

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE - DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

**DESENVOLVIMENTO DE UM DINAMÔMETRO DIGITAL PARA
PADRONIZAÇÃO DA FORÇA DE CIMENTAÇÃO E SUA INFLUÊNCIA NA
ESPESSURA DE PELÍCULA DE RESTAURAÇÕES CERÂMICAS**

MARCELO TAVEIRA BARBOSA

Florianópolis

2011

MARCELO TAVEIRA BARBOSA

**DESENVOLVIMENTO DE UM DINAMÔMETRO DIGITAL PARA
PADRONIZAÇÃO DA FORÇA DE CIMENTAÇÃO E SUA INFLUÊNCIA NA
ESPESSURA DE PELÍCULA DE RESTAURAÇÕES CERÂMICAS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito para a obtenção do título de Doutor em Odontologia, área de concentração Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Mauro A. Caldeira de Andrada

Co-orientador: Prof. Dr. Luiz Clovis Cardoso Vieira

Florianópolis

2011

B238d Barbosa, Marcelo Taveira,
 Desenvolvimento de um dinamômetro digital para
 padronização da força de cimentação e sua influência na
 espessura de película de restaurações cerâmicas / Marcelo
 Taveira Barbosa; orientador Mauro A. Caldeira de Andrada, co-
 orientador Luiz Clovis Cardoso Vieira. – Florianópolis, 2011.
164 p.; il., tabs., grafs.; 30cm.

 Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Santa
 Catarina, Programa de Pós-Graduação em Odontologia,
 Florianópolis, 2011.
 Bibliografia: p.137-148.

 1. Cerâmicas. 2. Adaptação marginal dentária. 3. Força de
 mordida. 4. Odontologia. I. Andrada, Mauro A. Caldeira de. II.
 Vieira, Luiz Clovis Cardoso. III. Título.

CDU 616.314

MARCELO TAVEIRA BARBOSA

**DESENVOLVIMENTO DE UM DINAMÔMETRO DIGITAL PARA
PADRONIZAÇÃO DA FORÇA DE CIMENTAÇÃO E SUA INFLUÊNCIA NA
ESPESSURA DE PELÍCULA DE RESTAURAÇÕES CERÂMICAS**

Esta tese foi julgada adequada para obtenção do grau de **Doutor em Odontologia**, área de concentração **Dentística**, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina.

Florianópolis, 15 de abril de 2011.

Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Mauro A. Caldeira de Andrada
Orientador

Profa. Dra. Renata Gondo Machado
Membro

Profa. Dra. Jussara Karina Bernardon
Membro

Prof. Dr. Hamilton Pires Maia
Membro

Prof. Dr. Rodrigo de Castro
Albuquerque
Membro

DEDICO ESTA TESE,

*À minha amada esposa, **Alessandra**, por todo o incondicional incentivo a esta sonhada e exaustiva jornada, pela coragem e, principalmente, por ser o meu porto seguro nos momentos mais difíceis.*

*Aos amados filhos, **Gabriela e Marcelo**, por continuarem sendo tão especiais e por aceitarem, sem restrições, todas as mudanças que mais esta jornada exigiu. Vocês são mais que eu sonhei!*

*Aos meus pais, **Ana Cristina e Renato**, e aos meus irmãos, **Tereza Cristina e Renato Filho**, pelos ensinamentos e valores, que são a base da minha formação.*

AGRADECIMENTOS

*Aos professores doutores que foram destemidos e corajosos o bastante para idealizar e iniciar o Curso de Pós-Graduação em Odontologia na área de concentração em Dentística, **Luiz Narciso Baratieri, Sylvio Monteiro Júnior, Luiz Clovis Cardoso Vieira, Mauro Amaral Caldeira de Andrada e Élito Araújo**, pela dedicação e desprendimento em transformar jovens estudantes como eu em professores aptos a exercer a arte de ensinar com toda a amplitude que essa preciosa tarefa exige.*

*Ao meu orientador, professor **Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada**, pela confiança em mim depositada durante o desenvolvimento desta tese. Obrigado pelas muitas ajudas, pela amizade e pela interação entre as nossas famílias.*

*Ao meu co-orientador, professor **Dr. Luiz Clovis Cardoso Vieira**, pela espontaneidade e objetividade que o tornam carismático e respeitado.*

*Ao professor **Dr. Luiz Narciso Baratieri**, por transformar os meus fracassos em vitórias. Por mostrar que trabalho duro e contínuo pode nos levar ao sucesso. Definitivamente, ainda não conheci alguém que trabalhasse mais. Continua sendo o meu maior exemplo de competência, determinação, objetividade, inteligência e realização. Obrigado pelas oportunidades e tenha a certeza de que caminhar ao seu lado foi uma dádiva. De você professor vou me lembrar sempre: “Nunca desista dos seus sonhos!”.*

*Ao professor **Dr. Élitó Araújo**, pela inteligência, pela espontaneidade, pela honestidade e pela correção. Por tantas intervenções em meu favor e, principalmente, por ser meu amigo e cúmplice de que não estamos no caminho nem mais rápido, nem mais eficaz, mas simplesmente no correto.*

*Ao professor doutor **Armando Albertazzi G. Júnior**, do Departamento de Engenharia Mecânica da UFSC (centro Labmetro), o qual possibilitou o acesso ao pessoal habilitado, às técnicas e às ferramentas de engenharia indispensáveis para o desenvolvimento do dinamômetro.*

*Ao professor **Dr. Gilberto Müller Arcari**. Se antes foi meu brilhante orientador no mestrado, no doutorado se tornou meu grande amigo.*

*Ao professor **Dr. Guilherme Carpena Lopes**, pela capacitação científica e pelo apego em ser melhor professor. Pelo senso de justiça e pela amizade. Você, **Andressa** e **Lara** estarão nos meus pensamentos e orações.*

*Aos meus queridos professores da Disciplina de Clínica Integrada, **Dr. Élitó**, **Dr. Gilberto**, **Dr. Alfredo**, **Dr. Edson**, **Dra. Dayane**, **Dra. Marianela**, **Dra. Carla**, **Dr. Vinicius**, **Nelson**, **Argemiro** e **Sérgio**, por serem peritos na arte do ensinar e descomplicar. Por estarem em constante busca da qualidade, realizando a perfeição possível para o que até há pouco não tinha solução. Eu não só aprendi muito, mas também passei momentos descontraídos e revitalizantes com vocês. Muito obrigado, meus inesquecíveis amigos.*

*À **Greciana Bruzi Brasil Pinto**, ao **Adriano Gondim Almeida** e ao professor **Dr. Luís Henrique Schlichting**, avaliadores da cimentação manual desta tese, muito obrigado pelo empenho, disponibilidade e competência profissional.*

*Aos professores doutores **Hamilton Maia**, **Cléo Nunes de Souza** e professora doutora **Jussara Karina Bernardon** por toda a atenção, aconselhamento científico e gentileza.*

*Ao exímio **José Carlos Romanini**, pela confecção das excepcionais restaurações cerâmicas, pelos ensinamentos e, principalmente, por aumentar a minha lista de grandes amigos.*

*Ao amigo **Herbert Mendes**, por todo apoio durante esta pós-graduação e, principalmente, pelas palavras carinhosas e encorajadoras.*

*A todos os meus colegas do doutorado, em especial **Neimar**, **Juan Carlos**, **Sheila**, **Silvana**, **Juliana**, **Renan**, **Max**, cada um a seu modo, por terem me ensinado a ver o curso e a vida de uma maneira diferente.*

*Aos amigos e pós-graduandos **Fábio**, **Flávia**, **Jackeline**, **Jussara**, **Kazuza**, **Leandro**, **Letícia**, **Luciana**, **Luís**, **Mônica** e **Tiago**, pelos ensinamentos, pelos constantes auxílios e, em especial, à **Flávia**, por ter me emprestado o dispositivo de estabilização.*

*Ao amigo professor **Dr. Leandro Augusto Hilgert**, pela estatística desta tese.*

*À **Dona Léia** e à **Dona Talita**, pela competência, seriedade e amizade.*

*Aos funcionários da Coordenadoria da Pós-Graduação, em especial à **Ana Maria Vieira Frondolozzo**, por toda a sua eficiência, presteza e carinho a mim dispensados.*

