

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – MESTRADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: CLÍNICA INTEGRADA**

JOÃO LUIZ NEVES PEREIRA

**AVALIAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NAS FACETAS ESTÉTICAS DE
PORCELANA PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**

**PONTA GROSSA
2005**

JOÃO LUIZ NEVES PEREIRA

**AVALIAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NAS FACETAS ESTÉTICAS DE
PORCELANA PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada como pré-requisito para obtenção do título de mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no curso de Mestrado em Odontologia – Área de concentração em Clínica Integrada.

Orientador Prof. Dr. Abraham Lincoln Calixto

**PONTA GROSSA
2005**

P436a Pereira, João Luiz Neves
 Avaliação da distribuição de tensões nas facetas estéticas de
 porcelana pelo método de elementos finitos / João Luiz Neves
 Pereira. Ponta Grossa, 2005.
 148 f.; il.

 Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de
 Ponta Grossa, curso de Mestrado em Odontologia – área
de
 concentração em Clínica Integrada.

 Orientador Prof. Dr. Abraham Lincoln Calixto

 1-Facetas laminadas de porcelana. 2-Cerâmicas. 3-
 Elementos finitos-análise. I.T.

 CDD: 617.675

JOÃO LUIZ NEVES PEREIRA

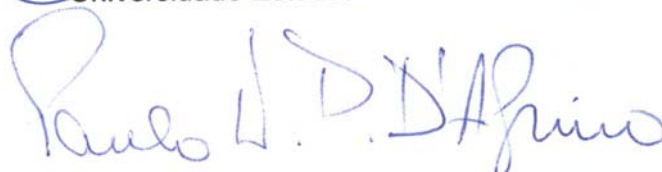
**AVALIAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NAS FACETAS ESTÉTICAS DE
PORCELANA PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.**

Dissertação apresentada para obtenção do título de mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no Curso de Mestrado em Odontologia – Área de concentração em Clínica Integrada.

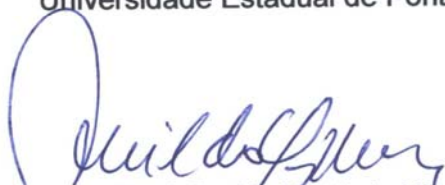
Ponta grossa, 08 de Dezembro de 2005.



Prof. Dr. Abraham Lincoln Calixto – Orientador
Universidade Estadual de Ponta Grossa



Prof. Dr. Paulo Henrique Perlatti D'Alpino
Universidade Estadual de Ponta Grossa



Prof. Dr. Nerilo Luiz Ulbrich
Universidade Federal do Paraná - UFPR

DADOS CURRICULARES

João Luiz Neves Pereira

NASCIMENTO 18. 02. 1964.	Diamantina – Minas Gerais
FILIAÇÃO	Olympio Cássio de Miranda Pereira Margarida Maria Neves Pereira
1983 - 1986	Curso de Graduação - Faculdade Federal de Odontologia de Diamantina – FAFEOD – Diamantina - MG
1987 - 1994	Professor de Dentística e Clínica Integrada do Curso de Graduação - Faculdade Federal de Odontologia de Diamantina – FAFEOD – Diamantina - MG
1987 - 1987	Curso de Pós- Graduação ao nível de Aperfeiçoamento em Cirurgia Bucomaxilofacial e Patologia Geral - Faculdade Federal de Odontologia de Diamantina – FAFEOD – Diamantina - MG
1988 - 1988	Curso de Pós- Graduação ao nível de Aperfeiçoamento em Dentística - Escola de Aperfeiçoamento Profissional da Associação Brasileira de Odontologia - Regional Sete Lagoas - MG
1990 - 1990	Curso de Pós- Graduação ao nível de Aperfeiçoamento em Capacitação Docente - GPPD – Grupo Brasileiro de Professores de Dentística – Diamantina - MG
1991 - 1991	Curso de Pós- Graduação ao nível de Aperfeiçoamento em Inovações Tecnológicas e Política de Treinamento - Faculdade Federal de

	Odontologia de Diamantina – FAFEOD – Diamantina - MG
1991-1992	Curso de Pós-Graduação ao nível de Especialização em Dentística Restauradora – UFSC - Universidade Federal de Santa Catarina – SC - EAP-ABO - Regional Santa Catarina - SC
1992 -	Membro do GCED - Grupo Catarinense de Especialistas em Dentística Restauradora
1994 -	Professor de Materiais Dentários, Dentística e Clínica Integrada do Curso de Graduação – Universidade Federal do Paraná – UFPR – Curitiba - PR
1995 -	Professor de Dentística Restauradora do Curso de Pós- Graduação ao nível de Especialização – Universidade Federal do Paraná – UFPR – Curitiba - PR
1996 - 2003	Coordenador e Professor do Curso de Aperfeiçoamento em Dentística Restauradora Estética da Sociedade Paranaense de Ensino Odontológico – SPEO – Curitiba - PR
1996 -	Professor do Curso de Aperfeiçoamento em Dentística Restauradora Estética da EAP-ABO - Regional Curitiba - PR
1999 - 1999	Curso de Pós-Graduação ao nível de Aperfeiçoamento em Prótese sobre Implantes – EAP-ABO - Regional Curitiba - PR
2004/2006	Curso de Pós-graduação - Ao Nível de Mestrado em Odontologia - Área de Concentração em Clínica Integrada - Universidade Estadual de Ponta Grossa – UEPG

A *Deus*, por tudo!

Ao meu querido e amado filho *João Gabriel Neiva Pereira*
que no momento mais difícil da minha vida me fez renascer e
acreditar que vale a pena viver.

A meus pais *Olimpio e Margarida*,
pelo imenso carinho que me deram, por terem me guiado e me
ensinado o valor das coisas mais simples da vida, por ter feito
parte de cada um dos meus sonhos e metas, e pelo apoio
incondicional, sem o qual não teria chegado tão longe, muito
obrigado.

Aos meus irmãos *Marcelo, Felipe e Cássio*,
pelos momentos que temos passado juntos e pelas lembranças
que guardo das nossas convivências.

À minhas cunhadas *Cíntia, Cris e Astélia*,
por suportarem meus irmãos e tornarem mais fraterna e feliz a
nossa grande família. Um beijão

Em especial a você *Mylene*,
que nestes últimos anos demonstrou o valor do verdadeiro
Amor e Companheirismo. Obrigado por você existir. *Te Amo!*

AGRADECIMENTOS

Ao **Professor Doutor Abraham Lincoln Calixto** pela sua amizade e orientações a mim conferido, sem as quais, dificilmente teria me conduzido ao trabalho final desta dissertação.

Um agradecimento em especial ao **Professor Doutor João Carlos Gomes**, por ter me permitido esta oportunidade de poder aumentar os meus conhecimentos e compartilhar os seus, fazendo-me crescer como profissional.

Agradeço também à **Professora Doutora Osnara Maria Mongruel Gomes**, pelas suas orientações, colaborações, compreensões, e acima de tudo pelo profissionalismo e respeito durante todo o curso e durante este trabalho. Quero dizer-lhe com todo o respeito e admiração especial que continue a ser esta Mulher fantástica, e que jamais, jamais permita que esta energia se apague, muitos ainda irão precisar dela. Um grande e fraterno abraço.

Um agradecimento também especial, ao **Professor Joel Bley Sobrinho** pela sua amizade, respeito e confiança a mim depositado, e sem o qual não poderia estar aqui, e concluir este trabalho. Meu muito obrigado, Mestre, e receba o mais profundo respeito e admiração. Um grande abraço.

Um agradecimento, ao grande Mestre **Professor Meister** pela sua amizade, aprendizado e pelas horas de convivência feliz durante o estágio da disciplina de Materiais Dentários. Meu muito obrigado, Mestre, e receba a minha admiração e gratificação. Um feliz abraço.

Agradeço especialmente à professora, **Dra. Leide Schmidt** por um dos maiores aprendizados durante o Mestrado e porque não dizer durante a vida. Meu muito obrigado, Mestre, e receba a minha admiração e gratificação. Um feliz abraço.

Aos caríssimos professores **Doutores Joane, Gibson, Vitoldo, Benjamin, Jorim, Edgard, Berger, Elizabeth, Stella, Denise, Gislaíne, Ulisses, Fábio** do curso de Odontologia da UEPG, pelo ensino, aprendizado, orientações, e apoio durante o curso e a convivência do mestrado.

Á(o)s minha(eu)s querida(o)s amiga(o)s e **Colegas do Mestrado (José David, Patrícia, José Laufer, Sandra, Ricardo, Priscila, Carolina, Juliana, Fernanda, Rafael, Márcia, Marissol e Veridiana)**, por todo o tempo, amizade, carinho, respeito e experiências compartilhadas ao longo desta jornada de convivência e aprendizado, um beijão e um forte abraço. Sentirei saudades!

Agradeço especialmente à amiga e colega, **Ana Paula Gebert** pela sua ajuda, devoção, e amizade, e sem a qual não poderia concluir este trabalho de dissertação. MUITÍSSIMO obrigado e que Deus lhe pague e lhe dê em vida tudo o que não pude ou possa recompensá-la nesta vida, e que você possa conseguir atingir todo o teu intento profissional e pessoal. Um grande beijo!

Agradeço ao amigo e colega doutorando, **João Paulo Ribeiro** pela sua ajuda, fornecendo as referências do seu trabalho que puderam contribuir para o início e como uma luz e orientação desta dissertação. Muitíssimo obrigado e que Deus lhe dê em dobro tudo o que não possa recompensá-lo, e que você consiga atingir o teu objetivo profissional e pessoal. Um grande abraço!

Agradeço especialmente à amiga, **Celita Zambonato Carniel** pela sua ajuda, e amizade, fornecendo as referências do seu trabalho que puderam contribuir para a conclusão deste trabalho de dissertação. Muitíssimo obrigado e que você tenha muita vida e tudo o que de melhor puder alcançar, e que possa atingir todos os teus objetivos profissionais. Você realmente merece! Um grande beijo!

Agradeço ao colega e amigo, **Fabício Fameli** pela sua ajuda, e amizade, e pelas referências do seu trabalho permitindo-me concluir este trabalho de dissertação. Obrigado, e sucesso profissional e pessoal. Um grande abraço e beijo na Renatinha!

Um agradecimento especial, à amiga e funcionária, **Morgana** pela sua amizade, respeito e ajudas durante todo o curso de Mestrado. Meu respeito e admiração. Um grande abraço.

Um agradecimento também à bibliotecária, **Maria Luzia F. Bertholino dos Santos** pela sua ajuda nas correções e nos trabalhos de pesquisa e orientações das referências, sem as quais não poderia concluir este trabalho. Meu muito obrigado, e muitas felicidades com o Baby. Um beijo carinhoso.

Agradeço ao, **Professor Dr. Moyses Meza Pariona** pela ajuda e colaboração neste trabalho de dissertação, engrandecendo o saber e a metodologia aplicada. Muito Obrigado, e um Abraço Professor!

Agradeço ao, **Professor Éderson Betiol** pela ajuda e colaboração neste trabalho de dissertação, fornecendo as referências do seu trabalho que puderam contribuir para a minha orientação nesta dissertação, engrandecendo o saber. Muito Obrigado, e um grande Abraço!

Agradeço a,o **Professor Dr. Dalberto Dias da Costa** pela ajuda e colaboração na confecção do trabalho para publicação da disciplina de bioestatística, engrandecendo o aprendizado. Muito Obrigado, e um Abraço!

Agradeço ao, **Professor Dr. Sandro Amico** pela paciência e colaboração na confecção do trabalho para publicação da disciplina de bioestatística, engrandecendo o aprendizado. Muito Obrigado, e um Abraço!

Agradeço à amiga e aluna, **Priscilla Laís Soares Gonçalves** pela sua ajuda, devoção, e amizade nos trabalhos de pesquisa e apresentações do SBPQO. Muitíssimo obrigado e que Deus lhe pague e que você possa conseguir atingir todo o teu intento profissional e pessoal. Um grande beijo!

Agradeço também à colega, **Regina Tsubouchi** pela sua ajuda, amizade, no trabalho de pesquisa, sobre clareamento a Laser. Continue sempre buscando a excelência. Parabéns Um grande beijo!

Agradeço aos colegas e amigos, **Professora Maria da Graça Kfoury Lopes** e ao **Professor Ricardo Yutaka Massaki**, pelo apoio durante toda nossa convivência não só no curso de especialização, mas por todo o tempo em Curitiba. Meu muito obrigado, amigos e um grande beijo e abraço!

Agradeço ainda à(o)s amiga(o)s, **Silvana, Edgard, Chico, Harue, Ângela** pelo coleguismo e apoio durante toda nossa convivência. Meu muito Obrigado, amigos e um grande abraço!

À **Universidade Estadual de Ponta Grossa** pela oportunidade a mim oferecida de crescer profissionalmente.

À **Universidade Federal do Paraná** na pessoa do Chefe de Departamento de Odontologia Restauradora Professor **Aguinaldo Coelho Farias**, e a todos os colegas do departamento que de forma direta ou indireta, possibilitaram esta oportunidade a mim oferecida de crescer profissionalmente.

Agradeço em especial aos **Professores Drs. Nerildo Luiz Ulbrich, Paulo D`Alpino e Paulo César Gonçalves**, pela ajuda e colaboração na avaliação do trabalho de dissertação, e no engrandecendo do meu saber. Muito Obrigado!

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Faceta de porcelana apresentando a face vestibular sem desgaste dental e sem recobrimento da borda incisal.....	91
Figura 2 - Faceta de porcelana apresentando a face vestibular sem desgaste dental e com recobrimento da borda incisal.....	91
Figura 3 - Faceta de porcelana apresentando a face vestibular com desgaste dental em forma de ombro e com recobrimento da borda incisal.....	92
Figura 4 - Malha dos modelos em aumento.....	94
Figura 5 - Angulação de 45 ⁰ com o longo eixo do modelo.....	95
Figura 6 - Angulação de 90 ⁰ com o longo eixo do modelo.....	95
Figura 7 - Desenho do modelo do incisivo central superior.....	98
Figura 8 - Áreas de interesse no estudo determinadas pelas áreas de maior concentração de tensões.....	106
Figura 9 a e b - Comparação das forças aplicadas sobre a borda incisal em 45 ⁰ e 90 ⁰ , respectivamente, do modelo representativo do grupo em forma de ombro, restaurado com a porcelana feldspática.....	107
Figura 10 - Grupo 1. Avaliação comparativa dos modelos representativos dos incisivos centrais superiores sem preparo e sem recobrimento da borda incisal, restaurados com facetas de porcelana feldspática.....	108
Figura 11 - Grupo 2. Avaliação comparativa dos modelos representativos dos incisivos centrais superiores sem preparo e sem recobrimento da borda incisal, restaurados com facetas de porcelana de dissilicato de lítio.....	108
Figura 12 - Grupo 3. Avaliação comparativa dos modelos representativos dos incisivos centrais superiores sem preparo e com recobrimento da borda incisal (sobreposta), restaurados com facetas de porcelana feldspática.....	109
Figura 13 - Grupo 4. Avaliação comparativa dos modelos representativos dos incisivos centrais superiores sem preparo e com recobrimento da borda incisal (sobreposta), restaurados com facetas de porcelana de dissilicato de lítio.....	109

Figura 14 - Grupo 5. Avaliação comparativa dos modelos representativos dos incisivos centrais superiores com preparo (ombro) e com recobrimento da borda incisal, restaurados com facetas de porcelana feldspática.....	110
Figura 15 - Grupo 6. Avaliação comparativa dos modelos representativos dos incisivos centrais superiores com preparo (ombro) e com recobrimento da borda incisal, restaurados com facetas de porcelana de dissilicato de lítio.....	110
Figura 16 - Áreas de interesse no estudo, determinadas pelas áreas de concentração de tensões	111
Figura 17a, 17b e 17c - Áreas de concentração de tensões, nos modelos representativos das facetas de porcelana.....	112
Figura 18a e 18b - Visão ampliada das áreas de concentração de tensões, nos modelos representativos das facetas de porcelana sem preparo e sem recobrimento da borda incisal.....	113
Figura 19 a e b - Comparação das forças aplicadas sobre a borda incisal em 90° e 45°, respectivamente, do modelo representativo do grupo sem preparo, sob cargas de 100N.....	124
Figura 20 a e b - Comparação das forças aplicadas sobre a borda incisal em 90° e 45°, respectivamente, do modelo representativo do grupo sem preparo, sob cargas de 350N.....	125
Figura 21 a, b e c - Comparação das forças aplicadas sobre a borda incisal em 45°, dos modelos representativos das facetas de porcelana feldspática, sob cargas de 100N.....	126
Figura 22 a, b, e c - Comparação das forças aplicadas sobre a borda incisal em 45°, dos modelos representativos das facetas de porcelana de dissilicato de Lítio, sob cargas de 100N.....	126
Figura 23 a, b e c - Comparação das forças aplicadas sobre a borda incisal em 45°, dos modelos representativos das facetas de porcelana feldspática, sob cargas de 350N.....	128
Figura 24 a, b e c - Comparação das forças aplicadas sobre a borda incisal em 45°, dos modelos representativos das facetas de dissilicato de lítio, sob cargas de 350N.....	128
Figura 25 a, b e c - Comparação das forças aplicadas sobre a borda incisal em 90°, dos modelos representativos das facetas de porcelana feldspática, sob cargas de 350N.....	129
Figura 26 - Modelo representativo da faceta de porcelana de dissilicato de lítio,	

sob carga de 100N, numa angulação de 90° , sem preparo e com recobrimento da borda incisal..... 130

Figura 27 - Modelo representativo da faceta de porcelana feldspática, sob carga de 350N, numa angulação de 45° , sem preparo e sem recobrimento da borda incisal..... 130

Esquema. 1 – Representação esquemática das etapas que compõem o MEF..... 87

Esquema. 2 – Representação esquemática do estado triaxial de tensões..... 103

LISTA DE TABELAS E QUADROS

TABELA 1 - Propriedades mecânicas das estruturas anatômicas que compõem o modelo	97
TABELA 2 - Propriedades mecânicas dos materiais que compõem o modelo	97
TABELA 3 - Valores dos modelos representativos das facetas de porcelana, nos pontos incisais e cervicais vestibulares em MPa.....	114
QUADRO 1 - Tensões de Von Mises para os modelos representativos dos incisivos centrais superiores recoberto com facetas de porcelana sem preparo, e sem recobrimento da borda incisal, restaurados com porcelana feldspática	144
QUADRO 2 - Tensões de Von Mises para os modelos representativos dos incisivos centrais superiores recoberto com facetas de porcelana sem preparo, e sem recobrimento da borda incisal, restaurados com porcelana de dissilicato de lítio	144
QUADRO 3 - Tensões de Von Mises para os modelos representativos dos incisivos centrais superiores recoberto com facetas de porcelana sem preparo, e com recobrimento da borda incisal, restaurados com porcelana feldspática	144
QUADRO 4 - Tensões de Von Mises para os modelos representativos dos incisivos centrais superiores recoberto com facetas de porcelana sem preparo, e com recobrimento da borda incisal, restaurados com porcelana de dissilicato de lítio	144
QUADRO 5 - Tensões de Von Mises para os modelos representativos dos incisivos centrais superiores recoberto com facetas de porcelana com preparo, e com recobrimento da borda incisal, restaurados com porcelana feldspática	145
QUADRO 6 - Tensões de Von Mises para os modelos representativos dos incisivos centrais superiores recoberto com facetas de porcelana com preparo, e com recobrimento da borda incisal, restaurados com porcelana de dissilicato de lítio	145

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

aC	Antes de Cristo
ABF	Amonio bifluorídrico
Al	Aluminio
ANSYS	Swanson Analysis Systems
APF	Acidulate Phosphate Fluoride
AlO ₃	Óxido de Alumínio
Al ₂ O ₃	Alumina
AUTOCAD	Auto Computer Aided Design
Bt	Bytes
c	Comprimento
Ca	Cálcio
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
CEJ	Cement Enamel Junction
Corp.	Corporation
cm	Centímetro
cm/min	Centímetro por minuto
Cr	Cromo
dC	Depois de Cristo
EDS	Energy Disperse Spectrum
E ⁻⁰⁶	Elevado a -10 (⁻⁰⁶)
Er	Érbio
et al.	E outros
FEA	Finite Element Analysis
FE-SEM	Field Emission Scanning Electronic Microscopic
FESS	Finite Element Solution Swansea
Ga	Gálio
GB	Gig Bite
GPa	Gig Pascal
HD	Hard Disk
HF	Hidrofluorídrico Acid
g	Gramas
h	Hora
Inc.	Incorporation
<i>Inlays</i>	Preparos internos
ISO	Organization International of Standardization
K	Potássio
KCSMD	King's College School of Medicine & Dentistry
Kg	Quilograma
Kg/cm ²	Quilograma por centímetro quadrado
Kgf	Quilograma força
K ₂ O.Al ₂ O ₃ .6SiO ₂	Feldspato de Potássio
l	Largura
lb	Libra
m	Módulo Weibul
mm	Milímetros
mm/min	Milímetros por minuto
Mass.	Massachusetts

MEF	Método de Elementos Finitos
MHz	Mega Hertz
MPa	Megapascal
mW/cm ²	miliWatts por centímetro quadrado
n	número amostras
N	Newton
Na ₂ O. Al ₂ O ₃ . 6SiO ₂	Feldspato de Sódio
Na	Sódio
nº	Número
NY	New York
<i>Onlays</i>	Preparos externos
Overlap	Encaixar, sobrepor, recobrir, trespassar
<i>Overlays</i>	Preparos extra coronários
p	Probabilidade ou Nível de Significância
PLV	Porcelain Laminate Veneers
pH	Potencial de hidrogênio iônico
RAM	Roentgen Automatic Memory
SEM	Microscópio eletrônico de varredura
s	segundos
Se	Tensão de Von Misses
Sc	Escândio
Si	Silício
SiO ₂	Sílica
<i>Slice</i>	Fatia
UCMSD	University College & Middlesex School of Dentistry
USA	United State of America
Y	Ítrio
<i>Window</i>	Janela ou intra-esmalte
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
µm	Micrômetro
°	Grau
°C	grau Celsius
%	Porcentagem
&	e
®	Registrado
α	Nível de Significância
ε	Módulo de Elasticidade
ν	Coeficiente de Poisson

RESUMO

PEREIRA, J L N. **Avaliação da distribuição de tensões nas facetas estéticas de porcelana pelo método de elementos finitos**. Ponta Grossa, 2005. 149p. Dissertação – (Mestrado em Clínica Integrada) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Ponta Grossa.

O presente trabalho teve por objetivo avaliar a distribuição de tensões nos dentes restaurados com facetas estéticas de porcelana pelo método de elementos finitos, em modelos representativos de incisivos centrais superiores onde foram utilizadas três tipos de simulações: dentes que não apresentavam preparos dentários com e sem recobrimento da borda incisal, e dentes com preparo em forma de ombro e com recobrimento da borda incisal. Estes modelos foram submetidos a cargas de 100N e 350 N na borda incisal, sob angulações de 45° e 90° , simulando condições clínicas de pacientes portadores de classe I de Angle e pacientes com mordida de topo e/ou bruxomanos. Foi observado que o aumento de carga, bem como a diminuição da angulação, promoveu um aumento das tensões nos modelos representativos das facetas de porcelana, e que os modelos representados pela porcelana à base de dissilicato de lítio, apresentou um comportamento melhor em relação à distribuição das tensões sobre os dentes restaurados com facetas de porcelana feldspática.

Palavras-chaves: Elemento finito; Facetas Laminadas de Porcelana; Cerâmicas.

ABSTRACT

PEREIRA, J L N., **Evaluation of the distribution of tensions in the laminates aesthetic of porcelain by the method of finite elements**. Ponta Grossa, 2005. 149p. Dissertation – (Master of the Integrated Clinic) – School of Dentistry, University of the State of Ponta Grossa.

The present work had the objective to evaluate the distribution of tensions in teeth restored with aesthetic porcelain laminates by the finites elements method, in representative models of upper incisors central, where three types of simulation had been used: teeth that did not present dental preparations with and without covering of the incisal edge, and teeth that had preparation in shoulder form and layering of the incisal edge. These models had been submitted to the loads of 100N and 350 N in the incisal edge, under angles of 45^0 and 90^0 , simulating clinical conditions of carrying patients of class I of the Angle and patients with direct bite of the incisors and/or bruxomanos. We observed that the increase of the load, as well as the reduction of the angulations, had promoted an increase to the tensions in the representative models of porcelain laminate, and that the models represented by the lithium dissilicato porcelain, presented a better behavior in relation to the distribution of the tensions on teeth restored with feldspática porcelain laminate.

Key Words: Finite element; Laminate veneers porcelain; Ceramics

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	REVISÃO DE LITERATURA	26
2.1	PREPARO DENTAL PARA FACETAS DE PORCELANA.....	26
2.2	EVOLUÇÃO DOS SISTEMAS DE ADESÃO ÀS PORCELANAS.....	37
2.3	MÉTODOS PARA ANÁLISE DE RESISTÊNCIA MECÂNICA.....	56
2.4	MÉTODOS PARA ANÁLISE DE TENSÕES.....	67
3	PROPOSIÇÃO	85
4	MATERIAL E MÉTODOS	84
4.1	ANÁLISE DE TENSÕES PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF).....	84
4.2	ETAPAS DA ANÁLISE NO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF).....	88
4.3	PRÉ – PROCESSAMENTO	89
4.3.1	Definição da Geometria, Seleção do Modelo e Obtenção da Imagem.....	90
4.3.2	Carregamento e Condições de Contorno.....	95
4.3.3	Definição das Propriedades Mecânicas.....	95
4.4	PROCESSAMENTO.....	99
4.5	PÓS – PROCESSAMENTO	104
5	RESULTADOS	105
6	DISCUSSÃO.....	115
6.1	DISCUSSÃO DA METODOLOGIA EMPREGADA.....	115
6.2	DISCUSSÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS.....	123
7	CONCLUSÕES.....	131
	REFERÊNCIAS	133

APÊNDICE - Resultados originais e valores quantitativos das tensões (MPa) nos diferentes sistemas de recobrimento e preparo dos modelos representativo do incisivo central superior e das facetas de porcelana para os seis grupos estudados.....	143
ANEXO - Autorização do uso do Modelo representativo do Incisivo Central Superior da Tese de Doutorado (Ulbrich, N. L., 2005) da Universidade Federal do Paraná.....	146

1 INTRODUÇÃO

*Se tudo na vida é relativo,
porque só o isolamento é absoluto?
João Luiz Neves Pereira*

As facetas de porcelana são restaurações que podem proporcionar ou devolver a harmonia do sorriso de forma excepcional. O aumento da expectativa de vida juntamente com a diminuição do índice de cáries fez surgir uma demanda para restaurações funcionais e estéticas a longo prazo.

As primeiras peças de porcelana surgiram na China durante a Dinastia Han (202 aC a 220 dC). Entretanto só foram desenvolvidas no século X, quando da incorporação do Quartzo, Feldspato e Caulim, conferindo grande brancura e translucidez às peças. Em 1708, Böttger desenvolveu uma porcelana de alta qualidade, ao acrescentar cristais de Mulita (argila) as peças cerâmicas, conferindo-as plasticidade, resistência mecânica verde (antes da queima), e cor. Atualmente, a alumina tem sido utilizada em substituição ao quartzo, levando a um aumento da resistência da porcelana.

Entretanto, as porcelanas são materiais frágeis, apresentando alto módulo de elasticidade, baixa tenacidade, sendo portanto, susceptíveis à fratura devido a tensões de tração e em áreas de concentrações de tensões, principalmente quando apresentam fraturas intrínsecas imperceptíveis. No entanto, sob tensões de compressão as cerâmicas apresentam excelente resistência, principalmente quando suportadas por materiais resilientes como a dentina e os cimentos resinosos.

As facetas estéticas de porcelana tornaram-se estáveis nas últimas décadas e as técnicas de confecção tornaram-nas populares para muitos dentistas e pacientes (GOLDSTEIN, 1980). As facetas de porcelana podem ser usadas para promover o alinhamento dos dentes, alterar a forma e o comprimento dental, mudar

a cor, ou mascarar manchas de fluorose e de medicamentos como a tetraciclina, e outras opacidades, bem como defeitos de esmalte como as hipoplasias e descolorações causadas por alterações dentárias e tratamentos endodôntico mal realizados. Estas restaurações adesivas e estéticas têm alterado o sorriso destes pacientes (DUNNE; MILLAR, 1993).

A técnica foi descrita pela primeira vez por Pincus (1938), na qual laminados cerâmicos eram retidos por pós, utilizados para fixar dentaduras, durante os sets das filmagens cinematográficas em Hollywood. Contudo, este tipo de trabalho era altamente temporário, durando quando muito o tempo necessário para a filmagem (GOLDSTEIN, 2000). Rochette, em 1975, descreveu uma variação da técnica de cimentação pela fixação da porcelana silanizada não condicionada a dentes incisivos usando uma resina acrílica. Nos anos seguintes, Faunce e Faunce (1975); Faunce e Myers (1976), descreveram o uso de facetas pré-fabricadas de resina acrílica (Sistema Mastique), integrando os princípios de adesão de Buonocore (1955) e Bowen (1955,1963), como uma forma alternativa ao uso do laminado de cerâmica. Entretanto, logo deixaram de serem usadas devido à fraca união dos sistemas adesivos da época à faceta de resina. A separação da faceta ocorria freqüentemente na interface faceta/resina de fixação apresentando também baixa resistência à abrasão e instabilidade de cor, inerentes a composição da resina composta.

Atualmente, a técnica de cimentação adesiva recomendada segue as indicações dos trabalhos de Simonsen e Calamia (1983), que descreveram um aumento na retenção produzido pelo condicionamento interno da porcelana com ácido hidrofúorídrico a 10%, em conjunto com a aplicação do silano (silanização), o

mesmo recomendado por Horn em 1983, sendo depois fixados ao tecido dental através de agentes de cimentação adesiva.

Com a evolução das resinas compostas, os cimentos resinosos também acompanharam esta tendência, melhorando ainda mais as propriedades físicas e mecânicas destes materiais e das peças indiretas, sendo que para as facetas indiretas, pode-se indicar os cimentos fotopolimerizáveis, ou mais recentemente, os cimentos de dupla polimerização, chamados duais, aliados aos sistemas adesivos de esmalte e dentina. Peumans et al, em 1999, esclarecem que o sucesso da faceta de porcelana é determinado pela força e durabilidade da união formada entre três componentes do complexo adesivo: superfície do dente, porcelana e o agente de cimentação.

Assim, as facetas de porcelana demonstram uma naturalidade estética, cor, estabilidade morfológica e aceitabilidade dos tecidos biológicos periodontais, e têm substituído amplamente facetas de resina acrílicas indiretas (ROBERTS, 1980), e oferecido uma alternativa às facetas de resina composta.

A técnica da faceta de porcelana consiste na “substituição” da porção visível do esmalte por uma cerâmica, a qual é unida à superfície dental, oferecendo propriedades semelhantes ao dente natural (BARATIERI et al., 2001). O principal objetivo protético da faceta cerâmica é substituir o esmalte defeituoso por um esmalte artificial.

O primeiro passo antes da confecção do preparo dentário deve ser o diagnóstico do elemento dental, ou seja, se o dente apresenta-se vital ou tratado endodonticamente e qual a extensão da perda dental coronária. Outro aspecto a ser avaliado é se existem restaurações de compósito, em que quantidade e extensão e se elas estão satisfatórias. Esse tipo de situação pode ocorrer mais comumente

quando há presença de restaurações do tipo classe III, apresentando assim uma interface cerâmica/compósito em alguns pontos do laminado de porcelana.

Além disso, os preparos dentais para facetas indiretas quando comparados aos preparos para coroas totais (EDELHOFF; SORENSEN, 2002) são conservadores e os contatos proximais e oclusais permanecem amplamente inalterados. O dente é, portanto, menos propício a fraturar ou alterar a sua posição e o potencial para envolvimento pulpar é reduzido em comparação com as técnicas de preparo para coroas totais. A superfície palatina dos incisivos superiores permanece na maior parte das vezes intocada, reduzindo o potencial para inadvertida alteração da guia anterior (DUNNE; MILLAR, 1993).

Sempre que possível, o preparo para laminado em porcelana deve ficar limitado ao esmalte, mas com muita frequência ocorre envolvimento da dentina. (CONCEIÇÃO et al., 2005).

Contudo, segundo Putter e Ibsen (1990), existem situações onde os dentes apresentam-se relativamente achatados ou um leve desalinhamento cujo uso de preparos para facetas de porcelana são dispensados.

Assim, as propriedades mecânicas dos materiais restauradores dentários devem ser capazes de suportar as tensões causadas pelas forças repetitivas da mastigação (Taskonak; Anusavice e Mecholsky Jr et al., 2004). O planejamento das restaurações dentárias é particularmente importante, para garantir a sobrevida da restauração e a sua indicação apropriada, caso seja desejável o melhor desempenho do material. Os planejamentos adequados são aqueles que não resultam em tensões ou deformações que excedam as propriedades de resistência de um material sob condições clínicas (MAGNE, VERSLUIS e DOUGLAS, 1999; MORI et al., 1997).

Assim, com o intuito de avaliar as tensões geradas em estruturas dentárias, várias metodologias foram desenvolvidas, tais como; análises de coberturas friáveis por medidores ou sensores de deformação (strain gauges), holografias, fotoelasticidade em duas ou três dimensões (HOOD, FARAH e CRAIG, 1975), análise do elemento finito, e outros métodos numéricos (CRAIG; POWERS, 2004).

O método do elemento finito foi desenvolvido pela primeira vez, em 1969, por Huang e Ledley e no Brasil por Correa e Matson que, em 1977, avaliaram as tensões desenvolvidas em uma restauração de amálgama de prata. É um método que oferece, através da utilização de um *software* específico, a simulação mecânica em modelos matemáticos bi ou tridimensionais, permitindo a discretização (distinção) de todas as estruturas anatômicas. Tal metodologia baseia-se na confecção de um modelo matemático que representa geometricamente o objeto a ser analisado. Este modelo é subdividido em um determinado número de células denominado elementos, que podem se apresentar em formato triangular linear ou quadrático, dependendo da geometria do modelo e do tipo de análise que será realizada. Cada elemento é definido por um número determinado de pontos denominado nós. Em um modelo bidimensional, os nós são localizados através de um sistema de coordenadas cartesianas ortogonais, nos eixos X e Y, interligando os respectivos elementos. O conjunto resultante é chamado de malha. Atribui-se aos elementos da malha propriedades iguais às dos materiais que esses representam para, posteriormente, conferir as mesmas condições de vínculo e carregamento encontrados clinicamente (pré-processamento). Em seguida, após o processo de análise, as tensões geradas nas estruturas serão observadas e quantificadas (pós-processamento).

Vários estudos têm sido suportados por tal metodologia (ALBUQUERQUE, 1999; BELOTI, 2004; BETIOL, 2002, 2005; GENG et al., 2001; KAMPOSITORA, et al., 1994; LANG et al., 2001; LEE et al., 2002; LEWGOY et al., 2003; MAGNE, VERSLUIS e DOUGLAS, 1999; POPPE, BOURAUUEL e JAGER 2002; RIBEIRO, 2004; ROUSE, 1997; SCABELL, 2000; ULBRICH, 2005), correlacionando a reabilitação realizada com as inúmeras alterações na distribuição de tensões, tanto na estrutura de suporte quanto no próprio material restaurador.

