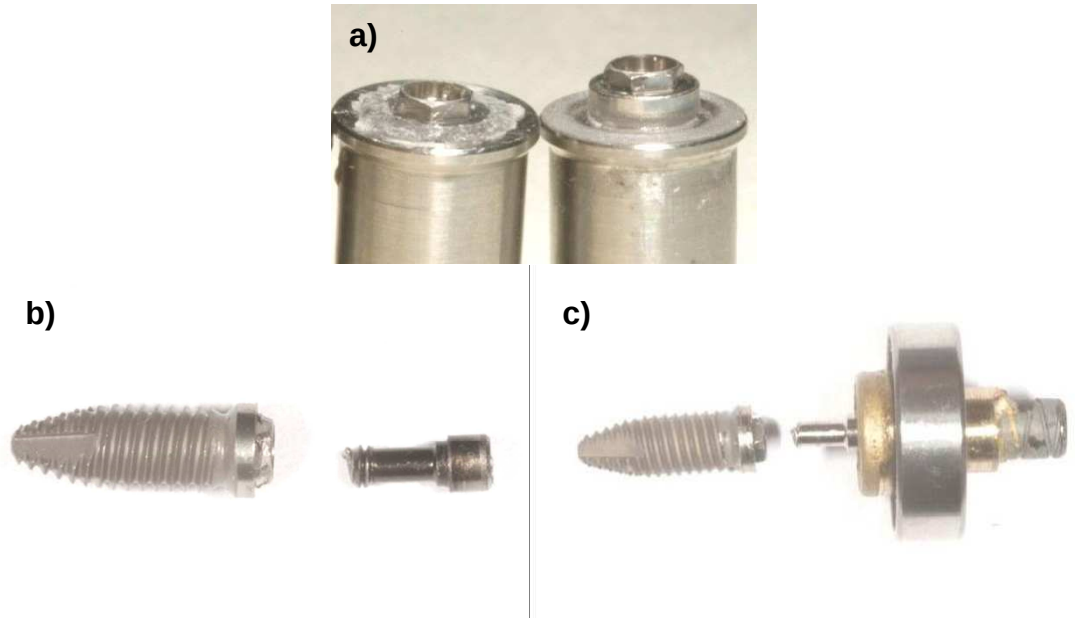


Figura 69: A)Diferença entre os níveis de instalação. B) Fratura de fixação no sistema Ucla C) Fratura de fixação no sistema Pilar Cônico.

Desta forma, a sequência de ensaios piloto permitiu estabelecer um novo método de montagem e funcionamento do dispositivo de flexão rotacional de ferreira (2010), sendo eleito para os ensaios a utilização de tubo metálico pequeno (m01) rosqueado internamente, com inclusão em resina acrílica Duralay® ao nível ósseo, sem utilização de extensor de mandril, e alterando o momento de força com o novo porta-rolamento.

Por fim, é interessante ressaltar que durante os ensaios que a utilização de uma fonte de alimentação ininterrupta (NoBreak) melhorou a qualidade da energia elétrica, produzindo fornecimento constante capaz de padronizar a frequência do dispositivo, antes de 1150 rpm (18,5Hz) para 950rpm (16Hz) em todos os ensaios durante os $1x10^6$ ciclos.

5.2 Efeitos nos sistemas de implantes.

5.2.1 Resistência à fadiga (F50)

Os gráficos para *staircase analysis* de todos os grupos estão dispostos abaixo. É possível observar a característica nítida de *up-and-down* de sucesso e falha nos implantes de hexágono interno, sugerindo mais estabilidade nos resultados para os seus dois grupos (Gráfico 2 a 5).

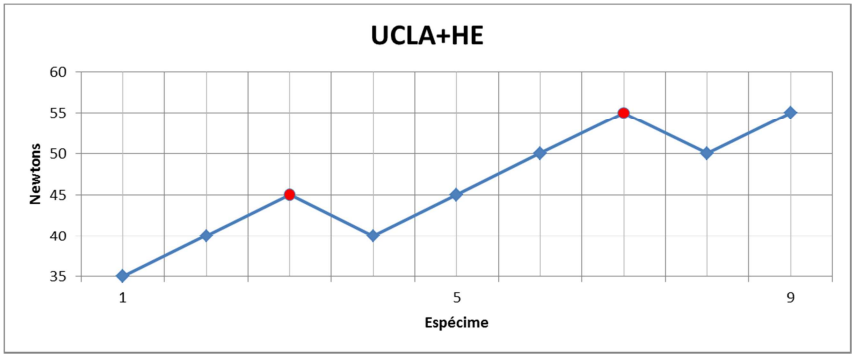


Gráfico 2: Staircase para o sistema ucla em implantes de hexágono externo.
Quadrado azul representa espécimes sobreviventes, e círculo vermelho os que apresentaram falhas.

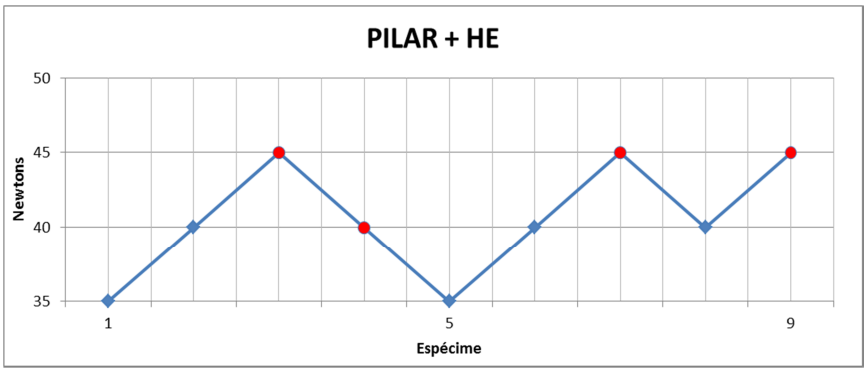


Gráfico 3: Staircase para o sistema pilar cônico em implantes de hexágono externo
Quadrado azul representa espécimes sobreviventes, e círculo vermelho os que apresentaram falhas.

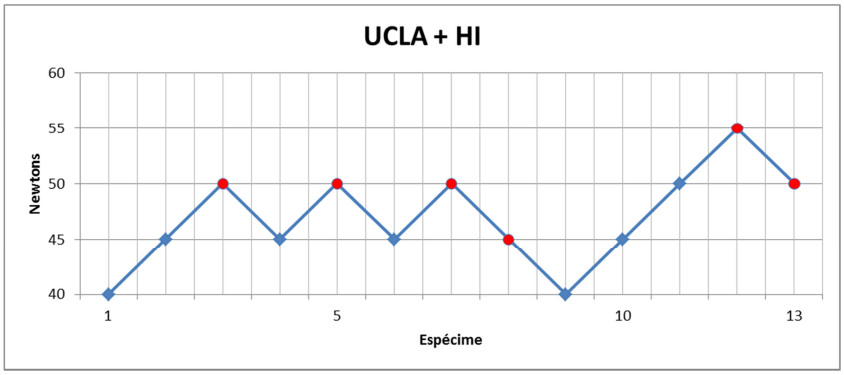


Gráfico 4: Staircase para o sistema ucla em implantes de hexágono interno
Quadrado azul representa espécimes sobreviventes, e círculo vermelho os que apresentaram falhas.

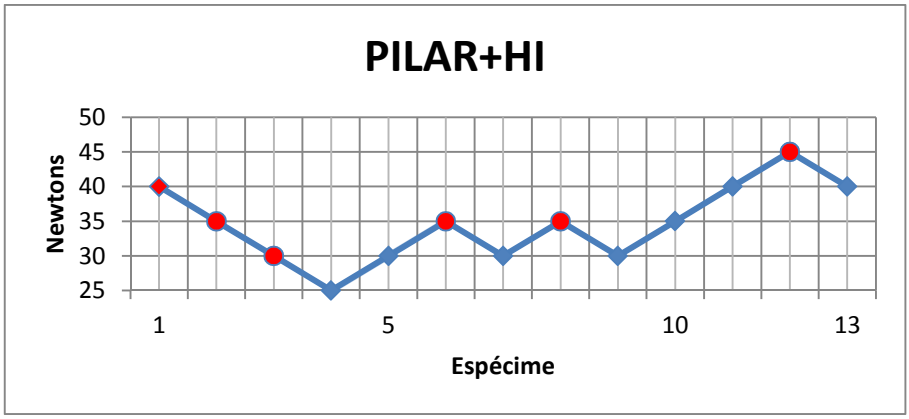


Gráfico 5: Staircase para o sistema pilar cônico em implantes de hexágono interno
Quadrado azul representa espécimes sobreviventes, e círculo vermelho os que apresentaram falhas.

A partir destas *staircase analysis*, a resistência à fadiga de cada sistema foi calculada e expressa como o nível de carga médio no qual 50% das amostras sobreviveram a 10^6 ciclos e 50% falharam está demonstrado no gráfico 06. O sistema de um parafuso (Ucla) apresentou uma maior resistência quando comparada ao sistema de dois parafusos (Pilar Cônico) nas duas conexões, hexágono externo e interno.

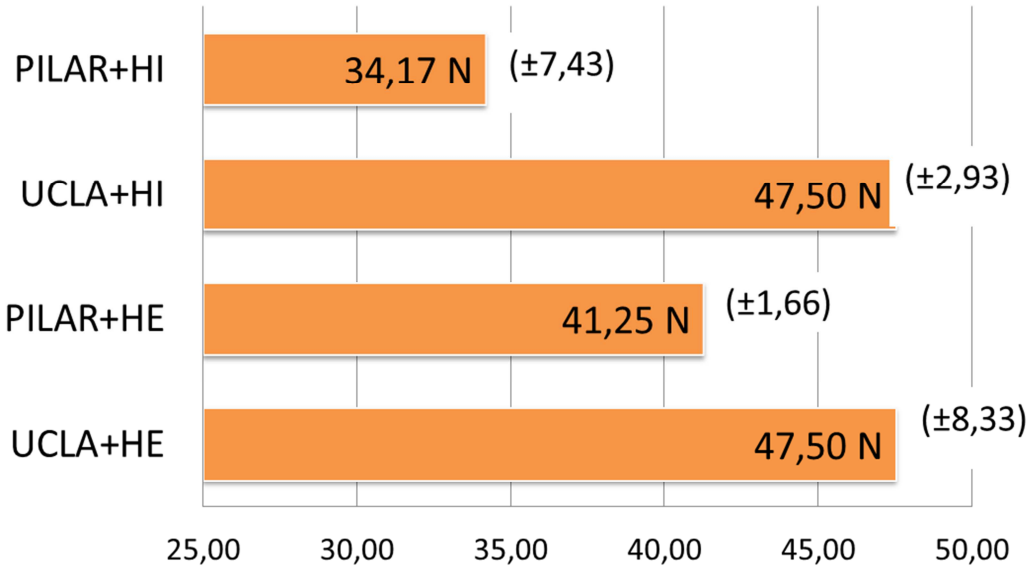


Gráfico 6: Comparação entre grupos da resistência à fadiga (F50 ± DP)

5.2.2 Modo de Falha

O modo de falha dos sistemas foram sumarizados na tabela 7 e categorizados quanto a localização e tipo de falha.