*A esta brilhante e uma das melhores instituições de pesquisa deste país e do mundo, a **Universidade Federal de Santa Catarina**, por desempenhar tão bem a sua essência de preparar cidadãos com capacidade analítica e crítica.*

*A minha querida **Universidade Federal de Alfenas - MG** que como eu está em transformação. Agradeço a doação dos dentes e apoio imensurável para a concretização deste sonho profissional.*

*Aos **meus colegas e amigos da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Alfenas - MG** e a todos os outros amigos desta Universidade, que torceram por mim e que se empenharam na viabilização das condições para tornar possível os meus cursos de pós-graduação.*

*Ao **corpo docente do Programa de Pós-Graduação em Odontologia**, não só pelo sucesso na arte da docência, mas, principalmente, pela cordialidade e empenho em priorizar o ensino do raciocinar, do resgatar informações, do analisar, do criticar e do decidir.*

*À minha sogra, **Carmen Carreiro Cristobal Sampaio**, ao meu sogro, **Reinaldo Rios Sampaio**, e à minha cunhada, **Amanda Cristobal Rios**, pela torcida e colaboração nos momentos de dificuldade.*

*Ao **Giovanni Secco**, pela competente revisão deste texto.*

*Ao **senhor Joaquim**, pelas boas ideias e participação na confecção de componentes do dinamômetro.*

*Às minhas amigas e colegas da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Alfenas, professora **Maira Forestti Vieira Munhoz** e professora **Dra. Francisca Izabel Ruela**, pelo empenho em propiciar-me condições para a realização desta pós-graduação.*

*Acima de tudo agradeço **a Deus**, pela minha vida, meus filhos, minha esposa, meus familiares, meus amigos, meus professores, por tantas oportunidades, por esta pós-graduação... por tudo!*

“A humildade é o amor próprio inteligente que nos impede de achar que somos demasiadamente bons ou ruins. Ela nos lembra a distância que já percorremos e, ao mesmo tempo, nos ajuda a ver como ainda estamos longe daquilo que podemos vir a ser”.

Marcum e Smith.

BARBOSA, Marcelo Taveira. **Desenvolvimento de um dinamômetro digital para a padronização da força de cimentação e sua influência na espessura de película de restaurações cerâmicas.** 2011. 164p. Tese (Doutorado em Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi propor uma padronização da força na técnica de cimentação. Inicialmente, desenvolveu-se um dinamômetro digital, aplicável clinicamente, para padronizar a força de cimentação. Em seguida, realizou-se uma avaliação comparativa da adaptação interna de coroas cerâmicas cimentadas com força manual e com o dinamômetro. Dez molares humanos receberam preparo para coroa total. Para cada molar confeccionou-se uma coroa cerâmica pelo sistema injetável de IPS Empress 2 e cobertura com cerâmica IPS e.max Ceram. Para os testes, um manequim com os dentes naturais foi acoplado a uma cabeça simulando lábios e bochechas. Para a cimentação, cada coroa foi preenchida com o silicone de adição específico recém-manipulado e imediatamente adaptada a seu respectivo dente. No grupo mecânico, a ponteira do dinamômetro foi inserida na cavidade oral, e a ponta com o silicone de proteção foi posicionada sobre a coroa cerâmica. A mordida foi estabilizada por 3min com uma força de ~20,00N. Para a cimentação manual, selecionaram-se três operadores com pós-graduações. Cada operador executou a força de cimentação, com a carga que julgou ser adequada, por 3min. Após, realizaram-se os cortes transversais das réplicas nos sentidos vestibulolingual e méso-distal. Para cada um dos 4 segmentos foram realizadas três mensurações em cada local (cervical, axial e oclusal). As médias finais das espessuras de películas foram de 86,48µm para o grupo mecânico e de 103,58µm, 103,05µm e 104,49µm para os grupos de cimentação manual. Embora as médias não tenham sido estatisticamente diferentes, a cimentação com o auxílio do dinamômetro padronizou a força de cimentação, evitando forças

exageradamente baixas ou excessivas, e diminuiu a dependência da auxiliar, liberando as mãos do profissional para a remoção de excessos, conferências das margens e estabilização da restauração indireta.

Palavras-chave: Cerâmicas. Adaptação marginal do dente. Força de mordida.

BARBOSA, Marcelo Taveira. **Evaluation of a novel digital dynamometer for measurement of cementation force on the marginal adaptation of ceramic restorations.** 2011. 164p. Tese (Doutorado em Dentística) – Programa de Pós Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

The aim of this study was to develop a standardization technique of cementation force. Firstly, a digital dynamometer containing strain gauges was developed for clinical application. Next, the accuracy of the dynamometer was verified through a comparative evaluation of the internal adaptation of all-ceramic crowns cemented under digital force or using the device. Ten human extracted molars were prepared for full crowns, and received all-ceramic crowns fabricated using an injection-molded system (IPS Empress 2 veneered by IPS e.max Ceram), subjected to a standardized internal adjustment. Before the cementation simulation tests, a manikin containing the adapted teeth was mounted to an artificial head with a mask to simulate lips and cheeks. At the moment of the test of simulated cementation, each crown was filled with freshly mixed, PVS material specifically designed for this purpose, and immediately seated at the final position on the respective tooth. In the Mechanical Group, the fork of the dynamometer was inserted into the oral cavity, and the tip protected by the silicone was placed over the ceramic crown. The patient was asked to stabilize the bite force for 3 minutes when the dynamometer's digital display indicated ~20.0N. Three graduate students performed the procedures for the Manual Cementation Group. Each operator applied the cementation force, with their usual cementation force for 3 minutes. After the polymerization of the silicone film, cross-sections of replicas were obtained after serial cuts in the labial-lingual and mesiodistal directions. Four segments were obtained and three local measurements were taken (cervical, axial, and occlusal). Mean final film thicknesses were 86.48 μ m for the Mechanical group, and 103.58 μ m, 103.05 μ m,

and 104.49 μ m for the Manual Cementation group. In spite the results revealed no statistically significant differences, the cementation using the dynamometer standardized the cementation force, avoiding excess high or low forces. In addition, it eliminates the aid by a dental assistant, releasing the professional's hands to remove excess material, checking the accuracy of fit, and stabilization of the indirect restoration.

Keywords: Ceramics. Marginal adaptation. Bite force

LISTA DE SIGLAS

°C	–	Graus centígrados
CAD/CAM	–	<i>Computer-aided design/Computer aided manufacturing</i>
Cerec	–	<i>Ceramic Reconstruction</i>
DDR	–	<i>Double Data Rate</i>
F	–	Força
GB	–	Gigabytes
h	–	Hora(s)
HD	–	<i>Hard Disk</i> – Disco Rígido
Hz	–	Hertz
kg	–	Quilogramas
kgf	–	Quilogramas-força
lb	–	Libras
MB	–	Megabytes
MEV	–	Microscópio Eletrônico de Varredura
MHz	–	Megahertz
min	–	Minuto(s)
mm	–	Milímetros
N	–	Newtons
n	–	Número de amostras/espécimes
n°	–	Número
RAM	–	<i>Random Access Memory</i> – Memória de acesso aleatório
Ref.	–	Referência
s	–	Segundo(s)
USPHS	–	<i>United States Public Health Service</i>
W	–	Watt
µm	–	Micrômetro(s)

