



**PRÓ-REITORIA ACADÊMICA
DIRETORIA DE PESQUISA, EXTENSÃO E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE MESTRADO PROFISSIONAL EM ODONTOLOGIA**

MARCOS ROBSON FLINKERBUSCH SCHWANKE

**PRÓTESE FIXA COM CANTILÉVER SOBRE IMPLANTE ÚNITÁRIO:
AVALIAÇÃO DA SOBREVIVÊNCIA, MODOS DE FALHA
E TORQUE APÓS FADIGA**

MARINGÁ

2020



MARCOS ROBSON FLINKERBUSCH SCHWANKE

**PRÓTESE FIXA COM CANTILÉVER SOBRE IMPLANTE ÚNITÁRIO:
AVALIAÇÃO DA SOBREVIVÊNCIA, MODOS DE FALHA
E TORQUE APÓS FADIGA**

Dissertação formato artigo apresentada ao Programa de Mestrado Profissional em Odontologia, do Centro Universitário Ingá UNINGÁ, como parte dos requisitos a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração Prótese Dentária.

Orientadora: **Prof. Dra. Fernanda Ferruzzi Lima**

**MARINGÁ
2020**

FOLHA DE APROVAÇÃO

MARCOS ROBSON FLINKERBUSCH SCHWANKE

PRÓTESE FIXA COM CANTILÉVER SOBRE IMPLANTE ÚNITÁRIO: AVALIAÇÃO DA SOBREVIVÊNCIA, MODOS DE FALHA E TORQUE APÓS FADIGA

Dissertação em formato artigo apresentada ao Programa de Mestrado Profissional em Odontologia, do Centro Universitário Ingá UNINGÁ, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração Prótese Dentária.

Maringá, 26 de Junho de 2020.

BANCA EXAMINADORA

**Profa. Dra. Fernanda Ferruzzi Lima
UNINGÁ**

**Profa. Dra. Aline Akemi Mori
UNINGÁ**

**Prof. Dr. Vinícius Pavesi Fardin
Faculdade São Leopoldo Mandic**

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho **aos meus Pacientes**, que me motivaram nestes mais de 25 anos de profissão a sempre buscar novos conhecimentos e técnicas, no intuito de melhor satisfazer suas necessidades.

Dedico este trabalho também aos meus **filhos Iago, Bruno e Eduardo**, na esperança que lhes sirva de motivação na infundável e constante busca de conhecimento em suas carreiras.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a minha esposa **Anacléa Schwanke**, amor da minha vida, por me apoiar e sempre me incentivar a encarar novos desafios, mas principalmente, por ser minha companheira e parceira nesta viagem chamada “vida”.

Agradeço aos colegas do Mestrado, hoje, **Grandes Amigos, João Fagan Jr, João Vesselovcz Jr, Pablo Leal, Luiz Pordeus e Márcia Soppelsa**, pela partilha de conhecimentos, experiências técnicas e de vida, transformando esta jornada em uma passagem prazerosa e alegre, que com certeza deixará muitas saudades.

Agradeço a minha **Orientadora, Professora Fernanda Ferruzzi Lima**, que desde o início do Mestrado acreditou no meu projeto de pesquisa, me deu asas, me ensinou a voar pelos caminhos da pesquisa científica, me motivou e me orientou com seu grande conhecimento, paciência, compreensão, carinho e amizade.

Agradeço aos **Professores Daniel Sundfeld Neto, Núbia Inocencya Pavesi Pini e Aline Akemi Mori**, pela dedicação, incentivo e partilha de conhecimentos, tornando este Mestrado muito mais valioso.

Agradeço a **Professora Karina Maria Salvatore de Freitas**, Coordenadora do Mestrado em Odontologia da Uningá, pela disposição e valorosa colaboração, realizando a análise estatística deste trabalho.

Agradeço as futuras colegas de profissão, **Racchel Elistonin e Katia de Almeida Trindade** pela prestativa e importante colaboração no laboratório de pesquisa.

Agradeço a empresa **Neodent**, pelo apoio financeiro, sem o qual seria impossível desenvolver esta pesquisa.

RESUMO

RESUMO

PROPOSIÇÃO: O Objetivo deste trabalho foi avaliar o comportamento de uma prótese fixa com cantiléver sobre um único implante em conexões Externas Hexágona e Conexões Internas Cônicas, após teste de fadiga mecânica. **MATERIAL E MÉTODOS:** 18 Implantes (3,75 x 11 mm) da marca Neodent (Curitiba, PR, Brasil) com diferentes conexões, foram divididos em três Grupos (HE - Hexágono Externo n=6, CM - Cone Morse n=6 e GM - Grand Morse n=6), receberam seus respectivos pilares e uma prótese parafusada metálica de dois elementos, sendo um em cantiléver. Os corpos de prova foram submetidos a um teste de fadiga, com carga cíclica de 240 N, durante 1,2 milhão de ciclos a uma frequência de 2 Hz. Foram avaliadas a taxa de sobrevivência, os modos de falha e diferenças entre torques de instalação e remoção dos parafusos das próteses e dos pilares. **RESULTADOS:** No Grupo HE, verificou-se sobrevivência de 16,7%, no Grupo CM 0% e no Grupo GM 66,7%, com diferença estatisticamente significativa entre eles ($p=0,027$) através do teste Qui-quadrado. Os modos de falha observados no estudo também com o teste Qui-quadrado, foram estatisticamente diferentes ($p=0,020$) sendo o afrouxamento do parafuso da prótese o mais frequente e fratura do parafuso do pilar observada no Grupo HE. As falhas ocorreram mais precocemente no grupo CM (183,33 \pm 92,32 mil ciclos) apresentando diferença estatisticamente significante pelo teste Anova e teste de Tukey ($p=0,001$) em comparação aos grupos HE (720 \pm 327,11 mil ciclos) e GM (1.050 \pm 212,13 mil ciclos). Houve diminuição estatisticamente significante ($p<0,001$) através do teste t dependente, com relação ao torque de remoção em todos os parafusos, com exceção dos parafusos do pilar do Grupo CM, que apresentaram acréscimo de valor. **CONCLUSÃO:** O comportamento sob fadiga das próteses com cantiléver sobre um único implante variaram de acordo com o tipo de conexão e desenho dos componentes. A conexão GM apresentou maior sobrevivência à fadiga e maior número de ciclos até a falha. A falha mais frequente foi o afrouxamento do parafuso da prótese, observado em todos os grupos. Todos os parafusos apresentaram redução do torque de remoção, com exceção do parafuso do pilar CM, que teve seu torque aumentado.