Tabela 7: Discriminação do modo de falha dos quatro grupos

Ucla+Hexágono Externo	n
Fratura do parafuso de fixação	1
Fratura do espelho do implante + parafuso de fixação	1
Pilar Cônico+ Hexágono Externo	
Fratura do corpo do implante+parafuso de fixação	1
Fratura do parafuso de retenção do pilar	3
Ucla+ Hexágono Interno	
Fratura do hexágono do ucla	4
Fratura do corpo do ucla	2
Pilar Cônico + Hexágono Interno	
Fratura do parafuso de fixação	1
Soltura do parafuso do pilar	2
Fratura do parafuso do pilar	3

A média dos números de ciclos dos espécimes que falharam está demonstrada na tabela 8, na qual observamos o maior valor para o grupo UCLA em hexágono externo e o menor para o grupo pilar cônico em implantes de hexágono interno.

Tabela 8: Média±DP do número de ciclos para falhar.

Grupo	Média±DP	Mínimo	Máximo
Ucla+Hexágono Externo	579.924,00±287.390,82	376.708	783.140
Pilar Cônico+ Hexágono Externo	313.307,00±172.446,10	77.152	446.845
Ucla+ Hexágono Interno	382.388,17±280.722,79	41.314	732.071
Pilar Cônico + Hexágono Interno	250.821,63±265.736,67	299	648.462

Amostras representativas de cada tipo de falha foram fotografadas e radiografadas, como podemos observar na sequência das figuras 70 a 74.

.

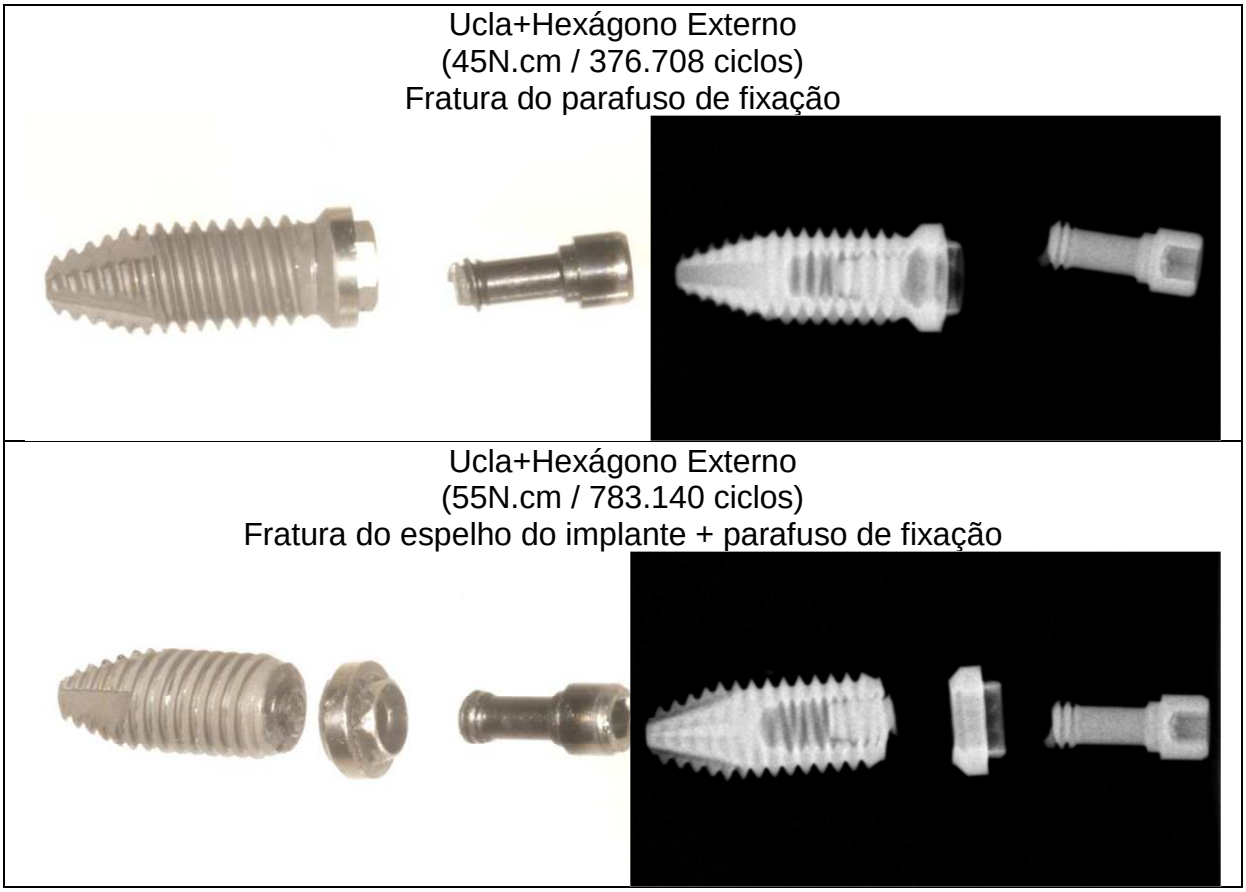
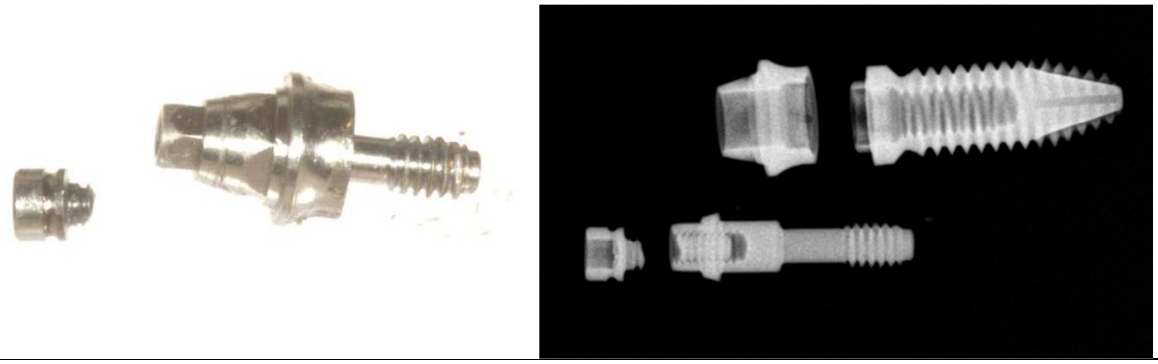


Figura 70: Modo de Falha do sistema Ucla com implante de hexágono externo.

Pilar Cônico+ Hexágono Externo
(40N.cm / 436.540 ciclos) e (45N.cm / 446.845 ciclos)
Fratura do parafuso de retenção do pilar



Pilar Cônico+ Hexágono Externo
(45N.cm / 77.152 ciclos)
Fratura do corpo do implante e parafuso de fixação

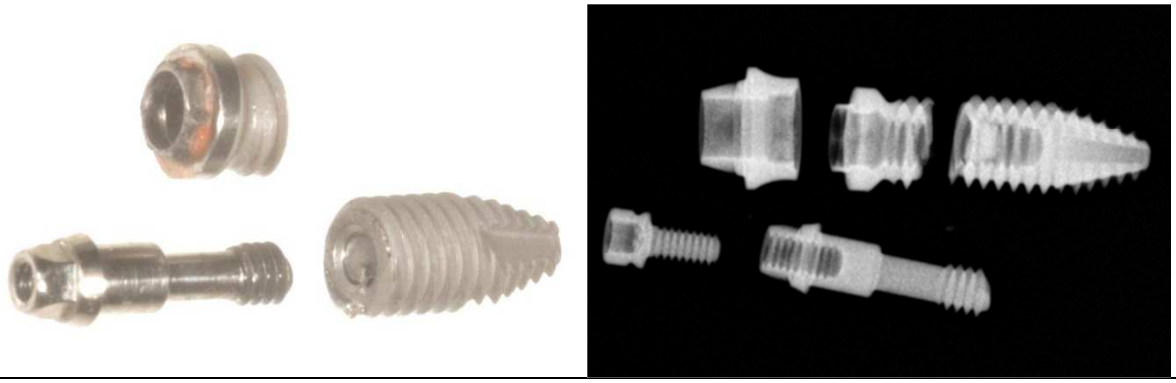
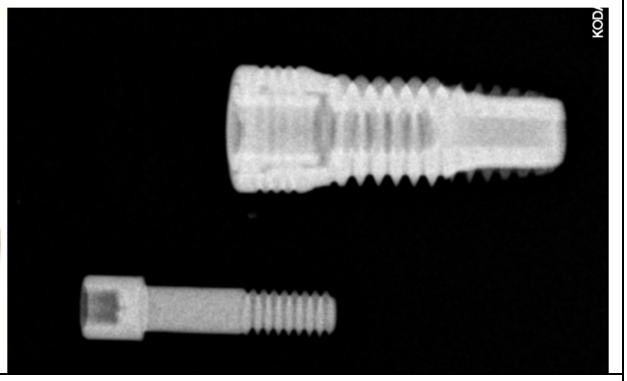
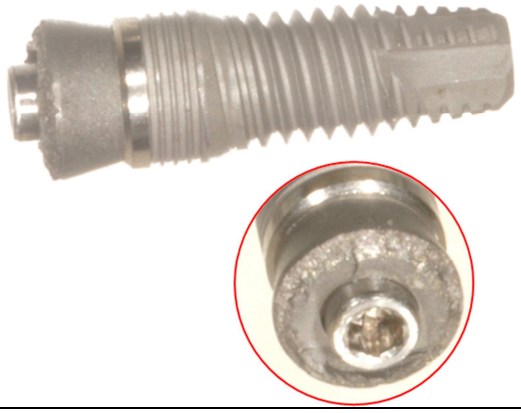


Figura 71: Modo de Falha do sistema Pilar Cônico com implante de hexágono externo.