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Simulação numérica via elementos finitos do arco de contato dental a ser confeccionado.	74
Figura 2 - Ponte de Wheatstone (ponte completa).	75
Figura 3 - Esquema de ligação dos extensômetros.	76
Figura 4 - Localização dos extensômetros.	76
Figura 5 - Vista frontal do dinamômetro pronto para iniciarem-se os testes.	77
Figura 6- Dispositivo de estabilização proposto por Delbons (2007).	78
Figura 7- O cabo do dinamômetro foi estabilizado com o auxílio de um tripé e de uma morsa.	80
Figura 8 - O peso de 2.050kg foi disposto sobre a plataforma de sustentação do dispositivo de Delbons (2007).	81
Figura 9 - Vista da ponteira oral do dinamômetro posicionado no dispositivo de Delbons (2007) travado para não exercer força e o multi-indicador de painel do dinamômetro em zero.	82
Figura 10 - Vista da ponteira oral do dinamômetro posicionado no dispositivo de Delbons (2007) destravado para exercer a carga de 2.050kg e o multi-indicador de painel do dinamômetro em 20,09N apresentando um erro de $\pm 0,02N$	82
Figura 11 - Vista oclusal das 10 coroas cerâmicas IPS Empress 2 finalizadas.	86
Figura 12 - O dente “B” recebeu um prolongamento radicular de resina acrílica semelhante ao dente 36 do manequim.	87
Figura 13 - Após os preparos cavitários os dentes naturais receberam um prolongamento na porção radicular.	89
Figura 14 - Manequim odontológico Prodens Top Articulado	90
Figura 15 - Manequim odontológico Prodens Top Articulado com as adaptações necessárias.	90
Figura 16 - Manequim acoplado no simulador de paciente Bob.	91

Figura 17 - Foi adaptado um pino no simulador de paciente Bob para fazer a elevação da mandíbula do manequim.....	91
Figura 18 - Vista frontal e lateral do simulador de paciente e manequim odontológico Prodens Top Articulado	92
Figura 19 - Vista vestibular do dente natural “B” posicionado no manequim.....	93
Figura 20 - Vista vestibular da coroa cerâmica e o dente natural “B” posicionado no manequim.	93
Figura 21 - Posicionamento da ponteira do dinamômetro e início do ato de rosçar do parafuso que proporcionou a mordida.....	94
Figura 22 - O ato de rosçar do parafuso foi realizado com o monitoramento do visor do multi-indicador de painel do dinamômetro até atingir um valor próximo a 20N	95
Figura 23 - Ao atingir 20N ($\pm 0,5N$), o ato de rosçar foi cessado e os excessos de silicone foram removidos com o auxílio de um pincel.....	95
Figura 24 - No grupo B, a coroa cerâmica foi mantida sobre força manual (digital) por 3min.	97
Figura 25 - A coroa cerâmica foi cuidadosamente tracionada em sentido contrário ao dente.....	97
Figura 26 - A película de silicone saiu do dente e permaneceu fixada a coroa cerâmica.	97
Figura 27 - Vista dos dispositivos metálicos para padronizar cortes nos sentidos méso-distal e vestibulopalatal e dispositivo metálico para estabilizar lâminas de bisturi nº 22.	98
Figura 28 - Vista do dispositivo de padronização do corte trespassado com fitas dentais para facilitar a posterior remoção dos silicões.....	99
Figura 29 - O silicone de adição de consistência média Virtual Monophase Fast Set (Ivoclar Vivadent) foi injetado inicialmente no interior do dispositivo.....	100
Figura 30 - Ao ser inserida no dispositivo padronizador de corte preenchido com silicone, a coroa cerâmica foi ajustada para ficar no centro das linhas de corte...	101
Figura 31 - A nova injeção de silicone Virtual foi iniciada pela região cervical.	101
Figura 32 - A injeção de silicone foi realizada em torno da película de Fit Tester de cervical para oclusal.....	101

Figura 33 - O dispositivo de padronização de corte foi virado sobre um bloco de papel após a injeção do silicone Virtual.	102
Figura 34 - Vista das identificações. No centro, para o conjunto dente/coroa (B), e nas laterais, para as faces (suas iniciais).	102
Figura 35 - Corte das réplicas no sentido méso-distal.	103
Figura 36 - Corte das réplicas no sentido vestibulolingual.	103
Figura 37 - A remoção das réplicas foi realizada por meio do tracionamento das fitas dentais.	103
Figura 38 - Vista das réplicas após a remoção dos excessos laterais.	103
Figura 39 - Visualização de uma mensuração da parede axial da face distal do conjunto coroa cerâmica e dente "D" no programa Image Tool 3.0 para Windows (University of Texas, Health Science Center San Antonio, Texas, EUA).	105
Figura 40 - Vista de parte da tabela do grupo de cimentação mecânica com as mensurações individuais e médias das cervicais (vermelho), axiais (amarelo) e oclusais (verde). As tabelas completas podem ser vistas no ANEXO B.	110
Figura 41 - Vista de parte da tabela de todos os grupos de cimentação com as médias cervicais (vermelho), axiais (amarelo) e oclusais (verde) de todos os conjuntos dente/coroa. A tabela completa pode ser vista no ANEXO C.	111
Figura 42 - Gráfico <i>boxplot</i> da variável dependente espessura da película na cervical em relação à variável independente técnica de cimentação.	114
Figura 43 - Gráfico <i>boxplot</i> da variável dependente espessura da película axial em relação à variável independente técnica de cimentação.	114
Figura 44 - Gráfico <i>boxplot</i> da variável dependente espessura de película oclusal em relação à variável independente técnica de cimentação.	115
Figura 45 - Representação gráfica na forma de barras verticais das médias e desvios padrão, em µm, obtidos para as técnicas e locais mensurados.	118
Figura 46 - Gráfico de dispersão mostrando a distribuição dos dados representativos dos grupos testados por local de mensuração.	118

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Dados da calibração do sistema	79
Tabela 2 - Estatística descritiva da variável independente técnica e da variável dependente espessura da película cervical.....	112
Tabela 3 - Estatística descritiva da variável independente técnica e da variável dependente espessura da película axial.....	113
Tabela 4 - Estatística descritiva da variável independente técnica e da variável dependente espessura da película oclusal.....	113
Tabela 5 - Análise estatística de Mann Whitney para a variável independente método e as variáveis dependentes espessura de película cervical, axial e oclusal	116
Tabela 8 - Análise estatística de Kruskal-Wallis para a variável independente operador e variável dependente espessura de película oclusal.....	116
Tabela 9 -Tamanho da amostra (N), médias, desvios-padrão (DP), valores mínimo e máximo obtidos através da mensuração da espessura da película de cimentação (μm) para todos os grupos avaliados.....	117

LISTA DE QUADROS

- Quadro 1- Revisão de literatura *in vitro*, que utilizou uma carga estabelecida para a cimentação de restaurações indiretas 43
- Quadro 2- Medidas referenciais de diferentes unidades de medida para força considerando a aceleração da gravidade em Florianópolis ($g=9,79117m/s^2$)..... 45
- Quadro 3 - Medidas referenciais de diferentes unidades de medida para peso ou massa 45
- Quadro 4 – Principais etapas laboratoriais da confecção das coroas cerâmicas... 85
- Quadro 5 – Distribuição dos dentes por anatomia e localização no manequim... 88

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	35
2	REVISÃO DA LITERATURA	41
2.1	CIMENTAÇÃO	41
2.2	MATERIAIS UTILIZADOS PARA CIMENTAÇÃO	49
2.3	TÉCNICA DA RÉPLICA	56
2.4	FORÇA DE MORDIDA	60
3	PROPOSIÇÃO	69
4	MATERIAL E MÉTODO	73
4.1	PROJETO DO DINAMÔMETRO	73
4.2	DESENVOLVIMENTO DO DINAMÔMETRO	74
4.3	CALIBRAÇÃO E ERRO MÁXIMO DO DINAMÔMETRO	77
4.4	TESTE <i>IN VITRO</i>	83
4.4.1	Obtenção e seleção dos dentes	83
4.4.2	Preparos cavitários	84
4.4.3	Confecção das coroas cerâmicas	84
4.4.4	Ajuste interno	86
4.4.5	Adaptação dos dentes ao manequim	87
4.4.6	Cimentação	89
4.4.6.1	Cimentação com força controlada	92
4.4.6.2	Cimentação com força manual	96
4.4.7	Obtenção das réplicas de silicone	98
4.4.8	Mensuração das espessuras das películas	104
4.5	TRATAMENTO DOS DADOS	106
5	RESULTADOS	109
5.1	ANÁLISE ESTATÍSTICA	111
5.2	ANÁLISE DOS LOCAIS MENSURADOS	112
5.3	ANÁLISE DA INTERAÇÃO ENTRE AS VARIÁVEIS AVALIADAS	115
6	DISCUSSÃO	123
7	CONCLUSÃO	133
	REFERÊNCIAS	137
	ANEXO A - COMITÊ DE ÉTICA	151
	ANEXO B – TABELAS COMPLETAS	155
	ANEXO C - TABELAS	162



INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de cerâmicas mais resistentes e de sistemas mais versáteis, aliado à técnica adesiva, tem proporcionado a aplicação de restaurações cerâmicas livres de metal em dentes tanto anteriores quanto posteriores com excelência estética, preservação da saúde periodontal e restabelecimento da funcionalidade. Entretanto, o sucesso de restaurações cerâmicas livres de metal, independentemente do sistema, está relacionado a uma série de etapas clínicas e laboratoriais, que devem ser realizadas com critérios rigorosos e com constante controle da qualidade (CONRAD; SEONG; PESUN, 2007). Nesse sentido, considerando que houve sucesso no planejamento, na preparação, na impressão e na confecção da restauração, o desfecho de todo o procedimento só será bem sucedido se a cimentação for adequada. Exige da equipe profissional, cirurgião-dentista e auxiliar, treinamento e coordenação excepcionais, além do domínio dos materiais e da técnica. Ressalta-se que o que torna a cimentação tão importante é o fato de que ela não pode ser refeita sem prejuízo da restauração (WASSELL; BARKER; STEELE, 2002).