Além disso, testes de distribuição de *stress* induzido como resultado de uma carga experimental clínica são complexos, e são difíceis de determinar a força compressiva, de tração ou cisalhamento pura. Ainda, devido ao alto custo, longo tempo requerido para o estudo e problemas associados com o estabelecimento da amostra experimental randomizada e sob controles aceitáveis, limitam as investigações clínicas dos testes mecânicos (KELLY; TESK; SORENSEN, 1995; SORENSEN et al., 1999).

A análise pelo MEF proporciona dados valiosos a um custo operacional relativamente baixo e em tempo reduzido, além de oferecer informações desconhecidas nos estudos clínicos como distribuição de tensão, campo de deformação e aquecimento. Apresenta ainda, grande versatilidade que permite a variação de situações como: geometria, propriedades mecânicas e forças aplicadas. Na odontologia, a potencialidade do MEF é comprovada nos estudos conduzidos nesta área, onde os resultados obtidos via análise numérica/computacional, estão de acordo com as diversas observações obtidas em estudos clínicos e experimentais.

Desta forma, embasados na literatura atual, e diante das controvérsias sobre os preparos dentais para facetas de porcelana, procuramos avaliar a distribuição de tensões nas facetas estéticas de porcelana, pelo método de

elementos finitos (MEF), empregando modelos representativos de incisivo central superior restaurados com facetas laminadas de porcelana, relacionando com o comportamento de incisivo central superior hígido.

2 REVISÃO DE LITERATURA

*“É preciso reviver o sonho e a
certeza de que tudo vai mudar”
Autor desconhecido*

2.1 PREPARO DENTAL PARA FACETAS DE PORCELANA

Para McCulloch (1968), na maioria dos casos, o preparo dental para facetas de porcelana deveria remover pelo menos 0,5 mm de esmalte, para que não houvesse sobre-contorno, pois dentes pequenos quando transformados em dentes maiores causam um efeito antiestético. Mesmo quando espaços dentários precisam ser fechados ou são necessárias alterações no contorno dental, algum preparo é desejável. Embora este trabalho sobre as cerâmicas de vidro não tenha alcançado um estágio de comercialização, existem muitas razões para acreditar que as cerâmicas de vidro são superiores as porcelanas feldspáticas e as resinas plásticas para dentes artificiais. Uma considerável melhoria nas propriedades mecânicas das porcelanas é oferecida pela porcelana aluminizada. A invenção da porcelana aluminizada e da cerâmica de vidro para uso dental mostrou que estes materiais podem combinar as qualidades estéticas da porcelana dental com características mecânicas superiores. Porcelanas aluminizadas são adequadas para coroas e pontes e as cerâmicas de vidro são ideais para a manufatura de dentes artificiais e laminados.

Com o desenvolvimento de técnicas restauradoras, para o mascaramento de manchas, fraturas e fechamento de diastemas, Horn (1983), descreveu que o preparo do esmalte vestibular para os laminados de porcelana, pode ser modificado, caso seja necessário, saliências podem ser reduzidas e a eficiência de fixação é aumentada se uma camada superficial do esmalte é

removida. As vantagens do laminado de porcelana comparado à faceta de resina são: estabilidade de cor, brilho duradouro, resistência à abrasão, compatibilidade biológica com os tecidos, maior efetividade de adesão ao esmalte, menor manchamento, adesão química e mecânica ao elemento dental, resistência aos efeitos deletérios do álcool, medicações e solventes.

Quinn, McConnell e Byrne (1986), descreveram, num artigo de revisão sobre os laminados de porcelana, que o tratamento dos dentes hipoplásicos ou que apresentam alterações de cor, devido a traumas dentários e infecções, ou fatores gerais, incluindo causas hereditárias, congênitas ou adquiridas, podem ser realizados, associando-se as propriedades das resinas compostas (cimentos) e das cerâmicas, através do uso de técnicas de facetas laminadas com mínimo ou sem preparos dentários onde o objetivo seria combinar as melhores propriedades de ambos, pela técnica do ataque ácido. Através do uso de agentes silanos duplos ocorre uma adsorção e alteração da superfície da porcelana, facilitando ou um processo químico ou mecânico. O modo de ação ocorre através da adesão química da sílica presente em ambos componentes da porcelana e matriz dos cimentos resinosos (ou acrílicos), potencializando a adesão. Neste trabalho o autor descreve dois casos clínicos, de pacientes jovens (18 e 15 anos) que apresentavam amelogenese imperfeita e mancha hipoplásica e de tetraciclina associadas, respectivamente, os quais tiveram os dentes anteriores recobertos com lâminas de porcelana com mínimo desgaste dental. Estes pacientes apresentavam-se sobre controle após um período de dois anos, e não apresentaram qualquer problema pós-operatório. Os autores concluem que para casos selecionados em pacientes jovens, o uso de laminados de porcelana é uma nova modalidade de tratamento para descolorações de manchamento de dentes hipoplásicos.

Já para Clyde e Gilmour (1988), a extensão do preparo é determinada pelo tipo de restauração proposta. As facetas de porcelana com recobrimento vestibular, utilizam áreas de esmalte para sua cimentação. Dizem também que não é essencial que o dente seja reduzido para receber uma faceta de cerâmica. Em pacientes jovens, ou em situações onde os dentes encontram-se em linguo-versão, inclinado para palatino ou lingual, ou em dentes hígidos, como incisivos laterais conóides, a redução de esmalte pode ser evitada. No entanto, onde existe a necessidade de mascarar descoloração ou evitar um contorno exagerado, freqüentemente é necessária uma redução da superfície de esmalte de aproximadamente 0,5 mm. O método preferido seria a redução da borda incisal numa profundidade de 0,5 a 1 mm. O término finalizado na borda incisal pode proporcionar uma faceta frágil, enquanto o preparo tipo janela (sem desgaste da borda incisal) proporciona maior resistência. Em algumas circunstâncias em que é necessário modificar o comprimento do dente ou proteger parte da superfície palatina, o *overlap* (cobertura palatina em forma de chanfro) incisal é indicado.

Segundo McLean (1988), deve-se executar um preparo de pelo menos 0,5 mm, com exceção da cervical onde o esmalte pode estar muito fino. Sempre que possível, o preparo deve ficar apenas em esmalte. Onde a dentina for envolvida recomenda o uso de ionômero de vidro, principalmente na margem gengival onde a estabilidade dos adesivos dentinários é duvidosa.

Segundo Garber et al, em 1988, a redução do esmalte dental para o uso de facetas de porcelana, é fundamental para uma adequada relação com o periodonto marginal. Os autores chamam a atenção para algumas características durante o preparo dental, para se evitar um desgaste excessivo, como; a extensão do preparo vestibular deve apresentar 0,5 mm para a maior parte das situações

clínicas e no máximo 0,3 mm para dentes como os incisivos inferiores; a extensão dos preparos interproximais não deve levar ao rompimento da área de contato; a extensão dentro do sulco gengival deve atingir no máximo 0,2 mm; a redução cervical deve ser de 0,25 mm em forma de chanfrado; e uma redução de 1,0 mm na face incisal unida a uma redução lingual em forma de chanfrado (*overlap*), pode evitar possíveis fraturas na porcelana. Ainda, segundo o autor “onde for possível a colocação de laminados sem nenhum preparo e ainda assim desenvolver uma boa estética sem modificações periodontais, então isto é o ideal”.

Segundo Putter e Ibsen (1990), em dentes relativamente achatados ou levemente desalinhados não são necessários nenhum tipo de preparo para a confecção de facetas de porcelana. Neste trabalho, o autor descreve o método de cimentação simultânea dos laminados de porcelana, em pacientes que apresentavam dentes manchados, e uma vez que os dentes se apresentavam relativamente achatados e planos, não foram executados qualquer tipo de preparo. Inicialmente foi feita uma moldagem com polivinilsiloxana (silicona de adição), e a impressão enviada ao laboratório onde os laminados de porcelanas foram confeccionados (Cerinate Porcelain, Den-Mat Corp., Santa Maria, CA), para os incisivos centrais e laterais. Posteriormente à prova dos laminados de porcelana através de uma pasta de prova e ao tratamento dos laminados com ácido cítrico a 25% por 25 segundos (Porcelain Conditioner, Den-Mat), um agente silano foi aplicado (Cerinate Prime, Den-Mat) e cimentado aos elementos dentais através do uso de um agente de cimentação dual (Ultra Bond, Den-Mat), em uma consistência fluida. Após a remoção dos excessos na margem gengival, foi aplicada uma fonte de luz do aparelho fotopolimerizados usando um diâmetro largo por 40 segundos por vestibular e lingual de cada dente. Uma ponta multilaminada de acabamento (ET6F,

Brasseler, Savannah, GA) foi então usada para o acabamento inicial das áreas gengivais proximais. Um acabamento final foi obtido utilizando-se um instrumento interproximal em forma de lâmina (Den-Mat). O paciente foi então recomendado a evitar alimentação nas próximas horas. Sete dias depois o paciente foi chamado para retorno e cunhas interproximais foram colocadas e uma serra de separação interproximal (Cerisaw, Den-Mat) foi utilizada para estabelecer a separação entre os dentes anteriores. As áreas interproximais foram então finalmente acabadas usando tiras finas de polimento epitex (Coe Manufacturing, England) seguido de cuidadoso ajuste oclusal e polimento final.

Garber (1990), comenta sobre preparar ou não o esmalte para receber uma faceta. Relata que é muito difícil conseguir um bom resultado principalmente na margem gengival, sem o preparo do dente. O preparo melhora a retenção física, torna o contorno imperceptível, facilita o acerto da cor, o posicionamento adequado e a intimidade de ajuste. O acabamento com preparo é mais rápido e mais limitado. O preparo facilita esconder a descoloração dental tanto na cervical como no espaço interproximal.

Em 1990, Milosevic apresentou casos clínicos de recobrimento das faces palatina dos dentes superiores, causados por perda de estrutura dental nas quais facetas de cerâmica foram usadas. À resistência apresentada pelas facetas de porcelana em áreas de pequena espessura, indicam estas restaurações e apresentam vantagens em relação a outros materiais restauradores principalmente em relação à preservação do tecido dental, resistência ao desgaste, compatibilidade periodontal e estética do paciente.

Garber (1991), diz que o preparo do dente para faceta de porcelana, de preferência, deve ser intra-esmalte. Porém, com o advento de novos adesivos

dentinários este fator não é tão crítico quanto se achava há alguns anos atrás. No que se refere ao bordo incisal, o autor recomenda um chanfrado lingual para evitar a junção porcelana/esmalte diretamente na borda incisal, o que poderá provocar, pelos movimentos protusivos da mandíbula, uma força sobre a porcelana, resultando na fratura da junção dos planos incisal e vestibular.

Reid, Simpson e Taylor (1991), apresentaram casos nos quais facetas de cerâmica foram usadas em áreas de erosão palatinas dos dentes anteriores superiores em pacientes que apresentavam sensibilidade devido a estímulos térmicos de alimentos e ao frio. Em pacientes mais jovens, a perda de tecido dentário, durante preparos mais radicais, pode pôr em risco a vitalidade pulpar, de modo que um processo não invasivo que solucione o problema é bem vindo. As facetas apresentam vantagens com relação a outros materiais principalmente em relação à estética, resistência ao desgaste e conforto do paciente.

Ferrari, Patroni e Balleri (1992), fizeram um estudo sobre a espessura do esmalte em 114 dentes extraídos (incisivos, caninos e pré-molares) que foram medidos nos terços gengival, médio e incisal. Chegaram às seguintes conclusões:

- A espessura do terço gengival variou de 0,3 a 0,5 mm;
- No terço médio todos os dentes tiveram uma espessura média de 0,6 a 1,0 mm;
- A medida incisal esteve na média de 1,0 a 2,0 mm.

Assim, baseados nos achados acima concluem que:

1. A extensão e espessura do esmalte na área gengival dos dentes anteriores não permitem adequada redução para facetas de porcelana sem que haja exposição de dentina;

2. A redução mínima do esmalte na área vestibular é de 0,5 mm;
3. Os dados relatados podem servir como guia para a determinação da profundidade de redução do esmalte;
4. Um preparo supragengival é defendido para facilitar as técnicas de higiene oral.

Para a confecção de facetas laminadas, Mainieri, Walber e Rivaldo, em 1992, relataram que o preparo dentário deve ser feito em esmalte, salvo em dentes desvitalizados e escurecidos, onde é possível aprofundar até a dentina, variando-se o preparo em profundidade de 0,4 mm a 0,6 mm no terço médio e incisal. O término é em chanfrado e localizado a 0,2 mm subgengivalmente.

Em um estudo longitudinal de cinco anos, Dunne e Millar, em 1993, analisaram as facetas laminadas de porcelana realizadas nas University College & Middlesex School of Dentistry (UCMSD – de julho de 1986 a dezembro de 1989) e King`s College School of Medicine & Dentistry (KCSMD – de novembro de 1986 a Outubro de 1991). Como critério de exclusão, o esmalte dentário deveria apresentar com 50% integro para a adesão, bem como, deveria restar pelo menos 50% de estrutura dental. Ainda, os pacientes foram excluídos deste tratamento se havia inadequado suporte posterior, higiene oral inadequada, atrição excessiva, ou evidências de prévia atividade parafuncional. Os dentes preparados receberam um desgaste mínimo de 0,5 mm na face vestibular, com um chanfrado marginal incluindo a região cervical mesial e distal, sem romper a área de contato. A região incisal foi deixada intacta por um preparo do tipo janela ou reduzida de 1,0 mm a 2,0 mm para a cobertura total com a faceta de porcelana (*overlap*). Foram confeccionadas nos incisivos superiores 81% dos laminados, 16% nos caninos e 2% nos pré-molares. Laminados de porcelana foram raramente confeccionados nos

dentes inferiores. De um total de 550 facetas que foram confeccionadas para 170 pacientes, 79% apresentaram-se satisfatórias após três anos e 73% após quatro anos, quando avaliadas em relação à infiltração marginal, adaptação, integridade de cor e ausência de trincas ou fraturas. Os autores concluíram que facetas de porcelana devem ser consideradas como restaurações conservativas, embora os pacientes devam ser alertados sobre as incidências de problemas diversos, principalmente quando existirem restaurações prévias, ou onde a superfície dental encontre-se perdida. Agentes de cimentação comprovados devem ser utilizados, e a despeito que o uso do isolamento absoluto não aumentou o percentual de sucesso, os autores consideraram que o controle cuidadoso da umidade é importante.

Nordbo, Rygh-Torensen e Henaug (1994), num estudo longitudinal de 3 anos avaliando facetas laminadas de porcelana em dentes anteriores com preparos conservativos, sem redução incisal (janela), observaram que o máximo de estrutura dentária é preservado. Foram colocados 135 laminados em dentes anteriores sem qualquer preparo da borda incisal, apenas apresentavam leve redução do esmalte vestibular de 0,3 mm a 0,5 mm através do desgaste com uma ponta diamantada tronco-cônica de extremo arredondado, com término em chanfrado ao nível gengival. As facetas de porcelana feldspática sinterizadas (Ceramco, Inc., Bulington, NY, USA), foram condicionadas, silanizadas e depois cimentadas à estrutura dental através de um cimento resinoso fotopolimerizável, sendo que as facetas foram realizadas pelo mesmo técnico dental. Os pacientes foram avaliados anualmente, quanto ao deslocamento, desgaste, fratura, integridade marginal incluindo cárie, coloração do cimento e sobrecontorno. Os autores concluíram, ainda que os preparos conservativos não produzem sobrecontorno, sendo assim uma técnica de tratamento previsível, eficaz e de sucesso.

Pippin et al (1995), compararam a saúde periodontal e a aceitabilidade clínica de incisivos superiores restaurados com facetas de porcelana versus coroas metalo-cerâmicas. Os autores avaliaram 60 pacientes, num total de 120 restaurações, em grupos, de acordo com a idade das restaurações (de 0 a 60 meses). As margens das facetas eram geralmente supragengivais e apresentaram menos inflamação gengival. Todas as facetas foram clinicamente aceitas enquanto que 5% das coroas metálicas fundidas fracassaram por causa de cáries secundárias.

Pacientes que apresentam dentes com diastemas, unitários ou múltiplos, e que não apresentam alterações de cor, dispensam o uso de laminados cerâmicos totais. Em 1996, Nixon, observou que quando as restaurações estéticas não necessitam mascarar a cor de fundo do dente, praticamente não se necessita de qualquer tipo de preparo dental. O efeito da cobertura do laminado parcial, em conjunto com a alta força adesiva da porcelana condicionada e o mínimo stress da oclusão sobre a mesma, tornam o laminado parcial de cerâmica uma excelente opção para se obter estética com máxima preservação dentária.

Beloti, Segala e Guimarães, (2000), realizaram uma revisão de literatura, sobre as características do preparo dentário para confecção de facetas laminadas. Quanto à classificação os preparos dentários podem se apresentar com: leve redução; redução vestibular, proximal e cervical; redução vestibular, proximal cervical e incisal; e sem nenhum tipo de redução (ausência de preparo). Dos tipos de preparo encontrados, citaram o preparo tipo *slice*, preparo com *overlap* ou incisal e preparo tipo janela. Para a seqüência de preparo, os passos mais acordados entre os autores são: a confecção de canaleta cervical; a confecção de canaletas horizontais ou verticais seguida da união das mesmas; o preparo ou redução incisal,

seguido do acabamento e polimento. Os autores, que defendem a execução de algum tipo de preparo dental, apresentam como vantagens o controle do sobrecontorno, o aumento da força de união entre a resina de cimentação e o dente, o mascaramento de manchas, a facilitação do assentamento da faceta durante a cimentação e a diminuição do índice de fratura por uma maior espessura do laminado. A revisão da literatura indicou ainda, autores que contra-indicam o preparo dentário, seguido por outros que variam a redução vestibular de 0,3 mm a 1,5 mm, envolvendo ou não o ponto de contato, reduzindo ou não a incisal, com e sem preparo de *overlap* ou trespasse palatino.

Beloti (2001), analisou a resistência mecânica de dentes restaurados com facetas cerâmicas sobre diferentes preparos dentais. Foram utilizados 40 incisivos centrais artificiais em resina, Cymell 1077(Columbia Dentoform Corp., Long Island City, NY, USA) divididos em quatro grupos: G1: desgaste 1,0 mm na face vestibular, 1,5 mm de redução incisal, sem *overlap*; G2: desgaste de 1,0 mm na face vestibular, 1,5 mm de redução incisal, com *overlap* de 1,0 mm; G3: desgaste de 0,7 mm na face vestibular, 1,5 mm de redução incisal, sem *overlap*; G4: desgaste vestibular de 0,7 mm, redução incisal de 1,5 mm com *overlap* de 1,0 mm. As facetas foram confeccionadas em IPS Empress (Ivoclar) e fixadas com cimento resinoso Opal (3M do Brasil). Após o ensaio mecânico, empregando a máquina de ensaios MTS 810 a uma velocidade de 1,0 mm/min., verificou-se uma homogeneidade entre os grupos, sendo encontrada diferença estatística apenas entre o grupo G2 e G3. Assim sendo, embora o preparo com maior desgaste vestibular e presença de *overlap* (G2) tenha apresentado maiores valores de resistência à fratura das facetas cerâmicas, os autores relataram a necessidade de outros estudos, uma vez que não

foi possível definir qual o fator do preparo (desgaste vestibular ou sobreposse palatino), seria responsável pela maior resistência do conjunto dente/faceta.

Em outro estudo, descrito por Edelhoff e Sorensen (2002), os autores verificaram a remoção de estrutura dental associados com diversos tipos de preparos (desenhos) para dentes anteriores. A conservação da estrutura dental também ajuda a preservar a vitalidade dental e reduz a sensibilidade pós-operatória. Desenhos de preparos inovadores como estes para facetas de porcelana, são menos invasivos do que preparos convencionais para coroas totais. A finalidade deste estudo foi quantificar e comparar a quantidade de estrutura dental removida quando vários preparos dentais inovadores e convencionais foram completados em diferentes dentes. Foi introduzido um novo sistema de classificação compreensiva de desenho de preparo dental. Dentes de resina Typodont representando o incisivo central superior esquerdo, canino superior esquerdo, e incisivo central inferior esquerdo foram preparados com os seguintes desenhos: parcial (V1), tradicional (V2), estendido (V3), e preparo total (V4) para faceta de porcelana; preparos retidos com sulcos para adesão de resina (A1), e com asa/sulcos (A2), preparos para coroa total cerâmica com 1.0 mm de redução axial e linha de preparo com ombro arredondado (F2), e coroa metalocerâmica com 1.4 mm de redução axial e término de preparo ombro vestibular (F3). Após os terminos dos preparos (10 por grupo), a coroa era separada da raiz ao nível da junção cimento esmalte (CEJ). A estrutura dental coronária removida era medida com análise gravimétrica (por peso). Significância (valores) e desvios padrões para os diferentes desgastes de estruturas dentais dos desenhos de preparos foram calculados e analisados com análise de variância ao nível de significância de $p < 0.5$. Diferenças significativas na quantidade de estrutura dental removida foram notadas entre os desenhos de preparos. Facetas

de Cerâmicas e próteses adesivas retidas por cimentos resinosos, foram os desenhos de preparos menos invasivos, removendo aproximadamente 3 a 30% de estrutura coronária por peso. Aproximadamente, 63 a 72% de estrutura dental coronária foi removida quando foram feitos preparos para coroas totais cerâmicas e metalo-cerâmicas. Para uma única coroa dental, a remoção de estrutura dental para um preparo F3 (coroa metalocerâmica) foi 4.3 vezes maior do que para um preparo V2 (faceta laminada cerâmica, somente a superfície vestibular) e 2.4 vezes maior do que um preparo V4 (laminado veneer de porcelana mais extensivo). Dentro das limitações deste estudo, preparos dentais para laminados de porcelana e próteses adesivas requerem aproximadamente $\frac{1}{4}$ a $\frac{1}{2}$ da quantia de redução da estrutura dental de uma coroa total convencional. Os autores ainda concluem que quando dentes de resina typodont forem usados, preparos para coroas totais requerem 63% a 72% (por peso) do peso total de dentes hígidos. Os preparos para coroas cerâmicas puras, foram aproximadamente 11% menos invasivos do que para coroas metalo-cerâmicas.

2.2 EVOLUÇÃO DOS SISTEMAS DAS PORCELANAS

Devido à abundante matriz vítrea circundando a fase cristalina, as porcelanas oferecem uma estrutura ideal para o condicionamento com ácido fluorídrico, criando túneis e orifícios retentivos entre os cristais ácido-resistentes. A utilização do ácido fluorídrico na porcelana varia de acordo com a sua concentração e tempo de condicionamento: 7,5% durante 20 minutos (ARAÚJO, ODA e SANTOS, 1990); 7,5% e 10 minutos (KENEDY, 1991); 9,5% e 5 minutos (WOLF, POWERS e O'KEEFE, 1992); 2% e 2,5 minutos (LU et al., 1992); 9,5% e 4 minutos (LACY et al., 1992); 10% e 15 minutos com ultra-som (BRASIL et al., 1993); 10 a 20% e 3

minutos (SOUZA JUNIOR, et al., 1995); 40% por 3 minutos (DIETSCHI, MAGNE e HOLZ, 1995); 8 a 10% e 2,5 minutos (GOMES et al., 1996); 9% e 3 a 5 minutos (GUSMAN, 1997).

Segundo Hayakawa et al (1992), apesar de produzir a maior força de adesão, o uso do ácido fluorídrico não se faz necessário quando agentes silanos forem utilizados, e o uso do ácido fosfórico em gel por sessenta segundos sobre a porcelana provocou forças adesivas muito pequenas.

Wolf, Powers e O'Keefe (1992), reportaram que a porcelana condicionada com ácido fluorídrico em gel 9,5% por 5 minutos, tratada com adesivo e cimentada com compósito, apresentava uma força de união de 17 MPa, e sugeriram que a força adesiva e o módulo de falha adesiva podem ser melhorados se o tempo de ataque ácido for reduzido. O tempo e a concentração desse ácido são fundamentais, pois o excesso de um desses pode remover parte do opaco da porcelana, comprometendo sua estética.

Segundo Anusavice (1993), as cerâmicas odontológicas podem ser classificadas pelo tipo, uso ou pelo método de processamento. Assim segundo os tipos, podem dividir as cerâmicas em dois grandes grupos: as cerâmicas feldspáticas e as cerâmicas reforçadas. A feldspática foi a primeira a ser empregada na odontologia e também é conhecida como cerâmica convencional ou tradicional, e é essencialmente uma mistura de feldspato de potássio ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ou feldspato de sódio ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) e quartzo. Esses componentes são aquecidos a altas temperaturas (1200-1250°C) e a fusão incongruente do feldspato leva à formação de um vidro líquido e de cristais de leucita ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$). A massa fundida é resfriada bruscamente para manutenção do estado vítreo, que é constituído basicamente por uma rede de sílica (SiO_2) e, após o resfriamento, a

massa é moída a pó, conhecido como *frit*. Portanto, existem duas fases: uma vítrea responsável pela translucidez do material, e uma cristalina, que confere resistência. A Alumina (Al_2O_3) também é acrescentada à composição, além de outros óxidos metálicos, para obtenção de pigmentos que fornecem as cores para a simulação dos dentes naturais, tais como o óxido de ferro ou níquel (marrom), óxido de manganês (lavanda), óxido de titânio (marrom-amarelado), óxido de cobalto (azul) e óxido de zircônio ou estanho (opacidade). As cerâmicas feldspáticas ainda apresentam um conteúdo de leucita, sendo que um alto conteúdo parece levar a um maior desgaste do dente e da restauração antagonista. Cerâmicas com menor conteúdo de leucita e/ou cristais mais finos, como Finesse® e All-Ceram® reduzem o potencial de desgaste e abrasão do dente antagônico, e podem ser utilizadas para confeccionar *laminados*, inlays e onlays cerâmicos.

Segundo Conceição et al (2005), as cerâmicas reforçadas, se caracterizam basicamente, por apresentar maior quantidade de fase cristalina em relação à cerâmica feldspática convencional. Diversos cristais têm sido acrescentados, como a alumina, a leucita, o dissilicato de lítio e a zircônia, os quais atuam como bloqueadores da propagação de fendas quando a cerâmica é submetida a tensões de tração, aumentando a resistência do material. O aumento também é, em parte, explicado pelas tensões compressivas residuais que se formam pela diferença de coeficiente de expansão térmica entre a fase cristalina e a fase vítrea. De uma maneira geral, quanto maior a quantidade de fase cristalina, maior tende a ser a resistência da cerâmica.

Um dos fatores clínicos e laboratoriais importante e determinantes na longevidade das restaurações em cerâmica é a cimentação, a qual pode ser realizada pela técnica convencional ou adesiva, dependendo do material cerâmico

empregado. A cimentação adesiva aumenta a resistência à fratura de elementos protéticos confeccionados com a cerâmica feldspática em comparação aos cimentos de ionômero de vidro e fosfato de zinco. Em um trabalho longitudinal descrito por Dunne e Millar (1993), os autores observaram que após um período superior a 63 meses do controle da colocação de 315 laminados de porcelana em 96 pacientes, 53 (17%) das restaurações em 31 (32%) dos pacientes presentes, apresentaram problemas ao retornarem. Deste, 25 (8%) foram simples e os laminados permaneceram em uso enquanto 34 (11%) desprenderam ou foram removidos. Os aumentos dos problemas e das falhas foram associados com laminados colocados sobre restaurações existentes, onde a perda da estrutura dentária havia ocorrido anteriormente ao tratamento, e onde inapropriados agentes de cimentação foram empregados. Idade, sexo, técnica de fabricação (folha de platina ou revestimento refratário), uso de isolamento absoluto e ano da cimentação não foram fatores significantes.

Em outro estudo *in vivo*, Wolf et al (1993), observaram a resistência adesiva do cimento resinoso após o condicionamento e asperização da superfície da porcelana com jato de óxido de alumínio. Foi aplicado um gel de 9,5% de HF por 30, 60, 150 e 300 segundos e aplicados jatos de partículas de AlO_3 em diferentes granulações e tempos. A aspereza média era medida através de um profilômetro antes e após cada tratamento. Tempos mais longos do uso do jato de AlO_3 com tamanhos de partículas maiores ($78\ \mu m$), produziu uma maior aspereza da superfície da porcelana. O ataque com o ácido HF a 9,5% produziu forças mais elevadas do que o jateamento com óxido de alumínio. Ataques da porcelana (IPS – Empress) com ácido HF a 9,5% por tempos superiores há 60 segundos produziram falhas coesivas maiores na porcelana, visto que a maioria de falhas observadas com

asperizações de jato de AlO_3 eram adesivas. Forças adesivas de 32 MPa foram observadas após o jateamento com AlO_3 e condicionamento do gel de HF a 9,5 %.

Nathanson e Share (1994), relataram que a cerâmica é um material frável pela baixa capacidade de apresentar deformações plásticas sob tensão. As restaurações de cerâmica são confeccionadas com materiais cerâmicos delgados e, quando trazidas do laboratório para a clínica e testadas na cavidade oral, apresentam risco à fratura. Porém, a união adesiva dessas restaurações aos dentes, produz uma resistência adequada para sustentar a função e as tensões da cavidade oral. Sem essa união, mesmo a mais leve tensão oclusal dos dentes opostos induz à fratura. A resistência à fratura pelo processo adesivo está baseada em mecanismos como o apoio proporcionado pela estrutura dental, a fim de prevenir a flexão da restauração cerâmica, estando esta protegida contra deslocamentos e flexões e resistindo a forças oclusais. Um outro aspecto é o mecanismo de apoio provido pelo cimento resinoso polimerizado sob a restauração de cerâmica adesiva, proporcionando uma zona adequada de alívio potencial de tensões entre a cerâmica e a estrutura dentária subjacente.

Segundo Agra et al (1995), o tipo de porcelana encontrada na face interna da restauração influi no tempo de ação necessária do ácido. Quanto mais opaca for essa camada de porcelana maior o tempo exigido para que se consiga um adequado condicionamento. As porcelanas opacas apresentam alumina em sua composição, o que diminui o silício presente em sua superfície, dificultando o condicionamento com ácido fluorídrico. O condicionamento com ácido hidrófluorídrico é incapaz de gerar uma superfície retentiva sobre cerâmicas altamente cristalinas com conteúdo vítreo insuficiente (materiais de corpo In-Ceram ou Procera). Passos adicionais são necessários para alguns desses produtos

gerarem um intertravamento mecânico positivo, por exemplo, a sinterização das partículas de sílica. Vidros ceramizados prensados com calor a base de lítio, como por exemplo, o IPS Empress II, pode ser condicionado com ácido fluorídrico e silanizados. Já os vidros ceramizados a base de leucita, como a Optec HSP, precisam apenas da união química causada pelo silano e podem ser enfraquecidos pela aplicação do ácido.

A silanização da porcelana é um procedimento delicado e sensível. Os silanos devem ser comprados em estado inativo, pois em um ambiente aquoso os silanos ativados reagem entre si e se precipitam fora da solução. Após a secagem, a superfície cerâmica condicionada deve ser coberta por duas a três camadas de solução ativa de silano e permitida a evaporação de solvente entre as camadas, aguardando aproximadamente 40 segundos para sua evaporação. A superfície não deve se apresentar brilhante; se isto ocorrer é indício de que existe excesso de substância e deve-se aguardar a evaporação por mais tempo. Estes agentes tornam a ligação entre a porcelana e o cimento resinoso tão forte quanto à ligação entre resina composta direta e o esmalte condicionado (SOUZA JUNIOR. et al., 1995).

Segundo Garber e Goldstein (1996), a superfície da porcelana tratada com agentes silanos propicia uma resistência adesiva que supera a própria resistência coesiva da cerâmica. Isto permite o uso da porcelana em preparos tipo classe IV, onde as faces incisal e proximal poderão ser substituídas por uma faceta que será unida á estrutura dental, sendo consideravelmente mais forte do que uma restauração de resina compota. O preparo envolve a remoção de qualquer lesão remanescente, e o alisamento da linha de fratura em ângulos retos às superfícies vestibular e palatal do dente. A linha de acabamento do esmalte da superfície

vestibular do dente é então desenvolvida num bisel ou, caso o esmalte seja suficientemente espesso, num chanfrado côncavo. A superfície palatina é preparada como um término de topo, ou minichanfrado.

Rosenblum e Schulmam (1997), comentaram, em um artigo de revisão, que muito se tem escrito sobre as propriedades da cerâmica dental como material restaurador: suas propriedades ópticas, durabilidade e possibilidade de ser condicionada. Todavia, dois grandes problemas originam-se do emprego da cerâmica em odontologia: seu potencial para friabilidade e fratura e poder de causar abrasão no dente antagonista. A friabilidade traz geralmente a propagação de trincas pela massa do material cerâmico, iniciando uma fenda. A fenda pode ser uma micro trinca na superfície (por exemplo, criada durante um ajuste oclusal com ponta diamantada) ou pode ser uma porosidade interna (por exemplo, originada de uma falha no processo de confecção e queima da cerâmica). Em geral, as cerâmicas apresentam-se com baixa resistência à tração devido à presença de fendas. Para uma resistência adicional, cristais pequenos podem ser dispersos dentro da estrutura da cerâmica para impedir a propagação das trincas.

As propriedades físicas sofrem influência do grau de conversão dos monômeros em polímeros. A incompleta polimerização dos cimentos resinosos causa a diminuição da resistência à fratura da restauração em 50%, além da redução da resistência adesiva e toxicidade do cimento não polimerizado (GOES, 1998). Ainda, segundo o autor a espessura da linha de cimento alcançada nos mais variados tipos de cimentos resinosos deveria ficar por volta de 25 μm ; que também está relacionada com o tamanho médio das partículas usadas. A grande espessura de película dos cimentos é considerada um fator crítico, principalmente em cerâmicas puras. Além da desadaptação da restauração à estrutura dentária, uma

maior espessura também dificulta a distribuição de tensões de forma homogênea sobre a restauração e a torna mais susceptível à fratura.

Segundo Anusavice (1998) o tratamento da superfície interna das peças protéticas varia de acordo com a classificação do material. Usualmente, os laboratórios empregam o jateamento com óxido de alumínio para remover o material refratário ou como procedimento de limpeza da superfície. Para as cerâmicas feldspática e os vidros ceramizados, esse procedimento promove uma alteração morfológica da superfície da cerâmica, criando irregularidades em forma de cunha, o que favorece a futura união micromecânica com o material resinoso. Nas cerâmicas reforçadas, há a formação de poucas ou raras irregularidades na superfície jateada, não possuindo assim grande necessidade de jatear com óxido de alumínio porcelanas do tipo In-Ceram ou Procera, devido ao seu alto teor de alumina presente na cerâmica de infra-estrutura.