Ucla+ Hexágono Interno
Fratura do hexágono do UCLA
(50N.cm / 41.314 ciclos) e (55N.cm / 350.706 ciclos)



Ucla+ Hexágono Interno
Fratura do corpo do UCLA
(50N.cm / 732.071 ciclos) e (45N .cm/ 485289 ciclos)



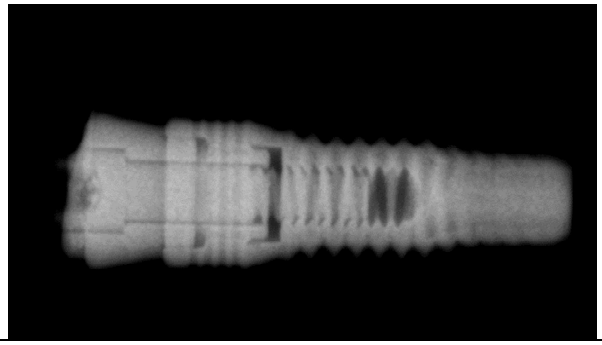
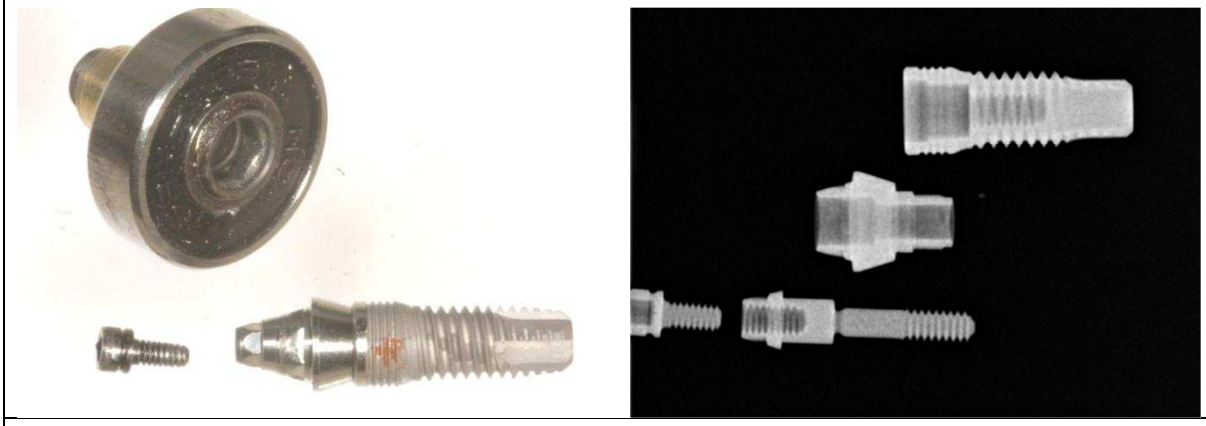


Figura 72: Modo de Falha do sistema Ucla com implante de hexágono interno.

Pilar Cônico + Hexágono Interno
Soltura do parafuso do pilar
(40N.cm / 433.480 ciclos) e (35N.cm / 587.726 ciclos)



Pilar Cônico + Hexágono Interno
Fratura do parafuso do pilar
(30N.cm / 648.462 ciclos) e (45N.cm / 299 ciclos)

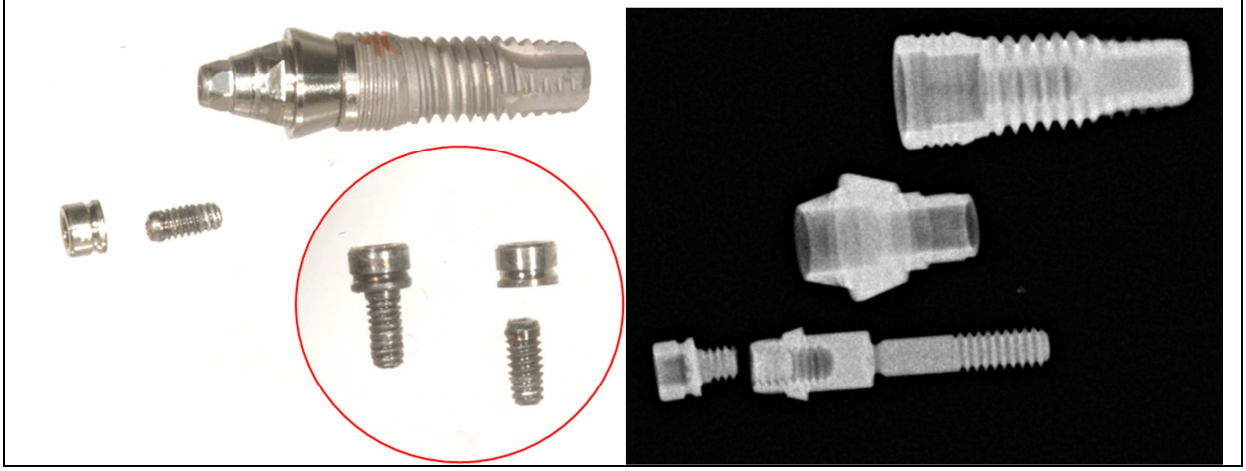


Figura 73: Modo de Falha do sistema Pilar Cônico com implante de hexágono interno.

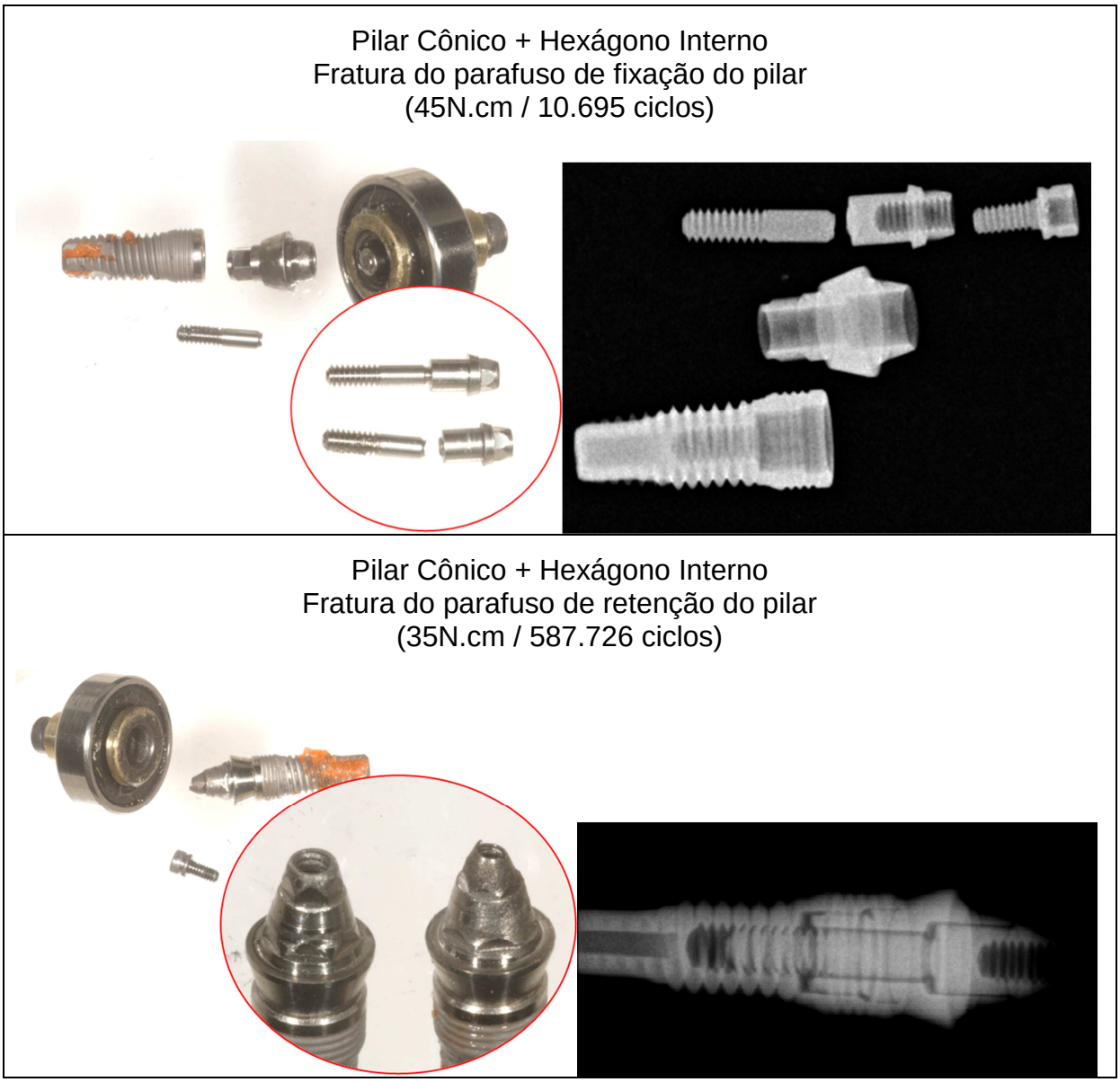


Figura 74: Modo de Falha do sistema Pilar Cônico com implante de hexágono interno.

5.2.3 Imagens de microscopia eletônica de varredura

As imagens da microscopia não permitiram uma correta vizualização dos detalhes da fratura dos componentes dos sistemas de implantes. O método de desinclusão utilizado provocou contaminação das amostras com resina em sua superfície. As imagens nos permitem observar falha do processo de desinclusão da amostra, a qual torna a resina liquefeita e desta forma obliterando todos detalhes do metal do implante. Assim, as imagens do MEV foram comprometidas para a avaliação do modo de falha (Figura 75). Modificações no método de desinclusão precisam ser revistas para permitir a obtenção das imagens e complementar o entendimento das falhas de cada grupo.

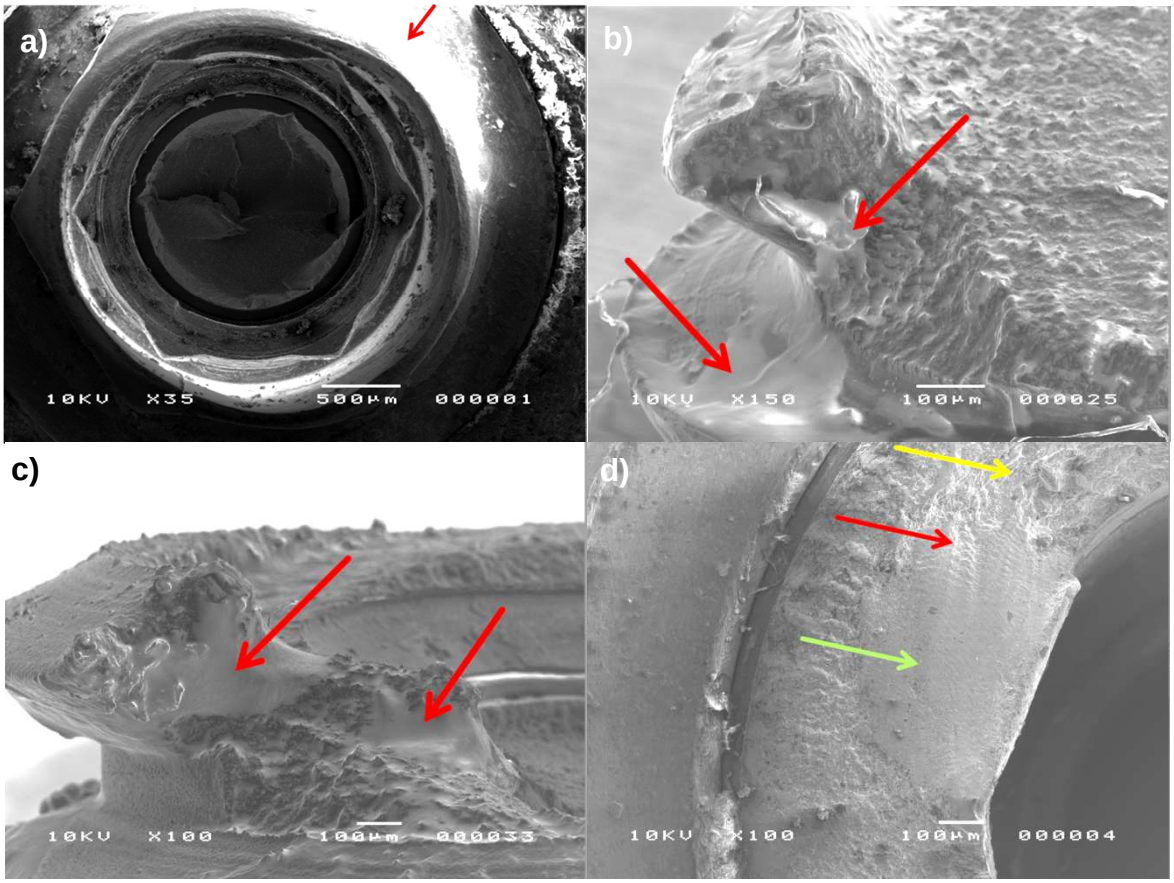


Figura 75: Imagens do MEV. A) Brilho excessivo causado pela resina (seta). B) e C) Setas mostram o aspecto de impregnação da resina comprometendo as imagens. D) A imagem quando limpa, nos permite observar superfícies porosas (seta amarela), linhas de fadiga (seta vermelha) e áreas lisas (setas verdes).