Palavras-chave:

Prótese Dentária Fixada por Implante, Desenho de prótese, Falha de Restauração Dentária, Fadiga, Torque

ABSTRACT

ABSTRACT

FIXED PROSTHESIS WITH CANTILEVER ON UNIQUE IMPLANT: ASSESSMENT OF SURVIVAL, FAILURE MODES AND TORQUE AFTER FATIGUE.

PROPOSITION: The objective of this work was to evaluate the behavior of a fixed prosthesis with cantilever on a single implant in External Hexagonal Connections and Internal Conics Connections, after mechanical fatigue test. **MATERIAL AND METHODS:** 18 Implants (3.75 x 11 mm) from Neodent (Curitiba, PR, Brazil) with different connections, were divided into three Groups (HE - External Hexagon n = 6, CM - Morse Cone n = 6 and GM - Grand Morse n = 6), received their respective abutments and a screwed metallic prosthesis with two elements, one in cantilever. The specimens were subjected to a fatigue test, with 240 N cyclic load, for 1.2 million cycles at a frequency of 2 Hz. The survival rate, failure modes and differences between installation torques and removal of prosthesis screws and abutments. **RESULTS:** In the HE Group, there was survival of 16.7%, in the CM Group 0% and in the GM Group 66.7%, with a statistically significant difference between them ($p = 0.027$) using the Chi-square test. The failure modes observed in the study also with the Chi-square test, were statistically different ($p = 0.020$), with loosening of the prosthesis screw being the most frequent and fracture of the pillar screw observed in the HE Group. Failures occurred earlier in the CM group (183.33 ± 92.32 thousand cycles) showing a statistically significant difference by the Anova test and the Tukey test ($p = 0.001$) compared to the HE groups (720 ± 327.11 thousand cycles) and GM ($1,050 \pm 212.13$ thousand cycles). There was a statistically significant decrease ($p < 0.001$) through the dependent t test, with respect to the removal torque in all screws, except for the CM Group abutment screws, which showed an increase in value. **CONCLUSION:** The fatigue behavior of cantilevered prostheses on a single implant varied according to the type of connection and component design. The GM connection showed greater fatigue survival and a greater number of cycles until failure. The most frequent failure was the loosening of the prosthesis screw, observed in all groups. All screws showed a reduction in the removal torque, except for the CM abutment screw, which had its torque increased.

Key words:

Implant-Fixed Dental Prosthesis, Prosthesis Design, Dental Restoration Failure, Fatigue, Torque.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Momento da inclusão do implante na resina acrílica.....	19
Figura 2: Torquímetro digital Lutron TQ 8800, Impax Equipamentos.....	21
Figura 3: Composição dos Grupos, da esquerda para direita, GM, CM e HE.....	22
Figura 4: Corpo de Prova posicionado no simulador de fadiga.....	23
Figura 5: Simulador de fadiga mecânica.....	24
Figura 6: Parafusos das Próteses, da esquerda para a direita, GM – CM – HE.....	32
Figura 7: Pilares utilizados neste estudo, da esquerda para a direita, GM – CM – HE.....	34
Figura 8: Relação parafuso do pilar HE x implante.....	35

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Valores de Torque Inicial recomendado pelo fabricante.....	20
Tabela 2. Comparação intergrupos da Taxa de falha e sobrevivência dos espécimes.....	26
Tabela 3. Comparação intergrupos do Modo de falha dos parafusos.....	27
Tabela 4. Comparação intergrupos do número de ciclos até a falha.....	27
Tabela 5. Comparação intragrupos entre os valores de torques inicial e torque de remoção nos 18 espécimes, em N/cm ²	28

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 PROPOSIÇÃO	17
3 MATERIAL E MÉTODO	19
3.1 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA.....	19
3.1.1 INCLUSÃO DOS IMPLANTES	19
3.1.2 CONFECÇÃO DAS PRÓTESES	19
3.1.3 INSTALAÇÃO DOS COMPONENTES E DETERMINAÇÃO DO TORQUE INICIAL.....	20
3.2 TESTE DE FADIGA MECÂNICA	22
3.3 AVALIAÇÃO DO TORQUE DE REMOÇÃO.....	23
3.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA	23
4 RESULTADOS.....	26
5 DISCUSSÃO	30
6 CONCLUSÕES	37
7 REFERÊNCIAS.....	39

1. INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A utilização de prótese implantossuportada é uma das opções de tratamento para reabilitação funcional e estética de pacientes parcialmente edêntulos. Idealmente, realizam-se reabilitações com um, dois, três implantes que retêm o mesmo número de próteses fixas, podendo ser coroas esplintadas e/ou unitárias (VIGOLO et al., 2015).

Com a finalidade de contornar fatores cirúrgicos e financeiros, tem sido proposto a redução do número de implantes e o uso de cantiléver. Vários estudos e revisões sistemáticas não o contraindicam, seja para próteses parciais fixas ou próteses do tipo protocolo, porém, apontam para o aumento de complicações biológicas e técnicas, em decorrência do seu uso (DA SILVA et al., 2018; HÄLG; SCHMID; HÄMMERLE, 2008; ROMEO; STORELLI, 2012; ZURDO; ROMÃO; WENNSTRÖM, 2009). As complicações técnicas relatadas compreendem fratura e afrouxamento de parafusos, fratura da cerâmica e até mesmo fratura do implante, que ocorrem mais frequentemente em próteses com cantilever devido à sobrecarga em flexão (DHIMA et al., 2013; MALÓ; DE ARAUJO NOBRE; LOPES, 2013) e forças rotacionais relacionadas com a presença do cantiléver (BROSKY; KORIOH; HODGES, 2003; DHIMA et al., 2013). As complicações estão geralmente relacionadas ao uso de cantiléveres extensos (KIM et al., 2014).