A técnica de adesão dos laminados de porcelana, permite a união de camadas finas de porcelana a dentes minimamente preparados, pelo uso de cimentos resinosos em combinação aos sistemas adesivos. Segundo Peumans et al (1999), a limpeza ultra-sônica é essencial para alargar e aumentar o acesso às reentrâncias causadas pelo ácido fluorídrico às porcelanas. O objetivo deste trabalho *in vitro*, foi analisar a ultra-estrutura na interface dos sistemas de adesão e assim conseguir explicar a o fenômeno clínico e/ou falha da adesão dos laminados de porcelana. Os autores utilizaram discos de porcelana, tratados sucessivamente com: jateamento com óxido de alumínio; condicionamento com ácido fluorídrico; limpeza ultra-sônica; e silanização. O efeito de cada tratamento na superfície da porcelana foi avaliado pelo microscópio eletrônico de varredura por emissão de campo (FE-SEM). Em adição, o efeito do condicionamento ácido na superfície dos dentes

preparados para os laminados de porcelana, também foi determinado. Finalmente, os laminados de porcelana pré-tratados foram cimentados a doze dentes anteriores superiores pelo uso de adesivos na técnica de condicionamento total, e um agente de cimentação fotopolimerizável. A interface dente/cimento resinoso e cimento resinoso/porcelana foram avaliados ultramorfologicamente pelo FE-SEM, após os espécimes terem sido condicionados com um íon de argon para aumentar o alívio da superfície da porcelana. Imagens ao FE-SEM da interface dente/cimento resinoso e cimento resinoso/porcelana, mostraram uniões micro-mecânicas do cimento resinoso nas micro retenções de ambas superfícies condicionadas, dente e porcelana. Da perspectiva desta microscopia eletrônica, foi possível afirmar que a retenção da superfície da porcelana condicionada, foi maior do que a do dente condicionado. Da superfície dental, pode-se perceber que o esmalte cervical aprismático e a dentina exposta mostraram a pior textura de superfície receptiva ao cimento resinoso. Entretanto nestas áreas, não ocorreram separações na interface quando o sistema adesivo multiuso foi utilizado. Desta maneira os autores concluíram que estes sistemas adesivos contribuem para uma forte adesão dos laminados de porcelana, mesmo em regiões de esmalte cervical aprismático ou onde a dentina encontrava-se exposta.

Segundo, Pires e Conceição (2000), IPS Empress 2 é um novo tipo de material fabricado a partir de uma pastilha de cerâmica vítrea injetada (material para estruturas) e um pó de cerâmica vítrea sinterizada (cerâmica de recobrimento) permitindo com a combinação das duas cerâmicas suporte e propriedades ópticas de translucidez, brilho, opalescência e fluorescência. Os cristais de dissilicato de lítio evitam a propagação de microtrincas e contribuem para uma translucidez muito próxima do dente natural. A estrutura microcristalina de fluorapatita, utilizada na

cerâmica vítrea sinterizada, é semelhante à encontrada nos dentes naturais e otimiza a biocompatibilidade do material e facilita o controle das propriedades ópticas das restaurações. Por ser um sistema cerâmico termo-injetável utiliza a técnica de cera perdida que é habitual e relativamente simples ao técnico de laboratório. Os processos de fabricação de outros sistemas cerâmicos são mais complexos e envolvem muitas etapas adicionais para confeccionar uma sub-estrutura. O IPS Empress 2 emprega pastilhas sinterizadas pré-fabricadas minimizando a ocorrência de defeitos na estrutura cerâmica conferindo maior resistência mecânica e dureza comparativamente a outros sistemas. Outra característica interessante é o baixo potencial de desgaste do dente natural antagonista em função da presença de fluorapatita na composição do material, que deste modo, fica mais próximo à estrutura natural do dente comparativamente à porcelana feldspática convencional para metalocerâmica.

Verificando a influência da aspereza de superfície na força de resistência flexural da porcelana, Jager, Feilzer e Davidson (2000), observaram que com o objetivo de ajustar a oclusão, as superfícies funcionais de restaurações de porcelana são freqüentemente desgastadas e para construir a porcelana mecanicamente é essencial o processo de restaurações do sistema Cad-Cam. O objetivo deste estudo foi investigar a influência dos procedimentos de acabamento na força flexural biaxial de quatro porcelanas comerciais: duas usadas para a dentina (Flexo Ceram - porcelana para metal e o Vita VM K68) e duas para laminados e corpo (Corpo da dentina do Cerinate e do Duceram LFC). Para cada porcelana, sessenta discos (diâmetro=22 mm, altura= $\pm$ 2,0 mm) foram produzidos usando doze procedimentos de acabamento diferentes. Vinte discos foram deixados sem tratamento, vinte discos foram desgastados usando um disco de diamante de

alta velocidade, e vinte discos foram finalizados à máquina em um dispositivo de alta velocidade para acabamento/polimento. Metade das amostras foram glaseadas. Em cada um dos seis grupos, a metade das amostras foi armazenada 16h à 80⁰C em uma solução de ácido acético a 4%. A força biaxial flexural foi determinada usando o método da esfera-em-anel. Em cada grupo a aspereza da superfície foi determinada e examinada através da microscopia eletrônica de varredura (SEM). À exceção da amostra da cerâmica para dentina da Flexo Ceram, uma correlação significativa foi encontrada entre a aspereza da superfície e da força biaxial: ou seja, quanto mais polida a superfície, mais resistente á amostra. As diferenças na resistência biaxial podem ser atribuídas à concentração da tensão da carga aplicada, ou devido à aspereza da superfície causada pelo acabamento mecânico ou pela ação química. O fato do corpo de dentina da Flexo Ceram não ter sido afetada pelo tratamento de superfície foi provavelmente devido ao tamanho das partículas da leucita, a qual aparentemente induz a uma maior concentração de tensão que as falhas de superfície e a aspereza da superfície. Concluiu-se que a aspereza da superfície cerâmica determina a resistência flexural do material, exceto onde a estrutura interna do material causou uma maior concentração de tensão maior até que a causada pela combinação da aspereza de superfície e as falhas da superfície.

A avaliação das forças de adesão de cimentos resinosos sobre o efeito do tratamento cerâmico de duas cerâmicas (In Ceram e IPS-Empress) foram investigados por Saygili e Sahmali, em 2000. Cilindros compostos de 3,2 x 2 milímetros foram preparados nas superfícies cerâmicas para o teste de cisalhamento. Quatro tratamentos de superfície cerâmicos foram empregados: (I) sem tratamento, (II) acabamento com diamante, (III) jateamento com óxido de alumínio de 50µm, e (IV) tratamento com ácido HF e jateamento com óxido de

alumínio de 50 μ m. Os espécimes cerâmicos foram cimentados com um dos dois agentes de união. O cimento resinoso testado foi o Panavia F e sistema adesivo foi o Clearfil Liner Bond SE (CSeB). O CSeB demonstrou a maior força de adesão (59,95 MPa). A média da adesão ao cisalhamento das amostras do In Ceram, cimentados com Panavia F foi de 25,89 MPa. A força média de união de cisalhamento dos blocos do IPS Empress unidos com o cimento Panavia F foi de 10,31 MPa. As superfícies tratadas com diamante para os blocos In-Ceram cimentados com Panavia-F foi de 30,93 MPa e com CSeB foi de 77,04 MPa. Para os blocos IPS-Empress-Empress estes valores diminuíram a 12,39 MPa para Panavia-F e a 30,84 MPa para o CSeB. Tratamento com ácido HF demonstrou uma baixa tendência para melhorar a força adesiva (In-Ceram x Panavia F = 14,59 MPa e CSeB = 59,32 MPa; IPS-Empress x Panavia F = 5,85 MPa e CSeB = 23,33MPa).

Hofmann, Hugo e Klaiber (2001), testaram a hipótese do mecanismo de presa química dos cimentos resinosos ser efetivo na polimerização destes materiais. Além disso, o efeito da presa química foi comparado com a fotoativação (testando a fotoativação apenas da pasta base) e foi comparado também com a presa dual (testando a fotoativação após a mistura da pasta base com a pasta catalisadora). Um cimento resinoso com ativação exclusivamente química serviu como controle. Finalmente a influência da irradiação através de uma camada de porcelana de 2,5 mm nos cimentos fotoativados e de presa dual foi determinada. Foram realizadas mensurações da força flexural, módulo de elasticidade e dureza superficial. Os cimentos duais utilizados foram: Cerec Vita Duo Cement (Coltène), Variolink II (Vivadent), Sono Cem (ESPE), Nexus (Kerr). O cimento de presa química foi o Panavia 21 (Kuraray). Amostras dos cimentos duais foram realizadas através de camadas microscópicas de acordo com cinco diferentes métodos de ativação. a)

Presas químicas: iguais quantidades de pasta base e pasta catalisadora foram misturadas. O material espatulado foi colocado nos moldes utilizando Centrix. b) Presa dual: depois da espatulação os materiais foram introduzidos nos moldes e irradiados por 40 segundos dos dois lados utilizando lâmpada de luz halógena com uma intensidade de luz de 950 mW/cm^2 . c) Presa dual através da porcelana: as amostras foram preparadas da mesma maneira como do grupo anterior, porém durante a irradiação *overlays* de cerâmica de 2,5mm foram posicionados entre a ponta do aparelho fotopolimerizador e as amostras. d) Presa pela luz: a pasta base dos materiais de presa dual foi introduzida nos moldes e irradiados como já descrito. e) Presa pela luz através da porcelana: as pastas base foram irradiadas através de *overlays* cerâmicos. As amostras da resina ativada quimicamente (Panavia 21) foram exclusivamente preparadas de acordo com o grupo de presa exclusivamente química. A força flexural e o módulo de elasticidade foram avaliados de acordo com a ISO 4049. Amostras de 2X2X2.5mm foram preparadas utilizando um molde dividido de aço inoxidável colocado sobre uma lâmina. Os cimentos resinosos foram inseridos no molde com leve excesso, e cobertos com matriz e uma lâmina. As amostras do grupo exclusivamente de presa química foram armazenadas de maneira a excluir totalmente a luz ambiente. De acordo com a ISO 4049 as amostras fotoativadas devem ser irradiadas posicionando a extremidade do fotopolimerizador sobre o centro do molde e ativando a luz pelo tempo designado. Neste estudo toda a amostra foi irradiada utilizando quatro fotopolimerizadores idênticos colocados sobre todo o molde, desta maneira a irradiação foi uniforme em toda a amostra. As amostras foram removidas dos moldes e analisadas por uma máquina de teste universal. A força flexural e o módulo de elasticidade foram calculados. Para avaliar a dureza superficial, amostras de 5x5 mm foram preparadas entre lâminas utilizando

um molde de silicone com 2 mm de altura. A polimerização foi realizada de acordo com os protocolos já descritos. A dureza *Vickers* foi medida 24 horas após a polimerização utilizando um indentador com 4.905N por 30 segundos. Para cada amostra foram realizadas 3 endentações. Dez amostras foram preparadas para cada tipo de polimerização e tipo de cimento. A análise estatística foi realizada utilizando o teste de Mann-Whitney. Para todos os materiais e parâmetros, a presa dual produziu valores maiores do que a presa apenas pela luz, mesmo quando irradiados através da porcelana. No protocolo de presa pela luz utilizando a porcelana houve uma diminuição dos valores quando comparados com o protocolo de presa pela luz sem utilizar a porcelana. Os autores concluíram que a dupla polimerização determinou melhores resultados que a polimerização química e foto, para os mesmos cimentos, compensando a falta de irradiação nos grupos fotopolimerizados através do espaçador cerâmico.

Canay, Hersek e Ertan (2001), afirmaram que os precipitados que permanecem sobre a superfície da porcelana após a aplicação do ácido fluorídrico só podem ser removidos através da limpeza ultra-sônica e não através de lavagem. Observando o condicionamento ácido sobre a superfície da porcelana feldspática pelo uso de flúor fosfato acidulado (APF) por 10 minutos e ácido hidrófluorídrico (HF) por 1 e 4 minutos, através do microscópio eletrônico de varredura (SEM) e espectroscópio de energia dispersa (EDS), verificou-se que após a lavagem com água (1/2 dos espécimes), limpeza com ultra-som (1/2 dos espécimes) e aplicação do silano, os espécimes tratados com APF mostraram padrões rasos de condicionamento, enquanto que os espécimes tratados com HF por 1 min, mostraram padrões de canais profundos, poros e precipitados sobre a superfície da porcelana, que aumentaram com o aumento do tempo de condicionamento. A

análise EDS mostrou que os precipitados cristalinos que não foram prontamente removidos por água eram produtos de reação com o NA, K, CA, AL, etc. HF produziu maiores rugosidades do que APF. Os precipitados cristalinos só foram removidos por limpeza ultra-sônica .

Em 2003, Usumez e Ayktent, avaliaram a resistência adesiva de porcelanas à estrutura dental, após o condicionamento com ácido e condicionamento com laser de Er, Cr: YSGG (Erbio, Cromo, Itrio, Escadio e Gálio). Quarenta incisivos centrais superiores humanos livres de cáries e restaurações. Os dentes foram seccionados 2mm abaixo da junção cimento esmalte. As coroas foram inseridas em um molde com resina acrílica autopolimerizável, com a superfície vestibular exposta. A superfície vestibular foi preparada com 0,5 mm de redução para receber a faceta de porcelana. Os dentes foram divididos em 4 grupos de 10 espécimes. Antes da cimentação das facetas de porcelana IPS Empress 2 (Ivoclar/Vivadent), trinta espécimes receberam um dos seguintes tratamentos: (1) radiação com laser de uma unidade de laser ER,Cr: YSGG; (2) condicionamento com ácido ortofosfórico a 37%; (3) condicionamento com ácido maleico a 10%. Dez espécimes serviram de controle, não apresentando qualquer tratamento da superfície. As facetas foram cimentadas com resina de polimerização dual, Variolink II. Um espécime de microtração de cada terço cervical e incisal medindo 1,2x1,2 mm foi preparado em uma máquina de seccionamento de diamante em baixa velocidade. Os espécimes foram presos aos braços da máquina de teste de microtração, com adesivo de cianoacrilato, e foram fraturados a uma velocidade de 1mm/min, e a carga máxima de fratura (Kg) foi anotada. Os resultados foram analisados através da ANOVA 2 critérios e Tukey HSD teste (alfa = 0,05). Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre a resistência adesiva das facetas

unidas à superfície dental condicionada com laser de Er,Cr:YSGG (12,1 +/- 4,4 MPa), ácido ortofosfórico a 37% (13 +/- 6,5MPa), e ácido maleíco (10,6 +/- 5,6 MPa). O grupo controle demonstrou a mais baixa adesão de todos os grupos. Diferenças estatisticamente significativas foram encontradas na resistência adesiva das secções cervicais e incisais. A resistência adesiva de microtração da facetas laminadas de porcelana unidas a superfície dental que foram condicionadas com laser, mostraram resultados semelhantes das superfícies das estruturas dentais condicionadas com ácido ortofosfórico ou maleíco.

Segundo Taskonak; Anusavice e Mecholsky Jr (2004), a interação de camadas internas e externas das cerâmicas de mesma marca, não produziram aumento significativo na resistência flexural à fratura quando corretamente condicionadas e unidas, entretanto, as combinações de core/veneer (corpo/lâmina) afetaram a resistência dos laminados bilaminares. A existência de estresse causada pelos resíduos foi provavelmente a principal razão para o aumento da resistência flexural observada. Neste trabalho, os autores observaram que o papel do revestimento sobre a resistência flexural e à fratura na interação com as camadas dos laminados de cerâmica, reduziram a fratura das facetas de porcelana e produziram o aumento da resistência flexural pela interação da camada de revestimento interno (central) da cerâmica com o revestimento (camada) externo. Foram preparados compostos cerâmicos de camadas internas e externas experimentais de IPS Empress 2 corpo e IPS Empress 2 laminado (Ivoclar/Vivadent). Foram usadas quatro técnicas de inclusão para cada grupo de cerâmica bilaminar. Superfícies internas foram condicionadas com solução de HF a 1% por 15 e 30 min e jateada com partículas de 100 μm Al_2O_3 por 15 e 30s. O efeito do tratamento do aumento da resistência flexural foi avaliado pelo teste Anova 2 critérios. Foi

apresentado um gráfico de regressão linear para cada grupo e analisado a relação entre resistência flexural e dimensão crítica da fratura. Não houve diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$) entre a resistência flexural e à fratura. Entretanto, grupos com diferentes combinações de camadas apresentaram diferenças significantes ($p>0,05$). IPS Empress 2 corpo/cerâmica experimental apresentou os mais altos valores de resistência à fratura. IPS Empress2 corpo/laminado apresentou o mais baixo valor à resistência flexural e à fratura.

Existem sistemas cerâmicos que não podem ou não devem ser condicionados com ácido hidrófluorídrico conforme descrito por Gomes et al (2004), e, portanto, podem ser divididos em duas categorias:

a) PORCELANAS ÁCIDO SENSÍVEIS: condicionamento com ácido fluorídrico 7 a 10% por tempo variável de 1 a 2 minutos, de acordo com o material. Lavagem abundante com água e secagem, silanização em camada única e aplicação de sistema adesivo. Como exemplo destes sistemas citam as porcelanas feldspática: Biodent (Dentsply)®, Cerinate (Den-Mat) ®, Noritake (Noritake) ®, Classic (Ivoclar/Vivadent) ®, Ceramco II (Ceramco) ®, Fortune (Williams)®; as porcelanas de vidros ceramizados (fundidos e usinados), Dicor (Dentsply)®, Sistema Cerec (Sirona Dental Systems)®, Celay (Vident/MikronaTechnology AG)®; as porcelanas de vidros ceramizados (Prensados/Injetados), IPS-Empress (Ivoclar/Vivadent)®, Optec HSP (Jeneric/Pentron)®, Cerpress (Dillon Company Inc.) ®, Finesse (Dentsply) ®, Vitapress Omega (Vita) ®, IPS-Empress2* (Ivoclar/Vivadent) ®.

* condicionamento com ácido fluorídrico 7-10% por 20 a 30 segundos

b) PORCELANAS ÁCIDO RESISTENTES: (BOTTINO et al., 2004)

aplicação do sistema ROCATEC (3M/ESPE) ou COJET (3M/ESPE), métodos disponíveis para jateamento com óxido de sílica – silicatização. Silanização em camada única, aplicação de sistema adesivo associado a primers cerâmicos. Como exemplo destes sistemas temos as porcelanas aluminizadas infiltradas com vidro: a 97%, In-Ceram Alumina (Vita)®, In-Ceram Spinell (Vita)®, In-Ceram Zircônia (Vita)®; e a 99,5% e sinterizadas, Procera All-Ceram (Nobel Biocare)®, Procera All-Zyrcon (Nobel Biocare)®.

Para melhor controle deve-se usar sempre o ácido em forma de gel. É importante proteger a porção glazeada da restauração com cera pegajosa. A manipulação cuidadosa da restauração é necessária durante os passos de condicionamento. Cera pegajosa mole pode ser utilizada para manter a peça cerâmica na extremidade de um instrumento. Este procedimento deve ser realizado sob medidas protetoras rígidas compreendendo o uso de luvas de borracha, máscaras e óculos de proteção.

Piwowarczk, Lauer e Sorensen (2004), avaliaram a força de resistência adesiva de agentes de cimentação na fixação de materiais restauradores protéticos. O propósito deste estudo foi determinar a força de resistência adesiva de agentes de cimentação a ligas metálicas fundidas a ouro e diferentes cerâmicas: cerâmica de óxido de alumínio alta resistência (Procera All Ceram), leucita reforçada (IPS Empress), cerâmica de vidro de dissilicato de lítio (IPS Empress 2). Foram confeccionados cilindros pré-polimerizados de resina composta (n=20, diâmetro interno de 5,5 mm) e unidas à superfície pré-tratadas dos materiais protéticos. As ligas de ouro fundidas e as cerâmicas de alto conteúdo de óxido de alumínio, foram jateadas com partículas de óx.de alumínio, e as cerâmicas prensadas foram

condicionadas com ac. fluorídrico e silanizadas antes da cimentação. Os agentes de cimentação testados foram um cimento de Fosfato de Zn (Fleck's zinc cement), cimento de ionômero de vidro (Fuji I, Ketac cem), cimento de ionômero de vidro resino-modificado (fotopolimerizável) (Fuji Plus, Rely X luting), cimentos resinosos (Rely X ARC, Panavia F, Variolink II, Compolute), e um cimento resinoso universal com adesivo químico (Rely X Unicem). Metade das espécimes (n=10) foram testados após 30 minutos, e a outra metade (n=10) foi mantida em água destilada por 14 dias à 37°C e depois foram executados 1000 ciclos térmicos entre 5 °C e 55 °C anterior ao teste. O teste de resistência adesiva foi realizado através de uma máquina de teste universal a uma velocidade constante de 0,5 mm/min. Foi realizada a análise estatística através da análise de variância multifatorial levando em conta a relação de causa e efeito. Foi usado o teste pareado de Tukey para a análise múltipla ($\alpha=0,05$). Os tempos de relaxamento da resistência ao estresse à temperatura de 575°C variaram de 0,03s para EXV à 195s para WCO. O conhecimento da função de relaxamento da cerâmica dental em altas temperaturas é a entrada requerida para a viscoelasticidade do elemento no programa de elementos finitos, o qual se usou para determinar qual são os relaxamentos (estresses) transitório e residual em próteses dentais durante a fabricação.

Segundo Anusavice em 1993, o emprego da cimentação adesiva para a cerâmica feldspática é uma exigência. Já as cerâmicas reforçadas, segundo Conceição et al., 2005, pode ser feita pela técnica convencional ou adesiva, visto que o material empregado para a cimentação não tem influência significativa na resistência à fratura das cerâmicas mais resistentes. O uso dos cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro podem ser indicados, desde que os princípios de retenção e estabilidade mecânica sejam preservados, mesmo que a união desses

materiais com a superfície da cerâmica e a sua resistência coesiva sejam inferiores às do cimento resinoso.

O profissional pode ainda empregar um compósito microhíbrido ou tipo flow para a cimentação das facetas de cerâmica; este é mais facilmente aplicado à superfície interna do laminado e seus excessos são facilmente removidos após o posicionamento do dente preparado devido ao seu maior escoamento (CONCEIÇÃO et al., 2005).

Chen et al (2005), avaliaram o resultado clínico em 546 dentes que apresentavam manchas de tetraciclina restaurada com laminados cerâmicos (Cerinate, Den-Mat, USA). As porcelanas foram cimentadas com cimento resinoso Ultra Bond, e foram reavaliadas após 0,5, 1,5 e 2,5 anos após a cimentação. O critério de Ryge modificado, foi usado para avaliar a adaptação marginal dos laminados, manchamento interfacial, cáries secundárias, sensibilidade pós-operatória e satisfação dos pacientes quanto à cor das restaurações. O estudo mostrou que 99% dos laminados de porcelana apresentavam excelente adaptação marginal; e menos do que 1% requereram recimentação nos primeiros 6 meses; a cor dos laminados encontrava-se estável e nenhuma evidência de manchamento foi encontrada. Quase todos os pacientes estavam satisfeitos com a cor das suas restaurações 1 ano após a colocação. A pesquisa indicou que o sistema de laminado de porcelana, sob controle, provê uma escolha confiável e de alta satisfação estética para o recobrimento de dentes manchados por tetraciclina.

2.3 MÉTODOS PARA ANÁLISE DE RESISTÊNCIA MECÂNICA

No dente íntegro, as forças mastigatórias são recebidas pelo esmalte e transmitidas à dentina e as estruturas de suporte (HUANG; LEDLEY,

1969). Experimentos numéricos foram feitos utilizando um modelo linear, através de vários tipos de forças aplicadas no incisivo central superior. Esses estudos podem contribuir para entender o efeito normal, patológico e corretivo das forças aplicadas. Neste estudo um incisivo central superior, foi escolhido, e foram aplicadas forças verticais e horizontais puras, com um sistema de específico de coordenadas e dimensões correspondentes. A origem do sistema de coordenadas era centrada na raiz do dente, e forças laterais nas bordas da coroa do dente também foram aplicadas. O coeficiente de forças de compressão e de cisalhamento foi avaliado pelos experimentos. O ligamento periodontal apresentou tensão no lado do dente vestibular correspondente a gengiva marginal, e em compressão no ápice da raiz, inverso ao lado lingual do dente, onde a compressão ocorreu em direção a gengiva marginal e em tensão em direção ao ápice da raiz. Pontos de transição entre tensão e compressão, apresentaram significância, onde estas regiões apresentaram áreas separadas de deposição e reabsorção óssea. Desta forma, os autores concluem que os tipos de forças computacionais com modelos lineares podem ser demonstrados sobre forças aplicadas.

Segundo Kitoh et al (1977), a análise da tensão interna do dente, da membrana periodontal e do osso mandibular *in vivo* se torna muito difícil. Assim, a análise destes elementos tem sido principalmente feita pelos sensores (medidores) de strain gauge, e análises fotoelásticas. Entretanto, tais métodos são complicados e apresentam duas dificuldades: primeiro, simular o modelo mecanicamente equivalente ao corpo humano, e segundo, medir exatamente a tensão interna equivalente. O método de elementos finitos pode resolver estes problemas. Neste estudo, o método de elementos finitos, foi aplicado para simular dimensionalmente duas situações, no modelo de plain strain do dente humano, a membrana

periodontal e o osso mandibular. Este método foi teorizado por Turner em 1956, e apresenta aplicações em estruturas mecânicas com o progresso do sistema computacional. Na confecção do modelo de elementos finitos, a forma anatômica e a dimensão, o módulo de Elasticidade (E), e o Coeficiente de Poisson (ν) devem ser equivalentes aos do corpo humano. Neste modelo, foi assumido que o módulo elástico representa as propriedades da membrana periodontal e que o coeficiente de Poisson representa as propriedades não elásticas ou visco-elásticas. A forma e a dimensão foram definidas pelo corte em fatia da mandíbula na região do centro do primeiro pré-molar inferior. O modelo foi dividido em 229 triângulos com 144 pontos nodais. Cada ponto nodal foi demarcado em coordenadas X-Y de acordo com a dimensão anatômica do esmalte, dentina, membrana periodontal, osso esponjoso, e osso cortical humano. As propriedades mecânicas foram das estruturas acima, foram baseadas em experimentos anteriores, bem como a mobilidade dental, e da membrana periodontal. Foram aplicadas cargas horizontais de 0,04 Kg na direção vestibulo-lingual no centro do dente (ponto nodal 10). Desta forma, os autores concluíram que o método de elementos finito, é muito melhor do que os métodos de strain gauge e fotoelástico, pelas seguintes razões: 1) facilidade em simular as estruturas compostas com propriedades mecânicas elásticas diferentes ; 2) cálculo simultâneo da tensão interna e do deslocamento de qualquer parte das estruturas; 3) simplicidade do método experimental. Em atenção, foi simulada a membrana periodontal por este método assumindo que a membrana é uma estrutura elástica com módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, e o exame do suporte do dente foi realizado sob cargas horizontais. Ainda, observou-se que o Coeficiente de Poisson da membrana periodontal, representa uma significância maior do que o módulo de elasticidade.

Utilizar uma restauração metálica, de resina ou de material cerâmico ou a combinação destes no elemento dental altera as características intrínsecas deste, portanto torna-se importante conhecer o resultado dessa mudança no dente e em suas estruturas de suporte (CORRÊA; MATSON, 1977). Segundo estes autores, estudando os esforços que ocorrem no interior do dente restaurado com amalgama de prata e sob a ação de uma carga mastigatória de 24 Kg, pelo método de elementos finitos, ocorre uma grande concentração de esforços junto à interface dente-restauração, na oclusal, junto à crista marginal transversal. Para esta pesquisa, os autores utilizaram um primeiro molar superior, no qual foi realizada uma restauração oclusal englobando o sulco principal até a fóssula mesial. Após a exodontia, o dente foi seccionado no sentido mesiodistal. Após a observação em um microscópio comparador marZeiss (WM-50), e aumentado em vinte vezes o tamanho do dente, foi obtida uma cópia do mesmo, onde se dividiu em 168 pequenos triângulos, os quais apresentavam 105 nódulos. De posse do desenho o programa do método de elementos finitos pode ser utilizado, como o FESS (Finite Element Solution Swansea), para determinar os esforços e deslocamentos que ocorreram na restauração e no dente. Uma carga de 24 Kg foi distribuída na fóssula central, mesial e vertentes para reproduzir o que ocorre na boca. Baseados nas condições acima, os autores ainda concluíram que o método de elementos finitos é de real importância na análise quantitativa e qualitativa dos esforços gerados numa restauração, no esmalte e dentina, e portanto em muito sobrepuja a fotoelasticidade.

O ligamento periodontal realmente absorve quase toda a carga, fato já relatado por outros pesquisadores (TAKAHASHI et al., em 1978). Utilizando um modelo bidimensional de elementos finitos, os autores compararam o comportamento de um modelo de uma prótese fixa posterior inferior, construída

sobre um “munhão” de um segundo pré-molar e um implante em forma de lâmina posicionado no local do segundo molar extraído, com o comportamento de uma prótese fixa suportada no segundo pré-molar e segundo molar inferior. Os resultados mostraram que: 1) deflexões do implante da prótese fixa parcial foi menor do que aqueles sobre os dentes naturais da prótese fixa parcial sob cargas verticais e inclinada; 2) a concentração de estresse foi marcadamente encontrada no pântico e nas partes mesiais e distais do retentor do pré-molar em ambas as restaurações e no pescoço do implante na prótese fixa parcial sobre implante; 3) no implante da prótese, tensões induzidas em volta do osso foram mais altas do que em volta do dente suporte posterior e foram mais baixas em volta do retentor do pré-molar do que a tensão produzida sobre os dentes naturais da prótese fixa parcial; 4) assim foi sugerido que, para aliviar as tensões em volta do osso do suporte do implante, as forças oclusais devem ser mais concentradas no munhão do dente pré-molar do que no dente natural da prótese fixa parcial.

A aplicação de uma carga estática de 100 N (Newton), de acordo com o trabalho de Farah, Craig e Meroueh (1989), seria equivalente à força total da mastigação. Neste trabalho, os autores avaliaram pelo uso de um modelo bidimensional de elementos finitos do quadrante mandibular, diferenças da tensão principal na colocação de pontes de três e quatro elementos. A área de interesse correspondia do primeiro pré-molar ao segundo molar. As tensões principais foram calculadas e comparadas para: (i) o primeiro molar removido com a permanência do osso ou a remoção do osso total ou em volta do osso cortical;(ii) como em (i), mas com o segundo pré-molar e primeiro molar removido; (iii) uma ponte de três elementos estendida do segundo pré-molar ao primeiro molar; e (iv) uma ponte de quatro elementos estendida do primeiro pré-molar ao segundo molar. Cada dente

era suportado pelo ligamento periodontal, osso cortical e osso removido, cada qual com sua constante física apropriada. Não foram encontradas diferenças significativas entre as pontes de três ou quatro elementos. As pontes resultaram em uma distribuição mais uniforme em volta do elemento suporte e em um aumento de tensão distal ao elemento suporte. Tais achados suportam a colocação de próteses em áreas edêntulas para manutenção do osso.

Para avaliar a resistência à fratura de dentes restaurados com facetas laminadas de porcelana, Wall et al, em 1992, propuseram um estudo em incisivos inferiores artificiais de resina, Cymell 1077(Columbia Dentoform Corp., Long Island City, NY, USA) submetidos à redução incisal de 0,0 mm; 0,5 mm; 1,0 mm e 2,0 mm. Foram formados cinco grupos, sendo o Grupo 1 o controle não submetido a nenhuma forma de desgaste. Nos demais grupos, foram realizados desgastes vestibulares de 0,7 mm de espessura e as seguintes reduções incisais: Grupo 2 (0 mm de redução incisal); Grupo 3 (0,5 mm); Grupo 4 (1,0 mm); Grupo 5 (2,0mm). Todos os dentes foram restaurados com facetas de porcelana condicionadas, silanizadas, cimentadas e polidas. Após esses procedimentos, os dentes restaurados (amostras) foram posicionados a 65° em um dispositivo para simular a inclinação do dente. Foram então aplicadas forças em ângulos de incidência de 130° e 137° . Foram obtidas as forças máximas necessárias para a porcelana fraturar em cada corpo-de-prova. Os resultados indicaram que não houve diferença entre as forças de fratura e que, a série cujo ângulo de força aplicada era menor, necessitou de maior força para que a porcelana fraturasse. Baseados nos resultados obtidos, os autores concluíram que mesmo o aumento do comprimento incisal em até 2 mm em facetas de porcelana, não interfere significativamente na resistência à fratura do dente ou do conjunto dente-porcelana.

Castelnuovo et al (2000), avaliaram em um estudo *in vitro*, a resistência à fratura de 4 diferentes preparos dentários para facetas cerâmicas. Foram utilizados 50 incisivos centrais superiores hígidos, distribuídos aleatoriamente em 5 grupos de 10 espécimes cada, como segue: Grupo 1: borda incisal em lâmina de faca; Grupo 2: redução de 2,0 mm da borda incisal, sem preparo de chanfrado palatino; Grupo 3: redução de 1,0 mm na borda incisal com preparo de um chanfrado de 1,0 mm na face palatina; Grupo 4: redução de 4,0 mm na borda incisal com preparo de um chanfrado e 1,0 mm na face palatina; Grupo 5: Grupo controle, sem preparo. Todas as quarenta facetas em análise, foram confeccionadas em IPS Empress (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) com espessura uniforme de 0,6 mm. O módulo de fratura foi determinado com o uso de uma máquina de testes universal (Instron Corp., Canton, Mass.), com uma velocidade de 0,5 mm/min.. Os dados obtidos indicaram os valores para resistência à fratura e módulo de falência. Em relação à resistência à fratura, o Grupo 2 apresentou maior resistência que os Grupos 3 e 4, mas não foi significativamente diferente do Grupo 1. O Grupo 2 e o Grupo 1 obtiveram valores comparáveis aos do Grupo controle. Dentro das limitações do estudo *in vitro*, os autores concluíram que facetas cerâmicas com 2,0 mm de recobrimento incisal e facetas com término em lâmina de faca foram mais resistentes, mantendo-se intactas. Observaram também que o chanfrado palatino não aumentou a resistência das facetas cerâmicas. Com base nesse estudo, pode-se dizer que os dentes fraturados com perda de 4,0 mm de estrutura dental no terço médio incisal, podem ser restaurados satisfatoriamente utilizando-se facetas de cerâmica reforçada com leucita, pois os valores de resistência à fratura se comparam aos dos grupos caracterizados por desgastes mais conservadores.