5.2.4 Avaliação do destorque final

As amostras sobreviventes, ou seja, sem nenhum envolvimento com fratura ou soltura, tiveram o destorque mensurado, e a tabela 9 expõe a sua distribuição por faixa de torque encontrado.

Tabela 9: Valores do destorque dos parafusos das amostras sobreviventes (N.cm)

Ucla+Hexágono Externo (ipf=32 N.cm)	n
0-10 (Parafuso de fixação)	4
10-20(Parafuso de fixação)	2
20-30(Parafuso de fixação)	1
Pilar Cônico+ Hexágono Externo (ipf=20 N.cm) (ipr=10 N.cm)	
0-10 (Parafuso de fixação)	5
0-10 (Parafuso de retenção)	5
Ucla+ Hexágono Interno(ipf=20 N.cm)	
0-10 (Parafuso de fixação)	7
Pilar Cônico + Hexágono Interno (ipf=20 N.cm) (ipr=10 N.cm)	
0-10 (Parafuso de fixação)	2
10-20 (Parafuso de fixação)	5
0-10 (Parafuso de retenção)	7

ipf= valor inicial do parafuso de fixação, ipr= valor inicial do parafuso de retenção.

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

O uso de dispositivos de flexão rotativa na odontologia é consagrado na literatura (WISKOTT et al., 1991; LLOBELL et al., 1992; BUTSON et al., 1993; WISKOTT et al., 1994; WISKOTT et al., 1996; BASTEN et al., 1996; LEE et al., 1997; PRESS et al., 2001; KHRAISAT et al., 2002; WISKOTT et al., 2004; QUECK et al., 2006; QUECK et al., 2008; NGUYEN et al., 2009, RIBEIRO et al., 2011; SEETOH et al., 2011). Mas é importante salientar que o dispositivo de Ferreira (2010) é o único de autoria e propriedade brasileira.

Este dispositivo apresentou após as modificações propostas por esta pesquisa, configurações próximas aos padrões dos dispositivos de flexão rotativa estabelecidos, desenvolvidos e aperfeiçoados por H.W. Anselm Wiskott e Jack I. Nicholls ao longo das últimas duas décadas. Entretanto, existem diferenças entre os ensaios destes grupos quando comparados aos desenvolvidos no dispositivo de Ferreira (2010) (Tabela 10).

Tabela 10: Comparação entre as configurações dos estudos que utilizam dispositivos de flexão rotacional.

Autor (Ano)	Frequência	Limite Máximo de Ciclos	Angulação	Carga
Wiskott et al. (1991)	1,16 Hz (2,5 Hz)	Até fraturar	90°	294,2 a 686,5 MPa
Llobell et al. (1992)	30 Hz	$2x10^6$	90°	10,34 MPa
Buston et al. (1993)	30 Hz	Até fraturar	90°	241,3 Mpa
Wiskott et al. (1994)	1,5, 10,15 Hz	$1x10^6$	90°	133, 0 a 175,8 MPa.
Basten et al. (1996)	16 Hz	Até fraturar	30°	70 N.cm
Wiskott et al. (1996)	16,7 Hz	$1x10^6$	90°	9,07 a 43,9 N.cm
Lee et al. (1997)	30 Hz	Até fraturar	90°	241,3 MPa
Khrasait et al. (2002)	1,25 Hz	$1,8 x10^6$	30°	200 N.cm
Wiskott et al. (2004)	16,7 Hz	$1x10^6$	90°	15-140 N.cm
Queck et al. (2006)	14 Hz	$5x10^6$	45°	35 N.cm
Wiskott et al. (2007)	16,7 Hz	$1x10^6$	90°	15 a 140 N.cm
Queck et al. (2008)	14 Hz	$5x10^6$	45°	35 N.cm
Nguyen et al. (2009)	10 Hz	$5x10^6$	45°	35 N.cm
Ferreira (2010)	18Hz	$5x10^6$	45°	35 N.cm
Ribeiro et al. (2011)	16,7Hz	$1x10^6$	90°	40 a 60 N.cm
Oliveira-Neto (2011)	18Hz	$5x10^6$	45°	35 N.cm
Seetoh et al. (2011)	10 Hz	$5x10^6$	45°	35 N.cm
Oliveira-Neto (2013)	16Hz	$1x10^6$	45º	15 a 90 N.cm

As alterações propostas por este estudo ao dispositivo de Ferreira (2010) modificaram a sua efetividade e funcionamento. Com a utilização do novo porta-rolamento, o momento de força aplicado aos corpos de prova ficou dentro da média encontrada na literatura, como visto na tabela 10. Este acessório seguiu os princípios adotados por Queck et al., (2006), no qual uma extensão para trás e para baixo projeta virtualmente o vetor componente da força lateral para à frente da interface implante-intermediário protético, ampliando a efetividade do momento de força carga. No nosso estudo, o porta rolamento apresentou a possibilidade de alterar a posição da carga em 06 níveis (0; 0,5; 1,5; 2,5; 3,5;4,5) o que permite realizar ensaios dentro de uma maior faixa de momento de força, atingindo o máximo de 90 N.cm.

Com o emprego deste novo porta-rolamento também se evitou a necessidade de expandir as medidas do compartimento de carga para ampliar o momento de força, o que consequentemente exigiria uma reformulação do sistema de suporte do motor, modificando a altura e largura das suas hastes verticais e provavelmente perderia o seu tamanho compacto (Altura=20cm, Largura=40cm, Profundidade=30cm). Ademais, o uso de carga mediante esferas de chumbo e a alteração do braço de alavanca por meio de um sistema de orificios, torna desencessário a calibração da carga deste dispositivo de flexão.

Neste trabalho, eventos de soltura do implante do receptáculo ficaram limitados apenas ao estudo piloto, quando utilizado a resina epóxi. Na literatura, esta fixação do implante tem sido feito de diferentes formas seja com utilização do receptáculo em metal com bainha de acetato (WISKOTT et al., 2004), em alumínio (WISKOTT et al., 2007) ou com inclusão em resina epóxi (QUECK et al,. 2005; QUECK et al., 2008; NGUYEN et al., 2009).

A utilização de um receptáculo todo em metal é capaz de danificar as roscas do implante durante a intalação e fixação, consequentemente produzindo um padrão de concentração de tensão diferenciado, com deformação das suas roscas, como visto por Oliveira-Neto (2011). Na pesquisa de 2011, foi utilizado como metodologia de fixação um receptáculo metálico, assim como prescrito po Wiskott et al. (2007) utilizando um contra parafuso apertado e aplicação de 45N na instalação,

a presença de solturas de implante usando esta metodologia conduziram aos testes com resina.

Embora alguns estudos comentem a necessidade do método de fixação apresentar similaridade com o modulo de elasticidade do tecido ósseo (BASTEN et al., 1996; QUECK et al., 2005; QUECK et al., 2008; NGUYEN et al., 2009; SEETOH et al., 2011) outros defendem que o mecanismo seja capaz de fixar a ponto de induzir a fratura do parafuso e não o seu afrouxamento (WISKOTT et al., 2004; WISKOTT et al., 2007; RIBEIRO et al., 2011).

Os pesquisadores que fazem uso da resina epóxi (BASTEN et al., 1996; QUECK et al., 2005; QUECK et al., 2008; NGUYEN et al., 2009; SEETOH et al., 2011) utilizam a aplicação de 35N.cm, e talvez por este motivo não apresentem episódios de soltura de implante, nossos resultados mostraram que a ampliação do momento de força provocou a soltura do implante da resina epóxi utilizada. Estudos utilizando resina acrílica em flexão rotacional não são encontrados na literatura, sendo nosso trabalho o primeiro a utilizar.

O sistema de contagem do número de ciclos do dispositivo de Ferreira (2010) é confiável devido ao seu sensor de efeito hall, mas vulnerável a queda de tensões, reiniciando o número de ciclos quando a energia é cortada. Para contornar este tipo de intercorrência, a instalação de uma fonte de alimentação ininterrupta (*NoBreak*) foi acoplada ao dispositivo visando sustentar a rede elétrica pelo tempo necessário para a finalização das operações em andamento. O *NoBreak* foi capaz também de melhorar a qualidade da energia elétrica, produzindo fornecimento constante capaz de padronizar a frequência do dispositivo em 16Hz durante todos os ensaios até $1x10^6$ ciclos.

Os estudos que utilizam a metodologia de *Staircase Analysis* não avaliam a quantidade de ciclos necessárias para falhar, uma vez que os ciclos são referentes a forças de potencial diferente. Logo, é natural de se esperar que amostras cicladas com menor estresse demorem mais para falhar, e vice-versa. Cientes deste raciocínio, este trabalho contabilizou os ciclos das falhas com finalidade observatória.

Oliveira-Neto (2011) relatou o descarte de amostras devido ao superaquecimento do rolamento, os quais apresentaram aumento do atrito perceptível ao manuseio com as mãos e a presença de ruído no funcionamento do teste, ambos sugestivos de falha no deslizamento das esferas internas do rolamento o que tende a deixá-las mais lentas. O autor sugeriu que este aspecto poderia estar associado à alta rotação utilizada neste dispositivo (18Hz) e consequente aumento da temperatura no corpo de prova. Entretanto, a nossa pesquisa atual utilizou frequência de rotação similar (16Hz) mas não apresentou este tipo de falha, porém este aspecto pode ter sido contornado pela utilização de um limite máximo de ciclos inferior ($1x10^6$) quando comparados ao estudo de 2011 com $5x10^6$ ciclos.

O efeito da frequência elevada sobre a temperatura no espécime testado e suas consequências na propagação de trincas ainda é incerto (WISKOTT et al.,1991), e aumentar esta frequência acima dos 2Hz estabelecidos para a mastigação humana pode desviar os resultados quando comparados aos encontrados na clínica (WISKOTT et al., 1994).