Durante o procedimento de cimentação, alguns fatores, como a força exercida sobre as restaurações cerâmicas para a fixação a seu respectivo dente, podem interferir significativamente na adaptação marginal (WHITE; YU; KIPNIS, 1992; WILSON, 1996). Se

a força for exagerada poderá ocasionar a fratura de margens ou até mesmo de toda a restauração cerâmica (WILSON, 1992). Por outro lado, se a força for insuficiente ou mesmo fora do eixo de inserção, poderá ocasionar restaurações com desadaptações, interferindo de maneira significativa na etapa de ajuste oclusal, na retenção da restauração, no manchamento prematuro das margens e na infiltração marginal (WHITE, 1993).

Há muito tempo a força de cimentação é avaliada e controlada em trabalhos *in vitro* (BARBOSA, 2008; BINDL; MÖRMANN, 2005; DELBONS, 2007; ISHIKIRIAMA et al., 1981; JORGENSEN, 1960; MÖRMANN et al., 1998; MOU et al., 2002; NAKAMURA et al., 2003, 2005; OLIVEIRA et al., 1979; WILSON, 1994, 1996; WILSON et al., 1990). Entretanto, nas avaliações clínicas e na rotina da atividade profissional, o controle da força é difícil e cabe a cada profissional estabelecer, manualmente, a força de cimentação que acredita ser adequada.

Considerar que a importância da força de cimentação pode ser diminuída pelo emprego da técnica de cimentação adesiva é, nesse momento, prematuro e falível. Embora os cimentos resinosos sejam menos susceptíveis à dissolução, é preciso considerar que eles ainda não são completamente resistentes ao desgaste, mesmo em discrepâncias marginais menores (KAWAI; ISENBERG; LEINFELDER, 1994).

Além dos convencionais cimentos resinosos, a cimentação adesiva pode ser realizada com: sistemas adesivos com ou sem carga; cimentos resinosos autoadesivos; resinas de baixa viscosidade (*flow*) (ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998); resinas compostas aquecidas (MAGNE; KNEZEVIC, 2009; MAGNE et al.,

2010); e todos esses materiais com diferentes modos de ativação. Apesar da grande variabilidade de materiais, a técnica de cimentação pouco mudou. Força e forma de aplicação da pressão ainda são semelhantes às exercidas para o centenário cimento de fosfato de zinco.

Uma novo dispositivo que permita maior tempo de assentamento, com força constante e estável, permitindo ao profissional a liberação das duas mãos para conferência das margens, da remoção dos excessos e da fotoativação adequada do material cimentante poderá propiciar melhor adaptação marginal e resultar na diminuição do trabalho nas etapas seguintes, como o ajuste oclusal, o acabamento e o polimento das margens.

O objetivo deste estudo foi propor a padronização da força de cimentação na técnica de cimentação. Para isso, os procedimentos foram divididos em duas fases: na primeira, o desenvolvimento de um dinamômetro digital para uso clínico que permite a padronização da força de cimentação; e na segunda fase, a avaliação comparativa da adaptação interna de coroas cerâmicas cimentadas com força manual e com o dinamômetro desenvolvido.



REVISÃO DA LITERATURA

2 REVISÃO DA LITERATURA¹

2.1 CIMENTAÇÃO

A cimentação de restaurações indiretas é uma etapa única e de extrema importância para a finalização do procedimento restaurador: única, por não permitir uma segunda tentativa para correção de possíveis falhas; e importante, por ser o momento de coroamento de todas as etapas que a antecedem, como o planejamento, a preparação cavitária, a impressão e a confecção da restauração. Exige, ainda, muita coordenação, domínio dos materiais e técnica da equipe profissional, cirurgião-dentista e auxiliar(es) (WASSELL; BARKER; STEELE, 2002).

A preocupação com a cimentação não é recente. Uma variável importante se refere à força de cimentação e sua influência na adaptação marginal. A força de cimentação foi avaliada inicialmente em coroas metálicas (ISHIKIRIAMA et al., 1981; JORGENSEN, 1960; OLIVEIRA et al., 1979; WANG; MILLSTEIN; NATHANSON, 1992; WHITE; KIPNIS, 1993; WHITE; YU; KIPNIS, 1992; WILSON, 1992, 1994; WILSON et al., 1990). Essa pressão foi exercida por meio de carga estática ou de uma força aplicada sobre a coroa. A carga estática, ou simplesmente a aplicação de um peso sobre a coroa, foi

¹ Baseado na NBR 10520: 2002 da ABNT.

utilizada em valores que variaram entre 1kg e 23kg (ISHIKIRIAMA et al., 1981; JORGENSEN, 1960; OLIVEIRA et al., 1979; WANG; MILLSTEIN; NATHANSON, 1992; WHITE; KIPNIS, 1993; WHITE; YU; KIPNIS, 1992; WILSON, 1992). Quando da aplicação da força por meio de dispositivos como máquinas de ensaio, os valores variaram entre 5N e 98N (WILSON, 1992, 1994; WILSON et al., 1990).

Com valores tão diferentes de força de cimentação de coroas metálicas, surge o questionamento de qual seria o valor de força ideal a ser empregado. Um dos primeiros autores a avaliar a pressão de cimentação (JORGENSEN, 1960) observou que um peso de cimentação superior a 5kg não produziu efeito na diminuição da espessura de película do cimento de fosfato de zinco.

Wilson et al. (1990) relataram que valores excessivos de força podem levar a deformações de coroas metálicas, mesmo com diferentes simulações de cimentação, tais como presença de alívio, presença de escape e aumento no tempo de assentamento e na variação nas proporções de pó e líquido do cimento de fosfato de zinco. Se as forças exageradas (50N) são capazes de deformar coroas metálicas, Wilson (1992) relatou que esse excesso de força pode também promover fraturas tanto em coroas metalocerâmicas quanto em cerâmicas sem reforço de metal. Essa informação foi utilizada por Wilson (1994), quando uma força de assentamento de 25N foi utilizada para simular a situação clínica para minimizar a deformação da coroa e minimizar a pressão gerada sobre a polpa. Os materiais cimentantes utilizados foram o cimento de fosfato de zinco e um silicone de consistência leve.

Verificando o QUADRO1, percebe-se que, na medida em que as pesquisas avançam, os valores de força e peso de cimentação

ficam menores. A explicação para essa situação se refere tanto à diminuição da resistência das restaurações cerâmicas antes da cimentação como também aos efeitos adversos do excesso de pressão de cimentação sobre a saúde pulpar.