Tantbirojn et al (2000), analisaram comparativamente os testes mecânicos nominais de cisalhamento ou de fratura na avaliação da adesão do sistema adesivo-resina composta. A simplicidade do teste nominal de união de cisalhamento, apesar de ser criticado, tornou-se um procedimento rotineiro para a determinação da eficácia da união adesiva. Uma aproximação dos testes mecânicos à fratura foi sugerida como uma melhor avaliação da eficácia da união (VERSLUIS et al., 1997). Entretanto, a complexidade do experimento é uma limitação principal. Hipotesisando que um teste interfacial novo, simplificado da resistência à fratura (LIN, 1994) avaliaria agentes de união diferentemente se comparado com o teste tradicional de resistência ao cisalhamento, o objetivo deste estudo era comparar as performances de seis agentes de união à dentina sujeitos ao teste interfacial de resistência à fratura (relação crítica do plano de tensão) ou ao teste nominal de resistência ao cisalhamento (força de adesão ao cisalhamento). Seus desempenhos foram também caracterizados fazendo a microscopia eletrônica de varredura das superfícies da fratura para a evidência da falha coesiva da dentina. As análises estatísticas ANOVA 1 critério, seguido de Student-Newman-Keuls *post hoc test*, mostraram pequenas diferenças entre os dois testes. Entretanto, quando a análise foi aplicada somente aos materiais que tiveram a frequência de 100% da falha coesiva da dentina no teste de resistência ao cisalhamento, que também apresentou elevada eficácia na adesão, a diferença das forças adesivas entre os dois teste tornou-se significativa. A confiabilidade do teste nominal de cisalhamento é questionada quando a falha coesiva da dentina ocorre, pois está associada geralmente com a eficácia elevada da adesão. Já que se espera que a eficácia da adesão aumente mais, o teste interfacial de cisalhamento à fratura é a metodologia preferida a distinguir entre adesivos que apresentam elevada adesão à dentina.

As restaurações cerâmicas têm sido avaliadas mecanicamente por testes *in vitro* de resistência mecânica empregando modelos simplificados e, pelo Método de Elementos Finitos, que fornece uma análise matemática para prever o comportamento mecânico da estrutura. Visando demonstrar as vantagens da combinação de duas metodologias, Lang et al (2001), avaliaram comparativamente os valores de resistência mecânica de quatro grupos, submetendo-os a duas metodologias: ensaio mecânico de resistência à flexão de três pontos e Método de Elementos Finitos, variando a composição das camadas da amostra e seu posicionamento. Os resultados apresentaram-se similares para as duas metodologias, demonstrando o potencial do modelo de Elementos Finitos para ser usado em estudos relacionados com materiais cerâmicos. Os autores concordam que, embora nenhum método possa ser considerado perfeito para testar a resistência de um material cerâmico, já que ambos apresentaram erros, como: tensão residual e defeitos de processamento do material; dados mais confiáveis e válidos podem ser obtidos quando ambas as metodologias forem empregadas comparativamente.

Della Bona et al (2002), avaliaram duas hipóteses: (1) os tratamentos das superfícies cerâmicas com ácido hidrófluorídrico produzem as maiores forças de resistência adesiva aos cimentos resinosos independentes da microestrutura e composição, e (2) o teste de resistência adesiva é apropriado para análise da adesão interfacial da cerâmica aos sistemas resinosos. Espécimes de cerâmicas foram polidos com abrasivos de alumina de 1 microm e divididos em quatro grupos de 10 espécimes cada para cada sete tipos de cerâmicas. Foi aplicado um dos seguintes tratamentos de superfície: (1) amônio bifluorídrico a 10% (ABF) por 1 minuto; (2) ácido HF a 9,6% por 2 minutos; (3) flúor fosfato acidulado

(APF) a 4% por 2 minutos; e (4) um agente silano. Sobre as superfícies tratadas foram aplicados adesivos de resinas e cimentadas com um agente resinoso. Os espécimes foram fraturados numa máquina de teste de tração. Os resultados foram analisados estatisticamente, e os modos das falhas foram examinados para determinar a fratura. Os resultados indicaram que as superfícies tratadas com o agente silano, apresentaram maiores forças de adesão do que as tratadas com qualquer um dos condicionadores (HF, ABF, APF). Entre os condicionadores, o HF produziu maior adesão do que ABF e APF. Todas as falhas ocorreram na área adesiva. Os autores concluíram que o teste de resistência adesiva é adequado para análise da área adesiva do sistema cerâmica-resina. A adesão química produzida pelo silano promoveu os maiores valores de adesão do que as retenções micromecânica produzidas pelos ácidos utilizados neste estudo.

As fraturas pós-operatórias e as falhas resultantes das restaurações de laminados veneers de porcelana (PLV), são as prováveis conseqüências das variações térmicas das restaurações ao longo do tempo. Addison et al (2003), examinaram o impacto da termociclagem no desenvolvimento de defeitos (fissuras) nas superfícies das restaurações de PLV. Trinta discos de porcelana de dentina Vitadur-Alpha (15 mm de diâmetro, 0,9 mm de espessura) foram termociclados em superfícies glaseadas e não glaseadas em três diferentes temperaturas para simular condições clínicas. Os valores das forças de resistência à fratura, desvios padrões e Módulo (m) Weibul associados foram determinados utilizando fraturas biaxiais (esferas em anel). A análise do teste T- Student revelou uma diferença significativa ($p=0,05$), entre o grupo controle e os grupos glaseados e não glaseados. A análise de variância de 1 critério mostrou não haver diferenças entre os espécimes de porcelanas expostas a diferentes regimes de termociclagem. Entretanto, uma

descontinuidade existiu nos valores mais baixos de resistência na possibilidade de sobrevivência dos espécimes dos grupos da porcelana que foram termociclados. Falhas nas superfícies dos espécimes podem se estender devido a regimes de termociclagem impostos aos laminados. As tensões maiores impostas às superfícies dos discos pelos regimes de termociclagem empregados resultaram em fraturas prematuras. Conseqüentemente, a descontinuidade na possível sobrevivência da porcelana pode ser atribuída a mecanismos diferentes de defeitos (possivelmente em extensão e profundidade), superpostos na distribuição destes valores baixos de resistência.

A determinação do relaxamento da cerâmica dental causada pelo comportamento do escoamento foi avaliada por Dehoff e Anusavice em 2004, que testaram a hipótese que a função de relaxamento causado pelo estresse das cerâmicas dentárias pode ser determinado pelo escoamento (relaxamento) avaliado em um medidor de viscosidade. O comportamento do relaxamento causado pelo estresse foi determinado pelo escoamento para os seguintes materiais: (1) uma cerâmica veneer para corpo IPS-Empress 2 (E2V); (2) uma cerâmica veneer experimental (EXV); (3) uma porcelana feldspática para corpo de baixa expansão Vita VMK68 (VB); (4) uma porcelana feldspática para corpo de alta expansão Will Ceram; (5) uma porcelana feldspática opaca para corpo de média expansão Vita Opaque (VO); e (6) uma porcelana feldspática opaca para corpo de alta expansão Will Ceram (WCO). As técnicas de transformação de Laplace foram usadas para relatar a função de relaxamento ao estresse com a função do escoamento (*Fluência*) para um oitavo-parâmetro, do modelo discreto de viscoelasticidade. A análise de regressão não-linear foi usada para ajustar uma função exponencial do relaxamento de quatro termos para cada material em cada temperatura. As funções do

relaxamento foram utilizadas no programa de elementos finitos (ANSYS) para simular o comportamento do escoamento em três pontos da curva para cada material em cada temperatura. Os tempos de relaxamento da resistência ao estresse à temperatura de 575⁰C variaram de 0,03s para EXV à 195s para WCO. O conhecimento da função de relaxamento da cerâmica dental em altas temperaturas é a entrada exigida para a viscoelasticidade do elemento no programa de elementos finitos, o qual foram usados para determinar quais eram os relaxamentos (estresses) transitórios e residuais em próteses dentais durante a fabricação.

2.4 MÉTODOS PARA ANÁLISE DE TENSÕES

A tensão no dente hígido pode ser analisada pela distribuição das tensões de Von Misses no interior do elemento dental íntegro e em suas estruturas de suporte. Os maiores valores estão localizados sob os pontos de aplicação da carga mastigatória, havendo um gradiente decrescente no valor das tensões, partindo-se da cúspide do dente até o osso esponjoso (SELTZER; BENDER, 1979; THRESHER; SAITO, 1973).

Selna et al, (1975) estudaram a tensão gerada em um segundo pré-molar superior submetido a forças oclusais. Observaram que o método dos elementos finitos, muito usado em Engenharia, pode também ser utilizado para se observar a distribuição de tensões em dentes e restaurações, por causa da comparação dos resultados de sua pesquisa com estudos fotoelásticos e achados clínicos, bem como pela simulação da geometria, cargas e materiais heterogêneos utilizados.

Corrêa e Matson (1977) compararam o método de elementos finitos com a fotoelasticidade bi e tridimensional e chegaram à conclusão de que, com a

fotoelasticidade, só é possível uma avaliação qualitativa das tensões no interior das estruturas, mas com o método dos elementos finitos pode-se fazer uma análise quantitativa (matemática) e qualitativa.

Kitoh et al (1977) estudaram, através do método dos elementos finitos, partindo de um modelo bidimensional de um primeiro pré-molar inferior e do osso mandibular subjacente e observaram que, sobre carga oclusal, o ligamento periodontal apresenta grande capacidade de suporte para o dente. Verificaram, também que, quando sujeito a uma carga no sentido vestibulo-lingual, na região coronária do dente em questão, o fulcro se localiza no terço apical. Concluíram que este método é melhor que a fotoelasticidade, e o sensor para a medida das tensões, “strain gauge” para esta última técnica.

A análise do estresse sobre o dente humano usando um modelo de elementos finitos tridimensional foi avaliado, por Rubin et al, em 1983. Um modelo de elementos finitos tridimensionais foi desenvolvido com a finalidade de analisar a distribuição em um primeiro molar inferior direito. O modelo leva em consideração a geometria não simétrica e o carregamento aplicado, e os materiais imunogénicos do dente. As comparações com análises bidimensionais existentes foram dadas. Segundo os autores, a construção tridimensional dos modelos representa um avanço. Entretanto, destacam a importância de se fazer melhoramentos neste modelo, tais como; as propriedades dos materiais de suporte ósseo; o ligamento periodontal; e a possibilidade de se modelar o cimento. Os autores esperam poder desenvolver um modelo mais real e completo possível tendo em vista a capacidade hoje de construção do modelo do elemento finito. Este estudo dirige-se nesta direção. Portanto, alguns planos futuros incluem: 1) introduzir restaurações e outros materiais artificiais no modelo. 2) modelar outro dente, em adição ao molar. 3) refinar

a forma do desenho do dente. 4) introduzir material ortotrópico 5) introduzir materiais não lineares 6) tratar efeitos térmicos e stresses residuais, e 7) modelar o osso e vários dentes em três dimensões para investigar problemas ortodônticos. Neste artigo o autor relata valores de forças normais da dentição empregadas na mastigação variando deste 300N (67 lb) até mais do que 1300N (290 lb), conforme Neumann e Salvo, 1957, Hirano e Hirasawa, 1980, e Steenberghe e Vries, 1978.

Em 1987, Highton et al, trabalhando com modelos fotoelásticos que apresentavam o tamanho do modelo duas vezes e meia o tamanho real de um incisivo central superior, tentaram encontrar qual o melhor tipo de desgaste vestibular para preparo de facetas. Utilizaram dentes sem nenhum preparo, com uma ligeira redução vestibular, proximal e gengival, e com redução vestibular, proximal, gengival e incisal. Aplicaram uma carga incisal, no sentido do longo eixo dos dentes, em quatro pontos diferentes: em direção vertical, junto a um ponto central e junto a um ponto distal; em direção vertical inclinada, junto a um ponto central e junto a um ponto distal. Os resultados dessas situações foram mostrados de forma a avaliar sua influência sobre a faceta laminada. Concluíram que dos quatro tipos de redução estudados, os preparos envolvendo as faces vestibulares, proximais, gengivais e com recobrimento do ângulo incisal, se mostravam superiores em pacientes portadores de oclusão Classe I. Embora pequenas modificações possam ser necessárias, o término cervical é essencial para controlar a distribuição de tensões junto ao colo do dente, bem como, promover uma melhor adaptação marginal mantendo a saúde periodontal.

Hui et al (1991), compararam três tipos de preparos para faceta laminada de porcelana com o dente íntegro, por meio de dois métodos: análise dinâmica dos esforços e fotoelasticidade em duas dimensões. Avaliaram a

resistência de facetas laminada de porcelana confeccionada sobre três diferentes tipos de preparos. A análise dinâmica foi realizada em dentes humanos e em réplicas (Dentes artificiais – Columbia Dentoform Corp., Long Island City, NY). No grupo que utilizou as réplicas, foram preparados quatro incisivos da seguinte maneira: 1- preparo tipo *window* (janela) ou intra-esmalte; 2-preparo tipo *overlap* ou com sobreposse da borda incisal; 3- preparo tipo lâmina de faca; e 4- sem preparo. Para o grupo que utilizou dentes humanos, foram preparados 24 incisivos humanos extraídos, sendo 8 para cada tipo de preparo, como descrito anteriormente. As facetas laminadas foram confeccionadas sobre modelos refratários, sendo posteriormente cimentadas sobre os dentes preparados. Para o teste dinâmico, foi empregada uma máquina Instron com uma haste incidindo uma força em ângulo reto com a borda incisal, a uma velocidade de 2,0 mm/min. Na análise fotoelástica da tensão, foram utilizadas quatro barras de material fotoelástico, sendo distribuídos em cada barra os preparos em forma de janela, recobrindo a borda incisal e com acabamento em forma de faca. Para cada dente preparado, foi confeccionada e cimentada uma faceta laminada de porcelana. As barras foram instaladas num aparato e uma força de 48 N foi aplicada. A tensão foi observada por uma luz polarizada e documentado fotograficamente. A análise dinâmica dos esforços sobre as réplicas em resina mostrou que o preparo em forma de janela suportou mais carga até a fratura, seguida pelo preparo em forma de faca e finalmente pelo preparo com recobrimento incisal. O mesmo resultado foi encontrado quando se utilizaram dentes humanos recém-extraídos. A análise dos esforços pelo método da fotoelasticidade mostrou que a área de máxima concentração de esforços localizava-se na borda incisal, junto à aplicação da carga. Para cada tipo de preparo, não foi encontrada correlação entre a espessura da faceta laminada e a força de fratura.

Com as imagens de fotoelasticidade foi possível observar maior tensão na região cervical dos três tipos de preparo quando comparados com o dente íntegro. Uma vez que, a seleção do tipo de preparo a ser executado em um dente a ser restaurado com facetas baseia-se em critérios físicos e mecânicos, os autores indicaram o preparo tipo janela ou *Window* por ser este também o mais conservador.

Hondrum (1992), fez uma revisão sobre facetas de porcelana e observou as vantagens e desvantagens da cerâmica dental que vem sendo utilizada como material restaurador na odontologia estética. A cerâmica dental permite uma transmissão regular e difusa, semelhante ao fator de reflexão da luz, apresentando um potencial para reproduzir a translucidez, cor e textura do dente natural. No mais, resiste à degradação na cavidade oral, é biologicamente compatível e tem um coeficiente de expansão térmica similar ao da estrutura dentária. A maior desvantagem da cerâmica dental é a sua susceptibilidade à fratura durante a sua inserção no ato da cimentação, na mastigação e sob trauma. Estudos estão enfatizando o desenvolvimento de restaurações cerâmicas pura mais resistentes, devido ao aumento da demanda estética. O maior dilema das pesquisas em cerâmica dental, tem sido como aumentar a resistência do material sem sacrificar a estética. Os fatores que afetam a resistência das cerâmicas são: as microtrincas, que variam em número e severidade e são formadas durante o processo de condensação, amolecimento e sinterização; o grande ângulo de contato com o metal; a diferença de coeficiente de expansão térmica entre a liga metálica e a cerâmica; a abrasão e o desgaste, por tensão de tração durante a função; e os traumas. As cerâmicas são frágeis, apresentando uma limitada capacidade de dispersar tensões localizadas. Assim a deformação das cerâmicas dentárias é crítica, podendo suportar deformações de aproximadamente 0,1% antes de se

fraturarem. As tensões e as deformações ocasionais resultantes de cargas repetitivas (fadiga), são indicadas como o mecanismo mais comum das falhas das cerâmicas dentárias. As forças de tração e torção produzidas por contatos incisais, combinadas intra-oralmente, podem provocar falhas nas coroas cerâmicas. Há uma considerável controvérsia sobre a resistência dos materiais cerâmicos, e pesquisas contraditórias irão continuar a aparecer na literatura. Dados laboratoriais confiáveis a respeito da resistência de materiais frágeis são, difíceis de se conseguir e os coeficientes de variação são geralmente altos. Os valores são afetados por uma variedade de fatores, tais como geometria do material, temperatura, cargas aplicadas nos testes, variações térmicas, imperfeições técnicas e falhas na fabricação. Enquanto esses testes laboratoriais são apropriados para comparações inerentes à resistência e à tensão de cerâmicas dentárias, os resultados não são necessariamente extrapolados para testes mais complexos com espécimes, nem para situações ocorridas na cavidade oral. Testes em laboratório não podem preencher as variáveis intra-orais, tais como ligamento periodontal, propriedades físicas do cimento, adaptação e oclusão. Quando as coroas são cimentadas intra-oralmente, fatores mais importantes do que a resistência inerente das cerâmicas começa a aparecer. As cerâmicas são frágeis, por razões intrínsecas e extrínsecas. Extrinsecamente são sensíveis à micro fraturas que se desenvolvem durante o processo de sua fabricação, tal como ranhuras, porosidades e inclusão de impurezas. Intrinsecamente, devido ao tamanho das partículas de carga, tensões residuais e micro trincas, advindas de coeficientes de expansão térmica diferentes entre suas fases, podendo ocorrer à propagação das fraturas na estrutura desse material, sob baixos níveis de tensões. O sucesso permanece na dependência da habilidade do dentista e de seu conhecimento do comportamento básico e das

indicações dos materiais restauradores dentários. As facetas laminadas são indicadas para dentes ântero-superiores que apresentam alteração de cor por tetraciclina, fluorose ou por tratamento endodôntico, onde o clareamento não surte o efeito desejado. Também em dentes onde a estética está comprometida por muitas restaurações, má posição ou por discrepância no tamanho e, ainda, onde houver perda da estrutura dental.

Kamposiora et al (1994), analisaram pelo método de elementos finitos microfraturas abaixo de coroas totais veneer, e observaram que as falhas clínicas descritas anteriormente de coroas totais veneer são comumente atribuídas a microinfiltração do cimento. A análise de elementos finitos (FEA) bidimensional (2D) foi selecionada para determinar níveis de tensões e sua distribuição sobre o cimento dental a partir de carga oclusais de 10 MPa sobre uma coroa veneer unitária durante várias condições clínicas. Dezesesseis modelos computacionais bidimensionais de FEA foram gerados para o primeiro pré-molar inferior para estudar os efeitos da (1) configuração marginal (ombro para coroa total veneer versus chanfrado para coroa do tipo III de ouro), (2) quatro tipos de cimentos (fosfato de zinco, policarboxilato, ionômero de vidro, e resina composta), e (3) duas espessuras de cimento (25 e 100 μm) para cargas de ciclo simples e carga para fadiga. Não houve quase nenhuma diferença entre a configuração marginal entre chanfro e ombro exceto na borda da margem, onde a linha de acabamento em chanfro alcançou 2 a 8 vezes mais tensões. Houve mínimo efeito sobre a espessura do cimento e configuração marginal. A tensão foi levemente menor para cimento com menor espessura. A análise da fadiga foi baseada na tensão estimada versus o número de curvas de ciclos para cimentos e resultados em tensão inferior ao estimado limite de tolerância

. Se os níveis de carga oclusal fossem 10 MPa, não pareceu haver um risco a microfraturas em cimentos dentais devido à carga mecânica.

Com o objetivo de examinar a distribuição de tensões em facetas cimentadas adesivamente ao dente, Troedson e Derand (1995), avaliaram com fotoelasticidade, três tipos de linha de terminos nos preparos para facetas, onde em todos estava presente o recobrimento incisal. Foram confeccionados modelos fotoelásticos de dentes que apresentavam preparos com término cervical em forma de lâmina, chanfro e ombro. As duas partes do modelo (dente e faceta) foram coladas sob diferentes condições: a) em toda a sua extensão (cimentação ideal), b) no terço médio (adesão deficiente por fatores como a contaminação ou umidade) e c) no terço cervical e incisal (polimerização incompleta do cimento resinoso). O conjunto foi então submetido à carga de 125 N, na borda incisal, com angulação de 0° , 30° , e 60° com o longo eixo do dente. No polaroscópio, as franjas características da distribuição de tensão pela faceta foram fotografadas e o campo de tensão medido no terço cervical, médio e incisal. A condição de cimentação ideal proporcionou uma distribuição de tensão mais favorável. Em todos os tipos de terminos, as facetas apresentaram duas regiões de maior concentração de tensão. A primeira, ao redor do ponto de aplicação da força, e a segunda, na região cervical das facetas. Nesta segunda região, a diferença entre os tipos de término dos preparos, mostrou pequena diferença quanto às tensões entre a terminação em chanfro e em ombro. Para ambas as variáveis estudadas (aplicação de força e cimentação), os tipos de término apresentaram diferenças pouco significativas. Devido à facilidade de execução, os autores recomendam o término em forma de chanfro para os preparos de facetas laminadas de porcelana.

Kamposiora et al, (1996) usaram o método de elementos finitos de análise bidimensional para avaliar a distribuição e os níveis de tensão em uma prótese parcial fixa de três elementos (de primeiro pré-molar inferior ao primeiro molar inferior) usando diferentes materiais (liga de ouro tipo III, Dicor® e In-ceram®) e com diferentes espessuras de conectores (3,0 e 4,0 mm). A maior tensão ocorreu na região dos conectores e a tensão foi 40% a 50% menor para os conectores de 4,0 mm. Os níveis de tensão dentro do modelo de In-ceram foram menores que os dos outros dois materiais.

Mori et al (1997), estudaram comparativamente, pelo método de elementos finitos em modelo bidimensional de segundo pré-molar inferior, a distribuição de tensões internas, geradas sob carga axial de 30 Kgf em três pontos (contatos principal e estabilizante) em dente natural hígido e em dente endodonticamente tratado. O programa utilizado para o processamento de elementos finitos foi o SAP90. Os resultados indicaram maior acúmulo de tensões na metade vestibular, tanto no dente hígido quanto no dente restaurado. As tensões foram mais intensas sob o ponto de aplicação de cargas nos dois modelos. No dente restaurado, as tensões foram maiores devido ao maior módulo de elasticidade dos materiais restauradores, demonstrando que existem diferenças na distribuição das tensões no dente e na base óssea dos dois modelos.

Rees e Jacobsen (1997), avaliaram o módulo elástico do ligamento periodontal, utilizando a malha de elementos finitos bidimensionais de um primeiro pré-molar para modelar dois sistemas diferentes de carregamento do dente, que mediram os deslocamentos ou verticais ou horizontais deste dente em particular. O módulo elástico do ligamento periodontal variou no modelo de elementos finitos até o deslocamento horizontal e vertical do modelo de elementos finitos correlacionado

com os dois sistemas experimentais. Encontrou-se que um módulo elástico de 50 MPa deu uma boa correlação entre o modelo do elemento finito e o sistema experimental.

Troedson e Derand (1998), investigaram empregando modelos de elementos finitos, representativo de incisivo central superior restaurado com faceta laminada, a tensão na camada de cimento resinoso e no esmalte subjacente à restauração. Três modelos foram desenvolvidos com diferentes preparos cervicais (lâmina, chanfro e ombro), e com cobertura incisal. As facetas apresentavam 0,5 mm de espessura com camada de cimento de 25 μ m. Foram simuladas condições de cimentação com polimerização completa, falha na polimerização da periferia da faceta e falha na polimerização da região central da faceta. Os modelos foram submetidos à força sob ângulo de 0⁰, 30⁰ e 60⁰ com o longo eixo do dente. Os resultados mostraram que a tensão na camada de cimento do modelo de dente facetado representativo de polimerização completa, foi de 1/5 do apresentado pelo modelo com falha na polimerização na região periférica da faceta. Quanto à aplicação de força, a magnitude da tensão aumenta com o ângulo da incidência, bem como diminui sua área de distribuição. Evidenciou-se uma concentração de tensão na margem cervical da faceta para todos os modelos, com variação na magnitude para diferentes incidências de força. As diferenças entre os tipos de preparo cervical foram pouco significantes quando comparadas com outras variáveis. Os autores concluíram que, se o preparo para faceta laminada se restringir ao esmalte dental e a isto se somar uma adequada polimerização do cimento, os níveis de tensão desenvolvidos favorecem o prognóstico da restauração.

No intuito de verificar a relação da falha clínica de facetas laminadas com a tensão induzida na porcelana durante a mastigação, Troedson e Derand

(1999), desenvolveram um modelo bidimensional de Elementos Finitos, representativo de Incisivo Central Superior, restaurado com faceta laminada, de espessura 0,5 mm com cobertura incisal. A distribuição e a magnitude da tensão máxima de tração e compressão na faceta foram calculadas, a partir da análise da influencia do tipo de término cervical (lâmina, chanfro e ombro) com simulação de força de 250N na borda incisal a 0° , 30° e 60° com o longo eixo do dente. A cimentação adesiva foi representada por uma camada de cimento resinoso de 25 μ m, simulando as condições de adesão completa, falha de adesão periférica e falha de adesão central. Os resultados apresentaram diferenças pouco significativas na tensão da região cervical da faceta sob diferentes tipos de terminos cervicais. Um aumento da tensão é evidenciado sob aplicação de força a 60° bem como para situação de falha adesiva. Com base nos resultados, os autores concluem que o término em chanfro ou ombro é recomendado para preparo de facetas laminadas de porcelana, requerendo cuidados na análise da relação oclusal bem como com a polimerização total da restauração, pois, a camada de cimento foi fator significativo para a variação da tensão na porcelana.

Com o propósito de investigar os fatores envolvidos na formação de trincas em facetas laminadas de porcelana, cimentadas adesivamente ao dente, Magne, Versluis e Douglas (1999), focalizaram seu estudo no efeito da contração do cimento resinoso e da espessura da porcelana. Para tanto, foi desenvolvidos um modelo bidimensional de elementos finitos, representativo da secção transversal de um incisivo central superior, com variação de preparos para faceta laminada, cujo modelo do dente restaurado apresentava três diferentes espessuras de cimento. Foi empregada uma variação de temperatura de 20° C para 5° C e de 20° C para 50° C. Os resultados mostraram que a distribuição de tensão no modelo não foi

influenciada pelo comprimento da borda incisal da faceta, mas principalmente pela espessura de cerâmica na face vestibular. Observou-se também que, com o aumento da temperatura ocorre uma redução da tensão de compressão e um aumento da tensão de tração. Para os autores, a relação/proporção da espessura da cerâmica/cimento > 3 proporciona uma configuração favorável à restauração, onde esta relação influencia na distribuição de tensão na faceta laminada de porcelana frente à contração de polimerização do cimento e coeficiente de expansão térmica do material restaurador. Quando é necessário o emprego de uma camada delgada de cerâmica para favorecer o contorno natural do dente pela restauração, é primordial que se obtenha uma linha de cimentação proporcionalmente delgada, próxima de $100\mu\text{m}$.

Magne, Versluis e Douglas (1999), empregaram o método de elementos finitos para analisar a distribuição de tensão em incisivos restaurados com laminados cerâmicos, em função de diferentes níveis de fratura coronária existentes. Foi desenvolvido um modelo bi-dimensional de uma secção vestibulo-lingual de um incisivo central superior, com oito diferentes preparos dentais, variando a localização do término palatal e sendo submetido a uma força horizontal de 50N na incisal. Os resultados mostraram que as restaurações com um longo chanfrado alcançando a concavidade palatina estavam submetidas a altas concentrações de tensão. Os autores concluíram que longos chanfrados na face palatina são desfavoráveis, devido ao limite da cerâmica localizar-se numa área de máxima concentração de tensão.

Magne, Versluis e Douglas (1999), no intuito de investigar o princípio biomimético dos laminados cerâmicos empregados em incisivos centrais superiores utilizaram o método dos elementos finitos e método experimental com extensômetro

(strain gauge), para analisar o comportamento mecânico da porção coronária, além de analisarem também, a morfologia da interface dente restauração pela microscopia de varredura. No estudo do comportamento coronário após a remoção total do esmalte vestibular, foi observado nos resultados obtidos pelo método de elementos finitos, que a coroa recuperou em 96% o comportamento do dente íntegro, após a restauração com laminado cerâmico.

Magne, Versluis e Douglas (1999), analisaram com o método experimental utilizando o sensor de deformação (*strain gauge*) e elementos finitos, aspectos clínicos e biológicos da anatomia do incisivo central superior, quanto à distribuição de tensões, de acordo com a influência da remoção de esmalte, variando a região (palatina ou vestibular) e a quantidade de estrutura removida. O método de elementos finitos foi validado pelos resultados do estudo experimental. A partir dos resultados obtidos pode-se observar que níveis de tensão baixos são encontrados em superfícies de curvatura com convexidade máxima (cíngulo e parte cervical da face vestibular), podendo-se concluir que superfícies convexas com esmalte espesso geram menor concentração de tensões, podendo agir como redistribuidores de tensão, diferentemente das áreas côncavas (concavidade lingual), que tendem a acumulá-las. Quando o esmalte for removido da superfície vestibular, sua substituição deveria empregar materiais com propriedades semelhantes para restabelecer o comportamento biomecânico original do dente.

As restaurações com facetas indiretas acompanham o avanço tecnológico das cerâmicas e das resinas para cimentação, visando a excelência na estética do elemento dental. Contudo, é necessário um adequado preparo da face vestibular para obter um perfil de emergência satisfatório, resistência e retenção da restauração. A fim de avaliar a tensão máxima e a força de compressão da região do

término cervical e da linha de cimentação de dentes restaurados com facetas cerâmicas, Seymour et al, (2001), analisaram seis modelos bidimensionais de elementos finitos, representativos de incisivo central superior, com variação de término cervical (chanfro, ombro e lâmina de faca) e preparo da margem incisal (janela ou sobrepasso palatino), mantendo-se constantes a geometria externa das facetas, a espessura da película do agente cimentante em 100 μ m e do ligamento periodontal em 250 μ m. Foi aplicada uma força de 200N a 45⁰ na face palatina e uma força horizontal de 200N simulando uma força traumática. A partir dos resultados, os autores concluíram que as restaurações com facetas cerâmicas apresentam maior resistência à fratura quando empregado término cervical em lâmina de faca e sobrepasso palatino na borda incisal.

No estudo descrito por Lang et al, em 2001, foram confeccionados oito modelos de elementos finitos de 5 x 20 x 1mm dos feixes laminados modelados, onde quatro dos feixes modelados eram dos mesmos arranjos laminados que espécimes de um estudo anteriormente descrito por White SN et al., em 1996 e os 4 feixes restantes forneceram os arranjos laminados intermediários não avaliados em prévio estudo. Os resultados demonstraram que ocorreu uma diminuição linear na capacidade em suportar carga quando a espessura da camada do material interno (núcleo) diminuiu e a espessura da camada do material do laminado externo (veneer) aumentou. Os valores diminuíram progressivamente para os feixes de MEF: 170, 144, 140, 134, 72, 43, 34, e 27 N. As médias de capacidades de suporte de carga de 3 dos 4 feixes mecanicamente testados compararam favorável com os dados de MEF. A força de resistência do quarto feixe mecanicamente testado, um arranjo laminado em forma de veneer/corpo, foi 110 N, o qual foi mais baixo do que o valor correspondente do MEF (140N). O valor de 110 N reduziu com o decréscimo

da progressão linear da carga, indicando que os dados de MEF eram mais exatos e de confiança do que os dados mecânicos. Cabe ainda ressaltar que existem várias razões plausíveis para este comportamento, sendo o comportamento físico da construção da espessura do laminado, a mais provável. Outra razão inclui a presença de estresse residual ou defeitos na fabricação dos espécimes nos testes mecânicos. Assim, o método de elementos finitos (MEF) fornece uma análise matemática para prever valores de resistência, mas nenhuma metodologia é isenta do potencial de erros. Ainda, segundo os autores, a melhor maneira seria usar os resultados de ambos os testes mecânicos e da análise finita de elementos, que juntos podem fornecer dados mais confiáveis e mais válidos do que um ou outro método isolado.

A investigação por meio do método de elementos finitos da tensão nas lesões cervicais de pré-molares superiores, foi avaliada por Lee et al, em 2002. O objetivo deste estudo foi usar o modelo de elementos finitos de três dimensões (3D) para investigar a distribuição normal do estresse para substantiar o mecanismo de flexão dental. Este trabalho também compara as mudanças do stress por meio de diferentes cargas e direções das forças oclusais. Sete condições de carga foram utilizadas para vários pontos e diferentes direções simuladas no modelo. As distribuições de (estresse) tensões máxima e mínima desenvolvidas na estrutura das sete condições de aplicação de (carga) força e sua distribuição de tensões no plano z na linha vertical foram mostradas. Os picos das tensões dos estresses das áreas cervicais de várias condições de carga foram comparadas e listadas. O estudo mostrou a presença de estresse na região cervical do pré-molar superior em vários pontos de carga em diferentes direções. Os resultados coincidem com a teoria de

indução de estresse. Foram exploradas as relações de fatores que afetam o desenvolvimento das lesões cervicais de abfração.

A determinação dos parâmetros da elasticidade do ligamento periodontal humano e da posição do centro da resistência dos dentes uniradiculares, foram avaliados por Poppe, Bourauel e Jager (2002), num estudo de espécimes da autópsia e de sua conversão no modelo de elementos finitos. O objetivo deste estudo foi determinar os parâmetros da elasticidade do ligamento periodontal humano medindo tridimensionalmente os deslocamentos vestibulo-lingual dos dentes uniradiculares da maxila, usando um método não invasivo. Subseqüentemente os espécimes foram usados para desenvolver os modelos finitos do elemento que apresentam a mesma geometria individual que o material respectivo da autópsia. Estes modelos deram forma às simulações computadorizada baseado nos movimentos, cuja característica era linha do sorriso, com os movimentos experimentais registrados adaptando os parâmetros da elasticidade do ligamento periodontal. O módulo de Young médio da primeira fase do movimento foi de 0,05 MPa, aquele da segunda fase foi de 0,28 MPa, e a expansão crítica 7.5% (relação $\nu=0.3$ de Poisson). Os centros da resistência dos dentes uniradiculares foram encontrados em aproximadamente 42% da altura da crista alveolar ao ápice, respectivo ao comprimento da raiz e o sentido do carregamento. Foram encontrados parâmetros da elasticidade em uma escala similar àqueles determinado em estudos precedentes nos dentes multiradiculares do porco.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a distribuição de tensões nos dentes restaurados com facetas estéticas de porcelana, pelo método de elementos finitos (MEF), empregando modelos representativos de incisivo central superior restaurados com facetas laminadas de porcelana, variando os preparos dentais, tipos de cerâmica e aplicações de cargas, a saber:

Grupo 1: modelos representativos de incisivos centrais superiores, apresentando à faceta de porcelana feldspática vestibular sem preparo dental;

Grupo 2: modelos representativos de incisivos centrais superiores, apresentando a faceta de porcelana de dissilicato de lítio vestibular sem preparo dental;

Grupo 3: modelos representativos de incisivos centrais superiores, apresentando a faceta de porcelana feldspática vestibular sem preparo dental, e com o recobrimento da borda incisal;

Grupo 4: modelos representativos de incisivos centrais superiores, apresentando a faceta de porcelana de dissilicato de lítio vestibular sem preparo dental, e com o recobrimento da borda incisal;

Grupo 5: modelos representativos de incisivos centrais superiores, com a faceta de porcelana feldspática vestibular com preparo dental, em forma de ombro, com recobrimento da borda incisal;

Grupo 6: modelos representativos de incisivo centrais superiores, apresentando a faceta de porcelana de dissilicato de lítio vestibular com preparo dental, em forma de ombro, com recobrimento da borda incisal.