Contudo, existe uma situação específica e pouco estudada no uso do cantiléver, são os casos clínicos nos quais o tratamento ortodôntico está descartado e a região edêntula não permite a instalação de dois implantes devido à falta de espaço mesio-distal ou falta de suporte ósseo adequado, e um elemento protético sobre um implante não conseguiria restabelecer a estética de maneira eficiente. Nesta situação alguns clínicos têm utilizado um único implante que suporta uma prótese fixa de dois elementos, sendo um em cantiléver. Informações sobre a viabilidade desta técnica e seu comportamento em longo prazo ainda são escassas (PALMER et al., 2012; VAN NIMWEGEN et al., 2017).

Conexões implante-intermediário, internas e externas, apresentam comportamentos específicos sob fadiga, com suas características bem definidas e estudadas na literatura (FEITOSA et al., 2013; SCHMITT et al., 2014), contudo, na

próteses com cantiléver sobre um único implante, forças de rotação e alavanca estão presentes e podem vir a sobrecarregar os componentes, uma vez que a retenção de todo o sistema se concentra em um único implante.

Portanto, este trabalho propõe um estudo que analisa o comportamento de uma prótese fixa de dois elementos apoiada sobre um único implante com diferentes conexões, através de teste de fadiga mecânica, onde será avaliado a taxa de sobrevivência, os modos de falha e a comparação do valor de torque inicial e de remoção.

2. PROPOSIÇÃO

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar o comportamento de uma prótese fixa com cantiléver apoiada sobre um único implante, nos diferentes sistemas de conexão implante-prótese: Hexágono Externo, Cone Morse e Grand Morse.

São objetivos específicos:

- Determinar a taxa de sobrevivência, dos parafusos da prótese e do pilar, nos diferentes sistemas de conexão implante-prótese, após teste de fadiga mecânica, com carga cíclica de 240 N, durante 1,2 milhão de ciclos a uma frequência de 2 Hz;
- Determinar os modos de falha observados durante o teste de fadiga;
- Avaliar a diferença entre os valores de torque inicial e o torque de remoção, dos parafusos da prótese e do pilar, após teste de fadiga mecânica.

As hipóteses nulas consideradas neste trabalho são as seguintes:

- Não existe diferença entre as taxas de sobrevivência dos parafusos da prótese ou do pilar, nos diferentes sistemas de conexão implante-prótese, após um teste de fadiga mecânica, com desafio de 1,2 milhão de ciclos, com carga de 240N a uma frequência de 2Hz;
- Não existe diferença para os modos de falha, observados durante o teste de fadiga, nos diferentes sistemas de conexão;
- Não existe diferença entre o torque inicial de instalação e o torque de remoção dos parafusos da prótese e do pilar, após teste de fadiga mecânica.

3. MATERIAL E MÉTODOS

3 MATERIAL E MÉTODO

3.1 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

3.1.1 INCLUSÃO DOS IMPLANTES

Tubos de PVC de $\frac{3}{4}$ " da marca Tigre (Joinville, SC, Brasil) foram cortados com alturas de 23mm, preparados e preenchidos com Resina Acrílica Auto-polimerizável JET – Clássico (Campo Limpo Paulista, SP, Brasil) e com ajuda de um delineador adaptado, os implantes foram individualmente incluídos, permanecendo imóveis até polimerização final da resina. Os implantes, foram instalados em posição vertical a 5 mm da borda do tubo PVC para que o cantiléver ficasse posicionado no centro do cilindro acrílico (Figura 1).

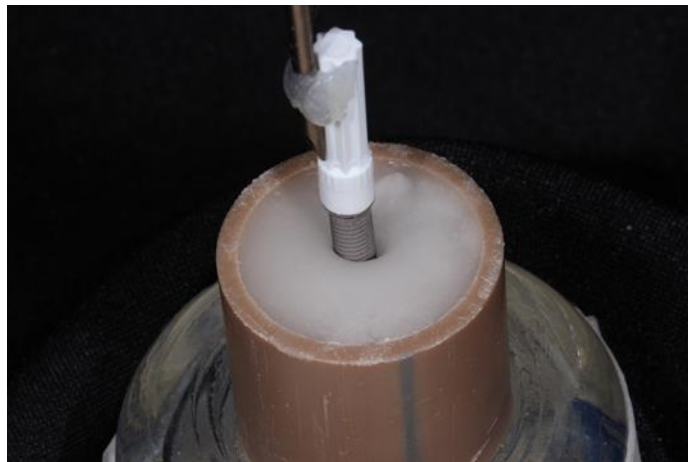


Figura 1: Momento da inclusão do implante na resina acrílica
Fonte: O autor (2020)

3.1.2 CONFECÇÃO DAS PRÓTESES

Coroas metálicas foram confeccionadas pelo Laboratório de Prótese Dentária Rodrigues & Praça Ltda (Paranavaí, PR, Brasil) utilizando a liga metálica Wironia light (Bego - Bremen, Alemanha). Foram confeccionadas dezoito próteses metálicas com

cantiléver, tendo o pilar a forma anatomia de um canino superior com 8mm de largura e o cantilever com formato de pré-molar com largura de 6mm. As próteses foram confeccionadas através do enceramento de seus respectivos cilindros calcináveis com cinta de CoCr como base, a fim de assegurar uma adequada adaptação das próteses sobre os pilares e a fundição realizada através da técnica da cera perdida.