A frequência utilizada está diretamente relacionada ao tempo de realização do ensaio, e este foi uma constante preocupação em todas as pesquisas envolvendo dispositivos de flexão rotacional descritas neste trabalho. Como estes dispositivos trabalham geralmente ciclando um corpo de prova por vez, o elevado limite superior de ciclos associado a uma frequência baixa torna demorado o andamento da pesquisa. Utilizando o dispositivo de Ferreira (2010), Oliveira-Neto (2011) necessitou para completar $5x10^6$ ciclos a uma frequência de 18 Hz de aproximadamente 03 dias por corpo de prova.

Considerando a variação de metodologia exposta na tabela 10, um número padrão para a quantidade máxima de ciclos ainda é incerto, mas a utilização de um número menor ($1x10^6$), associado à metodologia de *Staircase*, nos permitiu ensaiar um corpo de prova em no máximo 17 horas, e nos casos que falharam foi possível realizar pelo menos duas amostras por dia por não se atingir o número máximo de ciclos. Mesmo o tempo sendo um fator importante e sempre ressaltado em qualquer ensaio de fadiga, os testes deveriam idealmente utilizar a velocidade de flexão aos quais os materiais são submetidos clinicamente (LLOBELL et al., 1992).

De fato, nota-se também uma preocupação ao longo do desenvolvimento dos dispositivos de flexão rotacional visando estabilizar a temperatura dos corpos de prova, especialmente nos estudos com frequências elevadas de rotação, e observa-se a adição de um gotejador de água por Llobell et al.(1992) que mais tarde foi adotado também por Wiskott et al.(1996). As modificações adotadas nesta pesquisa não visavam a resolução deste aspecto, entretanto o dispositivo de Ferreira (2010) poderia também adotar este mecanismo de gotejamento ou outro método de estabilização da temperatura, uma vez que Shemtov-Yona et al. (2012) mostraram a influência negativa da umidade em ensaios de fadiga desenvolvidos com implantes.

Vários fatores vêm sendo descritos na etiologia das fraturas de implantes e componentes, incluindo sobrecarga oclusal, posição inadequada do implante, ajuste inadequado da prótese, design da prótese, perda óssea progressiva, fadiga do metal, diâmetro do implante, defeitos de fabricação, e a atividade corrosiva (CONRAD et al., 2008)

Os implantes dentários são responsáveis pela transferência da força apliacada na prótese para os tecidos ósseos circunjacentes. O seu *design* é responsável pela distribuição e dissipação destas forças. O processo utilizado para modificar o desenho de implantes deve se iniciar com a identificação de problemas clínicos, que combinados com soluções da área da Engenharia permitam alcançar os objetivos clínicos (MISCH, 2006).

A literatura sobre *design* de implantes demonstra um empirismo sobre aspectos mecânimos da geometria dos seus sistemas, e a principio demonstram extrema preocupação com fatores biológicos que visem uma boa peformance clínica através de uma boa qualidade da interface osso-implante, como: materiais biocompatíveis, torque de remoção, estabilidade primária, superfícies osteogênicas (MCGLUMPHY et al., 1998; SMITH, 1993).

O desenho dos sistemas de implantes apresentam componentes geométricos que podem ou não melhorar a transmissão de forças ao tecido ósseo, e reduzir ou não sua movimentação/estabilidade, e estes são fatores críticos que podem influenciar na sobrevida (SMITH, 1993).

É interessante entender que falhas na confecção e projeto geométrico dos implantes e componentes implicarão na modificação das transferências das forças oclusais. Essas forças utilizarão todas as peças das próteses sobe implante para se dispersar pelo tecido ósseo, sendo assim, responsável por uma tensão capaz de promover aposição ou reabsorção óssea.

A distribuição e dissipação de forças são dependentes da geometria do sistema de implante e de sua respectiva prótese, como podemos observar os diferentes desempenhos encontrados no nosso estudo e em outros trabalhos (BASTEN et al., 1996; KHRAISAT et al., 2002; WISKOTT et al., 2004; QUECK et al., 2006; QUECK et al., 2008; NGUYEN et al., 2009, RIBEIRO et al., 2011, SEETOH et al., 2011). Os nossos resultados apontados pelo cálculo da resistência à fadiga (F50) nos mostram uma superioridade dos sistemas de um parafuso (UCLA) sobre os sistemas de dois parafusos (PILAR), independentemente do tipo de implante. Sendo que o sistema UCLA com implante de hexágono interno apresentou desempenho mais estável, e demonstrando maior confiabilidade do funcionamento comprovado pelo baixo desvio padrão do grupo, e padrão *up-and-down* desenvolvido no gráfico.

Nossos resultados corroboram outros estudos que compararam hexágono externo e interno, e desta forma presenciaram uma maior estabilidade do hexágono interno, e, portanto uma menor chance de fratura de seus parafusos (PITA et al., 2011; FREITAS-JUNIOR et al., 2012)

Apesar dos estudos com dispositivos de flexão rotacional apresentarem configurações diferentes (ângulo, força e frequência) e desta forma os resultados não podem ser de fato comparados, podemos observar que os componentes da marca brasileira Neodent® apresentaram resultados próximos ao da literatura internacional (Tabela 11). Vale ressaltar, que o principio de *Staircase Analysis* parte do ensaio de amostras em sequência, e que o fracasso de um corpo de prova é responsável pela alteração da F50 de seu grupo. Quando a sequência testada apresenta resultados continuamente sem falha, a F50 não é alterada, e quando a falha volta a ocorrer esse valor é então alterado. Seguindo esta lógica, o número de amostras é dependente do desenvolvimento durante o teste, e deve permitir a criação de um padrão de *up-and-down* no gráfico da *staircase*. Para esta

metodologia de *staircase*, observamos a frequente utilização de 30 corpos de prova para cada grupo (WISKOTT et al., 2004, WISKOTT et al., 2007; RIBEIRO et al., 2011) e por isso futuros estudos deverão utilizar grupos maiores o que tornará os resultados com o dispositivo de Ferreira (2010) mais consistentes.

Tabela 11: Comparação entre a resistência a fadiga após ensaio com dispositivo de flexão rotacional*

Autor (ano)	Marca comercial	Sistema Protético	Conexão do implante	Resistência (F50)
Wiskott et al. (2004)	Straumann	Screw-retained composite core	ITI implants (SynOcta)	16,3
		Cemented cast-post		28,5
		Ceramic Octa Conector 35 N.cm		54,5
		Ceramic Octa Conector 15 N.cm		47,5
		Metal Octa Conector 35 N.cm		58,8
		Standard abutment 35 N.cm		55,0
		Standard abutment 70 N.cm		66,3
		Standard abutment 140 N.cm		77,5
Wiskott et al. (2007)	Nobel Biocare	Easy abutment	Replace Select (Cone interno)	71,83 ± 5,49
		Easy abutment – no internal conection		70,17 ± 3,33
		Multi unit abutment		53,50 ± 4,77
		Zirconia abutment		57,17 ± 3,98
		Alumina abutment		56,43 ± 6,23
Ribeiro et al. (2011)	Conexão	Minipilar	Hexágono Externo	53,5 ± 7,80
			Hexágono Interno	45 ± 3,40
			Cone Morse (com indexador)	44 ± 2,49
Oliveira-Neto	Neodent	Ucla	Hexágono Externo	47,50 ± 8,33
		Ucla	Hexágono Interno	47,50 ± 2,93
		Pilar Cônico	Hexágono Externo	41,25 ± 0,57
		Pilar Cônico	Hexágono Interno	34,17 ± 7,43

*Somente foram incluídas pesquisas que realizaram *Staircase Analysis* em implantes.

Os sistemas de pilar cônico apresentaram menores valores de resistência à fadiga (41,5N para hexágono externo e 34,17N para interno) quando comparados ao sistema UCLA associado aos dois implantes, ambos 47,5N, entretanto é necessário entender que o bom desempenho mecânico deve estar associado a um modo de falha clinicamente reparável. A menor resistência dos grupos com pilar cônico está associada às falhas do parafuso do cilindro, o qual apresentou fratura ou soltura.

A soltura completa é um modo de falha de fácil reparo clínico, o qual possibilita o reposicionamento da prótese e aperto do parafuso, desta forma nossa filosofia não corrobora com a de Ribeiro et al. (2011), os quais conduziram o ensaio aumentando o torque recomendado pelo fabricante para o parafuso do pilar visando induzir a fratura do parafuso e não o seu afrouxamento. Desta forma, estes autores não consideraram a soltura de parafusos como uma falha do sistema de implantes testado, e sim do ensaio como um todo. Além de evitar a falha por soltura, o aumento do torque pode induzir tensões às quais podem não estar previstas pelo fabricante, e sabe-se que a tolerância à alteração do torque é dependente do design do estabelecido para cada modelo (QUECK et al., 2006; QUECK et al., 2008)

De uma maneira geral, a tensão atuante nos parafusos é maior em uma área exposta da rosca ou não rosqueada, esta área fora do abraçamento é normalmente a mais crítica (KHRAISAT et al., 2002; NORTON, 2003). O engajamento existente entre as cristas e raiz das roscas permite um contato suficiente teoricamente ideal para formar um conjunto de atuação mecanica única (Figura 76). Este raciocínio segue o conveniente pensamento de que todas as roscas vão se engrenar uniformemente, entretanto devido a imprecisões nas zonas de tolerância, este engrenamento pode ficar comprometido, sendo reduzido ao contato das primeiras roscas (Norton, 2003).

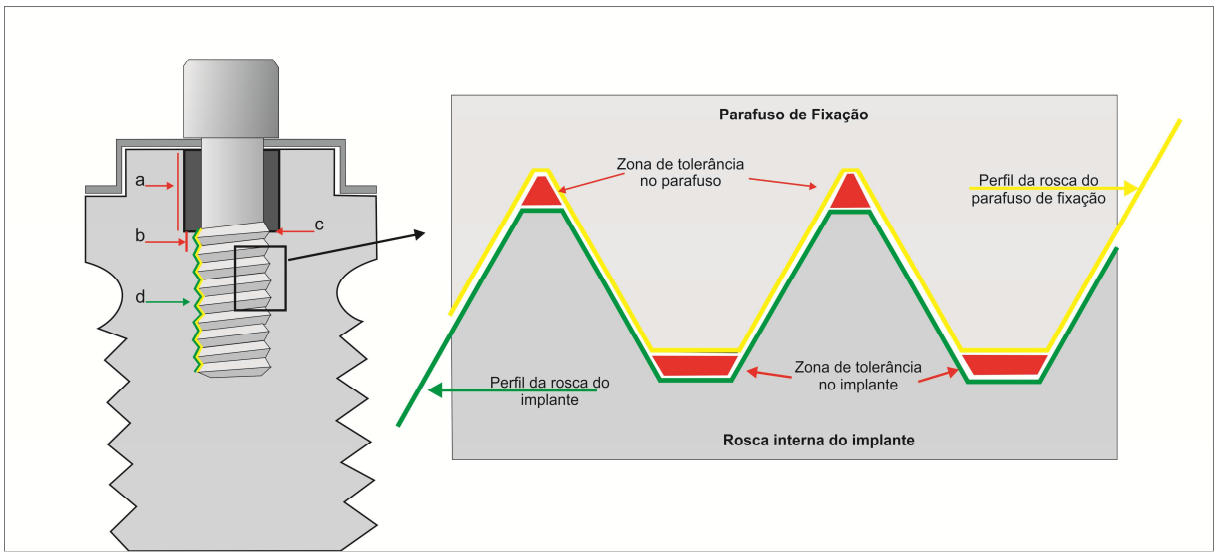


Figura 76: Exemplificação da geometria do implante de hexágono externo, com detalhe no parafuso de fixaçao com zona sem área rosqueável (a), da zona frágil das primeiras roscas (b), da zona de apoio da primeira rosca (c), e representação do engajamento do parafuso e do implante (d), e em detalhe a visualização do perfil da adaptação das roscas e suas respectivas zonas de tolerância.