4 MATERIAL E MÉTODOS

“A Felicidade não depende do que nos falta, mas do bom uso que fazemos do que temos.”

Thomas Hardy

4.1 ANÁLISE DE TENSÕES PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF)

O Método dos Elementos Finitos (MEF) foi empregado para análise de tensões deste estudo. Este é um método baseado na simulação e análise do comportamento de estruturas e componentes complexos, por meio de computadores e programas específicos para análise numérica. A engenharia civil, automobilística, naval, nuclear e aeroespacial o tem utilizado para estudar as estruturas de automóveis, aviões, e no planejamento e construção de usinas hidrelétricas, dentre outros. Este método também tem sido usado em Medicina e Odontologia para simular o funcionamento das estruturas do corpo humano (SELNA et al., 1975). A biomecânica atualmente é uma importante área de aplicação do MEF, permitindo o estudo da interação dos tecidos vivos com estruturas reabilitadoras, podendo estas complexas estruturas ser analisadas em relação à eficiência, integração e durabilidade.

A natureza é contínua, envolvendo infinitos graus de liberdade. É possível descrevê-la com equações diferenciais, mas muitas vezes estas não podem ser resolvidas analiticamente. Para superar este problema, foram introduzidos os modelos numéricos discretos, isto é, modelos com números finitos de graus de liberdade, que levam a um sistema matricial de equações que podem ser resolvidas apresentando um resultado aproximado.

O MEF é uma técnica de análise numérica para obtenção de soluções aproximadas para problemas complexos que não possuem uma solução analítica.

Segundo a revisão de literatura, o MEF, apresenta várias vantagens em relação a outros métodos, quando se trata de avaliação da distribuição de tensões, durante os movimentos mastigatórios. Porém a literatura também ressalta as dificuldades em se conseguir modelos geométricos próximos da realidade (LANG et al., 2001).

A discretização (divisão do domínio ou região em elementos discretos) da estrutura em elementos finitos reduz o problema a um número finito de termos desconhecidos, expressando a variável desconhecida em termos de funções aproximadas em cada elemento que é aplicado em pontos pré-definidos em seu espaço. O meio contínuo real é então substituído por um sistema estrutural de elementos discretos.

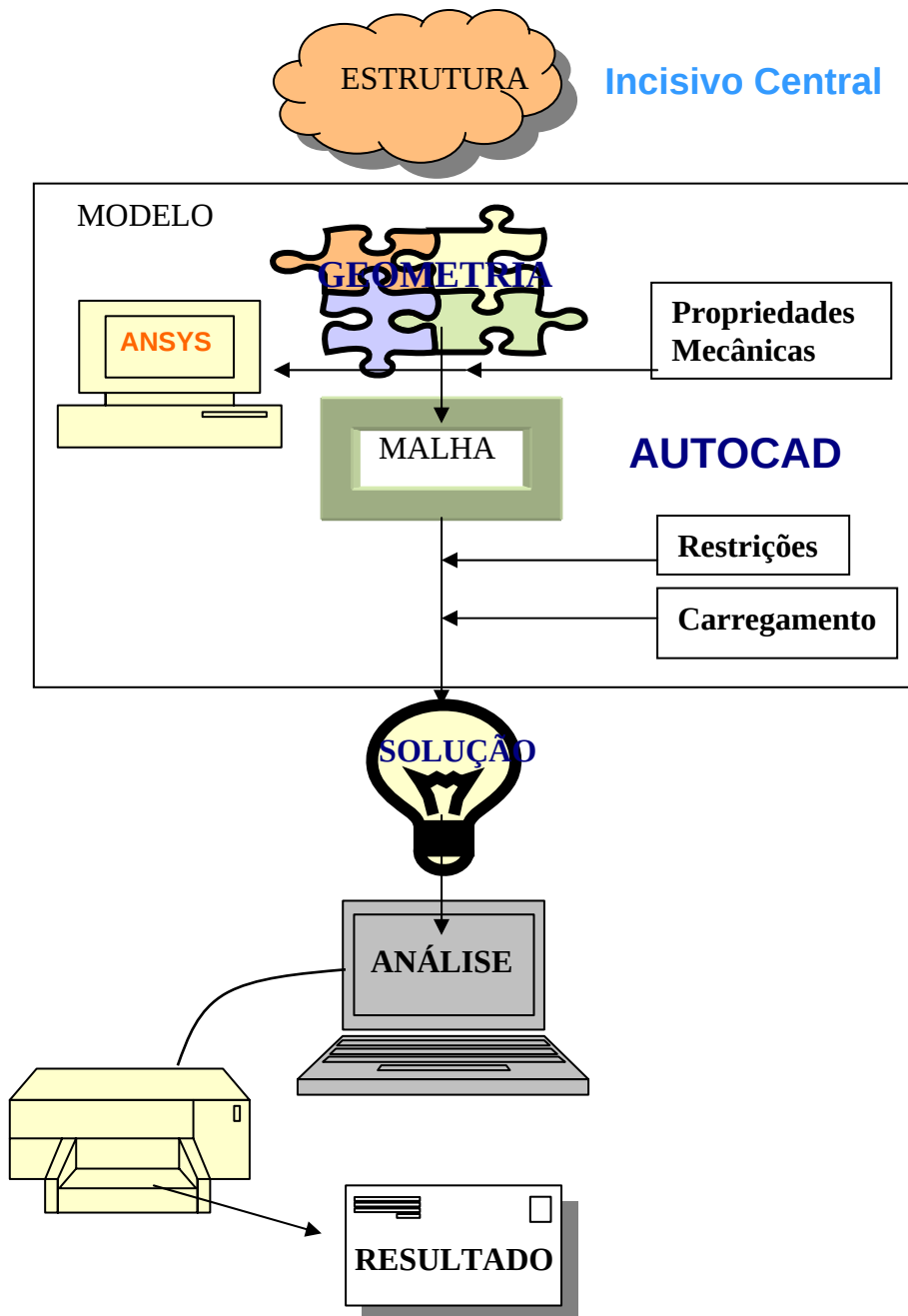
Para obter os resultados, o programa necessita de várias informações (LAGANÁ, 1996; SENDYK, 1998): o total de número de pontos nodais; o total de número de elementos; um sistema de numeração identificando cada elemento; o Módulo de Elasticidade ou Módulo de Young e o Coeficiente de Poisson para os diferentes materiais; um sistema de numeração identificando cada ponto nodal; o tipo de delimitação confinada e a avaliação de forças nos nós externos.

O Módulo de elasticidade é uma característica específica do material e diz respeito à capacidade deste, de resistir à deformação, quando submetido a uma força, ou seja, uma estrutura que possui alto módulo de elasticidade deforma menos que uma estrutura de baixo módulo de elasticidade, quando ambos são submetidos a uma força de mesma intensidade.

Pode ser usado o critério de Von Mises criado por Richard Von Mises, para se comparar os efeitos dos estados de tensão que leva em consideração a determinação da Energia de Distorção ou a mudança na forma de determinado material. Por este critério, um componente estrutural estará em condições de segurança, se o maior valor da Energia de Distorção, por unidade de volume do material, permanecer abaixo da Energia de Distorção, por unidade de volume, necessária para verificar o escoamento no espécime de mesmo material, submetido a ensaio de tração. Acima deste valor obtido, o material sofreria uma deformação permanente. O programa de computador determina, através de um gráfico, as zonas de solicitação segundo uma escala de cores correspondentes a cada faixa de tensão (LACERDA, 1999; LAGANÁ, 1996; MORI, 1994; SENDYK, 1998).

Embora as estruturas contínuas sejam inerentemente tridimensionais, em alguns casos seu comportamento pode ser adequadamente descrito por modelos geométricos uni ou bidimensionais, como é o caso do incisivo central superior. Várias suposições são necessárias para desenvolvimento do estudo, simplificações são admitidas como, por exemplo, em relação à seleção de uma malha apropriada. Apesar dessas limitações, os resultados permitem uma análise comparativa nos aspectos qualitativos e quantitativos.

O esquema 1 ilustra as etapas que compõem a análise pelo MEF. Basicamente, neste método numérico podem-se identificar três etapas distintas: a construção do modelo, a solução do problema e a análise dos resultados. Estas três etapas comumente também são apresentadas como: pré-processamento, processamento e pós-processamento.



Esquema 1 – Representação esquemática das etapas que compõem o MEF

4.2 ETAPAS DA ANÁLISE NO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS (MEF)

Construção do modelo: nesta primeira etapa, a geometria, o comportamento mecânico e as propriedades dos materiais empregados na construção do modelo são definidos. Em seguida, a “malhagem” do modelo é processada, ou seja, divide-se a estrutura em um número finito de elementos (discretização). Dando fechamento ao processo de modelagem as condições de contorno estruturais são aplicadas, basicamente: restrições no deslocamento de parte da estrutura e as forças aplicadas (carregamento).

Solução do problema: depois de criado o modelo, o processamento numérico das informações contidas neste modelo é realizado, onde o problema estrutural é solucionado computacionalmente. Após esta etapa o resultado da análise estrutural é obtido: deslocamentos, campo de tensões e de deformações da estrutura.

Análise dos resultados: obtida a solução numérica, os resultados são analisados. Um detalhe importante ainda nesta etapa é a necessidade de verificação da validade do modelo. Como o MEF trabalha com modelos virtuais idealizados, algumas hipóteses simplificadoras adotadas na construção do modelo (geometria, material, discretização e condições de contornos), podem tornar o modelo fisicamente irreal em relação à estrutura em estudo. Caso isto ocorra, novas considerações sobre o modelo devem ser refeitas até que os resultados computacionais obtidos convirjam para a realidade física do modelo.

4.3 PRÉ-PROCESSAMENTO

Este trabalho foi desenvolvido com o auxílio de um computador Pentium III*, pertencente ao Cesec (Centro de estudos de Engenharia Civil) da UFPR (Universidade Federal do Paraná).

Apesar da estrutura em estudo ser tridimensional, optou-se neste trabalho por modelá-la como bidimensional, pois este modelo, apesar de aparentemente simplificado, apresenta as informações relevantes suficientes a respeito do estado de tensões a que o corpo (incisivo Central) está submetido, em dois planos, nos eixos X e Y (forma plana). Dos modelos geométricos planos disponíveis para estudo: por exemplo, o estado plano de tensões ou estado plano de deformações, apesar de significado físico diferentes, está envolvido no mesmo processo. No estado plano de tensões a hipótese principal é de que as tensões fora do plano de estudo são nulas (ou com valores insignificantes), eixo Z (forma cúbica), o que não implica que as deformações sejam também planas, isto é, o corpo pode sofrer alongamento ou encurtamento na direção normal do plano. Este problema ocorre, por exemplo, quando se modela uma placa fina, carregada no próprio plano.

Neste trabalho, o incisivo central superior foi apresentado em um mesmo plano.

O programa de desenho AUTOCAD®†, foi utilizado para a reprodução geométrica dos modelos empregados na nossa análise. O programa de análise numérica ANSYS®‡, foi empregado para desenvolvimento do modelo matemático, geração da malha de elementos finitos, processamento e pós-processamento do problema proposto.

* 800MHz com 128K de memória RAM, Hard Disk com 30 GB

† Versão 14 (Auto Computer Aided Design, Autodesk Inc, USA)

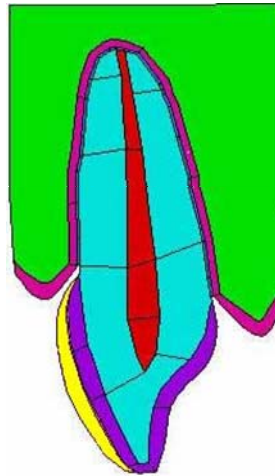
‡ Versão 8.0 (Swanson Analysis Systems, ANSYS Inc, Houston, Pa, USA)

4.3.1 Definição da geometria, seleção do modelo e obtenção da imagem

Nesta fase realizou-se a reprodução geométrica espacial do modelo a ser discretizado. Foi selecionado um modelo pré-elaborado, Anexo (ULBRICH, 2005), obtido a partir de uma radiografia em vista lateral de um incisivo central superior, com dimensões médias similares ao estudo anatômico para construção dos modelos. A radiografia do incisivo central superior foi então fotografada com o auxílio de uma máquina fotográfica digital marca NIKON – COOLPIX 5700. Para se evitar a distorção da imagem posicionou-se a radiografia de forma que a mesma ficasse paralela com a lente fotográfica com o auxílio de um posicionador radiográfico intrabucal, mantendo-se a proporcionalidade da imagem fotografada. Para definição da geometria do Incisivo Central Superior, a imagem adquirida foi transformada em arquivo e transferida para o programa de desenho AUTOCAD®, sendo depois delineado o contorno do dente dentro do tamanho real. Estes desenhos foram depois transferidos para o programa ANSYS®.

A partir do desenho do Incisivo Central Superior foram empregadas em nossos modelos as seguintes estruturas anatômicas: esmalte, dentina, polpa, osso cortical, osso esponjoso, ligamento periodontal, e os seguintes materiais: espaço correspondente ao cimento resinoso, e dois tipos de cerâmicas em forma de facetas (Creation® (Klema) e IPS-Empress 2® (Ivoclar/Vivadent)). Nas figuras 1, 2, e 3, podemos observar a geometria completa dos modelos empregados em nossas análises que foram divididos em seis grupos:

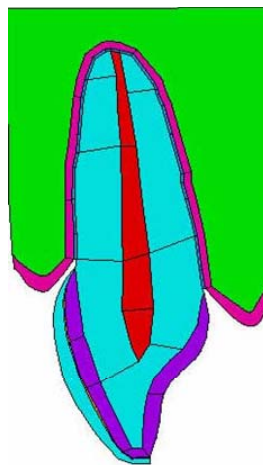
Grupo1 e 2: dente natural, apresentando a faceta de porcelana vestibular sem preparo dental, e sem recobrimento da borda incisal;



Osso cortical	Dentina	Porcelana dissilicato de lítio
Osso esponjoso	Esmalte	Cimento resinoso
Ligamento periodontal	Polpa	Porcelana feldspática

Figura 1. Faceta de porcelana apresentando a face vestibular, sem desgaste dental e sem recobrimento da borda incisal

Grupo 3, e 4: dente natural, apresentando a faceta de porcelana vestibular sem preparo dental, e com recobrimento da borda incisal (sobreposta - sp);



Osso cortical	Dentina	Porcelana dissilicato de lítio
Osso esponjoso	Esmalte	Cimento resinoso
Ligamento periodontal	Polpa	Porcelana feldspática

Figura 2. Faceta de porcelana apresentando a face vestibular, sem desgaste dental e com recobrimento da borda incisal(sobreposta - sp).

Grupo 5, e 6: dente natural, apresentando a faceta de porcelana vestibular com preparo dental, em forma de ombro e com recobrimento da borda incisal.

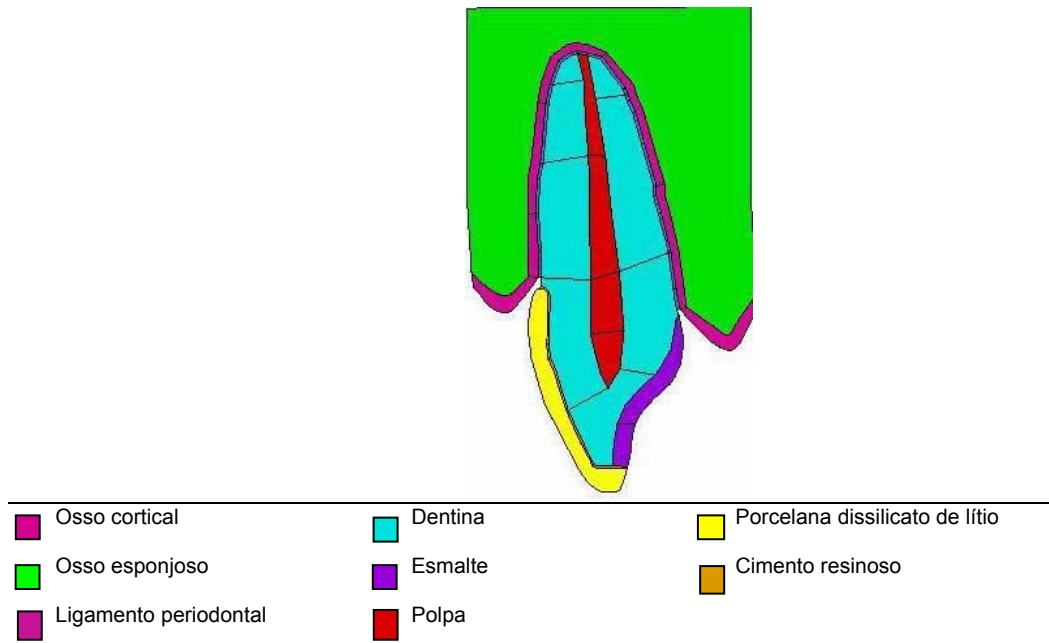


Figura 3. Faceta de porcelana apresentando a face vestibular, com desgaste dental em forma de ombro e com recobrimento da borda incisal

Na região correspondente às facetas de porcelanas, foram feitas simulações para representação dos modelos, assim um preparo em forma de ombro incisal, com término cervical em chanfrado (MAGNE; BELSER, 2003), foi realizado sendo realizado um desgaste de aproximadamente 1,0 mm. Foi mantida a forma original da porção coronária, representando o incisivo central, entretanto no desgaste da porção incisal em forma de ombro, um desgaste de 1,0 mm também foi utilizado. Já para os modelos representativos da faceta sem preparo e com recobrimento da borda incisal (sobrepota – sp) uma espessura de 0,5 mm foi representada na borda incisal, sendo que a espessura da face vestibular para todos os modelos representativos das facetas a espessura da face vestibular foi de 1,0 mm. De acordo com a radiografia do modelo pré-elaborado, copiou-se o tecido

pulpar, que pode levar a alterações no resultado final do trabalho (LAS CASAS et al., 1999). Acompanhando ainda a imagem radiográfica, foi copiado o ligamento periodontal, para o qual foi adotada a espessura média de 125 mm (O'BRIEN, 1981), e para o cimento resinoso foi utilizado uma espessura de 0,101 mm.

Este modelo foi transferido do programa AUTOCAD® para o ANSYS®, onde foi criada uma malha de acordo com os modelos representativos dos preparos e coberturas da face vestibular, onde cada modelo apresentou um determinado número de nós e elementos. Definido os modelos geométricos deste estudo, subdividiu-se os seis modelos com sua geometria completa em elementos discretos. O conjunto resultante é chamado de malha.

Atribui-se aos elementos da malha propriedades iguais à dos materiais que estes representam no modelo físico real. Portanto, os modelos foram divididos em elementos planos triangulares do tipo de seis “nós”, que são interconectados entre si por “nós” na direção X e Y sendo estes elementos conectados por pontos nodais. A malha de elementos finitos foi construída de modo a se obter resultados compatíveis com os da literatura. A partir da malha inicial, as regiões com maior concentração de tensões foram refinadas com o intuito de se obter resultados mais acurados e diminuir o erro provocado pela diferença de rigidez entre os materiais. Na região da incidência da carga **incisal** e na área cervical vestibular (**colo**), em função da concentração de tensões, as malhas foram mais discretizadas, para permitir uma avaliação mais precisa da distribuição de tensões nestas áreas, já que dentre os interesses deste trabalho, está a avaliação da distribuição de tensões na faceta de porcelana e nas estruturas de suporte. Foi feita ainda, uma aproximação entre si dos números de graus de liberdade entre as

malhas com o intuito de também aproximar seus erros numéricos, para efeito das comparações posteriores dos resultados.

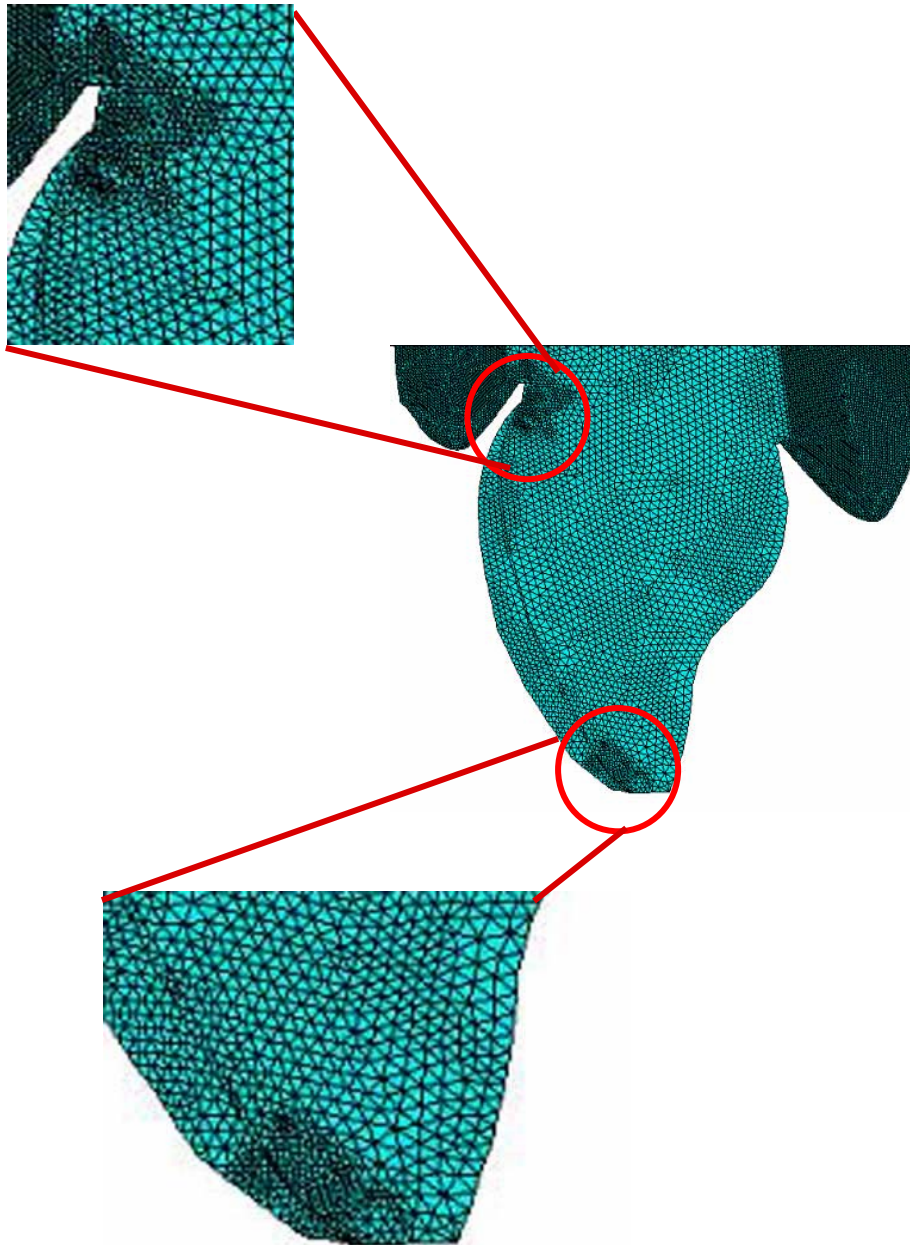


Figura 4. Malha dos modelos em aumento

Assim, nos modelos representativos das facetas sem preparo e sem recobrimento da borda incisal, utilizou-se de 120.160 “nós” e 59.655 elementos; nos modelos representativos das facetas sem preparo e com recobrimento da borda incisal (sobreposta – sp), utilizou-se de 72.544 “nós” e 44.056 elementos; e nos

modelos representativos das facetas com preparo em forma de ombro e com recobrimento da borda incisal, utilizou-se de 58.686 “nós” e 29.077 elementos.

4.3.2 Carregamento e condições de contorno

As condições de contornos estruturais foram definidas considerando-se as restrições no deslocamento de parte da estrutura e as forças aplicadas (carregamento). A análise numérica de elementos finitos foi realizada com a base do modelo engastada (fixa), sem liberdade de movimento. Carregamentos de 100 e 350 N foram aplicados a 45 e 90° (BELOTI, 2004; HIGHTON, et al., 1987; OKENSON, 1992; SEYMOUR; CHERUKARA, 2001), com o longo eixo do modelo representativo do incisivo central superior, caracterizando as forças F1 e F2, (figuras 6 e 7).

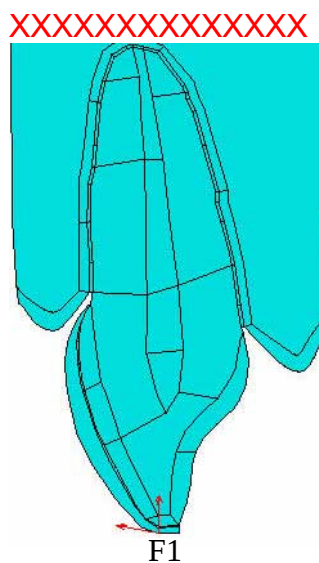


Figura 5. Angulação de 45° com o longo eixo do modelo

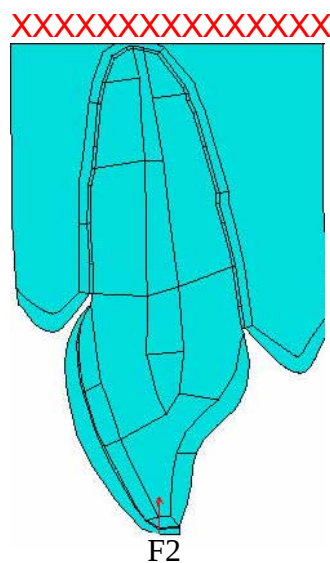


Figura 6. Angulação de 90° com o longo eixo do modelo

4.3.3 Definição das propriedades mecânicas

Os materiais presentes no modelo, foram simulados considerando-os isotrópicos (as propriedades dos materiais são as mesmas em todas as direções e em todos os pontos do elemento estrutural), linearmente elásticos (as deformações da estrutura são diretamente proporcionais às forças aplicadas), homogêneo (as

propriedades mecânicas dos materiais são as mesmas em qualquer ponto do elemento estrutural), e contínuo (não apresentam espaços vazios). Conforme descrito na literatura, esta simplificação faz com que o modelo necessite de apenas duas propriedades mecânicas para caracterização do comportamento mecânico de cada material: o *Módulo de Elasticidade* (E) e o *Coeficiente de Poisson* (ν).

Conforme descrito anteriormente o Módulo de Elasticidade ou Módulo de Young é a medida de rigidez do material, ou seja é a relação entre tensão e deformação, quando maior for o módulo de elasticidade, menor será a capacidade de deformação. Coeficiente de Poisson pode ser definido como o valor absoluto da relação entre as deformações transversais e longitudinais.

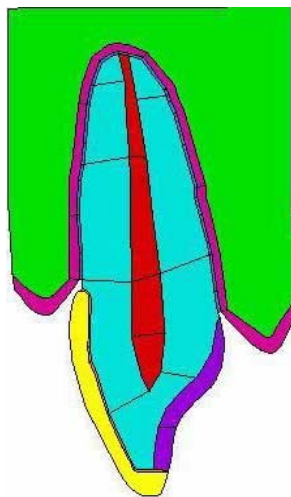


Figura. 7. Desenho do modelo do incisivo central superior

Para representar as diversas estruturas que compõem o modelo geométrico, cada elemento bidimensional recebeu determinados valores, inerentes às propriedades físicas das estruturas anatômicas e dos materiais (tabelas 1 e 2).

Tabela 1 -Propriedades mecânicas das estruturas anatômicas que compõem o modelo

	ESTRUTURAS	MÓDULO ELASTICIDADE (GPa)	COEFICIENTE POISSON	AUTOR
	Osso cortical	13,7	0,3	Ko et al., 1992
	Osso esponjoso	1,37	0,3	Ko et al., 1992
	Ligamento periodontal	0,0118	0,45	O'Brien., 1981
	Dentina	18,6	0,31	Ko et al., 1992
	Esmalte	41	0,30	Ko et al., 1992
	Polpa	0,002	0,45	Rubin et al., 1983

Tabela 2 - Propriedades mecânicas dos materiais que compõem o modelo

	MATERIAIS	MÓDULO ELASTICIDADE (GPa)	COEFICIENTE POISSON	AUTOR
	Porcelana Feldspática ^{\$}	69	0,28	Yaman et al.,1998
	Porcelana Dissilicato Lítio [*]	96	0,26	Fabricante, 1998
	Cimento resinoso [#]	8,3	0,24	Fabricante, 1999

Notas: \$ Porcelana Creation® (Klema, Meiningen, Áustria)

* Porcelana IPS Empress II ® (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

Cimento resinoso Variolink II® (Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

As cargas de mordida podem variar significativamente, segundo a literatura. Essa dispersão, verificada nas cargas medidas, pode ser atribuída a vários motivos, entre eles o uso de diferentes métodos de medida, a estrutura e geometria dentária do paciente, a estrutura muscular orofacial, a idade, o sexo (CIMINI *et al.*, 2000).

Para este trabalho, foram aplicadas duas cargas verticais e oblíquas de 100N e 350N na borda incisal do modelo representativo do Incisivo Central Superior, por serem consideradas fisiológicas (contato cêntrico) (BELOTI, 2004;

OKENSON, 1992; SEYMOUR; CHERUKARA, 2001) e não fisiológicas ou excêntricas (bruxomana) respectivamente, e suficientes para a obtenção dos resultados.

Usou-se cargas direcionadas para o longo eixo do dente e numa direção de 45 e 90° (BELOTI, 2004; HIGHTON, et al., 1987) pois se considerou uma oclusão do tipo classe I, e ainda uma oclusão do tipo classe III ou de topo, porém sob condição de excentricidade ou bruxismo. Segundo Okenson (1992), para uma oclusão ideal, durante os movimentos mastigatórios, quando a mandíbula se eleva e os dentes se contatam, as forças são direcionadas para o longo eixo dos dentes posteriores e, a partir deste ponto, quando a mandíbula se move nos movimentos de lateralidade e protrusão, os dentes anteriores se tocam e desocluem os posteriores, impedindo que estes recebam cargas laterais. Isto é o que chamamos de oclusão mutuamente protegida.

Entretanto, quando o paciente apresenta uma oclusão do tipo Classe III, durante a elevação e o fechamento da mandíbula, os dentes anteriores superiores sofrem o contato direto dos dentes antagonistas inferiores, sobrecarregando o segmento anterior e alterando o padrão neuromuscular do sistema estomatognático. Durante os movimentos de protrusão e lateralidade dos pacientes classe I e II, sob condições de forças excessivas (350N – Bruxomanos), a sobrefunção ou função excessiva dos dentes anteriores, leva ao desgaste da borda incisal com o passar do tempo, necessitando de uma proteção da borda incisal dos mesmos.

4.4 PROCESSAMENTO

A análise do modelo é efetuada utilizando-se resultados obtidos como por exemplo campo de tensões, deformações, deslocamentos, entre outros. A análise de tensões pode ser feita pela comparação dos componentes de tensões, tensões principais ou ainda tensão equivalente de Von Misses (tensão efetiva).

O critério de Von Misses, que foi utilizado neste trabalho, é baseado na concepção da energia interna. Todos os componentes de tensões normais (σ_{xx} , σ_{yy} , σ_{zz}), como também os componentes de tensões cisalhantes (σ_{xy} , σ_{yz} , σ_{xz}) são incorporados no cálculo da tensão de Von Misses. Este critério afirma que “quando a energia interna em um ponto específico da estrutura excede um certo limite, a estrutura cederá neste ponto”. A estrutura estará segura quando a tensão de Von Misses é menor ou igual ao valor absoluto da tensão de escoamento de tração ou compressão, ou seja, a tensão de tração ou compressão determinada em testes de tração e compressão uniaxial em uma amostra do mesmo material, acima da qual este material escoar, não mais se comportando elasticamente. Matematicamente tem-se que:

$$\sigma_{\text{Von Misses}} \leq \sigma_T \quad \text{ou} \quad \sigma_{\text{Von Misses}} \leq \sigma_c$$

$$\text{onde } \sigma_{\text{Von Misses}} = \left\{ \frac{1}{2} [(\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{xx} - \sigma_{zz})^2 + (\sigma_{yy} - \sigma_{zz})^2 + 6(\sigma_{xy}^2 + \sigma_{xz}^2)] \right\}^{1/2}$$

σ_T = Tensão de escoamento na tração

σ_c = Tensão de escoamento na compressão.

da teoria da Elasticidade(ϵ) tem-se para os casos de estado plano de deformações

$$\epsilon_{zz} = 0, \sigma_{xz} = \sigma_{yz} = 0$$

$$\sigma_{zz} = \nu (\sigma_{xx} + \sigma_{yy}) \quad \text{sendo}$$

ν = Coeficiente de Poisson

e para os casos de estado plano de tensões

$$\sigma_{zz} = 0, \sigma_{xz} = \sigma_{yz} = 0$$

$$\epsilon_{zz} = -\nu / \epsilon (\sigma_{xx} + \sigma_{yy})$$

Neste trabalho com o intuito de simplificar este estudo, foi analisado como sendo bidimensional, através da utilização de uma secção transversal média representativa do domínio, considerou-se estado plano de deformações, o que é equivalente a assumir o dente infinitamente longo na direção normal a essa secção transversal e que as deformações ocorrem apenas no plano da mesma. Para a maioria dos tipos de dentes essa hipótese não seria representativa. Entretanto, o incisivo central superior é relativamente largo e apresenta secção transversal aproximadamente constante, o que torna esta hipótese razoável. Embora ainda objeto de discussão, a hipótese de estado de deformações tem sido largamente utilizada na análise deste tipo de problema com resultados satisfatórios, conforme os trabalhos de Davy et al., 1981, Thesher e Saito, em 1973, e Reinhardt et al., 1983. Uma análise mais detalhada se pode encontrar no trabalho de Ko et al., em 1992, onde se discute as implicações da aplicação de um modelo axissimétrico, de estado plano de tensões ou de deformações na análise de tensões dos dentes.

Tensão é definida como sendo a resposta interna a forças aplicadas externamente. Quando uma força é aplicada em um corpo, este corpo vai passar por modificações internas, ou seja, deformações. A capacidade de deformação varia de acordo com sua geometria, composição química, estrutural e propriedades mecânicas.

O cálculo da tensão está diretamente ligado ao cálculo da deformação do corpo. Existem muitas técnicas experimentais que podem ser usadas para medir a deformação. Desta forma, conhecendo a relação entre tensão e a deformação, pode-se calcular o estado de tensões depois de medida as deformações. Assim, a aplicação de uma carga proporciona alterações estruturais, as quais denomina-se estado de tensão/deformação. No regime elástico, tensão é diretamente proporcional à deformação.

Quando um corpo sólido está sujeito a ação de forças, um estado de *tensão* é gerado internamente. Este estado de tensão, ou seja, a tensão em um ponto específica da estrutura, é representada no plano bidimensional por três componentes de tensão, duas componentes perpendiculares entre si e uma componente de distorção ou cisalhante. Este estado de tensão sempre é descrito relativo a um sistema de referência, um eixo de coordenadas que se orienta no espaço.