3.1.3 INSTALAÇÃO DOS COMPONENTES E DETERMINAÇÃO DO TORQUE INICIAL

Como padronização, o torque de instalação ou pré-carga, foi executado no momento antes de iniciar o teste de fadiga. Os cilindros de PVC foram estabilizados em um suporte tipo morsa e a instalação do torque nos parafusos dos pilares foi realizada, utilizando um torquímetro digital (Lutron TQ 8800, Impax Equipamentos, São Paulo, SP, Brasil) (figura 2), observando os valores determinados pelo fabricante, de acordo com a Tabela 1. Considerando uma possível perda de torque após a instalação, o torque foi executado novamente em todos os pilares após um intervalo de 10 minutos (SIAMOS; WINKLER; BOBERICK, 2002). Em seguida, as próteses metálicas com cantiléver e seus parafusos, foram instaladas sobre os seus respectivos pilares, e o devido torque foi realizado conforme a Tabela 1 e repetido novamente 10 minutos depois com o torquímetro digital.

Tabela 1. Valores de Torque Inicial recomendado pelo fabricante.

Tipo de Conexão	Torque do Parafuso do Pilar	Torque do Parafuso da Prótese
HE	20 N.cm	10 N.cm
CM	32 N.cm	10 N.cm
GM	20 N.cm	10 N.cm

Fonte: Adaptado do Catálogo 2019 de produtos Neodent (Curitiba, PR, Brasil)



Figura 2: Torquímetro digital Lutron TQ 8800, Impax Equipamentos
Fonte: Internet

Os Corpo de Prova finalizados foram divididos em Grupos conforme seus sistemas de conexão, ficando assim determinados:

Grupo HE - 6 espécimes marcados e numerados do HE1 ao HE6 onde temos: 6 implantes com conexão Hexágono Externo Titamax Ti He 3,75 x 11 mm, + 6 pilares cônicos SF 4,1 x 1mm altura + 6 Parafusos do cilindro do pilar cônico neotorque 4,1 + 6 Próteses de dois elementos, sendo um em cantiléver (Figura 3).

Grupo CM – 6 espécimes marcados e numerados do CM1 ao CM6 onde temos: 6 implantes com conexão Cone Morse Titamax CM 3,75 x 11 mm + 6 pilares CM 1,5mm altura + 6 parafusos do cilindro do pilar neotorque + 6 Próteses de dois elementos, sendo um em cantiléver (Figura 3).

Grupo GM – 6 espécimes marcados e numerados do GM1 ao GM6 onde temos: 6 implantes com conexão Grand Morse Titamax GM 3,75 x 11 mm + 6 pilares GM Exact 1,5mm altura + 6 parafusos neotorque + 6 Próteses de dois elementos, sendo um em cantiléver (Figura 3).

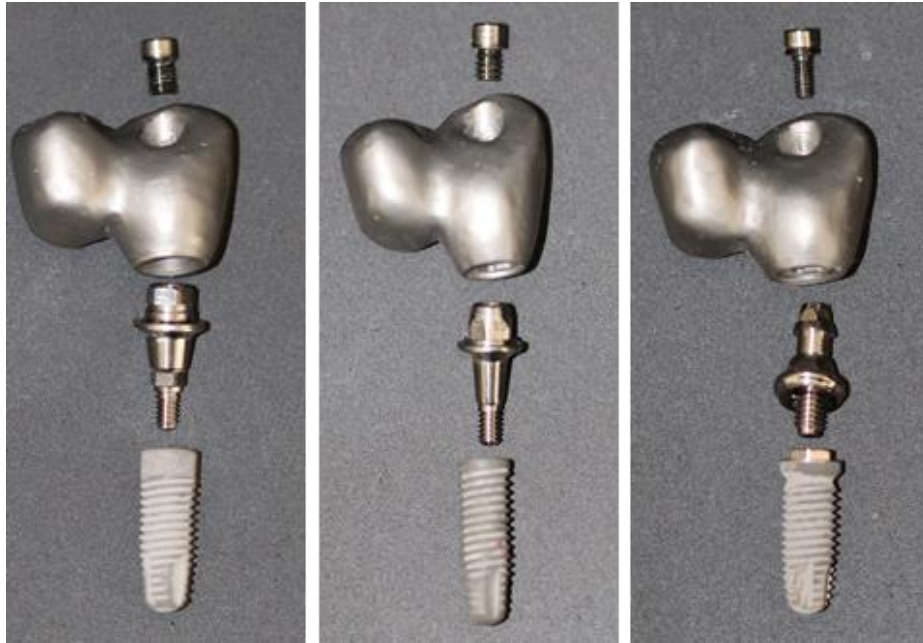


Figura 3: Composição dos Grupos, da esquerda para direita, GM, CM e HE
Fonte: Internet

3.2 TESTE DE FADIGA MECÂNICA

Os Corpo de Prova foram posicionados no suporte para amostra (figura 4) do Simulador de Fadiga Mecânica ERIOS, modelo ER-11000 (São Paulo, SP, Brasil) (figura 5). Cada espécime recebeu carga dinâmica de aproximadamente 240N a 2Hz por um total de 1.200.000 ciclos.

Os espécimes foram ciclados em 2 etapas, com nove amostras cada etapa, sendo 3 amostras de cada grupo. A ciclagem foi executada com intervalos de 100.000 ciclos até completar os 1.200.000 ciclos para que os espécimes pudessem ser examinados por meio de inspeção visual e de teste de estabilidade manual, na busca de possíveis falhas.

Foram consideradas falhas, o afrouxamento de parafusos da prótese e/ou do pilar, levando a uma Mobilidade da Prótese e a fratura do parafuso da prótese e/ou do pilar, levando a uma falha catastrófica para o conjunto implante-prótese,

Quando o afrouxamento de parafuso da prótese ou do pilar foi detectado, a ocorrência foi registrada, especificando o intervalo de ciclos em que ocorreu a falha, e o referido espécime seguiu no teste até completar os 1.200.000 ciclos.



Figura 4: Corpo de Prova posicionado no simulador de fadiga
Fonte: O autor (2020)

3.3 AVALIAÇÃO DO TORQUE DE REMOÇÃO

Imediatamente após a finalização do teste de fadiga, os espécimes, foram avaliados para verificar o torque de remoção do parafuso da prótese e do pilar. Para isso foram colocados individualmente no suporte tipo morsa e com a ajuda do torquímetro digital registramos o torque de remoção dos referidos parafusos.