Nesta pesquisa, as fraturas parafusos de fixação dos grupos de hexágono externo ocorreram em proximidade a zona não rosqueada fraturando entre a 2ªe 3ª rosca do parafuso de fixação. É interessante observar que esta região coincide com zona de afunilamento do pescoço do implante (Figura 77A), o acúmulo de tensão nesta área é coerente com as fratura encontradas nesta região e demonstradas na seção resultados (Figura 77B). Desta forma, concordamos com Queck et al., (2006) que o parafuso do intermediário não é a única parte propensa a falhas, e assim os implantes estariam sujeitos a fraturas, desde que eles passem a ser o elo fraco do sistema.

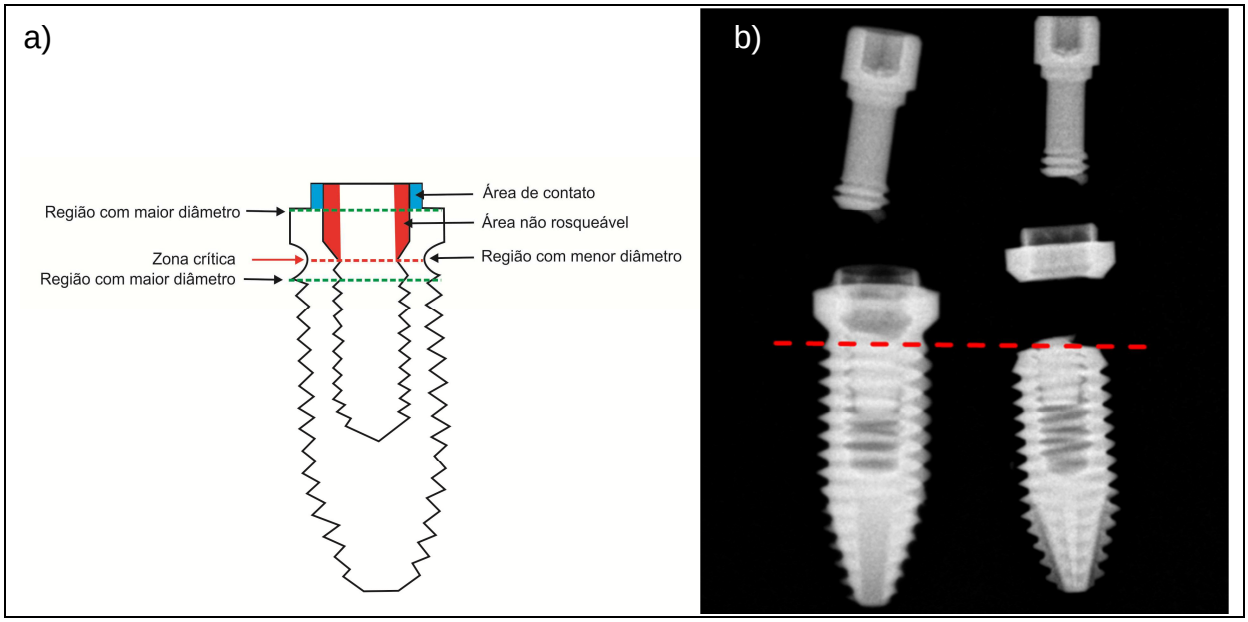


Figura 77: A) Esquema ilustrativo, demonstrando a região sem apoio da parte não rosqueável, e a fragilidade na zona do pescoço do implante de hexágono externo. B) Delimitação da zona crítica nos espécimes, com diferentes graus de severidade da falha.

A concentração de tensão nas primeiras roscas em contato também foi observado no estudo Freitas-Júnior et al., 2012, na qual o modo de falhas para o hexágono externo acontece em torno da 3ª rosca do parafuso de fixação (Figura 78), informação esta compatível com os dados encontrados na nossa pesquisa.

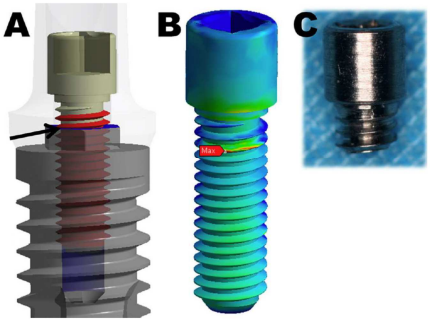


Figura 78: Ilustrações do estudo de Freitas-Júnior et al., 2012, demonstrando a zona de acumulo de tensão nas primeiras roscas do parafuso de fixação, correspondente também a área sem rosqueamento no implante, neste modelo em um nível acima da plataforma.

Para implantes de hexágono interno, o modo de falha mais comum para o grupo UCLA foi no seu próprio componente, com maior incidência de fratura nas partes de menor diâmetro (Figura 79a). Já o grupo pilar cônico apresentou maior frequência para falhas no parafuso do cilindro. Este comportamento nos dois grupos sugere o funcionamento em corpo único entre a conexão de hexágono interno e o implante, com o qual supostamente as tensões passam a ser transferidas para as regiões mais frágeis que este conjunto (Figura 79b,c). Além disso, o diâmetro cervical (pescoço) é maior que o diâmetro do corpo e provavelmente mais apto a tolerar tensões inadequadas.

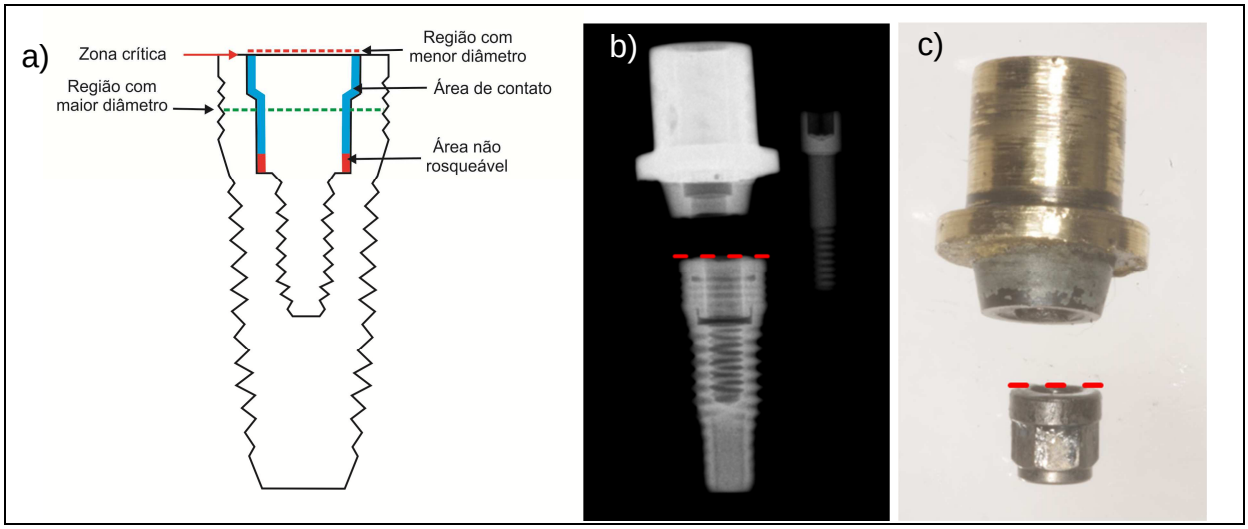


Figura 79: a) Esquema ilustrativo do implante de hexágono interno, a área demarcada em azul corresponde ao acoplamento do hexágono no interior do implante, e sua adaptação nesta região faz com que o conjunto transfira as tensões para áreas mais frágeis como a representada pela delimitação em vermelho, correspondete a parte mais fina do intermediário (b) e(c).

O estudo com elemento finito de Freitas-Júnior et al., 2012 também demonstrou um modo de falha e padrão de acumulo de tensão para o hexágono interno compatível com o encontrado na nossa pesquisa (Figura 80).

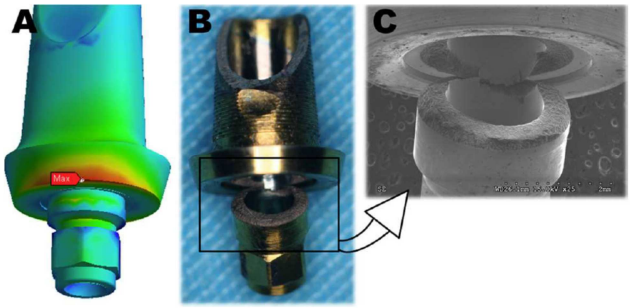


Figura 80: Ilustrações do estudo de Freitas-Júnior et al., 2012, demonstrando a zona de acumulo de tensão na região mais fina do intermediário de hexágono interno.

Em 2000, Binon demonstrou em seu estudo a extensa variedades de implantes e componentes encontradas no mercado. Mas embora todos estes modelos apresentem um *design* similar que permitam em alguns casos a alternância entre seus componentes, o raciocínio sobre o quanto os detalhes geométricos influenciam na sua biomecânica não é evidente (SMITH, 1993).

A macrogeometria dos implantes são desenvolvidas com conceitos de macrorentenções (sulcos, fendas e poros) que sofrem modificações por tratamentos de asperização de superfície para otimizar a osseointegração mas podem alterar sua forma de concentração de tensões (SMITH, 1993). Neste âmbito, as roscas dos implantes são sempre vistas como um aspecto de estimulo a formação óssea através da ampliação da área de contato e dissipação adequada de forças, mas futuros estudos podem avaliar sua influência na resistência mecânica dos implantes.

Além das diferenças da resistência à fadiga, observou-se um comportamento na redução do destorque final das amostras sobreviventes. Apesar desta diminuição do destorque, as amostras não apresentavam afrouxamento suficiente que permitisse o desenvolvimento de algum grau de mobilidade tanto para o UCLA® quanto para o Pilar Cônico. Os parafusos de retenção do cilindro do pilar cônico parecem ser menos afetados que os parafusos de fixação, estes perderam pelo menos 10 N.cm em relação ao torque inicial. No grupo de UCLA com implante com hexágono externo, 04 amostras perderam 20 N.cm, diferente do grupo de hexágono interno, que apresentaram perda de 10 N.cm, sugerindo uma maior

estabilidade desta conexão. Devido à grande amplitude de valores do sistema de mensuração do torque final, por trabalhar em faixas e não em valores absolutos, não podemos afirmar que o parafuso de retenção deste cilindro não teve redução no torque. Mensurações mais precisas do torque como descrito por Stüker et al. (2008) podem ser utilizadas nos futuros estudos.