Tradicionalmente, adotando-se um sistema de eixo de coordenadas globais XY, ou seja, X representando a direção horizontal, com Y representando a direção vertical, definiu-se o estado de tensão específico para esta referência XY, com tensão normal S_x na direção X (horizontal) e tensão normal S_y na direção Y (vertical) e S_{xy} tensão de distorção ou cisalhante.

Dado um ponto específico da estrutura tensionada, a tensão S_y é a tensão aplicada naquele ponto na direção vertical, se esta tensão for positiva, estará puxando o material, ou seja, uma tensão de tração, caso seja negativa estará comprimindo o material, ou seja, uma tensão de compressão. Analogamente, S_x será positivo quando o material estiver sendo tracionado na direção X, e comprimido quando for negativo. Já a tensão cisalhante ou de distorção tende a rotacionar ou

distorcer pontualmente a estrutura, sendo positiva no sentido anti-horário e negativo no sentido horário (esquema 2).

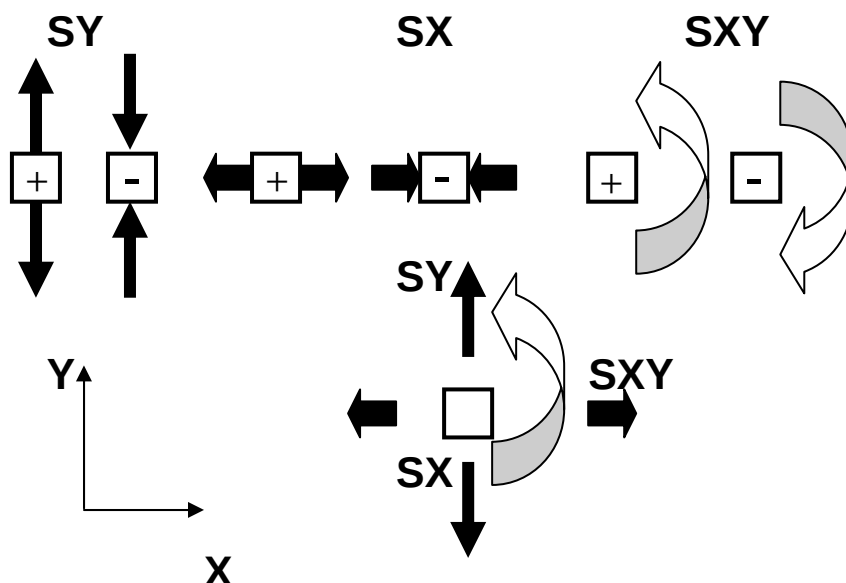
Assim, o estado de tensão em um ponto qualquer interno da estrutura, específico para o sistema de referência XY, é a combinação simultânea, destes três componentes, tração ou compressão S_x e S_y respectivamente nas direções X e Y, com rotação ou distorção S_{xy} , definindo um estado triaxial de tensões. Outro conceito importante na análise de tensões é o conceito de energia de distorção, ou tensão de *Von Misses* (Se). Este conceito de tensão está localmente relacionado à “energia de distorção” associado ao estado de tensão presente no material (S_x , S_y e S_{xy}). Ou seja, a tensão de Von Misses, associada à energia de deformação, é um valor escalar sempre positivo, que condensa como critério de análise, em um único valor, o estado triaxial de tensão (S_x , S_y e S_{xy}), muitas vezes conveniente na análise do comportamento do campo de tensão em estudo, expressa por um único valor. Em uma análise clássica de tensão/deformação, o MEF apresenta o resultado clássico da análise de tensões em vários formatos:

S_x : Tensão normal na direção X;

S_y : Tensão normal na direção Y;

S_{xy} : Tensão de distorção ou cisalhante;

Se : Tensão de Von Misses.



Esquema 2 – Representação esquemática do estado triaxial de tensões

O campo de tensões do modelo representativo do dente restaurado com faceta laminada de porcelana sem e com preparo, sem e com recobrimento da borda incisal, será apresentado neste trabalho, segundo as Tensões de Von Mises – Se e Tensões de S_y , permitindo a avaliação quantitativa e qualitativa das áreas críticas de tensão. A análise quantitativa é realizada através da análise dos valores numéricos de tensões, dados em MPa, relacionando o padrão de cores, ou seja, a localização de tensão e seus correspondentes valores numéricos, que são apresentados em uma legenda. Os resultados no MEF relacionam cor e valor numérico à localização, assim a análise quantitativa e qualitativa é apresentada automaticamente. A análise a partir de Von Mises, apresenta o estado triaxial de tensões numa escala positiva, no intervalo de 0 a 8 GPa, com valores representados pelas cores azul e vermelha, respectivamente. Em S_y , os valores de tensão de compressão e tração são apresentados na escala em valores negativos e positivos ($-944\text{E}-06$ a $+8$ GPa), pelas cores azul e vermelha, respectivamente.

Selecionou-se quatro regiões para interpretar a distribuição de tensões de Von Misses durante a aplicação das cargas incisais:

1. Região óssea que circunda a raiz do modelo representativo do incisivo central superior;
2. Região óssea que circunda a área localizada na região cervical do incisivo central superior;
3. Regiões internas das facetas de porcelana, correspondentes a região média de coroa;
4. Região da borda incisal de faceta e coronária, correspondente às áreas de aplicação das forças.

Avaliou-se também as direções principais de tensões, durante a aplicação das cargas incisais propostas. Foi realizada avaliação qualitativa e quantitativa dos resultados.

1. Avaliação qualitativa: observando visualmente as diferentes cores representadas pelo programa, que apresenta cada cor tendo um diferente nível de tensão.
2. Avaliação quantitativa (numérica): o gradiente de cores que acompanha o modelo geométrico dos elementos finitos fornece o valor máximo e o valor mínimo para cada cor. Será usado o valor médio entre dois extremos, para todas as regiões ou estruturas a serem analisadas.

4.5 PÓS – PROCESSAMENTO

Esta etapa será descrita conjuntamente no capítulo dos resultados.

5 RESULTADOS

Procurar a razão das coisas,vasculhar as gavetas da mente, Soltar-se.....Livre do mundo e cada vez mais dentro do Universo. As linhas e barreiras são passado, os limites ficam para trás.

João Luiz Neves Pereira

Os resultados foram apresentados através de diagramas de tensão/deformação, com a distribuição de tensões e os valores numéricos. Estes resultados foram analisados de duas formas: através da análise qualitativa e da análise quantitativa. A análise qualitativa mostrou a distribuição de tensões, onde foi possível verificar áreas com maior concentração de cores, indicando áreas de maior concentração de tensões. A análise quantitativa foi realizada através da análise dos valores numéricos de tensões, dados em MPa, relacionando o padrão de cores, ou seja, a localização de tensão e seus correspondentes valores numéricos, apresentados em uma legenda.

Com a obtenção dos resultados apresentados pelo MEF, verificamos áreas específicas de tensões comuns aos modelos representativos dos incisivos centrais superiores restaurados com facetas de porcelana sem e com preparo dental em forma de ombro, considerando ainda o ponto de aplicação de carga e os valores das cargas mastigatórias ou seja, o comportamento da carga pontual interfere apenas na região afetada ao redor do seu ponto de aplicação, não comprometendo a análise ao longo da geometria em estudo. Foram adotadas áreas de interesse para serem analisadas de forma mais detalhada:

Área 1: região radicular

Área 2: região cervical coronária

Área 3: região média coronária

Área 4: região da borda incisal

As áreas selecionadas neste trabalho estão representadas na Figura 8.

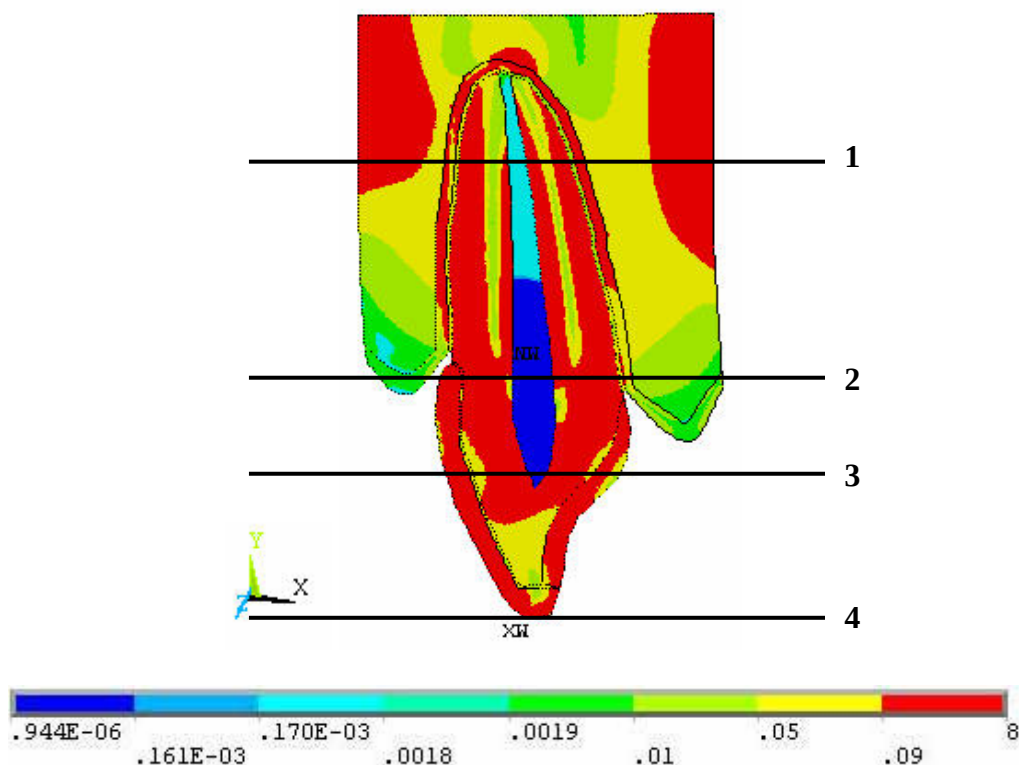


Figura 8. Áreas de interesse no estudo, determinadas pelas áreas de maior concentração de tensões

A análise dos resultados foi realizada pelo comportamento mecânico dos modelos representativos dos incisivos centrais superiores restaurados com facetas de porcelana e as alterações no campo de tensões provocadas por estas restaurações. Esta análise será importante para o entendimento do comportamento biomecânico do elemento dental submetido ao recobrimento da borda incisal, bem como da influência da incidência da carga de 100N e 350N, em duas angulações de 45° e 90° , dos diferentes tipos de porcelanas empregadas e da ausência de preparo dental ou preparo dental em forma de ombro.

Os dentes anteriores recebem basicamente cargas oblíquas durante a função. Assim, quando um incisivo central superior, está sujeito aos esforços mastigatórios, sempre apresentará o comportamento mecânico de uma estrutura sujeita a flexão (semelhante a uma viga em balanço), apresentando áreas de

compressão na região vestibular e áreas de tração na região palatina. Este comportamento é verificado para uma carga aplicada no sentido lingual – vestibular (45°), se a carga for aplicada de vestibular para lingual ocorre exatamente o contrário. No modelo representativo do incisivo central superior neste estudo, aplicou-se também uma carga no sentido do longo eixo dental (90°) perpendicular à borda incisal, simulando uma situação de pacientes portadores de mordida de topo (classe III), ou bruxomanos. (Figura 9).

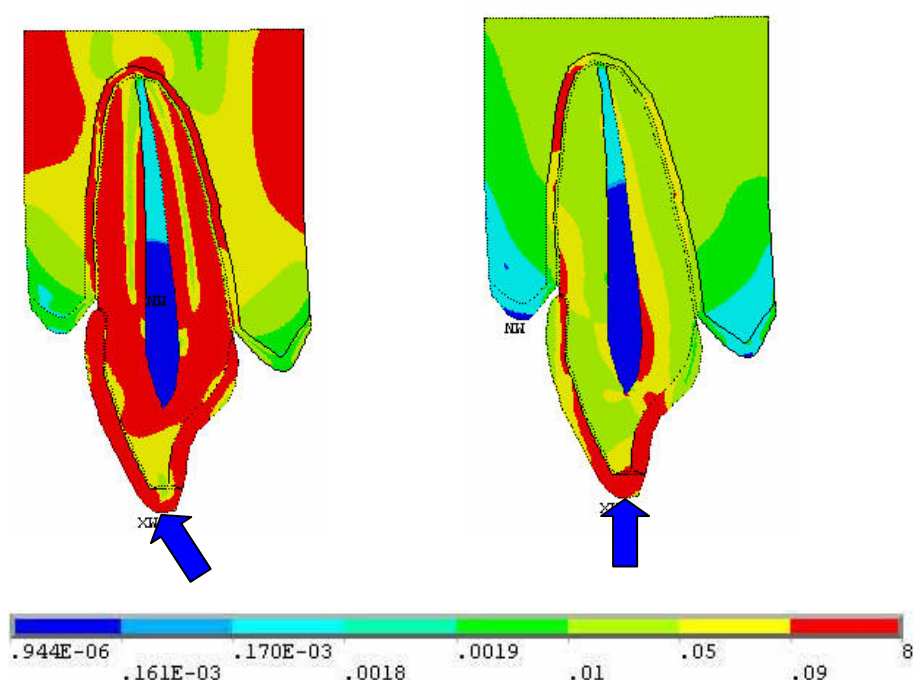


Figura 9a e 9b. Comparação das forças aplicadas sobre a borda incisal em 45° e 90° , respectivamente, do modelo representativo do grupo em forma de ombro, restaurado com a porcelana feldspática

Analisando de forma qualitativa as figuras seguintes (10 a 15), verifica-se uma distribuição de tensão mais uniforme, sem grandes áreas de concentrações de tensões, no modelo representativo da faceta de porcelana do tipo dissilicato de lítio (IPS-Empress 2) sem preparo e sem recobrimento da borda incisal, sujeita a forças de 100 N, numa direção do eixo de 90° . Já para as forças de 350 N, podemos observar uma concentração de tensões nos modelos representativos das facetas recobertas tanto por cerâmica do tipo feldspática, quanto de dissilicato de lítio,

independente do recobrimento da borda incisal. O grupo que melhor distribuiu as forças nesta etapa do estudo foi o grupo sem preparo e com recobrimento da borda incisal (sobrepota- sp), restauradas com cerâmica de dissilicato de lítio (Apêndice).

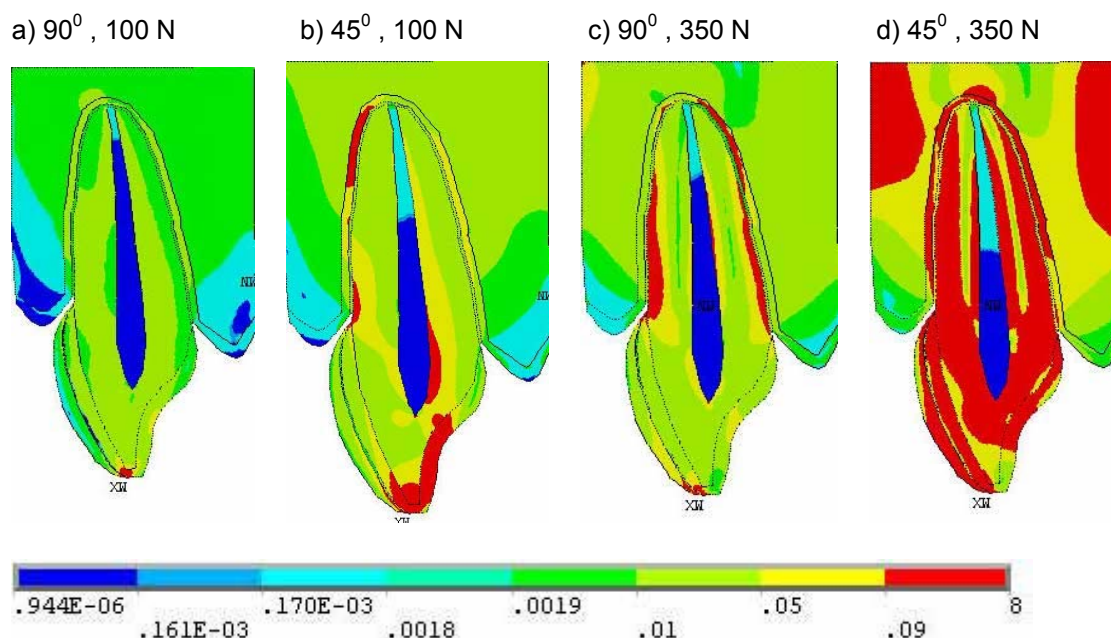


Figura 10. Grupo 1. Avaliação comparativa dos modelos representativos dos incisivos centrais superiores sem preparo e sem recobrimento da borda incisal, restaurados com facetas de porcelana feldspática

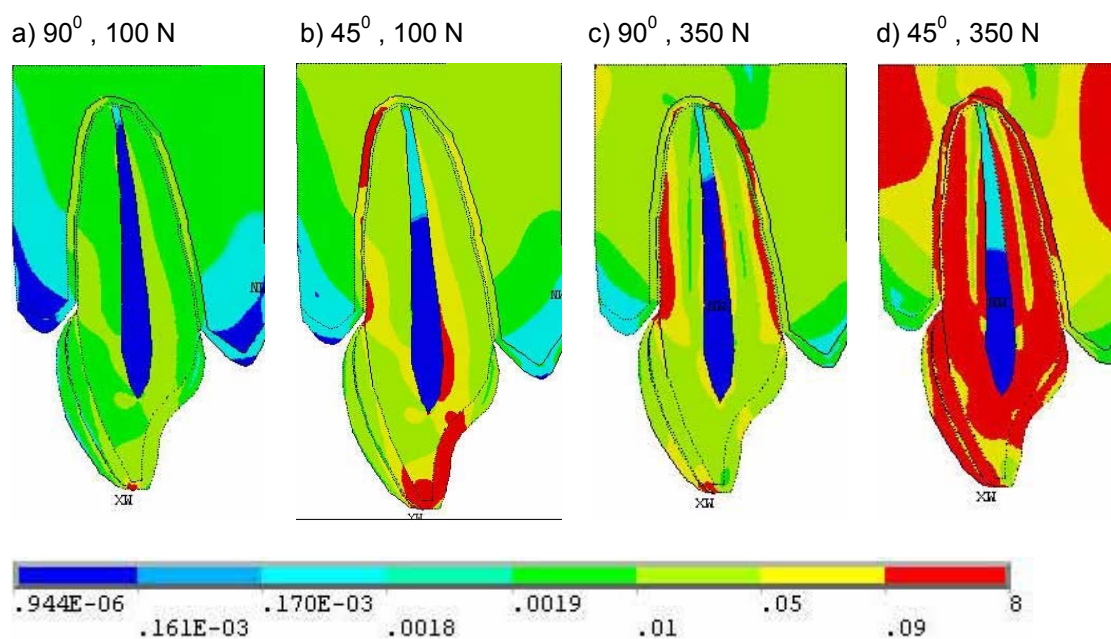


Figura 11. Grupo 2. Avaliação comparativa dos modelos representativos dos incisivos centrais superiores sem preparo e sem recobrimento da borda incisal, restaurados com facetas de porcelana de dissilicato de lítio

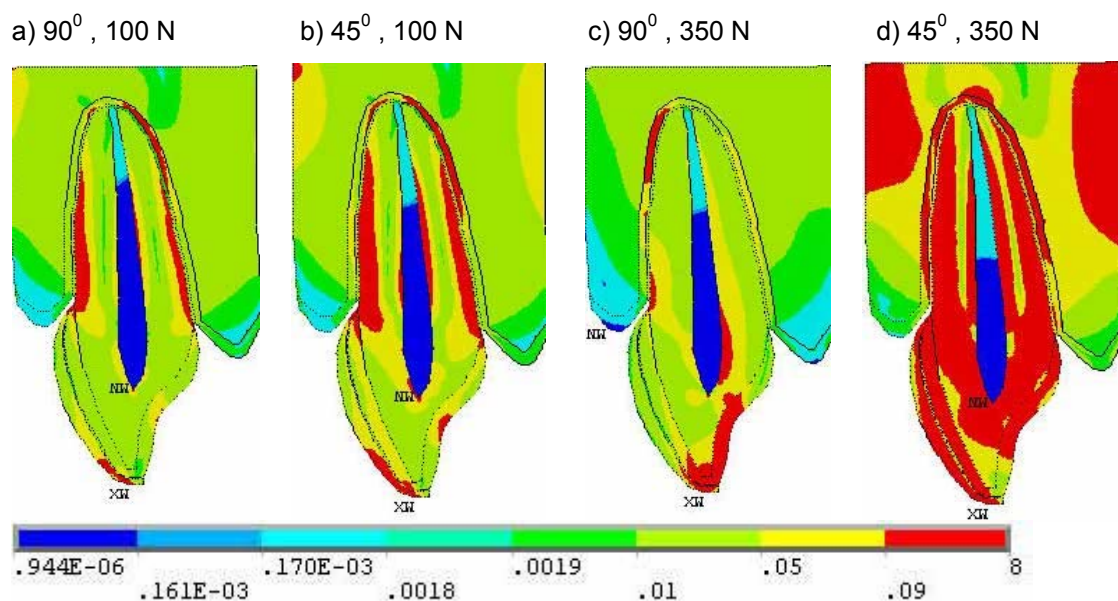


Figura 12. Grupo 3. Avaliação comparativa dos modelos representativos dos incisivos centrais superiores sem preparo e com recobrimento da borda incisal (sobrepota - sp), restaurados com facetas de porcelana feldspática

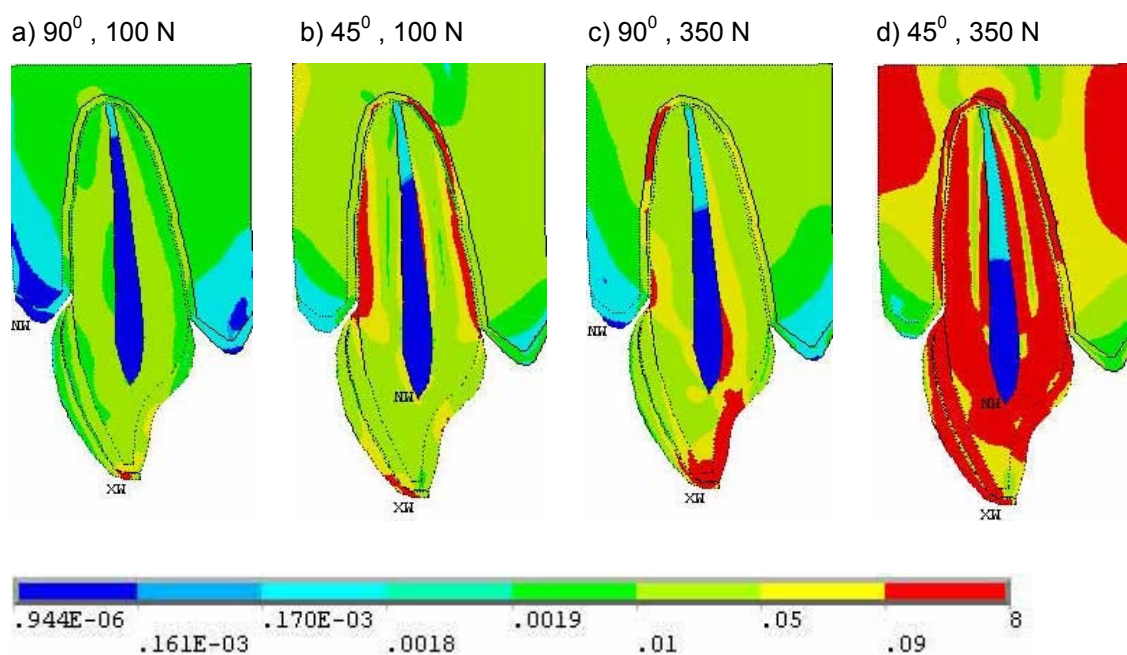


Figura 13. Grupo 4. Avaliação comparativa dos modelos representativos dos incisivos centrais superiores sem preparo e com recobrimento da borda incisal (sobrepota), restaurados com facetas de porcelana de dissilicato de lítio

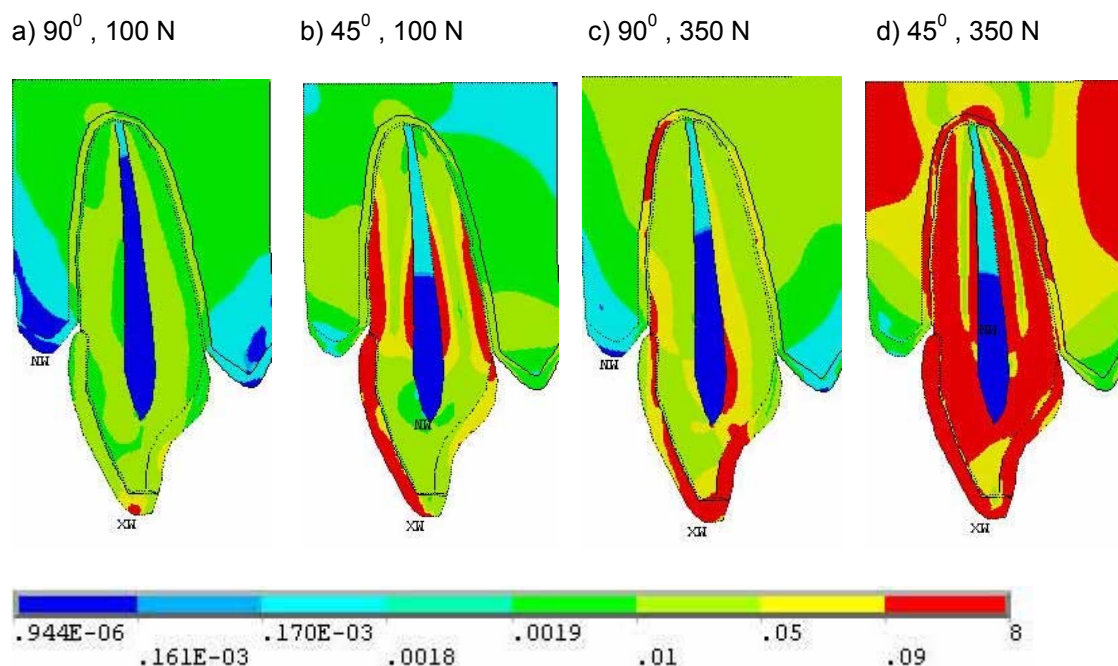


Figura 14. Grupo 5. Avaliação comparativa dos modelos representativos dos incisivos centrais superiores com preparo (ombro) e com recobrimento da borda incisal, restaurados com facetas de porcelana feldspática

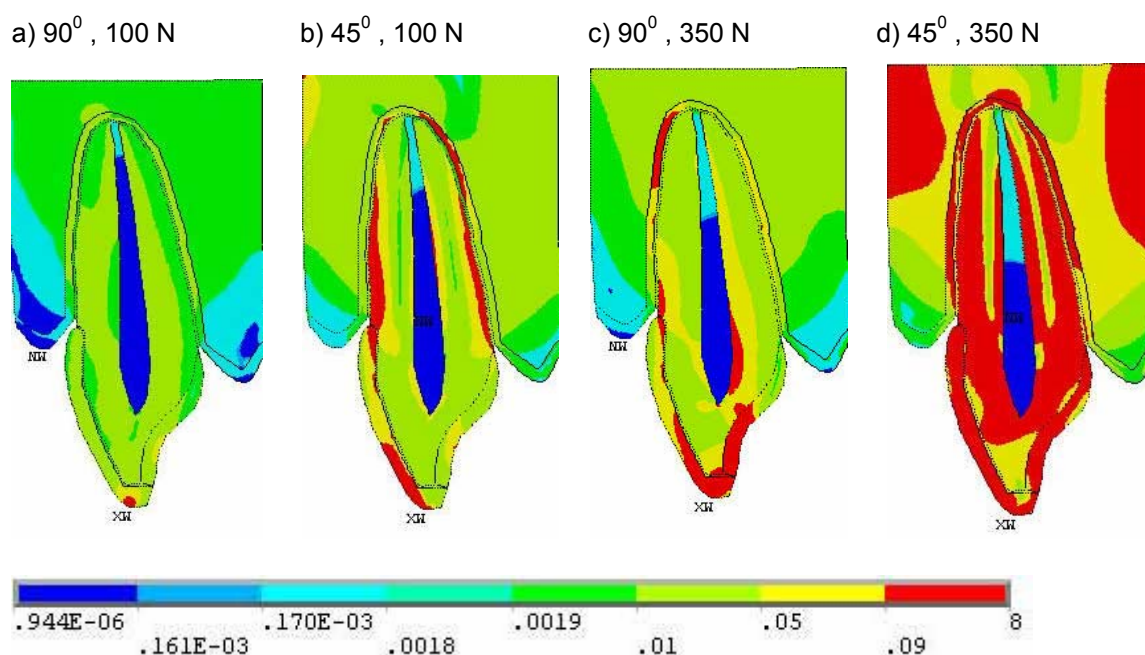


Figura 15. Grupo 6. Avaliação comparativa dos modelos representativos dos incisivos centrais superiores com preparo (ombro) e com recobrimento da borda incisal, restaurados com facetas de porcelana de dissilicato de lítio

A análise quantitativa foi realizada através da análise dos valores numéricos de tensões, dados em MPa, relacionando o padrão de cores, ou seja, a localização de tensão e seus correspondentes valores numéricos, em áreas específicas de tensões comuns aos modelos representativos dos incisivos centrais superiores restaurados com facetas de porcelana, de acordo com as áreas previamente estabelecidas para a análise, apresentados pelos pontos de interesse para serem analisadas de forma mais detalhada:

Ponto **I**: aplicação da carga na borda incisal, Ponto **CP**: cervical palatina, Ponto **CV**: cervical vestibular, Ponto **D**: dentina, Ponto **P**: polpa, Ponto **LP**: ligamento periodontal, Ponto **OC**: osso cortical, Ponto **OE**: osso esponjoso, Ponto **FC**: faceta cervical, Ponto **IC**: interface cimento.

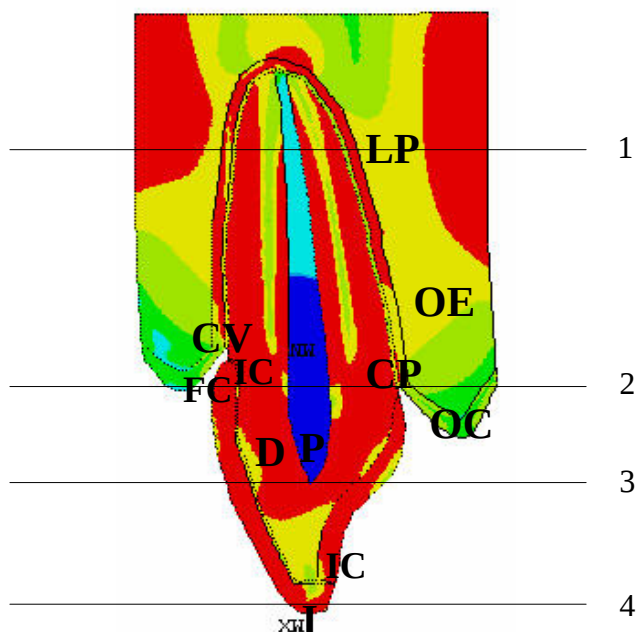


Figura 16. Áreas de interesse no estudo, determinadas pelas áreas de concentração de tensões

Analizando de forma quantitativa os modelos representativos das facetas de porcelana, optamos por escolher os pontos nas regiões próximas ao ponto da aplicação da força, bem como na região cervical vestibular, para efeito de

cálculo dos resultados quantitativos de todos os modelos, como as figuras (17 a, b e c).

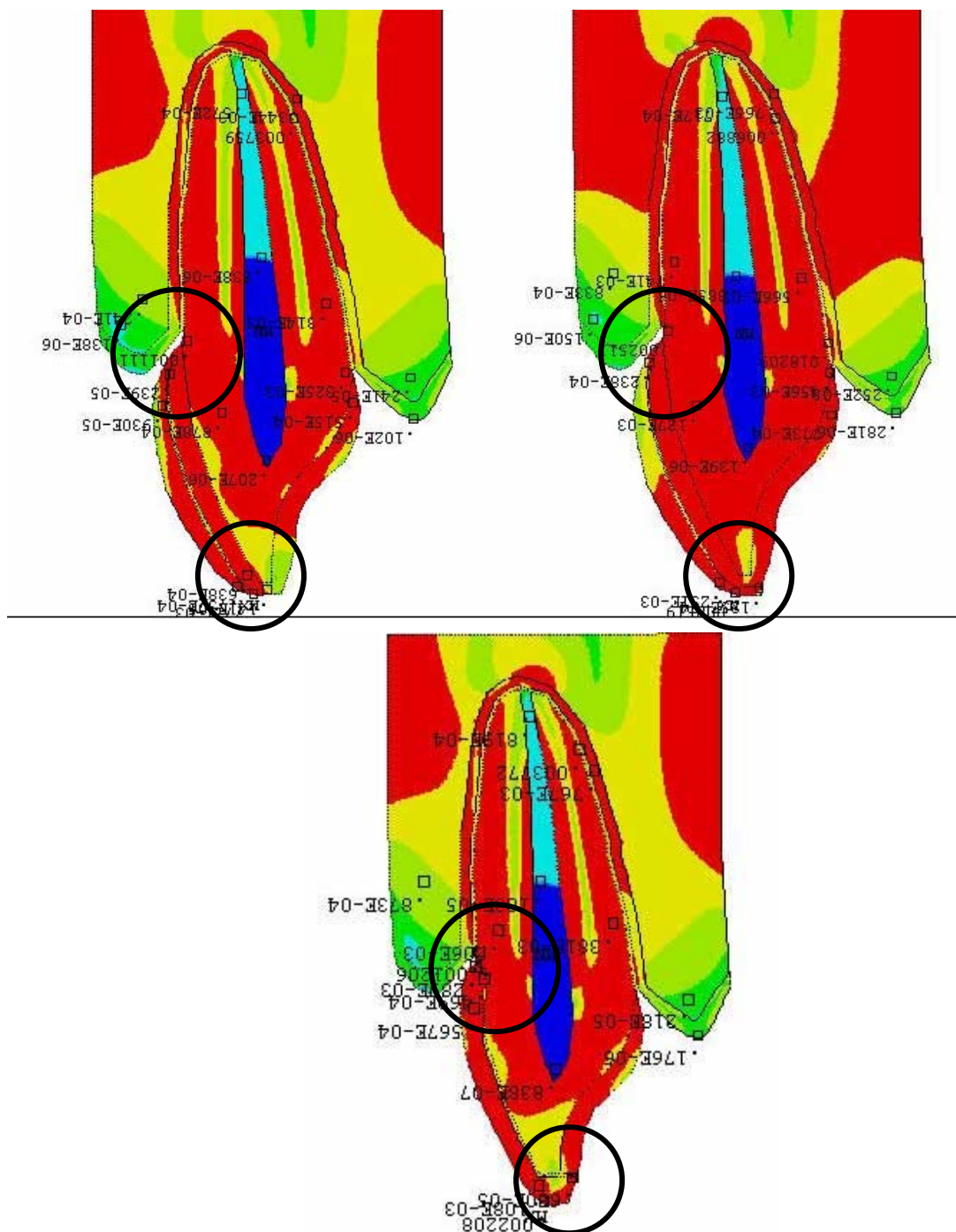


Figura 17a, 17b e 17c. Áreas de concentração de tensões, nos modelos representativos das facetas de porcelana.