AUTORES	COROA	MATERIAL CIMENTANTE	PESO	FORÇA
Jorgensen (1960)	Metálica	Fosfato de zinco	5Kg	
Oliveira, Ishikiriama, Vieira e Mondelli (1979)	Metálica	Fosfato de zinco	9kg	
Ishikiriama, Oliveira, Vieira e Mondelli (1981)	Metálica	Fosfato de zinco	9kg	
Van Nortwick e Gettleman (1981)	Metálica	Fosfato de zinco		70,6 N
Wilson et al. (1990)	Metálica	Fosfato de zinco e silicone		53N
Wang, Millstein e Nathanson (1992)	Metálica	Fosfato de zinco e ionômero de vidro		5 e 30lbs Instron
White, Yu e Kipnis (1992)	Metálica	Fosfato de zinco, ionômero de vidro, Policarboxilato, resinoso com sistema adesivo	1; 3; 5; 9; 15 e 23kg	
White e Kipnis (1993)	Metálica	Fosfato de zinco, ionômero de vidro, Policarboxilato, cimento resinoso	6kg	
Wilson (1994)	Metálica	Fosfato de zinco e silicone		25N

Quadro 1- Revisão de literatura *in vitro*, que utilizou uma carga estabelecida para a cimentação de restaurações indiretas

Continuação

AUTORES	COROA	MATERIAL CIMENTANTE	PESO	FORÇA
Wilson (1996)	Metálica	Fosfato de zinco e ionômero de vidro		2; 5; 12,5 e 25N
Mörmann et al. (1998)	MOD cerâmica Mark II (Vita)	Fosfato de zinco e cimento resinoso (Panavia 21 TC)		50N
Mou et al.(2002)	Coroa cerâmica Mark II (Vita)	Silicone (Fit Tester, Tokuzo)	3kg (5min)	
Nakamura et al. (2003)	Coroa cerâmica Mark II (Vita)	Silicone (EZ Tester, Shimadzu)		20N
Nakamura et al. (2005)	Coroa cerâmica (ProCad)	Silicone (EZ Tester, Shimadzu)		20N
Reich et al. (2005)	Ponte fixa 3 elementos em cerâmica e metalo-cerâmica	Silicone (President light body Green)		20N
Goracci et al., (2006)	Overlays de resina composta (Paradigm MZ100)	Panavia F 2.0, RelyX Unicem e Maxcem.		15 e 30N
Mazzitelli et al. (2008)	Cilindros de resina composta (Aelite All-Purpose Body)	Calibra, Multilink Sprint, Bis-Cem, G-Cem e RelyX Unicem.	1kg	
Magne e Knezevic (2009)	Cerâmica e de resina composta	Resina composta Z100 (3M Espe)		6N
Hiraishi, Yiu, King e Tay, (2009)	resina composta Estenia C&B	RelyX ARC, RelyX Unicem e Panavia F.	3kg	
Magne et al. (2010)	Cerâmica e de resina composta	Resina composta Z100 (3M Espe)		6N

Valores de força e peso são unidades diferentes e não podem ser convertidos. Valores referenciais com diferentes unidades de medida de força ou carga dinâmica podem ser observados no QUADRO 2. No QUADRO 3, diferentes unidades de medida com um mesmo valor são observados para peso ou carga estática.

Valores referenciais de diferentes unidades de medida para força		
Newton	Quilograma-força	Libra-força
9,79N	1,00kgf	2,20lbf
19,58N	2,00kgf	4,40lbf

Quadro 2- Medidas referenciais de diferentes unidades de medida para força considerando a aceleração da gravidade em Florianópolis ($g=9,79117\text{m/s}^2$).

Valores referenciais de diferentes unidades de medida para peso	
Quilograma	Libra
1,00kg	2,20lbs
2,00kg	4,41lbs
5,00kg	11,02lbs

Quadro 3 - Medidas referenciais de diferentes unidades de medida para peso ou massa

Segundo Law e Wilson (1999), a pressão de cimentação pode ser suficiente para precipitar um processo de necrose pulpar. Para entender o efeito negativo da pressão de cimentação, é necessário conhecer algumas características do preparo cavitário. O preparo

cavitário promove a abertura de canalículos dentinários em calibres progressivamente maiores à medida que se aproxima da polpa. Durante a cimentação, a presença dessa microexposição, juntamente com a baixa viscosidade dos cimentos, poderá ser tóxica para a polpa. Componentes como íons hidrogênio e moléculas de baixo peso molecular como o HEMA são rapidamente detectados na câmara pulpar de dentes humanos extraídos imediatamente após a cimentação (GERZINA; HUME, 1995; VAN MEERBEEK et al., 1992).

White; Yu; Kipnis (1992) avaliaram o efeito da força de cimentação na espessura de película de um novo cimento resinoso. Os cimentos testados foram um resinoso (Tenure), um de ionômero de vidro (Ketac-Cem), um de policarboxilato (Durelon) e um de fosfato de zinco (Flecks Zinc Phosphate). As cargas de assentamento utilizadas foram 1kg, 3kg, 5kg, 9kg, 15kg e 23kg em espécimes metálicos. Quando testado o cimento resinoso utilizando-se as forças de assentamento de 3kg e de 5kg, não houve diferença entre os valores da película de cimento.

White e Kipnis (1993) realizaram, inicialmente, a avaliação da adaptação marginal com a técnica da réplica (Fit-Checker). Posteriormente, as coroas metálicas foram cimentadas com carga de 6kg por 7min com diferentes agentes cimentantes. O resultado, em ordem crescente de discrepâncias marginais, foi: ionômero de vidro (Ketac-Cem); cimento de fosfato de zinco (Flecks Zinc Phosphate); cimento policarboxilato (Durelon); e os dois resinosos (Panavia Ex e Tenure), estes com valores substancialmente maiores que os demais.

Descrevendo sobre a cimentação adesiva, White (1993) relatou que a restauração deve ser preenchida com o agente

cimentante de escolha, e esse conjunto deve ser assentado inicialmente de forma lenta ao remanescente dental para permitir o extravasamento do excesso de cimento. Na sequência, uma força maior deve ser aplicada e mantida estável para o assentamento completo. Palitos de madeira de laranjeira podem ser mordidos pelo paciente durante a polimerização do cimento. Em outro método, o paciente pode fechar e abrir a boca com tiras entre os dentes. Alternativamente, um aparelho de ultrassom (com *spray* de ar/água) pode ser utilizado enquanto o paciente aplica a força oclusal. Esses métodos dinâmicos devem ser utilizados antes do início do processo de polimerização, para não haver ruptura da matriz de cimento.

Oliveira et al. (1979) cimentaram coroas e inlays MOD em ouro, com carga estática de 9kg em manequim odontológico, com diferentes instrumentos e materiais de interposição. O aplicador de pressão (Medart) produziu melhores resultados. Tiras de madeira de laranjeira e discos de borracha produziram resultados similares, e os roletes de algodão produziram as maiores discrepâncias.

Wang; Millstein; Nathanson (1992) não observaram diferenças na utilização de palito de madeira ou de tiras específicas (E-Z bite, Gingipak).

Segundo Wassell; Barker; Steele (2002), a utilização de palitos de madeira, por serem rígidos, pode inclinar a coroa durante o assentamento.

No estudo de White et al.(1995), após a cimentação de coroas metálicas e controle com terapia periodontal por 6 meses, os dentes e as coroas foram cuidadosamente extraídos e seccionados nos

sentidos vestibulolingual e méso-distal. A cimentação foi realizada com a inserção das coroas impregnadas com cimento em seus respectivos pilares, e os pacientes mordreram uma tira de madeira de laranjeira por 10min. Os valores médios da discrepância do cimento de fosfato de zinco foram de 55,1 μ m; do ionômero de vidro modificado por resina, de 47,5 μ m; e do ionômero de vidro modificado por resina com o agente adesivo, de 52 μ m.

Para avaliar o efeito da vibração na cimentação de coroas e inlays MOD em ouro, Oliveira et al. (1979) e Ishikiriama et al. (1981) realizaram a pressão de cimentação por meio de um peso de 9kg. Ambos os estudos apontaram melhoras na adaptação das simulações realizadas sob o efeito da vibração. Observaram, ainda, que o cimento aplicado com pincel no interior da coroa apresentou melhor adaptação que o preenchimento completo da coroa com cimento de fosfato de zinco.

Com o objetivo de comparar os efeitos do escape oclusal, da vibração horizontal e do alívio interno na cimentação artificial de coroas metálicas, Van Nortwick e Gettleman (1981) utilizaram uma força de cimentação de 70,6N. O vibrador portátil (Vibra-Seat, Wilkinson) foi aplicado horizontalmente por 10s. Concluíram que a vibração horizontal melhorou a adaptação nas coroas com escape ou com alívio. Entretanto, nas coroas sem escape e sem alívio, observaram que houve aumento na espessura de cimento e no efeito de báscula.