As diferenças no design e no material dos parafusos do intermediário podem também modificar o resultado nos ensaios mecânicos (QUECK et al, 2006). Os estudos de Stüker et al. (2008) demonstraram que o parafuso de ouro mantem uma pré-carga maior que o parafuso de titânio. No presente estudo foi utilizado o parafuso Neotorque® (Neodent), e segundo informações do fabricante contém uma aplicação de uma fina película com base em carbono que promove menor coeficiente de atrito resultando em aumento da pré-carga. Estudos comparando a diferença na manutenção da pré-carga em parafusos com superfície de ouro, titânio ou carbono não foram encontrados até o término deste trabalho.

O afrouxamento dos parafusos protéticos foi relatado como um dos fatores observados antes da fratura de implantes (ECKERT et al., 2000; QUECK et al., 2006). Pode-se presumir então que os pacientes devem procurar tratamento desta complicação protética de afrouxamento dos parafusos antes que ele possa avançar para a sua fratura ou do implante.

Quanto a ausência de fraturas na parte mais superior do corpo dos intermediários, Queck et al. (2006), ressalta que a utilização de análogos de prótese em bronze como o utilizado nesta pesquisa, associado ainda ao abraçamento por rolamentos inerentes a este tipo de ensaio, podem efetuar um efeito protetor nesta região, eliminando assim a possibilidade de falhas nesta área do componente. A solicitação aos fabricantes dos sistemas de implante de componentes usinados especialmente para a adaptação no rolamento eliminaria a necessidade de etapas de fundição e usinagem trazendo mais fidelidade nos resultados por reduzir manipulação da amostra prévia aos ensaios.

Ainda é difícil dizer quais os métodos de testes mecânicos e físicos são relevantes para predizer o desempenho clínico de um material testado, entretanto os resultados das pesquisas laboratoriais podem inferir as possibilidades na clínica. As fraturas nos implantes e componentes estão relacionadas aos seus diferentes

designs e combinações de uso (QUECK et al., 2008). Em ensaios mecânicos que visem a fadiga do material observamos onde as fraturas são possíveis de ocorrer, e nos permitem estabelecer onde é o local mais provável dela ocorrer *in vivo*. Nossa pesquisa apontou alguns modos de falhas laboratoriais em quatro grupos comumente utilizados na clínica odontológica brasileira, e estes modos de falhas são compatíveis com achados clínicos, como observado no caso representado na figura 81.

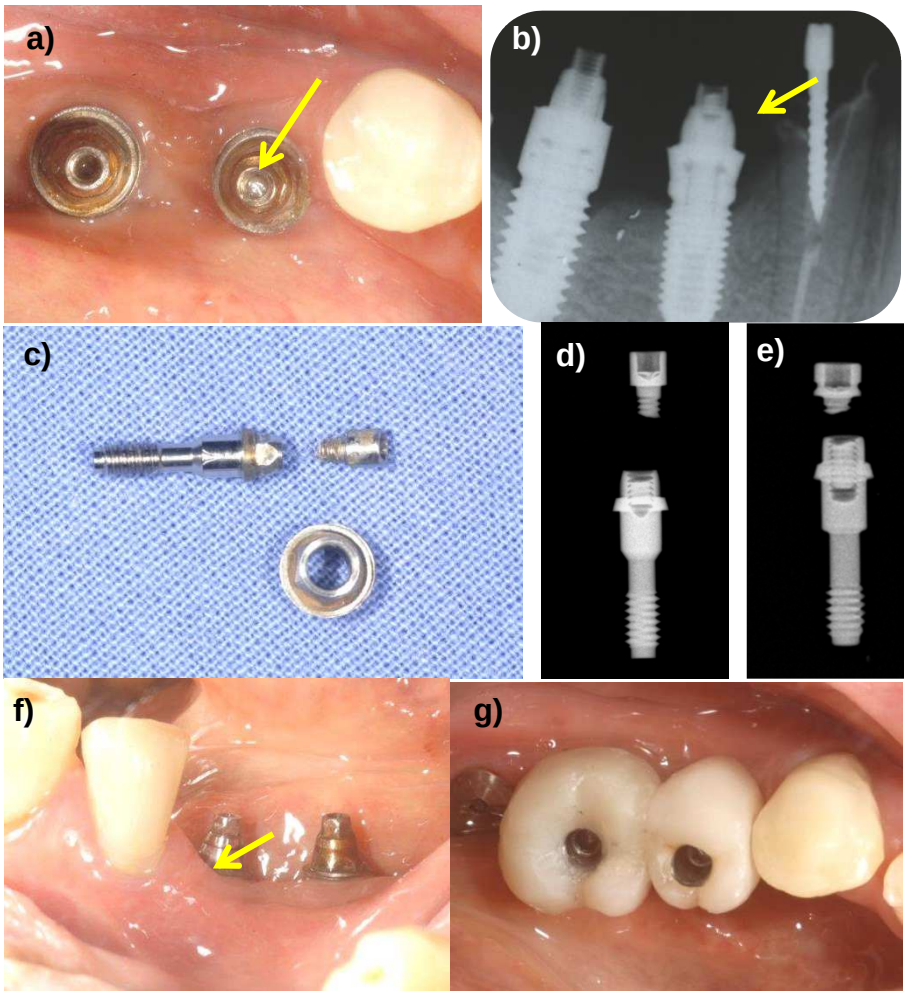


Figura 81: Caso clínico de fatura de parafuso do cilindro de pilar cônico, ilustrando a similaridade entre os resultados laboratorias desta pesquisa. A) Pilar conico com parafuso de rentenção do cilindro fraturado (seta). B) Radiogragia periapical constatando a parte apical do parafuso de renteção dentro do parafuso de fixação (seta) C) Detalhe do pilar conico removido D) Radiografia do pilar cônico fraturado na clínica (Conexão Sistema de Próteses®) E) Radiografia do pilar conico fraturado no ensaio laboratorial (Neodent®), apesar de marcas diferentes, produziram um padrão de falha similar. F) Reposição do parafuso de fixação (seta) E) Prótese instalada, sem grandes prejuizos ao paciente.

É fundamental que o design dos sistemas de implantes sejam elaborados concebendo a possibilidade de fratura. Idealmente, o melhor projeto permitiria que uma fratura ocorresse em componentes que são mais facilmente substituíveis *in vivo*, com mínimo trauma ao paciente, tempo clínico e custos reduzidos (BASTEN et al., 1996; KHRAISAT et al., 2002). Quando a interface implante-intermediário é estável, as falhas tendem a ocorrer no ponto mais fraco do sistema (QUECK et al., 2008), o que seria muito prejudicial ao paciente se ocorresse no implante. Por isso alguns autores recomendam que os parafusos protéticos devam ser concebidos como o elo mais fraco, porque é o componente mais facilmente substituído (BASTEN et al., 1996).

Seguindo este raciocínio, os dois grupos desta pesquisa que utilizaram Pilar Cônico apesar de apresentarem uma menor resistência à fadiga proporcionaram uma maior resolutividade clínica das falhas, sendo possivel trocar os parafusos dos cilindros sem prejuizos aos implantes. A recuperação de parafusos que fraturam dentro do implante representam um desafio clínico significativo (SEETOH et al., 2011) como exemplificado na figura 82.

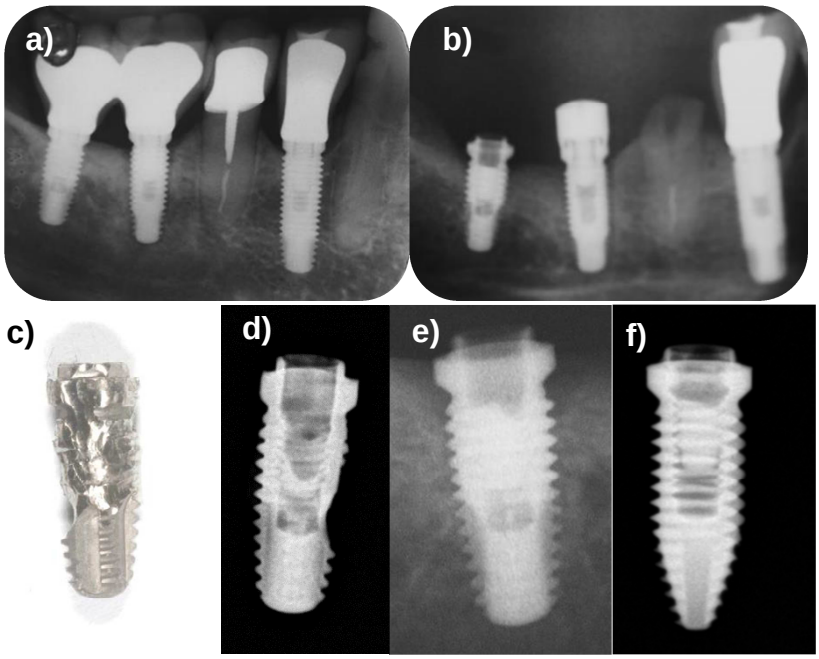


Figura 82: Caso clínico de fatura de parafuso de fixação. A) Protése em função B) Apos 02 anos de uso o parafuso de fixação do 2ºmolar fratura a nível das primeiras roscas e impossibilita sua remoção e/ou colocação de uma nova prótese. C) Após tentativas de recuperação, o implante com parafuso fraturado foi removido. D) Radiografia deste implante mostrando os danos e avarias realizados na tentativa de retirar o pedaço do parafuso de fixação F) Ampliação da radiografia clínica após a fratura para comparar com o modo de fratura laboratorial (G).

Um correto planejamento e execução do tratamento com implantes são necessários para minimizar o risco de falhas dos implantes e componentes (CONRAD et al., 2008). Na prática clínica, as restaurações sobre implante recebem forças multivetoriais durante seu uso, sujeitando o sistema a falhar. Neste âmbito, deve-se reconhecer que o papel da oclusão na implantodontia é o evidente controle destas forças.