Verificou-se quantitativamente uma distribuição de tensão mais uniforme, sem grandes áreas de concentrações de tensões, no modelo

representativo da faceta de porcelana sem preparo e sem recobrimento da borda incisal, de dissilicato de lítio, sujeita a forças de 100 N, numa angulação de 90° . Já para as forças de 350 N, podemos observar uma maior concentração de tensões no modelo representativo da faceta de porcelana sem preparo e sem recobrimento da borda incisal recoberta por cerâmica do tipo feldspática, sujeita à angulação de 45° .

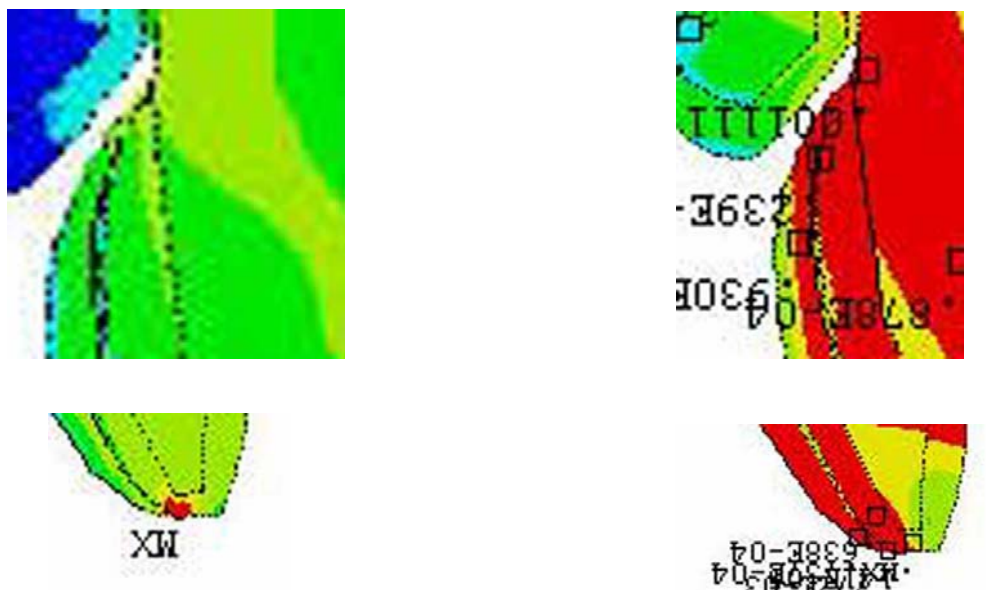


Figura 18a e 18b. Visão ampliada das áreas de concentração de tensões, nos modelos representativos das facetas de porcelana sem preparo e sem recobrimento da borda incisal

O modelo que melhor distribuiu as forças quantitativamente no nosso estudo foi, o modelo representativo da faceta de porcelana de dissilicato de lítio, sob carga de 100N, numa angulação de 90° , sem preparo e com recobrimento da borda incisal, de acordo com os cálculos das tabelas seguintes:

Tabela 3. Valores quantitativos dos modelos representativos das facetas de porcelana, nos pontos incisais e cervicais vestibulares em MPa

MPa	Feldspática, 45, 100, s/ preparo	Feldspática, 45, 350, s/ preparo	Feldspática, 90, 100, s/ preparo	Feldspática, 90, 350, s/ preparo
Ponto incisal	10,638	1252	86,874	1064,2
Ponto cervical	9,355	110,1	0,30823	110,1
MPa	Dissilicato, 45, 100, s/ preparo	Dissilicato, 45, 350, s/ preparo	Dissilicato, 90, 100, s/ preparo	Dissilicato, 90, 350, s/ preparo
Ponto incisal	91,9	1081,9	83,149	1180,2
Ponto cervical	0,000677	108,64	0,00056825	20,896
MPa	Feldspática, 45, 100, sp	Feldspática, 45, 350, sp	Feldspática, 90, 100, sp	Feldspática, 90, 350, sp
Ponto incisal	24,578	105,05	18,037	63,338
Ponto cervical	2,0350	10,350	0,70542	1,4790
MPa	Dissilicato, 45, 100, sp	Dissilicato, 45, 350, sp	Dissilicato, 90, 100, sp	Dissilicato, 90, 350, sp
Ponto incisal	0,067757	0,35447	0,020372	0,037394
Ponto cervical	65,638	334,63	21,188	40,178
MPa	Feldspática, 45, 100, ombro	Feldspática, 45, 350, ombro	Feldspática, 90, 100, ombro	Feldspática, 90, 350, ombro
Ponto incisal	0,50562	5,9504	0,25855	1,2473
Ponto cervical	12,575	148,0	13,473	27,865
MPa	Dissilicato, 45, 100, ombro	Dissilicato, 45, 350, ombro	Dissilicato, 90, 100, ombro	Dissilicato, 90, 350, ombro
Ponto incisal	0,39163	4,6090	0,16911	1,7595
Ponto cervical	13,041	153,48	0,13976	28,949

6 DISCUSSÃO

6.1 DISCUSSÃO DA METODOLOGIA EMPREGADA

Neste trabalho empregou-se a análise da distribuição de tensões pelo método de elementos finitos cuja aplicação é bastante difundida na área de engenharia, sendo atualmente também bastante utilizada na área de Odontologia por diversos autores (ALBUQUERQUE, 1999; BELOTI, 2004; BETIOL, 2002, 2005; GENG et al., 2001; KAMPOSITORA, et al., 1994; LANG et al., 2001; LEE et al., 2002; LEWGOY et al., 2003; MAGNE, VERSLUIS e DOUGLAS, 1999; POPPE, BOURAUUEL e JAGER, 2002; RIBEIRO, 2004; ROUSE, 1997; SCABELL, 2000; ULBRICH, 2005), correlacionando a reabilitação realizada com as inúmeras alterações na distribuição de tensões, tanto na estrutura de suporte quanto no próprio material restaurador.

Para avaliar o comportamento biomecânico de dentes restaurados com facetas laminadas de porcelana, em dentes anteriores superiores, utilizou-se este método de simulação computacional, analisando o incisivo central superior com e sem preparos dentais, com e sem recobrimento da borda incisal, sob dois tipos de condições de carga, e sob duas angulações, o que permitirá o prognóstico de prováveis falhas e fraturas da estrutura dental e restauradora. A simetria e a simplicidade da geometria destes dentes favorecem o emprego do modelo bidimensional, sendo descrita na literatura e validada por métodos experimentais (MAGNE, VERSLUIS e DOUGLAS, 1999; TANTBIROJN et al., 2000; TROEDSON; DERAND, 1998). Segundo LEWGOY (2001), com relação à análise estatística dos modelos representativos de incisivos superiores utilizados para estudo dos sistemas flexi flange e flexi post para uso como pinos de reforço intra-radiculares, uma

significância de 5% foi considerada satisfatória para o resultado de resistência à tração. Com isto, segundo o autor, neste estudo bidimensional o modelo é considerado seguro e eficiente para análise. Modelos tri-dimensionais (DeHOFF et al., 1995) além de apresentarem maior complexidade, dificuldade de execução e análise, podendo levar ao comportamento anisotrópico, heterogêneo e não linear (dependendo do ângulo de incidência da força aplicada, as tensões geradas assumem comportamentos diferentes), não apresentam melhores resultados finais para este tipo de análise. Devido ao alto custo, longo tempo requerido para o estudo e problemas associados com o estabelecimento da amostra experimental randomizada e sob controles aceitáveis, as investigações clínicas dos testes mecânicos são limitadas (KELLY; TESK; SORENSEN, 1995; SORENSEN et al., 1999). A análise pelo MEF proporciona dados valiosos a um custo operacional relativamente baixo e em tempo reduzido, além de oferecer informações desconhecidas nos estudos clínicos como distribuição de tensão, campo de deformação e aquecimento. Esta metodologia auxilia no entendimento do comportamento mecânico das estruturas dentárias e de suporte, contribuindo para a produção de materiais e técnicas baseados na reprodução das estruturas dentárias durante a função mastigatória (ULBRICH, 2005).

Segundo Taskonak; Anusavice e Mecholsky Jr, em 2004, as propriedades mecânicas dos materiais restauradores dentários devem ser capazes de suportar as tensões causadas pelas forças repetitivas da mastigação. O planejamento das restaurações dentárias é particularmente importante, para garantir a sobrevida da restauração e a sua indicação apropriada, caso seja desejável o melhor desempenho do material (LEE et al., 2002). Ainda, de acordo com Magne, Versluis e Douglas (1999) e Mori et al (1997), os planejamentos adequados são

aqueles que não resultam em tensões ou deformações que excedam as propriedades de resistência de um material sob condições clínicas.

Os materiais empregados neste modelo experimental em conformidade com a literatura (ALBURQUERQUE, 1999; BELOTI, 2004; CRAIG; POWERS, 2004; FARAH, CRAIG e MEROUEH, 1989; KAMPOSITORA, et al., 1994; MAGNE; BELSER, 2003; MAGNE, VERSLUIS e DOUGLAS, 1999; SELNA, et al., 1975; TROEDSON; DERAND, 1998) foram considerados isotrópicos, sendo necessárias apenas duas propriedades mecânicas, módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, das estruturas dentais e dos materiais restauradores. Para que os modelos criados representassem o máximo de fidelidade possível foram incorporados valores representativos das estruturas dentárias e dos materiais restauradores: osso cortical, osso esponjoso, ligamento periodontal, esmalte, dentina, polpa, porcelanas odontológicas, cimento resinoso.

Portanto, esta pesquisa procurou aprimorar os modelos previamente descritos representando inclusive o ligamento periodontal e o cimento resinoso. Peumans et al., em 1999, esclarecem que o sucesso da faceta de porcelana é determinado pela força e durabilidade da união formada entre três componentes do complexo adesivo: superfície do dente, porcelana e o agente de cimentação.

Os tratamentos da superfície da porcelana bem como o emprego do agente de cimentação adesivo, ou cimentos resinosos, empregados em nosso modelo, traduz a importância já relatada por diversos autores (AGRA et al., 1995; CALAMIA, SIMONSEN, HORN, 1983; CANAY, HERSEK e ERTAN, 2001; DIETSCHI, MAGNE e HOLZ, 1995; EL-BADRAWAY; EL-MOWAFY, 1995; HAYAKAWA, et al., 1992; HOFMANN, HUGO e KLAIBER, 2001; JAGER, FEILZER e DAVIDSON, 2000; KAMPOSITORA et al., 1994; LU et al., 1992; MAGNE,

VERSLUIS e DOUGLAS, 1999; PAUL; SCHÄRER, 1997; PEUMANS et al., 1999; SAYGILI; SAHMALI, 2003; USUMEZ; AYKTENT, 2003; WOLF et al., 1993), e é responsável pela otimização da adesão do laminado de porcelana ao dente, visto que este material se localiza entre a interface do dente/restauração, área esta extremamente susceptível a falhas. Além disso, as propriedades mecânicas do cimento resinoso são diferentes das demais estruturas, sendo assim importante para a reprodução dos modelos geométricos.

Em relação ao ligamento periodontal (POPPE, BOURAUUEL e JAGER, 2002; REES; JACOBSEN, 1997), a presença do mesmo é indispensável para analisar a distribuição da tensão em dentes submetidos a cargas mastigatórias (HOOD, FARAH e CRAIG 1975; HUANG; LEDLEY, 1989; KITOK et al., 1977). Apesar de autores como Albuquerque (1999) e Yaman, Alacam, Yaman (1998), não utilizarem esta estrutura em seus estudos alegando ser de espessura delgada, ou por existirem na literatura dados conflitantes, optamos por utilizá-la uma vez que o programa atualmente utilizado possibilitou reproduzir dimensões menores com precisão, desta forma, acreditamos que este tecido conjuntivo torne o modelo representativo mais preciso e fiel.

Para Baratieri et al (2001) e Magne e Belser (2003) as características físicas do material a ser escolhido como substituto da estrutura dental, tais como resistência e módulo de elasticidade, apresentam uma relação importante com a preservação da estrutura dental remanescente, já que o preparo para o laminado de porcelana pode e deve ser realizado com o mínimo de desgaste dentário (CHEN et al., 2005; CLYDE; GUILMOUR, 1988), permitindo inclusive em determinadas situações onde os dentes apresentam-se relativamente achatados ou com um leve desalinhamento, a dispensa do uso de preparos para facetas de

porcelana, conforme Putter e Ibsen (1990). Portanto, para Calamia (1983) o não preparo dental, permite um tratamento reversível. Além disso, os preparos dentais para facetas indiretas quando comparados aos preparos para coroas totais (EDELHOFF; SORENSEN, 2002) são conservadores e os contatos proximais e oclusais permanecem amplamente inalterados. O dente é, portanto, menos propício a fraturar ou alterar a sua posição e o potencial para envolvimento pulpar é reduzido em comparação com as técnicas de preparo para coroas totais. A superfície palatina dos incisivos superiores permanece na maior parte das vezes intocada, reduzindo o potencial para inadvertida alteração da guia anterior (DUNNE; MILLAR, 1993).

Pacientes que apresentam dentes com diastemas, unitários ou múltiplos, e que não apresentam alterações de cor, dispensam o uso de laminados cerâmicos totais. Em 1996, Nixon, observou que quando as restaurações estéticas não necessitam mascarar a cor de fundo do dente, praticamente não se necessita de qualquer tipo de preparo dental. O efeito da cobertura do laminado parcial, em conjunto com a alta força adesiva da porcelana condicionada e o mínimo stress da oclusão sobre a mesma, tornam o laminado parcial de cerâmica uma excelente opção para se obter estética com máxima preservação dentária.

Milosevic em 1990, e Reid, Simpson e Taylor (1991), apresentaram casos de pacientes nos quais laminados de porcelana foram usadas em áreas de erosão palatina dos dentes anteriores superiores, que apresentavam sensibilidade a estímulos térmicos de alimentos e ao frio, e concluíram que principalmente em pacientes jovens, a perda de tecido dentário, durante o preparo mais profundo, pode representar riscos para a vitalidade pulpar. As laminas de porcelana apresentaram vantagens com relação a outros materiais na resistência ao desgaste, estética e conforto do paciente.

Entretanto, segundo Conceição et al. (2005), sempre que possível, o preparo para o laminado de porcelana deve ficar limitado ao esmalte, mas com muita frequência ocorre o envolvimento da dentina. Segundo Beloti, Segala e Guimarães (2000); Beloti (2004) e Castelnuovo (2000); Ferrari, Patroni e Balleri (1992); Garber (1991) e Highton et al (1987), algum tipo de preparo deve haver na superfície dentária a ser recoberta por laminados cerâmicos. A profundidade deve variar conforme a necessidade, sendo o preparo essencial para a distribuição da tensão e também para proporcionar melhor saúde periodontal, pois evita o sobrecontorno. Para McLean (1988), deve-se executar um preparo de pelo menos 0,5 mm com exceção da cervical onde o esmalte pode estar muito fino. Ainda segundo o autor, sempre que possível, o preparo deve ficar apenas em esmalte. Onde a dentina for envolvida pelo preparo recomenda-se o uso de um cimento de ionômero de vidro, principalmente na margem gengival onde a estabilidade dos adesivos é duvidosa.

Num estudo descrito por Garber (1990), sobre preparar ou não o esmalte dentário para receber uma lamina de porcelana, o autor comenta que é muito difícil conseguir um bom resultado, principalmente na margem gengival sem o preparo do dente. O preparo segundo o autor, melhora a retenção física, torna o contorno imperceptível, facilita o assentamento e posicionamento adequado do laminado, bem como a obtenção da cor. O acabamento com preparo é mais rápido e limitado, facilitando esconder a coloração dental tanto na cervical quanto no espaço interproximal.

Para os proponentes da técnica do mínimo preparo ou não redução à facilidade de higiene oral é o fator determinante e não o perfil de emergência, considerando que as margens dos terminos dos laminados não se estendem subgengivalmente, sendo, portanto passíveis de limpeza e assim não

comprometendo a saúde periodontal. Conforme Pippin et al., 1995, comparando a saúde periodontal e a aceitabilidade clínica de incisivos superiores restaurados com laminados de porcelana versus coroas metalo-cerâmicas, os autores observaram que as margens das facetas eram geralmente mais supragengivais e apresentavam menos inflamação gengival, sendo todos os laminados aceitos clinicamente enquanto que 5% das coroas metalo-cerâmicas apresentaram recidiva de cáries, levando à substituição das mesmas.

Segundo diversos autores, a porcelana odontológica, (ANUSAVICE, 1993; CONCEIÇÃO et al. 2005; FAUNCE; FAUNCE, 1975; FAUNCE; MYERS, 1976; GOMES et al. 2004; McCULLOCH, 1968; McLEAN, 1988), devido as suas propriedades de compatibilidade biológica com os tecidos pulpar e periodontal, elevada resistência abrasiva e a compressão, cor e textura similar ao elemento dental, alta resistência à absorção de fluídos, a torna o material de escolha para as mais diversas situações clínicas, fundamentalmente quando se trata de restaurações funcionais onde a estética é primordial.

Já segundo Garber, em 1991, no que se refere ao bordo incisal, o autor recomenda um chanfrado lingual ou sobreposse (*Overlap*) para evitar a junção porcelana/esmalte diretamente na borda incisal, o que poderá provocar, pelos movimentos protusivos da mandíbula, uma força sobre a porcelana, resultando na fratura da junção dos planos incisal e vestibular.

Em função da discordância de se preparar ou não a estrutura dental, foi realizado neste estudo desde a não redução do dente sem e com recobrimento do bordo incisal até a confecção de um preparo em forma de ombro, com recobrimento do bordo incisal, pois segundo Beloti, em 2004, o recobrimento incisal é favorável no preparo da borda incisal para laminados de porcelana, pois evita

tensões cisalhantes na interface dente/restauração. Ainda, segundo a autora, o término incisal com sobrepasso palatino é desfavorável quando sua extensão invade a concavidade palatina.

Em nosso estudo, bem como nos trabalhos de Albuquerque (1999); Beloti (2004); Ko et al (1992); Ribeiro (2004) e Ulbrich (2005), foram aplicadas cargas de 100 Newtons sobre a borda incisal dos modelos representativos dos incisivos centrais superiores numa angulação de 45° em relação ao longo eixo do dente, simulando uma oclusão fisiológica de classe I de Angle (OKENSON, 1992). Entretanto, com o objetivo de também avaliar pacientes que apresentam mordida de topo e/ou que exerçam parafunção ou bruxismo, sendo contra-indicados todo tipo de tratamento, aplicamos comparativamente cargas maiores em angulação perpendicular ao bordo incisal com valores de 100 e 350 Newtons. Lembrando Wall et al (1992), onde forças em ângulos de incidência de 130° a 137° foram aplicados sobre dentes artificiais de resina, os autores observaram que a série cujo ângulo de força aplicada era menor necessitou de maior força para que a porcelana fraturasse. Concluíram ainda, que mesmo o aumento do comprimento incisal em até 2 mm em laminados de porcelana não interfere significativamente na resistência à fratura do dente ou do conjunto dente-porcelana.

Com objetivo de examinar a distribuição de tensões em facetas cimentadas adesivamente ao dente, pelo uso de modelos fotoelásticos, Troedson e Derand em 1995, submeteram os dentes à carga de 125 N, sobre a borda incisal, com angulações de 0° , 30° e 60° com o longo eixo do dente. Para ambas as variáveis estudadas (aplicação de força e cimentação), os tipos de terminações dos preparos apresentaram diferenças pouco significativas. Posteriormente em 1998, os mesmos autores, utilizando um modelo bidimensional de elementos finitos,

representativos de Incisivo Central superior restaurado com faceta laminada de porcelana com espessura de 0,5 mm e com cobertura incisal, simularam forças de 250N na borda incisal a 0° , 30° e 60° com o longo eixo do dente. A cimentação adesiva foi representada por uma camada de $25\mu\text{m}$. Observaram então, que um aumento da tensão é evidenciado sob aplicação de força a 60° bem como para a situação de falha adesiva. Concluíram também que o término do preparo em chanfro ou ombro é recomendado para preparo de facetas laminadas de porcelana, e que a polimerização total da camada do cimento resinoso foi fator significativo para a variação na tensão na porcelana.

Já Seymour e Cherukara (2001), analisando seis modelos bidimensionais de elementos finitos, representativos de incisivo central superior, cuja espessura do agente de cimentação era de $100\mu\text{m}$ e do ligamento periodontal de $250\mu\text{m}$, aplicaram uma força de 200N a 45° na face palatina e uma força horizontal de 200 N simulando uma força traumática. A partir dos resultados, os autores concluíram que as restaurações com facetas de porcelana apresentaram maior resistência à fratura empregando término cervical em lâmina de faca e sobreposse palatino na borda incisal.

Portanto, quanto à intensidade das cargas, existem muitas controvérsias, pois Cimini et al (2000), em sua revisão bibliográfica encontrou valores que variam de 89N a 240N para os incisivos centrais, e valores que variam de 133 N a 588 N para os caninos, ambos em condições clínicas de oclusão.

6.2 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS

No método de elementos finitos, após a realização dos cálculos e processamento dos dados, os resultados são apresentados por meio de diagramas

de tensão/deformação, com a distribuição de tensões e os valores numéricos. A análise qualitativa mostra a distribuição de tensões, onde podemos observar áreas com maior concentração de cores, indicando áreas de maior concentração de tensão. A análise quantitativa é realizada por meio da análise dos valores numéricos de tensões, dados em MPa, relacionando o padrão de cores, ou seja, a localização de tensão e seus correspondentes valores numéricos, que são apresentados em uma legenda de cores. Desta forma, as análises quantitativas e qualitativas são apresentadas simultaneamente.

Segundo Magne e Belzer, em 2003, a incidência de cargas nos dentes anteriores se dá através de cargas oblíquas, assim sendo, quando o incisivo central superior está sujeito aos esforços da mastigação, o mesmo apresentará o comportamento mecânico de uma estrutura sujeita a flexão, apresentando áreas de compressão na região cervical externa vestibular e áreas de compressão na região cervical externa palatina. Um comportamento semelhante foi observado neste estudo o qual pode ser explicado quando o dente submetido à carga se apóia na região do ligamento e no osso e ao se flexionar, gera tensões nestas regiões (figuras 19a e 19b).

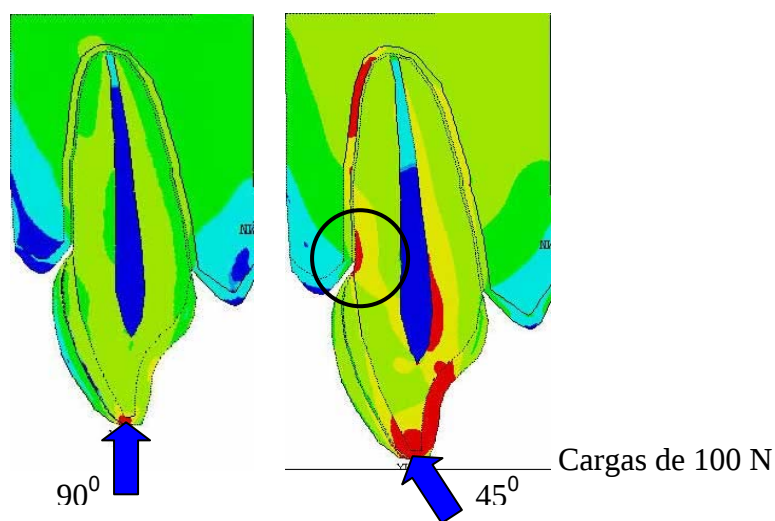


Figura 19a e 19b. Comparação das forças aplicadas sobre a borda incisal em 90° e 45° , respectivamente, do modelo representativo do grupo sem preparo, sob cargas de 100N

Verificamos áreas específicas de tensões comuns em todos os modelos representativos dos dentes restaurados com laminados de porcelana, com diferentes preparos da borda incisal, desconsiderando o ponto de aplicação da carga. Na condição clínica, a aplicação da carga mastigatória se distribui em uma área de contato. Portanto, o comportamento da carga pontual interfere apenas na região afetada ao redor do seu ponto de aplicação, não comprometendo a análise ao longo da geometria.

Ao aumentarmos as cargas sobre os mesmos modelos observamos um aumento da tensão ao longo de todo o dente, como relatado por Seymour e Cherukara (2001), (figuras 20a e 20b).

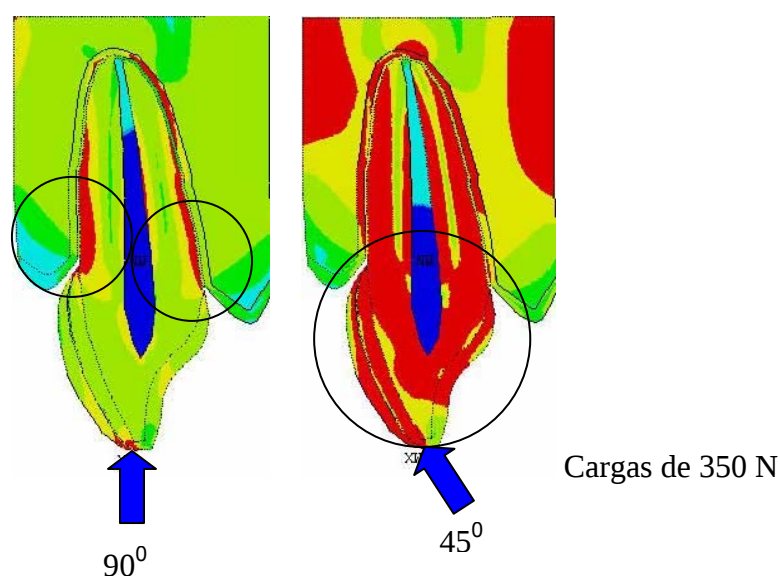


Figura 20a e 20b. Comparação das forças aplicadas sobre a borda incisal em 90° e 45° , respectivamente, do modelo representativo do grupo sem preparo, sob cargas de 350N

Em relação ao tipo de preparo, podemos observar qualitativamente que nos modelos representativo do incisivo central superior confeccionado com porcelana feldspática ou dissilicato de lítio submetidos a cargas de 100 N em ângulos de 45° com o bordo incisal, os modelos sem preparo e sem cobertura da borda incisal, apresentaram menores áreas de tensões do que os modelos sem

preparo e com cobertura da borda incisal, e com preparo e cobertura da borda incisal. Entretanto, quando observada separadamente a região coronária da região radicular esta posição se inverte em relação ao modelo sem preparo e sem cobertura do bordo incisal, para o modelo representativo sem preparo e com cobertura da borda incisal, apresentando menores tensões na região coronária, no entanto, maior na região do laminado de porcelana, conforme figuras 21a, 21b, 21c e 22 a, 22b e 22c.

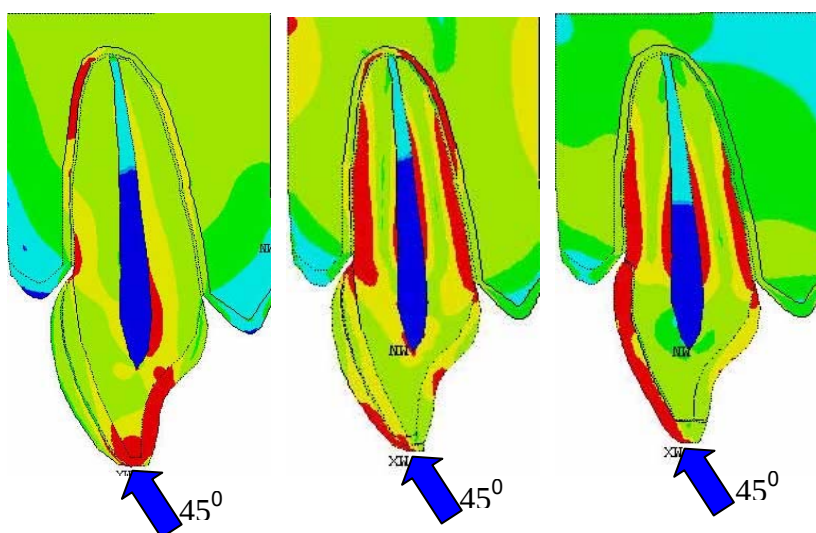


Figura 21a, 21b e 21c. Comparação das forças aplicadas sobre a borda incisal em 45° , dos modelos representativos das facetas de porcelana feldspática, sob cargas de 100N

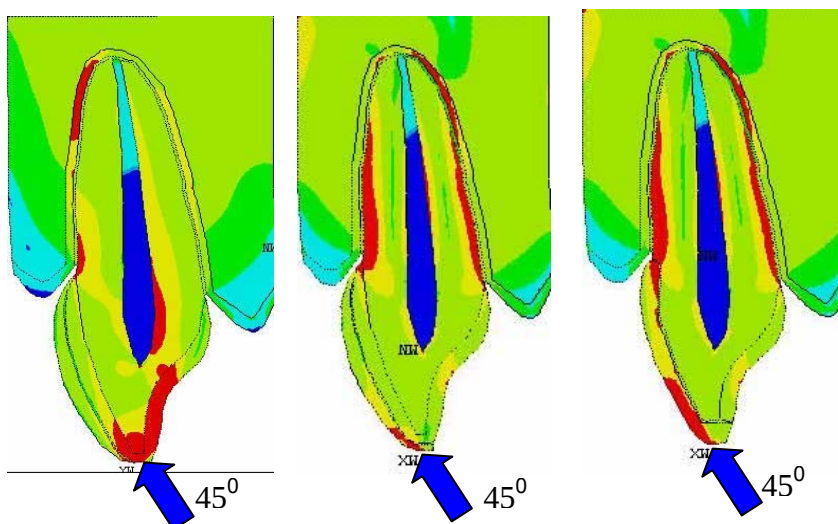


Figura 22a, 22b e 22c. Comparação das forças aplicadas sobre a borda incisal em 45° , dos modelos representativos das facetas de porcelana de Dissilicato de Lítio, sob cargas de 100N

Entretanto, podemos observar que a distribuição de tensão ao longo de todo o modelo leva a uma melhor distribuição de tensão para as porcelanas de dissilicato de lítio, com exceção dos modelos sem preparo e sem cobertura incisal, fato este que pode ser explicado uma vez que a porcelana de dissilicato de lítio apresenta um maior módulo de elasticidade e menor coeficiente de *Poisson*, podendo absorver melhores as cargas incidentes sobre os laminados da porcelana, principalmente nos modelos representativos que apresentaram o aumento do bordo incisal, sendo menor para o modelo representativo sem preparo e com recobrimento do bordo incisal. Além disto os cristais de dissilicato de lítio acrescentados à porcelana, atuam como bloqueadores da propagação de fendas quando a cerâmica é submetida a tensões de tração, aumentando a resistência do material. (CONCEIÇÃO et al., 2005).

Quando levamos os modelos a situação de exaustão sob cargas mastigatórias elevadas, simulando uma ação de bruxismo, em angulações de 45° observamos que os modelos apresentam uma distribuição de tensões muito semelhante independente do tipo de recobrimento do bordo incisal e presença ou ausência do preparo, bem como do tipo de porcelana utilizada (figuras 23a, 23b, 23c e 24a, 24b e 24c).

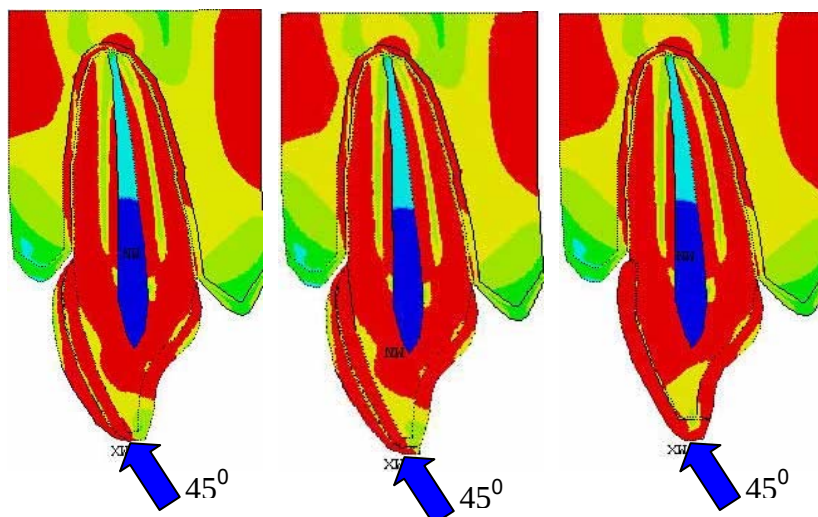


Figura 23a, 23b e 23c. Comparação das forças aplicadas sobre a borda incisal em 45° , dos modelos representativos das facetas de porcelana feldspática, sob cargas de 350N

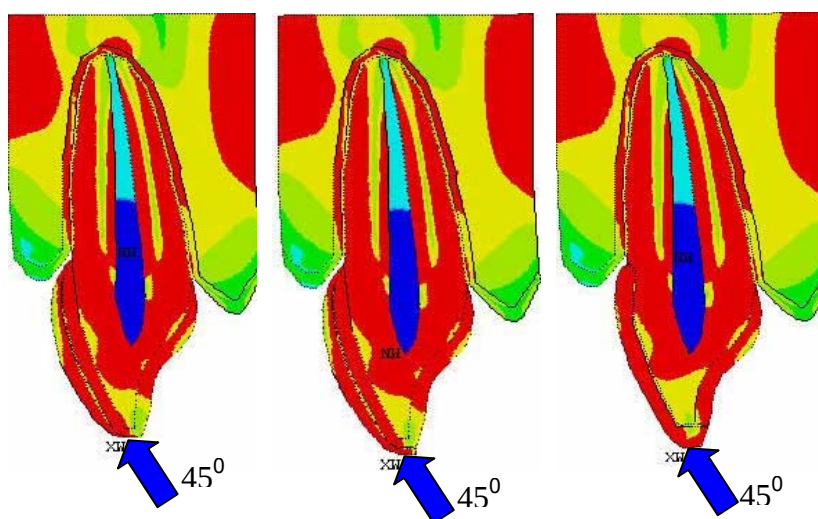


Figura 24a, 24b e 24c. Comparação das forças aplicadas sobre a borda incisal em 45° , dos modelos representativos das facetas de dissilicato de lítio, sob cargas de 350N

Entretanto, ao aplicarmos sob os modelos à mesma situação das cargas mastigatórias elevadas, simulando a ação de bruxismo, em angulações de 90° (figura 25 a, b, e c) observamos que os modelos apresentam uma distribuição de tensões muito semelhante independente do tipo de recobrimento do bordo incisal e presença ou ausência do preparo, bem como do tipo de porcelana utilizada, mas com uma distribuição da intensidade de tensões bem menor do que aquela

apresentada sob angulação de 45° . Uma explicação pode estar no fato do aumento do ângulo em relação ao bordo incisal como relatado por Wall et al., 1992, onde forças em ângulos de incidência menores aplicados sobre dentes artificiais de resina, observaram que a série cujo ângulo de força aplicada era maior necessitou de maior força para que a porcelana fraturasse.