Revisando a literatura sobre os fatores que interferem na cimentação de coroas, Wilson (1992) observou que a vibração da coroa durante a cimentação com ultrassom não diminuiu a

discrepância marginal, além de ter reduzido a retenção em aproximadamente 50%.

A utilização do ultrassom pode apresentar comportamento diferente de acordo com o cimento resinoso utilizado, ou mesmo da forma de aplicação do cimento. Cantoro et al. (2010) compararam a pressão de cimentação estática (1kg) com a aplicação de ultrassom (SONICflex, Kavo) com uma capa de borracha (SONICflex Cem, Kavo). Os cimentos resinosos testados foram G-Cem (GC Corp.) e o RelyX Unicem (3M ESPE). Dentes humanos extraídos (56/n=7) receberam preparos cavitários classe II MO para inlay. As restaurações indiretas foram confeccionadas com a resina composta Gradia Forte (GC Corp.). O ultrassom foi mantido até mais cimento extravasar pelas margens da inlay. A pressão de 1kg foi mantida por 5min. Os dentes foram seccionados com Isomet e avaliados com testes de microtração. A utilização do ultrassom melhorou a resistência adesiva do cimento RelyX Unicem nas diferentes formas de aplicação, mas o mesmo não ocorreu com o cimento G-Cem fornecido em cápsula.

2.2 MATERIAIS UTILIZADOS PARA CIMENTAÇÃO

Ao longo da história da cimentação odontológica, vários materiais têm sido utilizados para a realização da cimentação definitiva de restaurações indiretas. Nos dias atuais, alguns deles ainda são utilizados, como o cimento de fosfato de zinco e o cimento

de poliacarboxilato (ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998; WASSELL; BARKER; STEELE, 2002). Outros foram introduzidos mais recentemente: o cimento de ionômero de vidro; os cimentos resinosos; os sistemas adesivos (ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998); e a resina composta (MAGNE; KNEZEVIC, 2009; MAGNE et al., 2010).

Entre os mais antigos, o centenário cimento de fosfato de zinco ainda é um dos materiais mais indicados para a cimentação de restaurações metálicas ou com infraestrutura metálica, principalmente pela alta taxa de sucesso clínico, em períodos longos de avaliação. Sua espessura de película está diretamente relacionada à proporção água/pó e à correta manipulação. Já a solubilidade em meio oral e a falta de adesão são suas principais desvantagens, o que tem estimulado a indicação de materiais alternativos, como os cimentos resinosos (ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998; WASSELL; BARKER; STEELE, 2002).

Entre os cimentos com bom histórico, o de poliacarboxilato apresenta vantagens como adesão ao esmalte e dentina, adequado tempo de trabalho e boa resistência compressiva. Entretanto, sua baixa resistência à tração, a susceptibilidade à deformação sobre carga e à dissolução ácida, e a dificuldade em se obterem baixas espessuras de película comprometem sua indicação (WASSELL; BARKER; STEELE, 2002).

A liberação de flúor do cimento de ionômero de vidro pode prevenir a presença de cáries recorrentes. Esse cimento apresenta uma acidez similar à do cimento de fosfato de zinco, o que tem sido apontado como mais uma vantagem. Suas desvantagens são: sensibilidade à umidade em seguida à cimentação; baixa resistência

à tração; susceptibilidade à dissolução ácida; e presença de sensibilidade pós-operatória – embora não seja maior que a do cimento de fosfato de zinco (WASELL; BARKER; STEELE, 2002).

Os materiais resinosos como os sistemas adesivos, os cimentos resinosos e as resinas compostas são indicados para a cimentação de restaurações indiretas de cerâmica, de cerômeros, de resina composta e de pinos estéticos (ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998). Segundo Wassell; Barker; Steele (2002), os cimentos resinosos apresentam vantagens como: boa resistência compressiva; alta resistência à tração; baixa solubilidade em água; relativa resistência à dissolução ácida; e aumento da resistência da restauração cerâmica. As desvantagens são: espessura de película com variação significativa em comparação a outros cimentos; e difícil remoção do cimento extravasado, principalmente nas proximais.

Mesmo com todos os aprimoramentos dos materiais resinosos, a espessura de película deles oscila muito quando comparada com a de outros cimentos. Quando os cimentos resinosos são utilizados, percebe-se um aumento no efeito de báscula nas restaurações e uma espessura irregular da película de cimento quando comparado com os cimentos de fosfato de zinco, de ionômero de vidro e depolicarboxilato (ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998).

Rosenstiel; Land; Crispin (1998) revisaram a literatura sobre os materiais de cimentação. As propriedades dos cimentos foram analisadas e comparadas. Os cimentos resinosos são indicados para a cimentação de restaurações cerâmicas. Entre os resinosos, o cimento Panavia 21 apresentou altos valores de resistência adesiva,

aumentando a retenção da restauração ao dente. Entretanto, mostraram alta incidência do efeito de báscula nas restaurações e irregular espessura do filme de cimento quando comparados com os cimentos de fosfato de zinco, de ionômero de vidro e de poliacarboxilato.

Kious; Roberts; Brackett (2009) avaliaram a espessura da película de cimentos resinosos. Segundo as normas da ISO Standard 9917, a espessura da película não deve ser superior a 25 μ m para cimentos à base de água, nem menor que 50 μ m para os cimentos resinosos. Os cimentos FujiCEM, RelyX Unicem, RelyX ARC, Maxcem e Panavia 21 apresentaram valores abaixo de 25 μ m no tempo de cimentação de 2min e abaixo de 50 μ m para 3min de assentamento. O cimento RelyX Luting Plus apresentou valores superiores a 25,4 μ m para 2min de assentamento e de 53,6 μ m para 3min de assentamento.

Por outro lado, a pressão pulpar pode apresentar efeito adverso sobre a resistência adesiva. Mazzitelli et al. (2008) observaram que, quando a cimentação adesiva foi realizada sob pressão pulpar, houve perda da resistência adesiva no cimento Calibra (DeTrey Dentsply) e aumento da resistência adesiva nos cimentos RelyX Unicem (3M ESPE) e Bis-Cem (Bisco), enquanto nos cimentos Multilink Sprint (Ivoclar Vivadent) e G-Cem (GC Corp.) não houve diferenças estatísticas.

Em outro estudo, o cimento RelyX Unicem também não apresentou variações significativas com ou sem a presença da pressão pulpar (20cm de H₂O) (HIRAISHI et al., 2009). Segundo Hiraishi et al. (2009), a permeabilidade dos sistemas adesivos Single Bond 2 (3M ESPE) e ED primer 2.0 (Kuraray) pode afetar a

resistência adesiva dos cimentos adesivos RelyX ARC (3M ESPE) e Panavia F (Kuraray), respectivamente.

Recentemente, alguns autores têm preconizado a utilização da resina composta pré-aquecida para a cimentação de restaurações indiretas (MAGNE; KNEZEVIC, 2009; MAGNE et al., 2010). O primeiro questionamento que se faz é se a espessura da película da resina composta, como material cimentante, apresenta valores razoáveis. Para entender o comportamento das resinas compostas na cimentação e a espessura da película delas, alguns fatores devem ser analisados.

O primeiro fator se refere à viscosidade das resinas compostas. A substituição do amálgama pela resina composta exigiu dos fabricantes adequações desta. Para aumentar a resistência e diminuir a contração de polimerização, a solução encontrada foi aumentar a quantidade de partículas. Essas modificações alteraram a viscosidade e diminuíram a capacidade de fluidez em situações como na cimentação. Por outro lado, a utilização de resinas compostas de baixa viscosidade (*flow*) e de alta molhabilidade, resultante da alta quantidade de matriz orgânica, apresentam aumento na contração de polimerização (BLALOCK; HOLMES; RUEGGERBERG, 2006). A contração de polimerização pode levar a uma sequência de acontecimentos como rompimento da ligação adesiva, microinfiltração e falha da restauração adesiva.