3.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A sobrevivência a fadiga e os modos de falha foram analisados por meio do teste Qui-quadrado com nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$). Os dados foram avaliados

quanto à normalidade pelo teste de Shapiro-Wilk. Para a avaliação intergrupos do número de ciclos até a falha, utilizamos o teste de Análise de Variância (ANOVA) e o teste de Tukey também com nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$). Diferenças entre o torque de instalação e o torque de remoção dos parafusos, foram analisadas pelo Teste t, também ao nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$). Os dados foram analisados pelo programa Statistica (IBM Corporation, Armonk, NY, USA).



Figura 5: Simulador de fadiga mecânica
Fonte: Internet

4. RESULTADOS

4 RESULTADOS

O grupo GM apresentou a maior sobrevivência à fadiga entre os grupos com 66,7%, pois 4 dos 6 espécimes sobreviveram sem alterações ao teste. No grupo HE apenas um espécime sobreviveu, com taxa de sobrevivência de 16,7%, já no grupo CM, todos os 6 espécimes falharam em algum momento do teste de fadiga (sobrevivência = 0%). O teste Qui-quadrado demonstrou diferença estatisticamente significativa entre os grupos para as taxas de Sobrevivência ($p = 0,027$) (Tabela 2).

Tabela 2. Comparação intergrupos do número e taxa, de falha e sobrevivência dos espécimes.

Grupo	Falha n (taxa)	Sobrevivencia n (taxa)	Total
HE	5 (83,3%)	1 (16,7%)	6 (100%)
CM	6 (100%)	0 (0%)	6 (100%)
GM	2 (33,3%)	4 (66,7%)	6 (100%)
Total	13 (72,2%)	5 (27,8%)	18 (100%)
$X^2 = 7,20$		GL = 2	$p = 0,027^*$

Teste qui-quadrado

* Estatisticamente significativa para $p < 0,05$

Falhas por afrouxamento do parafuso de fixação da prótese foram observadas em todos os grupos (Tabela 3). No grupo HE, foram observadas também falhas por fratura do parafuso do pilar. A análise estatística mostra diferença significativa entre os modos de falhas encontrados de acordo com o tipo de conexão (Tabela 3). Não houveram falhas por afrouxamento do parafuso do pilar, nem fratura do parafuso da prótese em nenhum grupo.

No grupo CM, as falhas ocorreram mais precocemente, enquanto no grupo GM as falhas ocorreram mais tardiamente, com diferença estatisticamente significativa entre estes grupos. A média de ciclos até a falha é apresentada na tabela 4.

Tabela 3. Comparação intergrupos do Modo de falha dos parafusos.

Grupo	Fratura do Parafuso do Pilar	Afrouxamento do Parafuso da Prótese	Espécimes Sobreviventes	Total
HE	2	3	1	6
CM	0	6	0	6
GM	0	2	4	6
Total	2	11	5	18
	$X^2 = 11,56$	GL = 4	$p = 0,020^*$	

Teste qui-quadrado

* Estatisticamente significativa para $p < 0,05$

Tabela 4. Comparação intergrupos do número de ciclos até a falha.

Variável	HE n=5	CM n=6	GM n=2	p
	Média (d.p.)	Média (d.p.)	Média (d.p.)	
Número de ciclos até a falha	720.000 (327.110) ^A	183.330 (98.320) ^B	1.050.000 (212.130) ^A	0,001*

Teste ANOVA a um critério de seleção e teste de Tukey.

Letras diferentes indicam a presença de uma diferença estatisticamente significativa.

* Estatisticamente significativa para $p < 0,05$

Houve redução estatisticamente significativa nos valores de torque de instalação e de remoção para os parafusos da prótese e do pilar em todos os grupos após o teste de fadiga, com exceção dos parafusos do pilar no grupo CM. Neste tipo de conexão, o torque de remoção foi maior do que o torque de instalação (Tabela 5).

Tabela 5. Comparação intragrupos entre os valores de torque inicial e torque de remoção nos 16 espécimes, em N.cm

Grupo	Parafusos	T Inicial		T Remoção		p
		Média	(d.p.)	Média	(d.p.)	
HE	Pilar	20,20	0,20	10,44	1,99	0,000*
	Prótese	10,08	0,10	2,25	1,42	0,001*
CM	Pilar	32,07	0,16	36,40	6,64	0,175
	Prótese	10,05	0,08	2,23	0,41	0,000*
GM	Pilar	20,10	0,10	10,38	2,52	0,000*
	Prótese	10,12	0,24	2,55	1,69	0,000*

Teste t dependente.

* Estatisticamente significativa para $p < 0,05$

5. DISCUSSÃO

5 DISCUSSÃO

No presente trabalho, avaliamos o comportamento de próteses fixas com cantiléver sobre um único implante, nos diferentes sistemas de conexão implante-prótese: Hexágono Externo, Cone Morse e Grand Morse. Verificou-se que a fadiga mecânica durante 1,2 milhão de ciclos, com carga de 240 N a 2Hz foi capaz de causar falhas em todos os sistemas de conexão avaliados. Porém, a sobrevivência dos espécimes, o tempo médio de ciclos até a falha e os modos de falha foram influenciados pelo tipo de conexão, o que leva à rejeição da primeira e segunda hipóteses nulas estabelecidas.

Os implantes com conexões internas cônicas GM apresentaram maior sobrevivência à fadiga, maior número de ciclos até a falha, e falharam devido ao afrouxamento do parafuso da prótese. Os implantes com conexão externa (HE) apresentaram falhas por afrouxamento do parafuso da prótese e por fratura do parafuso do pilar, que ocorreram em tempo médio estatisticamente semelhante ao grupo GM. Os implantes com conexões internas cônicas CM apresentaram falha por afrouxamento do parafuso da prótese que ocorreu significativamente mais rápido do que nos demais grupos.