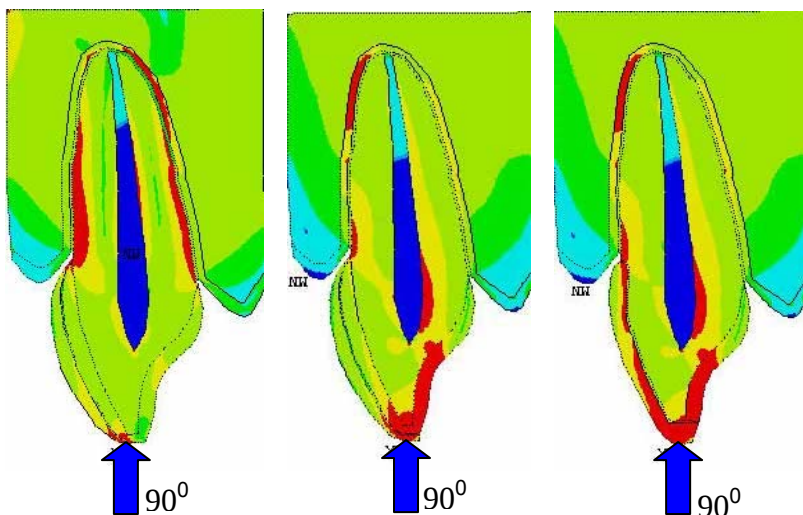


Figura 25a, 25b e 25c. Comparação das forças aplicadas sobre a borda incisal em 90° , dos modelos representativos das facetas de porcelana feldspática, sob cargas de 350N

Dos pontos adotados de interesse a serem analisadas de forma quantitativa e de forma mais detalhada (Ponto I: aplicação da carga na borda incisal, e Ponto CV: cervical vestibular), observamos que:

O modelo que melhor distribuiu as forças em nosso estudo foi, o modelo representativo da faceta de porcelana de dissilicato de lítio, sob carga de 100N, sob o ponto incisal, numa angulação de 90° , sem preparo e com recobrimento da borda incisal, de acordo com os cálculos das tabelas dos valores apresentados anteriormente nos resultados (figura 26).

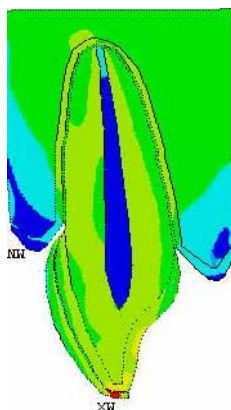


Figura 26. Modelo representativo da faceta de porcelana de dissilicato de lítio, sob carga de 100N, numa angulação de 90° , sem preparo e com recobrimento da borda incisal

O modelo que sofreu as maiores forças de tensão neste estudo foi, o modelo representativo da faceta de porcelana feldspática, sob carga de 350N, sob o ponto incisal, numa angulação de 45° , sem preparo e sem recobrimento da borda incisal, podendo também ser explicado uma vez que a porcelana feldspática apresenta um menor módulo de elasticidade do que a porcelana dissilicato de lítio, e quanto mais aumentarmos a carga e diminuirmos a angulação da força sobre o modelo, como já demonstrado anteriormente nas outras situações, maiores as tensões geradas nos modelos representativos das facetas de porcelana (figura 27).

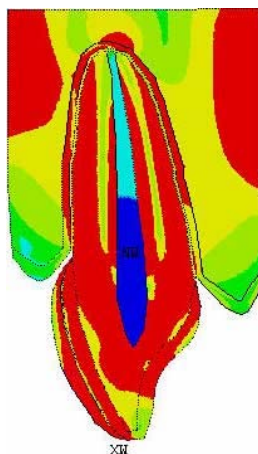


Figura 27. Modelo representativo da faceta de porcelana feldspática, sob carga de 350N, numa angulação de 45° , sem preparo e sem recobrimento da borda incisal

7 CONCLUSÕES

*“Ensinar é mostrar que é possível.
Aprender é tornar possível por si
mesmo”*

Paulo Coelho

De acordo com os resultados obtidos, sob o ponto de vista do campo de tensões, pode-se concluir que:

1. Houve diferenças na distribuição de tensões em dentes restaurados com facetas laminadas de porcelana, com diferentes tipos de porcelanas e recobrimentos da borda incisal.
2. Quanto menor a angulação da força aplicada sobre o bordo incisal ($45^0 < 90^0$) maior a tensão e conseqüentemente o deslocamento gerado no dente (ex: grupo 1, elementos a e b)
3. Quanto maior a carga aplicada sobre o bordo incisal ($350\text{N} > 100\text{N}$) maior a tensão gerada no dente. (ex: grupo 1, elementos d e b)
4. Em relação ao tipo de porcelana (feldspática e dissilicato de lítio), observou-se que a porcelana feldspática apresenta um discreto aumento na tensão quando comparada a de dissilicato de lítio, sob carga máxima (350N).
5. Quanto ao tipo de modelo representativo de incisivo central superior, observou-se que quantitativa e qualitativamente a menor tensão foi gerada sobre o elemento representativo da porcelana de dissilicato de lítio, sob carga de 100 N, e sob uma angulação de 90^0 .
6. Quanto aos tipos de recobrimentos (com ou sem preparo) das bordas incisais dos dentes, observou-se quantitativamente que a

maior tensão foi gerada sobre o elemento representativo da porcelana feldspática, sob carga de 350 N, e sob uma angulação de 45° .

7. Quanto aos tipos de recobrimentos (com ou sem preparo) das bordas incisais das facetas, observou-se quantitativamente que as tensões geradas nas facetas com recobrimento da borda incisal, sob carga de 100N, e sob angulação de 90° , restauradas com a porcelana de dissilicato de lítio apresentaram a menor tensão.

8. O recobrimento incisal é favorável para facetas laminadas de porcelana, pois evita tensões cisalhantes na interface dente/restauração, independente de apresentar ou não preparo dental.

9. Os dentes restaurados com facetas laminadas de porcelana apresentaram propriedades mecânicas compatíveis com a estrutura dental.

REFERÊNCIAS

- ADDISON, O.; FLEMING, G. J. P.; MARQUIS, P. M. The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials. **Dental Materials**. v. 19, p. 291-297, 2003.
- AGRA, C. M. et al. Cimentação adesiva de restaurações e porcelana. **APCD JORNAL**, v.5, n.2, p. 30-36, Março 1995
- ALBUQUERQUE, R. C. **Estudo da distribuição de tensões internas em um incisivo central superior reconstituído com diferentes pinos intra-radculares, analisado através do Método do Elemento Finito**. 1999. 177f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista. Araraquara.
- ANUSAVICE, K. J. Recent developments in restorative dental ceramics. **J Am Dent Assoc**. v. 124, n. 1, p. 72-84, 1993.
- ANUSAVICE, K. J. **Materiais Dentários**. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1998.
- ARAÚJO, E.; ODA, M.; SANTOS, J. F. F. Facetas de porcelana. **Rev Odont USP**. v. 4, n. 3, p. 265-268, jul/set, 1990.
- BARATIERI, L. N. et al. **Odontologia Restauradora: fundamentos e possibilidades**, São Paulo, Editora Livraria Santos, 2001.
- BELOTI A. M.; SEGALLA, J. C. M.; GUIMARÃES, N. C. Preparo dental para facetas laminadas - revisão de literatura. **PCL – Rev Brás de Prótese Clin e Lab**. Curitiba, v. 2, n. 7, p.20-25, 2000.
- BELOTI A. M. **Resistência mecânica de facetas cerâmicas com e sem preparo de overlap**. 2001. 145 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista. Araraquara.
- BELOTI A. M. **Análise pelo Método dos Elementos Finitos, da influência da configuração do preparo dental e aplicação de carga, na distribuição de tensões em dentes restaurados com facetas laminadas de porcelana**. 2004. 145f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista. Araraquara.
- BETIOL, E. A. G. **Comportamento biomecânico de uma prótese parcial fixa posterior, usando como pilares um dente natural e um implante osseointegrado**. 2002. Dissertação (Mestrado em Prótese) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo. São Paulo.
- BETIOL, E. A. G.; KIAUSINIS, V.; SENDYK C. L. Comportamento Biomecânico de uma prótese parcial fixa posterior, usando como pilares um dente natural e um implante osseointegrado. **RPG**. v.12, n. 1, p.73-79, 2005.

BOTTINO, M. A. et al. Prótese metal-free: tratamento da superfície cerâmica pré-cimentação. In: Gonçalves, E., Nunes, S., editores. **Atualização em clínica odontológica**. São Paulo: Artes Médicas, p. 369-411, 2004.

BOWEN, R. L. Use of epoxy resins in restorative materials. **J Dent Res**. V. 35, n. 3, p. 360-369, June, 1955.

BOWEN, R. L. Properties of silica-reinforced polymer for dental restorations. **J Am Dent Assoc**. Chicago, v.66, n. 1, p. 57-64, Jan 1963.

BRASIL, L.; PHILIPPI, A. G.; FERRO, S. A. V. R.; ARAÚJO, E. Facetas indiretas de porcelana: Uma revisão bibliográfica. **Revista Paulista de Odontologia**. ano XV, n. 5, p. 12-15, 1993.

BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J Dent Res**. v. 34, n.6, p. 849-853, Dec 1955.

CALAMIA, J. R. Clinical evaluation of etched porcelain veneers. **Am J Dent**, v. 2, n. 1, p. 9-15, Feb. 1989.

CALAMIA, J. R. Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality based on scientific and clinical evidence. **N Y J of Dent**, p. 53, n, 6, p. 255-9, Sept./Oct. 1983.

CANAY, S. HERSEK, N.; ERTAN, A. Effect of different acid treatments on a porcelain surface. **J Oral Rehabil**, v. 28, n. 1, p. 95-101, Jan 2001.

CARVALHO, R. M. et al. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. **Oper Dent**, v. 21, n. 1, p.17-24, Jan/Feb. 1996

CASTELNUOVO, J. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. **J Prosthet Dent**. St. Louis, v.83, n. 2, p. 171-180, Feb 2000.

CHEN, J., et al. Clinical evaluation of 546 tetracycline-stained teeth treated with porcelain laminate veneers. **J Dentistry**. v. 33, p. 3- 8, 2005.

CIMINI JUNIOR, C. A. ; GOUVÊA, P. H. P.; LAS CASAS, E. B.; CORNACCHIA, T. P. M. Revisão crítica das medidas e modelos de cargas atuantes em dentes. **21st Iberian Latin American Congress on Computational Methods in Engineering**, December 2000, Rio de Janeiro, RJ.

CLYDE, J. S.; GILMOUR, A. Porcelain veneers: a preliminary review. **Br Dent J**, v. 164, n. 1, p. 9-14, Jan. 1988.

CONCEIÇÃO, E. N. Aplicações Clínicas dos sistemas cerâmicos em dentes anteriores. In _____ et al. **Restaurações Estéticas-compósitos, cerâmicas e implantes**. Porto Alegre: Ed. Artmed, 2005. Cap. 10, p. 250-283.

CORRÊA, A. A.; MATSON, E. Avaliação quantitativa e qualitativa dos esforços que ocorrem numa restauração com amálgama de prata pelo método dos elementos finitos. **Rev Fac Odont S Paulo**. v. 15, n.1, p. 19-26, jan/jun. 1977.

CRAIG, R. G.; POWERS, J. M. Propriedades Mecânicas. In._____. **Materiais Dentários Restauradores**. 11. ed. São Paulo, Ed Santos, 2004. Cap.4, p.68-91, 100-113.

DAVY, D. T.; DILLEY, G. L.; KREJCI, R. F. Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. **J Dent Res**, v. 60, n.7, p.1301-10, July 1981.

DeHOFF, P. H.; ANUSAVICE, K. J.; WANG, Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. **Dent Mater**, v. 11, n. 2, p. 126-31, Mar. 1995.

DeHOFF, P.H.; ANUSAVICE K. J. Shear stress relaxation of dental ceramics determined from creep behavior. **Dent Mater**. v. 20, p.717-725, 2004

DELLA BONA A.; ANUSAVICE, K. J.; HOOD, J. A. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. **Int J Prosthodont**. v.15, n. 3, may-jun, p. 248-253, 2002.

DIETSCHI, D.; MAGNE, P.; HOLZ, J. Bonded to tooth ceramic restorations: in vitro evaluation of the efficiency and failure mode of two modern adhesives. **Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin Schweiz Monatsschr Zahnmed**, v. 105, n. 3, p. 299-305, 1995.

DRUMOND, J. L. et al. Testing mode and surface treatment effects on dentin bonding. **J Biomed Mater Res**, v. 32, n. 4, p. 533-41, Dec. 1996.

DUNNE S.M.; MILLAR B. J. A longitudinal study of the clinical performance of porcelain veneers. **Br Dent J**, v.175, n. 9, p. 317-321, Nov 1993.

EDELHOFF D.; SORENSEN J.A. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. **J Prosthet Dent**, v. 87, n. 5, p. 503-509, May 2002

EL-BADRAWAY, W. A.; EL-MOWAFY, O. M. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. **J Prosthet Dent**. v. 73, n. 6, p. 515-524, June 1995.

FARAH, J. W.; CRAIG, R. G.; MEROUEH, K. A. Finite element analysis of three and four-unit bridges. **J Oral Rehabil**, v. 16, n. 6, p. 603-611, 1989.

FAUNCE, F. R.; FAUNCE, A. R. The use of laminate veneers for restoration of fractured or discolored teeth. **Tex Dent J**, v. 93, n. 8, p.6-7, Aug. 1975.

FAUNCE, R. F.; MYERS D. R. Laminate veneers restorations of permanent incisors. **J Am Dent Assoc**. v. 93, n.10, p. 790-792, Oct 1976.

FERRARI, M.; PATRONI, S.; BALLERI, P. Measurement of enamel thickness in relation to reduction for laminate veneer. **Int J Periodontics Restorative Dent**, Chicago, v.12, n.5, p. 407-413, 1992.

GARBER, D. A.; GOLDSTEIN, R. E.; FEINMAN, R. A. **Porcelain laminate veneers**. Chicago: Quintessence, 1988.

GARBER, D. A. Porcelain laminates veneers to prepare or not prepare? Chicago, **Compendium Contin Educ Dent**, v. 12, n. 3, p.38- 46, 1990.

GARBER, D. A. Rational tooth preparation for porcelain laminate veneers. **Compendium**, v. 12, n. 5, p. 316, 318, 320 passim, May 1991.

GARBER, D. A.; GOLDSTEIN, R. E. **Inlays e onlays de porcelana e resina composta**. (restaurações estéticas em dentes posteriores). Chicago: Quintessence, 1996. p 52-53.

GENG, J. et al. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 85, n. 6, p. 585-598, Jun 2001.

GOLDSTEIN, R. E. **Estética em Odontologia**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1980. Apêndice C, p. 473-474.

GOLDSTEIN, R. E. **A estética em odontologia**. 2. ed. São Paulo: Ed. Santos, 2000. v. 1., 470 p.

GOES, M. F. Cimentos resinosos. In: CHAIN, M. C.; BARATIERI, L. N. **Restaurações estéticas com resinas compostas em dentes posteriores**. São Paulo: Artes Médicas, 1998. v. 12, cap. 6, p. 169-176.

GOMES, J. C. et al. **Odontologia Estética: Restaurações Adesivas Indiretas**. São Paulo: Artes Médicas, 1996. p. 101-157.

GOMES, J. C. Cerâmicas metal-free: a tendência da odontologia estética atual. In: CARDOSO, R. J. A.; GONÇALVES, E. A. N. (Ed.). **Atualização clínica Odontológica**. São Paulo: Artes Médicas, 2002. p. 205-223.

GOMES, J. C. et al. Próteses estéticas sem metal. **Biodonto**, v. 2, n. 2, p. 1-56, mar./abr. 2004.

GUSMAN, H. J. Opciones restauradoras en el sector anterior. **La operatoria Dental a fines del Milenio**. p. 48-49, 1997.

HAYAKAWA, T. et al. The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to dental porcelain. **Dent Mater**, v. 8, n. 4, p.238-40, July 1992.

HIGHTON, R.; CAPUTO, A. A.; MATYAS, J. A photoelastic study of stresses on porcelain laminate preparations. **J Prosthet Dent**, v. 58, n. 2 p.157-61, Aug. 1987.

HOFMANN, N.; HUGO, B.; KLAIBER, B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. **J Oral Rehabil**, v. 28, n. 11, p. 1022-8, Nov. 2001.

HONDRUM, S. O. A review of the strength properties of dental ceramics. **J Prosthetic Dent**. St. Louis, v. 67, n. 6, p. 859-865, Jun1992.

HOOD, J. A.A., FARAH J.W., CRAIG, R. G. Modification of Stresses in alveolar bone induced by a tilted molar. **J Prosthet Dent**, v. 34, n. 4, p. 415-421, 1975.

HORN, H. R. A new lamination: porcelain bonded to enamel. **N Y State Dent J**, v. 49, n.6, p. 401-3, June/July 1983.

HUANG, H. K., LEDLEY, R. S. Numerical experiments with a linear force – displacement tooth model. **J Dent Res**, v. 48, n. 1, p. 32-37, Jan/Feb 1969.

HUI, K. K. et al. A comparative assessment of the strengths of porcelain veneers for incisor teeth dependent on their design characteristics. **Br Dent J**, v. 171, p. 2, p. 51-5, Jul. 1991.

JAGER N. de; FEILZER A. J.; DAVIDSON C. L. The influence of surface roughness on porcelain strength. **Dent Mater** v.16, n. 6. p. 381-388. 2000.

KAMPOSITORA P. et al. Finite elements analysis estimates of cement microfracture under complet veneer crowns. **J Prosthet Dent**, v. 71,n. 5, p. 435-441, May 1994.

KAMPOSITORA P. et al. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. **Quintessence Int** , v. 27, n. 10, p. 701-6, Oct. 1996.

KELLY, J. R. ;TESK J. A.; SORENSEN, J. A. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. **J Dent Res**, v. 74, n. 6, p. 1253-8, June. 1995.

KENEDY, W. Faceta laminada de porcelana. **RGO**, v. 39, n. 2, p. 134-140, mar./abr. 1991.

KITOH, M. et al. Mechanical behavior of tooth, periodontal membrane, and mandibular bone by the finite element method. **Bull Tokyo Med Dent Univ**. v. 24, n. 1, p. 81-87, Mar. 1977.

KO, C. C. et al. Effects of posts on dentin stress distribution in pupless teeth. **J. Prosthet Dent**, v. 68, n. 3, p. 421-427, 1992.

LACERDA, T. S. P. **Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível apoiada sobre implante na região distal**. 1999, 152 f. Tese (Mestrado), Área de concentração: Prótese Dental, São Paulo.

LACY, A. M . et al. In vitro microleakage at the gingival margin of porcelain and resin veneers. **J Prosthet Dent**, v. 67, n. 1, p.7-10, Jan 1992.

LAGANÁ, D. C. **Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível de extremidade livre, com encaixe extracoronário rígido e semi-rígido**. 1996. 179 f.Tese (Livre Docente). Área de concentração: Prótese Dental. Universidade de São Paulo, São Paulo.

LANG, L. A. et al. Validation of finite analysis in dental ceramics research. **J Prosthet Dent**, v. 86, n. 6, p. 650-654, Dec 2001.

LAS CASAS, E.; CIMINI JUNIOR, C.; CARVALHO, R.; HALLACK, P.; CORNACCHIA, T.; LANZA, M. Computational modeling of dentistry problems. **Computational Methods in Engineering'99**, 1999.

LEE, H. E. et al. Stress at the cervical lesion of maxillary premolar-a finite element investigation. **J Dent**, v. 30, p. 283-290. 2002

LEWGOY, H. R. et al. Finite elements study of the flexi post and flexi flange post systems in a maxillary central incisor. **Pesqui Odontol Brás**, v. 17, n. 2, p. 132-136. 2003

LU, R. et al. An investigation of the composite resin/porcelain interface. **Aust Dent J**, v. 37, n. 1, p.12-9, Feb. 1992.

MAGNE, P.; VERSLUIS, A.; DOUGLAS, W.H. Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on the stress distribution in porcelain laminate veneers. **J Prosthetic Dent**. St. Louis, v. 81, n.3, p. 335-344, 1999.

MAGNE, P.; BELSER, U. Compreensão da estrutura dental intacta e do princípio de biomimética. In._____. **Restaurações Adesivas de Porcelana na Dentição Anterior**. São Paulo, Ed Quintessence, 2003. cap. 1, p. 23-55.

MAGNE, P.; BELSER, U. Prova e procedimentos de cimentação adesivos. In._____. **Restaurações Adesivas de Porcelana na Dentição Anterior**. São Paulo, Ed Quintessence, 2003. cap. 8, p. 335-371.

MAINIERI, E. T.; WALBER, L. F.; RIVALDO, E. G. Facetas laminadas. **RGO**, Porto Alegre, v. 40, n. 2, p. 117-124, mar./abr. 1992.

McCULLOCH, W. J. Advances in dental ceramics. **Br Dent J**, London, v. 124, n. 8, p. 361-365, Apr 1968.

McLEAN, J. W. Ceramics in clinical dentistry. **Br Dent J**, v. 164, n. 10, p.310, May 1988.

MILOSEVIC, A. Use of porcelain veneers to restore palatal tooth loss. **Restorative Dent**, v. 6, n. 3, p. 15-8, Aug. 1990.

MORI, M. et al. **Estudo da distribuição das tensões internas, em um dente natural e em um dente restaurado com coroa metalocerâmica e retentor intra-radicular fundido sob carga axial – Método do Elemento Finito**. São Paulo, 60 p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia Universidade de São Paulo, 1994.

MORI, M. et al. Estudo da distribuição das tensões internas, sob carga axial, em dente hígido e em dente restaurado com coroa metalocerâmica e retentor intra-radicular fundido – Método do Elemento Finito. **Rev Odontol Univ São Paulo**, v. 11, n. 2, p. 99 –107, abr./jun. 1997.

NIXON R. L. Masking severely tetracycline-stained teeth with ceramic laminate veneers. **Pract Periodont Aesthet Dent**, New York, v. 8, n.3, p. 227-235, 1996.

NATHANSON, D.; SHARE, J. In vitro shear strength of two bonding systems for veneers laminates. **J Dent Res**, Alexandria, v. 60, sp. issue, p. 476, 1994. (Abstract 667).

NORDBO, H.; RYGH-TORENSEN, N.; HENAUG, T. Clinical performance of porcelain laminate veneers without incisal overlapping: 3-year results. **J Dent**, Guildford, v. 22, n. 6, p. 342-345, 1994.

O'BRIEN, W. J.; RYGE, G. **Materiais Dentários**. Rio de Janeiro: Interamericana, 1981.

OKENSON, J. P. **Fundamentos de oclusão e desordens temporomandibulares**. 2. ed. São Paulo: Artes Médicas, 1992. cap. 5, p. 83-96.

PAUL, S. J. **Adhesive Luting Procedures**. Berlin: Quintessence, 1987. p. 89-98.

PEUMANS, M. et al. Five-year clinical performance of porcelain veneers. **Quintessence Int**, v. 29, n. 4, p. 211-221, 1998.

PEUMANS, M. et al. Porcelain veneers bonded tooth structure: An ultra-morphological FE-SEM examination of the adhesive interface. **Dent Mater**, v. 15, n.2, p. 105-119, mar. 1999.

PINCUS, C. R. Building mouth personality. **J South Calif Dent Assoc**, v. 14, p. 125-129, 1938.

PIPPIN, D. J. et al. Clinical evaluation of restored maxillary incisors: veneers vs. PFM crowns. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v. 126, n. 10, p.1523-1529, nov. 1995.

PIRES, L. A .G.; CONCEIÇÃO E. N. Prótese Adesiva em dentes posteriores. In: CONCEIÇÃO, E. N. **Dentística Saúde e Estética**. Porto Alegre: ArtMed, 2000. cap. 21.

PIWOWARCZK A.; LAUER H. C.; SORENSEN, J.A. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. **J Prosthet Dent**, v. 92, n.3, p.265-273, Sept 2004.

POPPE, M.; BOURAUUEL, C.; JAGER A. Determination of the Elasticity Parameters of the Human Periodontal Ligament and the location of the Center of Resistance of Single-rooted Teeth. A Study of autopsy Specimens and their Conversion into Finite Element Models. **J Orofac Orthop**, v. 63, n.5, p. 358-70, 2002

PUTTER, H.; IBSEN, R. L. Simultaneous Placement of Multiple Porcelain Veneers. **J Esthet Dent**, v. 2, n. 3, p. 67-69, May/June, 1990.

QUINN, F.; McCONNELL, R. J.; BYRNE, D. Porcelain laminates: a review. **Br Dent J**, v. 161, p. 61-65, Jul 1986.

REES J. S.; JACOBSEN, P. H. Elastic modulus of the periodontal ligament. **Biomaterials**, v.18, n.14, p. 995-999, 1997.

REID, J. S.; SIMPSON, M. S.; TAYLOR, G. S. The treatment of erosion using porcelain veneers. **J Dent Child**, v. 58, n. 4, p. 289-92, July/Aug. 1991.

REINHARDT R. A. A ceramic restoration bonded by etched enamel and resin for fractured incisors. **J Prosthet Dent**, v. 33, n. 3, p. 287-93, Mar. 1975.

REINHARDT, R. A. et al. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. **J Dent Res**, v. 62, n. 9, p. 1002-8, Sept. 1983.

RIBEIRO, J. P. F. **Análise pelo método de elementos finitos da distribuição de tensões em dente com e sem remanescente coronário, utilizando diferentes pinos intra-radiculares.** 2004. 95 f. Dissertação (Mestrado em Clínica Integrada) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Ponta Grossa. Ponta Grossa.

ROBERTS, G. J. Mastique acrylic laminate veneers for use with the acid etch and composite technique. **Dent Update**, v. 7, p. 243-244, 1980.

ROBERTS, G. J. Mastique acrylic laminate veneers. Clinical evaluation over two years. **Br Dent J**, v. 155, p. 85-88, Aug 1983.

ROCHETTE, A. L. A ceramic restoration bonded by etched enamel and resin for fractured incisors. **J Prosthet Dent**, v. 33, n. 3, p. 287-293, 1975.

ROSENBLUM, M. A.; SCHULMAN, A. A review of all ceramic restorations. **J Am Dent Assoc.**, Chicago, v. 128, p. 297-307, Mar 1997.

ROUSE, J. S. Full veneer traditional veneer preparation: a discussion of interproximal extension. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 78, n. 6, p. 545-549, Dec 1997.

RUBIN C.; KRISHNAMURTY N.; CAPILOUTO E.; Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. **J Dent Res**, v. 62, n. 2, p. 82-86, Feb 1983.

SAYGILI G.; SAHMALI S. Effect of ceramic treatment on the shear bond strengths of some resin luting agents to all-ceramic materials. **J Oral Rehabil**, v. 30, n. 7, p. 758-764, July 2003.

SCABELL, P. L. A. **Estudo do efeito das cargas oclusais sobre a região cervical do primeiro pré-molar superior através do Método dos Elementos Finitos**. 2000. 100 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro.

SELNA, L. G.; SHILLINGBURG JUNIOR, H. T.; KERR, P.A. Finite element analysis of dental structures--axisymmetric and plane stress idealizations. **J Biomed Mater Res**, v. 9, n. 2, p. 237-52, Mar. 1975.

SENDYK, C. L. **Distribuição de tensões nos implantes osseointegrados: análises não linear em função do diâmetro do implante e do material da coroa protética**. 1998, 129 f. Tese (Doutorado). Área de concentração: Dentística. Universidade de São Paulo.

SEYMOUR, K. G.; CHERUKARA, G. P.; SAMARAWICKRAMA, D. Y. Stresses within porcelain veneers and the composite lute using different preparation designs. **J Prosthodont**, v. 10, n. 1, p.16-21, Mar. 2001.

SIMONSEN R. J.; CALAMIA, J. R. Tensile bond strength of etched porcelain. **J Dent Res**, v. 62, Special issue, abstract, 1154, 1983.

SORENSEN, J. A. et al. A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium dissilicato glass-ceramic. **Pract Periodontics Aesthet Dent**, v. 11, p. 11-95, 1999.

SOUZA JUNIOR, R. et al. Facetas laminadas em porcelana. **Revista Maxi Odonto**, v. 1, p. 66, nov./dez, 1995.

SPHOR, A. M.; CONCEIÇÃO, E. N. Fundamentos dos sistemas cerâmicos. In CONCEIÇÃO, E. N. et al. **Restaurações Estéticas-compósitos, cerâmicas e implantes**. Porto Alegre: Ed. Artmed, 2005. Cap. 8, p. 198-217.

SUZUKI, H.; HATA, Y. Finite element stress analysis of ceramic crowns on premolar. **J Japan Prosthet Soc**, v. 33, n. 2, p. 283-293, 1989.

TAKAHASHI, N. et al. Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment. **J Prosthet Dent**, v. 40, n. 2, p. 186-191, Aug. 1978.

TANTBIROJN D. et al. Nominal Shear or Fracture Mechanics in the Assessment of composite-Dentin Adhesion? **J Dent Res**, v. 79, n. 1, p. 41-48, 2000.

TASKONAK B.; ANUSAVICE K.J.; MECHOLSKY JR J. J. Role of investment interaction layer on strength and toughness of ceramic laminates. **Dental Materials**, v. 20, p. 701-708, Oct. 2004.

TAY, F.R. et al. Variability in microleakage observed in a total-etch wet-bonding technique under different handling conditions. **J Dent Res**, v. 74, n. 5, p. 1168-78, May 1995.

THRESHER, R. W.; SAITO, G. E. The stress analysis of human teeth. **J. Biomech.**, New York, v. 6, n. 5, p. 443-449, Sep. 1973.

TROEDSON M.; DERAND T. Photoelastic experiments on facings laminated to teeth. **Acta Odontol Scand**, v. 53, n. 4, p. 270-4, Aug. 1995.

TROEDSON, M.; DERAND, T. Shear stress in the adhesive layer under porcelain veneers: a finite element method study. **Acta Odontol Scand**, Oslo, v. 56, p. 257-262, 1998.

TURNER, M. J. et al. Stiffness and deflection analysis of complex structures. **J Aerosol Sci**, v. 23, p. 805-812, 1956.

ULBRICH, N. L. **Avaliação biomecânica da distribuição de tensões em retentores intra-radiculares e em dentes anteriores reconstruídos com diferentes retentores intra-radiculares analisados pelo Método dos Elementos Finitos.** 2005. 142 f. Tese (Doutorado em Processos Biotecnológicos) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Paraná. Curitiba.

USUMEZ, A.; AYKTENT, F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. **J Prosthet Dent**, v. 90, n.,1, p. 4-30, Jul 2003.

WALL, J. G.; REISBICK, M. H.; JOHNSTON, W. M. Incisal-edge strength of porcelain laminate veneers restoring mandibular incisors. **Int J Prosthodont**, v. 5, n. 5, p. 441-6, Sep./Oct. 1992.

WOLF, D. M.; POWERS, J. M.; O'KEEFE, K. L. Bond strength of composite to porcelain treated with new porcelain repair agents. **Dent Mater**, v. 8, n. 3, p. 158-61, May 1992.

WOLF, D. et al. Bond strength of composite to etched and sandblasted porcelain. **American Journal of Dentistry**, v. 6, n. 3, p. 155-158, june. 1993.

WHITE, S. N. et al. Modulus of rupture of the Procera All-Ceramic System. **J Esthet Dent**, v. 8, n. 3, p. 120-6, 1996

YAMAN, S. D.; ALACAM, T.; YAMAN, Y. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. **J Endod**, v.24, n.2, p.107-111, feb.1998.

APÊNDICE

Resultados originais e valores quantitativos das tensões (MPa) nos diferentes sistemas de recobrimento e preparo dos modelos representativos dos incisivos centrais superiores e das facetas de porcelana para os seis grupos estudados

Grupo	Tipo	Material	Angulação(°)	Carga (N)	SMX (MPa)
1	S/ preparo	Feldspática	90	100	104,5
2	S/ preparo	Feldspática	45	100	439,3
3	S/ preparo	Feldspática	90	350	300,2
4	S/ preparo	Feldspática	45	350	1048,9

Quadro 1 – Tensões de Von Mises para os modelos representativos dos incisivos centrais superiores recoberto com facetas de porcelana sem preparo, e sem recobrimento da borda incisal, restaurados com porcelana feldspática

Grupo	Tipo	Material	Angulação(°)	Carga N	SMX (MPa)
5	S/ preparo	Dissilicato	90	100	88,7
6	S/ preparo	Dissilicato	45	100	359,9
7	S/ preparo	Dissilicato	90	350	235,5
8	S/ preparo	Dissilicato	45	350	822,7

Quadro 2 – Tensões de Von Mises para os modelos representativos dos incisivos centrais superiores recoberto com facetas de porcelana sem preparo, e sem recobrimento da borda incisal, restaurados com porcelana de dissilicato de lítio

Grupo	Tipo	Material	Angulação(°)	Carga (N)	SMX (MPa)
9	Sobreposta	Feldspática	90	100	108,5
10	Sobreposta	Feldspática	45	100	153,3
11	Sobreposta	Feldspática	90	350	346,4
12	Sobreposta	Feldspática	45	350	379,1

Quadro 3 – Tensões de Von Mises para os modelos representativos do incisivo centrais superior recoberto com facetas de porcelana sem preparo, e com recobrimento da borda incisal, restaurados com porcelana feldspática

Grupo	Tipo	Material	Angulação(°)	Carga (N)	SMX (MPa)
10	Sobreposta	Dissilicato	90	100	98,7
11	Sobreposta	Dissilicato	45	100	108,4
12	Sobreposta	Dissilicato	90	350	345,6
13	Sobreposta	Dissilicato	45	350	378,7

Quadro 4 – Tensões de Von Mises para os modelos representativos do incisivo centrais superiores recoberto com facetas de porcelana sem preparo, e com recobrimento da borda incisal, restaurados com porcelana de dissilicato de lítio

Grupo	Tipo	Material	Angulação(°)	Carga (N)	SMX (MPa)
17	Ombro	Feldspática	90	100	116,8
18	Ombro	Feldspática	45	100	144,9
19	Ombro	Feldspática	90	350	408,9
20	Ombro	Feldspática	45	350	507,1

Quadro 5 – Tensões de Von Misses para os modelos representativos dos incisivos centrais superiores recoberto com facetas de porcelana com preparo (ombro), e com recobrimento da borda incisal, restaurados com porcelana feldspática

Grupo	Tipo	Material	Angulação(°)	Carga (N)	SMX (MPa)
21	Ombro	Dissilicato	90	100	116,6
22	Ombro	Dissilicato	45	100	145,2
23	Ombro	Dissilicato	90	350	408,1
24	Ombro	Dissilicato	45	350	506,2

Quadro 6 – Tensões de Von Misses para os modelos representativos dos incisivos centrais superiores recoberto com facetas de porcelana com preparo (ombro), e com recobrimento da borda incisal, restaurados com porcelana de dissilicato de lítio

ANEXO

**Autorização do uso do Modelo Representativo do Incisivo Central Superior da
Tese de Doutorado (Ulbrich, N. L., 2005) da Universidade Federal do Paraná**