Uma provável solução para aumentar a fluidez de resinas compostas, sem os efeitos indesejáveis das resinas de baixa viscosidade, foi o aquecimento das resinas compostas numa temperatura que não interfira nas características dela. Aparelhos que permitem o aquecimento da resina composta (Calset, AdDent

Inc., Danbury, CT, EUA) estão sendo utilizados para aumentar a fluidez dessas resinas em restaurações diretas ou para sua aplicação na cimentação de restaurações indiretas (BLALOCK; HOLMES; RUEGGERBERG, 2006; MAGNE; KNEZEVIC, 2009; MAGNE et al., 2010).

De acordo com Magne e Knezevic (2009), para realizar a cimentação de coroas cerâmicas (IPS Empress CAD e IPS e.max CAD) e de resina composta (Paradigm MZ100), a resina composta Z100 (3M ESPE) foi pré-aquecida a 68°C com o aparelho Calset (AdDent Inc., Danbury, CT, EUA) e, durante a cimentação, foi exercida uma força de 6N para promover o escoamento da resina composta.

Esse aquecimento pode não aumentar o grau de conversão do monômero resinoso, mas propicia melhor adaptação marginal da resina nas paredes cavitárias (FRÓES-SALGADO et al., 2010; LOHBAUER et al., 2009).

Contudo, um fator adverso para a recomendação de resinas compostas para a cimentação é que algumas são indiferentes ao aumento da temperatura. Segundo Blalock; Holmes; Rueggeberg (2006), não houve redução estatística na espessura da película das resinas Filtek A110 e SureFil quando aquecidas a 54°C e a 60°C. Nessas resinas, o aumento do peso e do volume de partículas não interferiu na espessura da película. A resina SureFil apresenta a maior quantidade de carga em peso (82%) e volume (65%), e a Filtek A110 a menor quantidade, entre as resinas testadas, em peso (56%) e volume (40%). As demais resinas apresentaram redução na espessura da película, mas mesmo com a redução, ainda ficou maior

que a espessura da película das resinas de baixa viscosidade em temperatura ambiente.

Além da seleção de uma resina composta sensível ao aquecimento, uma solução plausível para diminuir a espessura da película pode ser a aplicação de uma força de cimentação constante e por um tempo maior, para permitir o escoamento progressivo da resina composta pelas margens da restauração indireta (CHIEFFI et al., 2007).

Seguindo as orientações da especificação da ISO 4049:2000, Blalock; Holmes; Rueggeberg (2006) compararam a espessura da película de resinas de baixa viscosidade (*flow*) com as convencionais e de alta viscosidade. As resinas de baixa viscosidade testadas foram Flowline, Aeliteflo LV, Filtek Flow, Tetric Flow e Heliomolar Flow. As resinas compostas testadas foram Heliomolar RO (microparticulada), Esthetic-X (convencional híbrida microparticulada), Filtek Supreme (híbrida nanoparticulada), Filtek A110 (microparticulada), Point 4 (híbrida microparticulada), Tetric Ceram (trimodal) e SureFil (de alta viscosidade). As resinas foram aquecidas a 54°C e a 60°C (Calset, AdDent Inc., Danbury, CT, EUA). Não houve redução estatística na espessura da película das resinas Filtek A110 e SureFil quando aquecidas a 54°C e a 60°C. Nessas resinas, o aumento do peso e do volume de partículas não interferiu na espessura da película. A resina SureFil apresentou a maior quantidade de carga em peso (82%) e em volume (65%), e a Filtek A110, a menor quantidade em peso (56%) e em volume (40%) entre as resinas testadas. As demais resinas apresentaram redução na espessura da película, mas, mesmo com a redução, ainda ficaram

maiores que a espessura da película das resinas de baixa viscosidade em temperatura ambiente.

Alternativamente aos materiais utilizados para cimentação definitiva, adota-se a técnica da réplica, em que se utilizam materiais de moldagem na execução de um procedimento não destrutivo. A descrição dessa técnica e de suas aplicações será feita a seguir.

2.3 TÉCNICA DA RÉPLICA

Antes de apresentar especificamente os métodos de avaliação das adaptações, é adequado rever e compreender a nomenclatura específica. O termo “adaptação” pode ser associado a uma série de denominações que parecem similares, mas que, na verdade, refletem situações, locais e mensurações diferentes. A terminologia adequada foi estabelecida por Holmes et al. (1989). Segundo os autores, “discrepância marginal” seria o termo mais adequado quando se refere à mensuração do espaço existente entre o dente e a coroa. A medida da discrepância marginal pode ser definida geometricamente em fenda interna, fenda marginal, discrepância marginal vertical, discrepância marginal horizontal, margem sobre-estendida, margem subestendida, discrepância marginal absoluta e discrepância de assentamento. Os autores ainda sugerem que a alternativa que poderia refletir o total da discrepância marginal parece ser a discrepância marginal absoluta.

A análise da discrepância marginal pode ser realizada diretamente da superfície externa do espécime dente/restauração, troquel/restauração (ABBATE; TJAN; FOX, 1989; DENISSEN et al., 2000; DIMASHKIEH; DAVIES; VON FRAUNHOFER, 1974; ESTAFAN; DUSSETSCHLEGER; AGOSTA, 2003; GOLDIN et al., 2005; HEMBREE Jr.; GEORGE; HEMBREE, 1978; MARTIN; JEDYNAKIEWICZ, 2000; PILO; CARDASH, 1998; QUINTAS; OLIVEIRA; BOTTINO, 2004; SATO; MATSUMURA; ATSUTA, 2002; WHITE; SORENSEN; KANG, 1991; YEO; YANG; LEE, 2003).

Quando o objetivo é a análise da discrepância interna, a imagem pode ser obtida com a inclusão e o seccionamento do espécime dente/coroa (ADDI et al., 2002; BINDL; MÖRMANN, 2005, 2007; DAVIS; KELLY; CAMPBELL, 1989; HOLMES et al., 1992; KAWAI et al., 1995; RAHME et al., 2008; SJÖGREN, 1995; SORENSEN, 1990). Nessa situação, a espessura da película de cimento é analisada, porém os espécimes dente e coroa são destruídos, o que inviabiliza novas mensurações, como o teste com outros cimentos.

A alternativa mais utilizada é o emprego de técnicas não destrutivas, como a réplica interna, as quais permitem a preservação do espécime dente/coroa. Os primeiros a preconizar a técnica da réplica foram McLean e Von Fraunhofer (1971), que utilizaram um poliéster (Impregum) para determinar a espessura da película entre dente e coroa. Segundo os autores, a viscosidade e os tempos de trabalho e de polimerização desse material elastomérico são similares aos do cimento de fosfato de zinco. Mais tarde, outro estudo confirmou que a viscosidade do silicone leve foi de 10,6Pa/s e que é similar à viscosidade do cimento de fosfato de zinco (WILSON, 1994).

Na técnica da réplica, as restaurações indiretas são cimentadas a seus respectivos dentes, preparados com a interposição de um material de moldagem, que pode ser poliéter (McLEAN; VON FRAUNHOFER, 1971), silicone de condensação (DAVIS; KELLY; CAMPBELL, 1989; LIMA, 2005) ou silicone de adição (ADDI et al., 2002; BOENING et al., 2000; JAHANGIRI et al., 2005; KOKUBO et al., 2005; LEE et al., 2008; LUTHARDT et al., 2004; MOLIN; KARLSSON, 1993; MOU et al., 2002; RAHME et al., 2008; REICH et al., 2005, 2008; TINSCHERT et al., 2001; TSITROU; NORTHEAST; VAN NOORT, 2007; WETTSTEIN et al., 2008; WHITE; KIPNIS, 1993).

A técnica da réplica pode ser ainda utilizada como auxiliar ao ajuste interno de restaurações indiretas (ARAKELIAN, 1982; JAHANGIRI; ESTAFAN, 2006; KEYS, 2002; RISSIN; WETREICH, 1983). A cimentação das restaurações indiretas com material de moldagem e a remoção da coroa do dente, após a polimerização do material, permitem a identificação de possíveis interferências, pela identificação de pontos de descontinuidade ou com espessura muito reduzida. A posterior remoção das interferências será, então, realizada com instrumento rotatório. O procedimento pode ser repetido até a perfeita adaptação marginal da restauração indireta ao dente.