O afrouxamento do parafuso da prótese, demonstrado pela diferença significativa entre o torque de instalação e remoção, foi observada em todos os desenhos estudados. Porém, os parafusos dos intermediários se comportaram de maneira distinta, visto que um aumento nos valores de torque de remoção foi verificado para os pilares do grupo CM. Estes resultados levam à rejeição parcial da terceira hipótese nula, uma vez que a fadiga influenciou negativamente os parafusos das próteses em todos os desenhos de implantes avaliados, porém, teve efeito positivo sobre os pilares do sistema CM.

Não existem na literatura, estudos que avaliem o desempenho sob fadiga da opção protética que sugerimos neste trabalho, desta forma os resultados aqui obtidos não podem ser diretamente comparados com achados de outros estudos. Assim, sugerimos que diferenças no desenho dos componentes de cada sistema influenciaram a estabilidade tanto da conexão implante-intermediário quanto da relação entre intermediário e prótese, principalmente em uma prótese com cantiléver

que representa uma condição biomecânica desfavorável, pois forças diversas atuam sobre o sistema (DE SOUZA BATISTA et al., 2017).

Neste estudo, o afrouxamento do parafuso da prótese foi o principal modo de falha, observado em todos os sistemas de implante. Mesmo para as próteses que não apresentavam instabilidade detectável, foi verificada diferença significativa entre o torque de instalação e remoção para os parafusos das próteses. Estudos sobre fadiga de próteses sobre implantes não relatam falhas nos parafusos das próteses, pois geralmente a carga é aplicada sobre coroas cimentadas ou somente sobre os intermediários (FEITOSA et al., 2013; STEINEBRUNNER et al., 2008). Entretanto, o afrouxamento de parafusos é uma complicação comum em próteses parafusadas (JUNG et al., 2012; SAILER et al., 2012) por isso, a influência do parafuso da prótese sobre a sobrevivência do conjunto deve ser considerada em ensaios de fadiga.

Para melhor compreendermos o afrouxamento de parafusos precisamos entender como funcionam as relações entre os mesmos e seus receptáculos: a energia dispendida durante o torque de instalação leva a uma progressiva suavização das asperezas das superfícies que estão em contato, fazendo com que o encaixe da rosca seja alcançado e, na sequência, ocorre o alongamento do parafuso, gerando assim uma força compressiva de contato entre o parafuso e seu receptáculo que mantém a adaptação, estabilidade e a união do sistema, chamada pré-carga. (ALKAN, IBRAHIM; SERTGOZ, ATILLA; EKICI, 2004). A perda de 16 a 25% da pré-carga é esperada após testes de fadiga mecânica (PARDAL-PELÁEZ E MONTERO, 2017) e, segundo Hoyer et al. (2001), pode ser atribuída a duas causas prováveis: (1) uma força estática de flexão maior que a força do material do parafuso, resultando em uma deformação permanente do mesmo e (2) uma força contínua e cíclica exercida abaixo da resistência máxima do material do parafuso levando com o tempo à micro movimentação e a micro rachaduras na superfície do parafuso e do implante. Neste estudo, o carregamento cíclico pode ter contribuído tanto para a deformação dos parafusos, devido a forças rotacionais presentes em próteses com cantiléver (BROSKY; KORIOTH; HODGES, 2003; DHIMA et al., 2013), quanto para alterações na adaptação das estruturas das próteses (HECKER; ECKERT, 2003; HECKER; ECKERT; CHOI, 2006), levando à perda da pré-carga, afrouxamento dos parafusos e instabilidade da prótese.

O afrouxamento de um parafuso é um evento multifatorial que pode ser influenciado também pelo design e material do parafuso, tipo de conexão protética e tipo de intermediário utilizado (PARK et al., 2010; PIERMATTI et al., 2006; RICOMINI FILHO et al., 2010; RODRIGUES; ZANARDI; SESMA, 2019; STÜKER et al., 2008). Possivelmente, maior sobrevivência e menos falhas por afrouxamento foi verificado para o grupo GM devido a diferenças na geometria e design do parafuso da prótese. Os parafusos do grupo GM apresentam uma área cônica entre as roscas e a cabeça do parafuso, enquanto nos outros grupos os parafusos apresentam cabeça chata (Figura 6). Podemos especular que esta característica levaria a um aumento da área de contato entre parafuso e receptáculo durante o carregamento cíclico, maior imbricamento mecânico, conforme observado para conexões cônicas, e assim confeririam uma maior eficiência na manutenção da pré-carga (RODRIGUES; ZANARDI; SESMA, 2019).

Especulamos que o oposto ocorreu com o parafuso da prótese do grupo CM, pois apresenta uma cabeça chata e um número reduzido de roscas (Figura 6), o que diminuiria sua superfície de contato com o seu receptáculo, levando ao afrouxamento precoce e recorrente dos mesmos, através da perda da pré-carga quando submetido a carregamento cíclico.



Figura 6: Parafusos das Próteses, da esquerda para a direita, GM – CM – HE
Fonte: O autor (2020)

O afrouxamento dos parafusos dos pilares, que levasse à instabilidade detectável, não foi verificado, porém, a perda de torque foi observada nos pilares tanto para o grupo HE quanto para o grupo GM. Para os pilares CM, as cargas cíclicas

aplicadas no teste de fadiga levaram a um aumento no torque de remoção. Estudos prévios mostram que conexões internas apresentam maior estabilidade na união implante-intermediário diante da fadiga do que implantes com conexão externa (FEITOSA et al., 2013; FERNANDES et al., 2011), entretanto, sugere-se que diferenças de desenho e conicidade entre os pilares de conexão interna CM e GM poderiam explicar os resultados diferentes obtidos neste estudo: Os pilares CM apresentam menor conicidade e não possuem indexadores na região apical, são constituídos de uma única peça, sem parafuso passante ou seja, um pilar sólido (Figura 7). Este desenho permitiria um movimento de intrusão durante o carregamento cíclico e travamento entre as superfícies metálicas, a “solda fria” descrita para conexões do tipo cone morse (FERNANDES et al., 2011). Esta relação entre pilar e implante seria responsável pela proteção da conexão sob cargas funcionais em termos de ajuste do pilar, estabilidade e desempenho (KITAGAWA et al., 2005; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; PARDAL-PELÁEZ; MONTERO, 2017; SCHMITT et al., 2014). Aparentemente, este mesmo efeito, “solda fria”, não foi observado no grupo GM pois o index existente no pilar (Figura 7), desenvolvido com o intuito de facilitar procedimentos protéticos e o seu parafuso passante, podem ter diminuído o efeito de fricção entre o pilar e a parede interna do implante, diferentemente do encontrado no pilar do grupo CM.