O presente estudo foi realizado com diâmetros de implante comparáveis, pilares e metodologia idêntica tornando possíveis as comparações entre os grupos. Esta pesquisa traz novos horizontes para ampliar a utilização dos ensaios de flexão rotativa com o dispositivo de Ferreira (2010), podendo desmembrar novos trabalhos com alterações na metodologia como a utilização de outros sistemas de conexão (cone interno), resolução protética (mini-pilar), marcas de implantes (nacionais e internacionais), alterações de design (comprimento, diâmetro, formatos de roscas e macrogeometria diferenciada) e material dos componentes (Titânio puro ou combinado em liga, zircônia) objetivando, desta forma, compreender melhor a resistência à fadiga e modo de falha dos diversos componentes das próteses sobre implante.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Os resultados dos testes mecânicos realizados permitiram concluir que:

1. Os sistemas de um parafuso (UCLA) apresentaram resistência à flexão (F50) maior que os sistemas de dois parafusos (PILAR).
2. O sistema de um parafuso (UCLA) com implante de hexágono interno desenvolveram uma alta resistência à fadiga e desempenho mais estável.
3. Entretanto o modo de falha dos sistemas de dois parafusos (PILAR) é clinicamente melhor, permitindo reparo com a troca dos componentes protéticos.
4. Os dois sistemas com implantes de hexágono interno produziram modo de falha com maior facilidade de reparo que os de hexágono externo.
5. Os danos mais severos ocorreram nos dois sistemas de hexágono externo, com prejuízos ao implante que impossibilitam a confecção de novas próteses.
6. O método de desinclusão do implante da resina precisa ser revisto visando à obtenção de imagens sem artefatos.
7. A montagem do dispositivo de Ferreira (2010) com as modificações desenvolvidas por Oliveira-Neto permitiu a execução do ensaio nas variadas configurações, produzindo resultados clinicamente relevantes.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

(Formato Vancouver)

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.

Almeida EO, Freitas Júnior AC, Bonfante EA, Rocha EP, Silva NR, Coelho PG. Effect of microthread presence and restoration design (screw versus cemented) in dental implant reliability and failure modes. Clin Oral Implants Res. 2013 Feb;24(2):191-6.

al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. Int J Prosthodont. 2002;15(1):38-42.

Andersson B, Ödman P, Carlsson L, Brånemark PI. A New Brånemark Single Tooth Abutment: Handling and Early Clinical Experiences Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7:105–111.

Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M, Watts DC. Effects of thread features in osseo-integrated titanium implants using a statistics-based finite element method. Dent Mater. 2012 Aug;28(8):919-27.

Barbosa GA, Bernardes SR, das Neves FD, et al. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. Braz Dent J. 2008;19(4):358-63.

Basten CH, Nicholls JI, Daly CH,Taggart R. Load fatigue performance of two implant-abutment combinations. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11:522–528.

Becker W, Becker B. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. J Prosthet Dent 1995;74(1):51–55.

Behr M, Lang R, Leibrock A, Rosentritt M, Handel G. Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants Clin. Oral Imp. Res. 1998;9(1):51–58.

Berglundh T, Persson L, Klinge B: A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. J Clin Periodontol 2002; 29(Suppl. 3): 197–212.

Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. J Prosthet Dent. 1998;79(4):430-2.

Binon PP. Implants and Components: Entering the New Millennium. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15(1):76-95.

Binon PP. The Effect of Implant/Abutment Hexagonal Misfit on Screw joint Stability. Int J Prosthodont.1996:9:149-160.

Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. Int J Prosthodont. 1996;9(2):149-60.

Bressan E, Sbricoli L, Guazzo R, Tocco I, Roman M, Vindigni V, Stellini E, Gardin C, Ferroni L, Sivolella S, Zavan B. Nanostructured surfaces of dental implants. Int J Mol Sci. 2013 Jan 17;14(1):1918-31. doi: 10.3390/ijms14011918.

Broggini N, McManus L, Hermann J, et al. Peri-implant Inflammation Defined by the Implant-Abutment Interface. J Dent Res. 2006;85(5):473-478.

Broggini N, McManus LM, Hermann JS, et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. J Dent Res. 2003;82(3):232-7.

Butson TJ, Nicholls JI,Ma T, Harper RJ. Fatigue life of preceramic soldered and postceramic soldered joints. Int J Prosthodont 1993;6:468–474.

Cibirka RM, Nelson, SK, Lang, BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. J Prosthet Dent. 2001; 85: 268-75

Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, DA Silva N, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. J Oral Rehab. 2007;34(7):508-16.

Conrad HJ, Schulte JK, Vallee MC. Fractures related to occlusal overload with single posterior implants: A clinical report. J Prosthet Dent 2008;99:251-256

Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of Incidence and Associated Factors with Fractured Implants: A Retrospective Study. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:662–667

Ferreira, RF. Idealização e desenvolvimento de um dispositivo para avaliação de resistência da interface implante-intermediário protético por meio de ensaios cíclicos de flexão rotativa [Dissertação] Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2010.

Freitas-Júnior AC, Rocha EP, Bonfante EA, Almeida EO, Anchieta RB, Martini AP, Assunção WG, Silva NR, Coelho PG. Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. Dent Mater. 2012 Oct;28(10):e218-28.

Gil FJ, Aparicio C, Manero JM, Padros A. Influence of the height of the external hexagon and surface treatment on fatigue life of commercially pure titanium dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009 Jul-Aug;24(4):583-90.

Goodacre CJ, Kan JYK, Rungcharassaeng K. (1999) Clinical complications of osseointegrated implants. J Prosthet Dent. 81:537–552.

Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. Clin Oral Implants Res. 2012 Oct;23 Suppl 6:202-16.

Hass R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Brånemark single tooth implants. J Prosthet Dent. 1993;73(3):274-279.

Hawbolt EB, Macentee MI. Effects of Fatigue on a Soldered Base Metal Alloy, J Dent Res. 1983: 62;1226-1228.

Hobkirk JA, Wiskott HWA. Biochemical aspects of oral implants. Consensus report of Working Group 1.Clin. Oral Imp. Res., 17 (Suppl. 2), 2006; 52–54.

Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8(6):635-40.

Jemt T, Lindén B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup Int J Oral Maxillofac Implants. 1992;7(1):40-4.

Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. J Dent. 1993 Aug;21(4):203-8.

Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. Clin. Oral Impl. Res. 2008; 19: 119–130

Karlsson U, Gotfredsen K, Olsson C. A 2-year report on maxillary and mandibular fixed partial dentures supported by Astra Tech dental implants. A comparison of 2 implants with different surface textures. Clin Oral Impl Res. 1998;9(4):235–242.

Kastenbaum F. Lewis S, Naert I. Palmquist C. The EsthetiConetm abutment; three-year results of a prospective multicenter investigation. Clin Oral Impl Res 1998: 9: 178-184.

Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. J Prosthet Dent. 2004;91(4):326-34.

Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. J Prosthet Dent. 2002;88(6):604-10.

Lee WV, Nicholls JI, Butson TJ, Daly CH. Fatigue life of a Nd:YAG laser-welded metal ceramic alloy. Int J Prosthodont.1997;10: 434–439.

Levine Ra, Clem DS, Wilson TG, Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: preliminary results at 6 or more months of loading. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997;12(2):237-42.

Lewis S, Beumer J, Hornburg W, Moy P. The "UCLA" Abutment. Int J Oral Maxillofac Implants 1988;3:183-189.

Lewis S. An Esthetic Titanium Abutment: Report of a Technique. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991;6:195-201.

Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. J Prosthet Dent. 1992 Apr;67(4):509-15.

Llobell A, Nicholls JI, Kois JC, Daly CH. Fatigue life of porcelain repair systems. Int J Prosthodont 1992;5:205–213.

McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. Dent Clin North Am. 1998 Jan;42(1):71-89.

Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. Clin Oral Impl Res 1996;7:153-61.

Misch, CE. Prótese sobre implantes. 1ªed: Santos, 2006.

Nevins M, Langer B. The successful application of osseointegrated implants to the posterior jaw: a long-term retrospective study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8(4):428-32.

Nguyen HQ, Tan KB, Nicholls JI. Load Fatigue Performance of Implant–Ceramic Abutment Combinations. Int J Oral Maxillofac Implants 2009;24:636–646

Norton, RL. Projetos de Máquinas: Uma Abordagem Integrada. 2º Ed: Bookman, 2003.

Oliveira-Neto, LA. Avaliação de uma máquina de testes de flexão rotacional e seus efeitos em dois sistemas de implante de hexágono externo [Dissertação] Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2011.

Pita MS, Anchieta RB, Barão VA, Garcia IR Jr, Pedrazzi V, Assunção WG. Prosthetic platforms in implant dentistry. J Craniofac Surg. 2011 Nov;22(6):2327-31.

Press RJ, Phillips K, Nicholls J, Butson T. Effect of surface treatment on fatigue life of postceramic soldered joints. Int J Prosthodont 2001;14:239–244.

Priest G. Single tooth implants and their role in preserving remaining teeth: A 10 year survival study. Int. J. Oral Maxillofac. Implants; 1999; 14:181-188.

Quek CE,Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: Effect of diameter. Int J Oral Maxillofac Implants 2006;21:929–936.

Quek HC,Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: Effect of torque level and implant system. Int J Oral Maxillofac Implants 2008;23:253–262.

Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997 May-Jun;12(3):360-70.

Ribeiro CG, Maia MLC, Scherrer SS, Cardoso AC, Wiskott HWA. Resistance of three implant-abutment interfaces to fatigue testing. J. Appl. Oral Sci. 2011; 19(4): 413-420.

Ricomini Filho AP, Fernandes FSF, Straioto FG, Silva WJ, Del Bel Cury AA. Preload Loss and Bacterial Penetration on Different Implant-Abutment Connection Systems. Braz Dent J (2010) 21(2):123-129

Seetoh YL, Tan KB, Chua EK, Quek HC, Nicholls JI. Load fatigue performance of conical implant-abutment connections. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011 Jul-Aug;26(4):797-806.

Shemtov-Yona K, Rittel D, Levin L, Machtei EE. The effect of oral-like environment on dental implants' fatigue performance. Clin Oral Implants Res. 2012 Dec 20. doi: 10.1111/clr.12084. [Epub ahead of print]

Smith DC. Dental implants: materials and design considerations. Int J Prosthodont. 1993 Mar-Apr;6(2):106-17.

Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti FH Jr, Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. J Periodontol. 2004 Sep;75(9):1233-41.

Stüker RA, Teixeira ER, Beck JCP, Costa NR. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. J Appl Oral Sci. 2008;16(1):55-8.

Sutow EJ, Jones DW, Hall GC. The Response of Dental Amalgam to Dynamic Loading, J Dent Res.1985;64:62- 66.

Walton JN, MacEntee MI. A prospective study on the maintenance of implant prostheses in private practice. Int J Prosthodont. 1997;10(5):453-8.

Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8(1):19-31.

Wilkinson EG, Haack DC. A Study of the Fatigue Characteristics of Silver Amalgam. J Dent Res 1958; 37:136-143.

Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC.Fatigue resistance of soldered joints: A methodological study.Dent Mater 1994;10:215–220.

Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC.The relationship between abutment taper and resistance of cemented crowns to dynamic loading. Int J Prosthodont 1996;9:117–139

Wiskott HW, Nicholls JI,Taggart R. Fatigue strength of a Au-Pd alloy/585 solder combination. J Dent Res 1991;70:140–145.

Wiskott HW, Pavone AF, Scherrer SS, Renevey RR, Belser UC. Resistance of ITI implant connectors to multivectorial fatigue load application. Int J Prosthodont 2004;17:672–679.

Wiskott HWA, Meyer M, Perriard J, Scherrer SS. Rotational fatigue-resistance of seven. Dental Materials 2007; 23: 1412–1419.

Wiskott HWA, Nicholls Jl, Belser UC, Stress fatigue: Basic principles and prosthodontic implications. Int J Prosthodont 1995;8.105-116.