A fratura do parafuso do pilar no grupo HE pode ter ocorrido por afrouxamento não reconhecido do mesmo, agravado por movimentos não axiais durante a ciclagem da prótese (NERGIZ; SCHMAGE; SHAHIN, 2004). Vale salientar que, neste estudo, os espécimes foram inspecionados a cada 100 mil ciclos a fim de detectar o afrouxamento precoce, os espécimes instáveis foram mantidos sob teste para verificar se falhas catastróficas poderiam ocorrer, entretanto, não foram detectadas falhas por afrouxamento previamente à fratura dos pilar HE.

O design do pilar HE (Figura 7) difere substancialmente dos outros pilares deste estudo, por ser uma conexão externa e por ser composto de duas peças separadas, permitindo assim uma maior micro movimentação (FEITOSA et al., 2013; KITAGAWA et al., 2005; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; PIERMATTI et al., 2006; STEINEBRUNNER et al., 2008). Portanto, podemos especular que seu parafuso responda às forças aplicadas de maneira diferente dos Pilares CM e GM, já que a haste do seu parafuso não tem contato com a superfície interna do implante, somente

suas roscas, o que poderia ter levado a sua falha (Figura 8). A análise por elementos finitos, que está sendo desenvolvida por este grupo de pesquisa, poderia elucidar a influência da diferença de design dos componentes e conexões no comportamento da prótese aqui avaliada.



Figura 7: Pilares utilizados neste estudo, da esquerda para a direita, GM – CM – HE

Fonte: O autor (2020)

Com relação a metodologia utilizada, este estudo objetivou simular condições encontradas clinicamente, porém em um cenário desfavorável, de modo a avaliar o comportamento destas próteses em tempo hábil em um estudo *in vitro*. Os implantes foram embutidos em resina acrílica, um material com módulo de elasticidade próximo ao do osso (PIETRABISSA et al., 2000), podendo absorver parte das forças transmitidas para o complexo implante-prótese (STEINEBRUNNER et al., 2008). O torque inicial dos parafusos foi repetido após intervalo de 10 minutos, para minimizar o relaxamento do encaixe entre as roscas correspondentes, o que levaria à perda precoce do torque inicial, independentemente da fadiga mecânica (SIAMOS; WINKLER; BOBERICK, 2002). O teste de fadiga foi conduzido à frequência de 2 Hz, levando em consideração a frequência de 75 ciclos por minutos como frequência de mastigação humana (MOHL et al., 1988). Não há consenso na literatura sobre o valor de carga que implantes na região de caninos e pré-molares suportam *in vivo*, porém, adotamos para este estudo a carga de 240N baseados em observações que sugerem uma força oclusal na região de pré-molares para próteses fixas suportadas por

implantes entre 43 – 330 N (MERICSKE-STERN; ZARB, 1996), visando simular um cenário desfavorável.

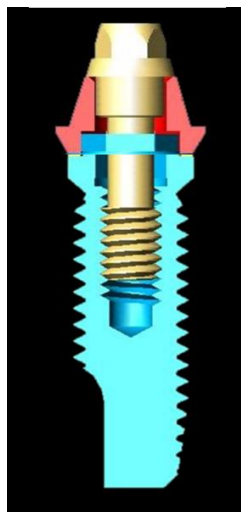


Figura 8: Relação parafuso do pilar HE x implante.
(notar que a haste do parafuso não tem contato interno com o implante).
Fonte: O autor (2020)

É importante salientar que, como todo estudo *in vitro*, este possui limitações, portanto os resultados encontrados não podem ser comparados àqueles obtidos em estudos clínicos, apenas representam o comportamento de componentes e implantes com diferentes características submetidos ao mesmo desafio de fadiga. Os modos de falha observados neste estudo, entretanto, podem sugerir quais complicações podem ser esperadas para cada tipo de conexão. Assim, ao optar por utilizar próteses com cantiléver sobre um único implante, as conexões internas Cone Morse e Grand Morse, podem apresentar complicações relativamente frequentes, porém reversíveis e de fácil correção, já implantes com conexão externa, por sua vez, podem também apresentar falhas catastróficas no parafuso do pilar.

6. CONCLUSÕES

6 CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo, concluímos que o comportamento sob fadiga de próteses com cantiléver sobre um único implante variam de acordo com o tipo de conexão e desenho dos componentes. O grupo com conexão GM apresentou maior sobrevivência à fadiga e maior número de ciclos até a falha. A falha mais frequente foi o afrouxamento do parafuso da prótese, observado em todos os grupos. Todos os parafusos apresentaram redução no torque, após teste de fadiga, com exceção do parafuso do pilar CM, que teve seu torque aumentado.

7. REFERÊNCIAS

7 REFERÊNCIAS

BROSKY, M. E.; KORIOOTH, T. W. P.; HODGES, J. The anterior cantilever in the implant-supported screw-retained mandibular prosthesis. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 89, n. 3, p. 244–249, 2003.

DA SILVA, E. et al. Does the Presence of a Cantilever Influence the Survival and Success of Partial Implant-Supported Dental Prostheses? Systematic Review and Meta-Analysis. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 33, n. 4, p. 815–823, 2018.

DE SOUZA BATISTA, V. E. et al. Finite element analysis of implant-supported prosthesis with pontic and cantilever in the posterior maxilla. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 20, n. 6, p. 663–670, 2017.

DHIMA, M. et al. A Retrospective Analysis of Mandibular Bone Height Changes Associated with 81 Screw-Retained Implant-Supported Prostheses with Distal Cantilevers: A Long-Term Follow-up Analysis. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 28, n. 3, p. 854–859, 2013.

FEITOSA, P. C. P. et al. Stability of external and internal implant connections after a fatigue test. **European Journal of Dentistry**, v. 7, n. 3, p. 267–271, 2013.

FERNANDES, T. R. O. F. et al. Estudo comparativo do torque de remoção dos parafusos de conexão de pilares protéticos sobre implantes com conexão de hexágono interno e Cone Morse após ensaio de ciclagem mecânica gon internal Morse taper after mechanical cycling tests. **J Health Sci Inst.**, v. 29, n. 3, p. 161–165, 2011.

HÄLG, G. A.; SCHMID, J.; HÄMMERLE, C. H. F. Bone level changes at implants supporting crowns or fixed partial dentures with or without cantilevers. **Clinical Oral Implants Research**, v. 19, n. 10, p. 983–990, 2008.

HECKER, D. M.; ECKERT, S. E. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Changes in component fit over time. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 89, n. 4, p. 346–351, abr. 2003.

HECKER, D. M.; ECKERT, S. E.; CHOI, Y. G. Cyclic loading of implant-supported

prostheses: Comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as-manufactured abutments. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 95, n. 1, p. 26–32, 2006.

HOYER, S. A. et al. Dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface: Joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 85, n. 6, p. 599–607, jun. 2001.

JUNG, R. E. et al. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. **Clinical Oral Implants Research**, v. 23, n. SUPPL.6, p. 2–21, 2012.

KIM, P. et al. The impact of cantilevers on biological and technical success outcomes of implant-supported fixed partial dentures. A retrospective cohort study. **Clinical Oral Implants Research**, v. 25, n. 2, p. 175–184, 2014.

KITAGAWA, T. et al. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. **Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials**, v. 75, n. 2, p. 457–463, 2005.

MALÓ, P.; DE ARAUJO NOBRE, M.; LOPES, A. The prognosis of partial implant-supported fixed dental prostheses with cantilevers. A 5-year retrospective cohort study. **European journal of oral implantology**, v. 6, n. 1, p. 51–59, 2013.

MERICSKÉ-STERN, R.; ZARB, G. A. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. **Clinical Oral Implants Research**, v. 7, n. 2, p. 153–161, jun. 1996.

MERZ, B. R.; HUNENBART, S.; BELSER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **The International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, v. 15, n. 4, p. 519–26, 2000.

MOHL, N. D. . et al. Introduction to Occlusion. In: **A Textbook of Occlusion**. 1. ed. Chicago: Quintessence Books, 1988. p. 143–52.

NERGIZ, I.; SCHMAGE, P.; SHAHIN, R. Removal of a fractured implant abutment screw: A clinical report. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 91, n. 6, p. 513–517, 2004.

- PALMER, R. M. et al. A prospective clinical trial of single Astra Tech 4.0 or 5.0 diameter implants used to support two-unit cantilever bridges: Results after 3 years. **Clinical Oral Implants Research**, v. 23, n. 1, p. 35–40, 2012.
- PARDAL-PELÁEZ, B.; MONTERO, J. Preload loss of abutment screws after dynamic fatigue in single implant-supported restorations. A systematic review. **Journal of Clinical and Experimental Dentistry**, v. 9, n. 11, p. e1355–e1361, 2017.
- PARK, J. K. et al. Effects of abutment screw coating on implant preload. **Journal of Prosthodontics**, v. 19, n. 6, p. 458–464, 2010.
- PIERMATTI, J. et al. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. **Implant Dentistry**, v. 15, n. 4, p. 427–435, 2006.
- PIETRABISSA, R. et al. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. **Clinical Oral Implants Research**, v. 11, n. 5, p. 448–457, out. 2000.
- RICOMINI FILHO, A. P. et al. Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. **Brazilian Dental Journal**, v. 21, n. 2, p. 123–129, 2010.
- RODRIGUES, I.; ZANARDI, P.; SESMA, N. Effect of Abutment Screw Design and Crown/Implant Ratio on Preload Maintenance of Single-Crown Screw-Retained Implant-Supported Prostheses. **The International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, v. 34, n. 6, p. 1397–1403, 2019.
- ROMEO, E.; STORELLI, S. Systematic review of the survival rate and the biological, technical, and aesthetic complications of fixed dental prostheses with cantilevers on implants reported in longitudinal studies with a mean of 5 years follow-up. **Clinical Oral Implants Research**, v. 23, n. SUPPL.6, p. 39–49, 2012.
- SAILER, I. et al. Cemented and screw-retained implant reconstructions: A systematic review of the survival and complication rates. **Clinical Oral Implants Research**, v. 23, n. SUPPL.6, p. 163–201, 2012.
- SCHMITT, C. M. et al. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: A systematic review. **Journal of Biomedical Materials Research - Part A**,

v. 102, n. 2, p. 552–574, 2014.

SIAMOS, G.; WINKLER, S.; BOBERICK, K. G. The Relationship Between Implant Preload and Screw Loosening on Implant-supported Protheses. **Journal of Oral Implantology**, v. 28, n. 2, p. 67–73, abr. 2002.

STEINEBRUNNER, L. et al. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. **Clinical Oral Implants Research**, v. 19, n. 12, p. 1276–1284, dez. 2008.

STÜKER, R. A. et al. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. **Journal of Applied Oral Science**, v. 16, n. 1, p. 55–58, 2008.

VAN NIMWEGEN, W. G. et al. How to treat two adjacent missing teeth with dental implants. A systematic review on single implant-supported two-unit cantilever FDP's and results of a 5-year prospective comparative study in the aesthetic zone. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 44, n. 6, p. 461–471, jun. 2017.

VIGOLO, P. et al. Clinical Evaluation of Marginal Bone Level Change Around Multiple Adjacent Implants Restored with Splinted and Nonsplinted Restorations: A 10-Year Randomized Controlled Trial. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 30, n. 2, p. 411–418, 2015.

ZURDO, J.; ROMÃO, C.; WENNSTRÖM, J. L. Survival and complication rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilevers: A systematic review. **Clinical Oral Implants Research**, v. 20, n. SUPPL. 4, p. 59–66, 2009.