White (1993) relatou que a utilização de silicões específicos para a verificação da espessura de película e como auxiliar de ajuste interno pode diminuir em 40% a discrepância marginal. Para evitar a interferência de resíduos de silicone na cimentação, deve-se realizar uma limpeza com um solvente orgânico (acetona) e asperização com óxido de alumínio ou profilaxia.

Uma modificação na técnica da réplica foi preconizada por Nakamura et al. (2003, 2005) e Lee et al. (2008). Em vez de seccionar o material de moldagem para mensurar a espessura dele, os autores pesaram a película de silicone de adição (Fit Checker, GC Dental Industrial Corp.), que ficou interposta entre a coroa e o dente. A discrepância marginal foi definida a partir da espessura do silicone, que, por sua vez, foi calculada.

Outra variação na técnica da réplica para a mensuração da discrepância marginal foi preconizada por Kelly; Davis; Campbell(1989), que empregaram um método de reflexão de luz através de espessuras de um silicone de condensação colorido para a mensuração da discrepância marginal, sem a necessidade de inclusão e mensuração da espessura do material de moldagem pelo microscópio.

A técnica da réplica pode, ainda, ser empregada externamente, como instrumento avaliador de diferentes superfícies. As superfícies podem ser de restaurações e/ou de dentes, o que permite uma série de observações, como a mensuração da desadaptação marginal (BINDL; MÖRMANN, 2003; MÖRMANN; KREJCI, 1992), análise de superfície dentinária com sistema adesivo (BRESCHI et al., 2008; SAURO et al., 2007), análise de rugosidade superficial de esmalte clareado (CADENARO et al., 2008), análise de rugosidade superficial de restaurações polidas (JUNG; HORNING; KLIMEK, 2005), perda de estrutura dental (SCHMIDLIN et al., 2001) ou, ainda, como auxiliar na análise fractrográfica (SCHERRER et al., 2007).

2.4 FORÇA DE MORDIDA

O estudo dos valores da força de mordida durante a mastigação foi importante para entender a utilização de dinamômetros e a necessidade do controle da força de mordida para ser utilizada na cimentação de restaurações cerâmicas. Para entender a necessidade desse controle é importante lembrar que cargas superiores a 50N podem ser suficientes para fraturar restaurações cerâmicas durante o procedimento de cimentação (WILSON, 1992). Entretanto, a força de mordida em dentes posteriores pode ser mais de dez vezes superior a esse valor (CALDERON et al., 2006).

Como conceito, mordida é definida como o resultado da ação dos músculos elevadores da mandíbula. Fisiologicamente, é a ação dos músculos masseteres, temporais, pterigóideos mediais e laterais superiores de ambos os lados, que resulta na elevação da mandíbula e na máxima intercuspidação habitual. A avaliação da força de mordida é um indicador do estado da função mastigatória e, portanto, importante para o diagnóstico de distúrbios do sistema estomatognático (KOC; DOGAN; BEK, 2010).

O primeiro estudo experimental para determinar a força de mordida foi realizado por Borelli em 1681 (KOC; DOGAN; BEK, 2010). O autor fixou diferentes pesos por meio de um cordão que passava pela mandíbula na região de molares, obtendo levantamento de pesos superiores a 200kg. O primeiro estudo científico foi realizado por Black, em 1893, que desenvolveu um novo tipo de dinamômetro oral (KOC; DOGAN; BEK, 2010). De uma

forma simplificada, pode-se dizer que o dinamômetro oral é um aparelho utilizado para medir a força muscular durante a elevação da mandíbula.

Os modernos dinamômetros orais são baseados na ação de resistência elétrica de extensômetros. A aplicação da tecnologia eletrônica viabilizou o desenvolvimento de dinamômetros digitais, os quais, juntamente com os extensômetros, permitem mais precisão na mensuração (KOC; DOGAN; BEK, 2010).

Fernandes et al. (2003) desenvolveram um dinamômetro que utiliza extensômetros para monitorar a força de mordida e que é capaz de avaliar os contatos prematuros em todos os dentes da arcada ao mesmo tempo. Para isso, utilizaram um sensor com extensômetros no garfo de mordida com tamanho do arco dental com 1,5mm de espessura. Sobre e sob o sensor foram aplicadas duas camadas de 3mm de silicone de adição de consistência pesada (Provil, Bayer Inc.) totalizando 7,5mm de espessura. De uma forma simplificada, o garfo de mordida é um suporte em alumínio resistente em que o sinal foi condicionado, ampliado (Amplifier 2100, Vishay Instruments) e registrado no UV oscilógrafo (SE 6150 MK II, SE Labs).

Vários estudos têm utilizado os dinamômetros para avaliar e acompanhar as desordens do sistema estomatognático (CALDERON et al., 2006; PEREIRA-CENCI et al., 2007; PIZOLATO et al., 2007). Entre eles, Calderon et al. (2006) avaliaram a influência do sexo e do bruxismo na máxima força de mordida. Por meio de um dinamômetro digital (Modelo IDDK, Kratos Equipamentos Industriais Ltda.) adaptado para as condições orais, examinaram 180 pacientes com idade média de 24 anos. Realizaram-se 12

mensurações da máxima força de mordida por paciente no período de 10 dias. As mensurações foram realizadas na região de primeiros molares. Pacientes sem a presença de bruxismo apresentaram forças máximas de mordida entre 454,3N (feminino) e 590,0N (masculino). Para os que apresentavam bruxismo, os valores de forças máximas de mordida foram de 395,6N (feminino) e de 584,5N (masculino).

Para determinar o máximo de força exercida durante a mordida na região de molares e de incisivos, Regalo et al. (2008) compararam os valores obtidos com 41 índios brasileiros (tribo Xingu) e 41 civis brasileiros de cor branca. Os indivíduos selecionados apresentavam classe I de Angle. Um dinamômetro digital (Kratos, modelo IDDK) foi adaptado para a condição oral. Os valores médios nos molares direitos são índio 421N e civil de cor branca 410N, não sendo estatisticamente diferentes. Na região anterior, os valores foram estatisticamente diferentes: índio 194N e civil de cor branca 117N.

Outra forma de aplicação de extensômetros foi utilizada para avaliar a deformação da estrutura dental (REEH; DOUGLAS; MESSER, 1989; SOARES et al., 2008). Soares et al. (2008) fixaram os extensômetros diretamente em estrutura dental para avaliar a resistência de pré-molares tratados endodonticamente e restaurados com diferentes cavidades e materiais. As cavidades abertas com preparos MOD para restaurações diretas e indiretas foram similares às cavidades com restauração MOD para amálgama. As cavidades MOD com as restaurações diretas (Filtek Supreme/SR Adoro) e indiretas (IPS Empress) foram similares ao dente íntegro. Os extensômetros (Excel Sensores) apresentavam área de 4,1m²,

resistência elétrica de 350Ω e fator de 2,12. Os espécimes receberam compressão axial com velocidade de 0,5mm/min com máximo de força de 150N, por um máquina de ensaio (EMIC DL 2000).

A função mastigatória foi avaliada pela mensuração da força de mordida por Sipert et al. (2009) em pacientes com lábio leporino e fenda palatina. A força de mordida de pacientes com lábio leporino e fenda palatina dos sexos feminino (13) e masculino (14) foi comparada com a de 10 pacientes de cada sexo sem a presença dessas anomalias. As avaliações foram realizadas uma na região anterior e duas na região de molares, lado direito e esquerdo. O aparelho dinamômetro (KFD-D16-11 Kyowa Electronics Instruments) utilizado foi composto de células de carga e extensômetros, o qual foi desinfectado com álcool a 77°GL e envolvido em filme plástico antes da mensuração em cada paciente. Os resultados mostraram que os pacientes com lábio leporino e fenda palatina apresentaram menores valores na máxima força de mordida.

Uma grande parte dos depósitos de patentes se refere a aparelhos que utilizam extensômetros para determinar uma deformação. Entretanto, pode-se encontrar depósitos de instrumentos sem nenhum aparato eletrônico como o de Wilborn (1953), desenvolvido para auxiliar o cirurgião-dentista durante a cimentação de dentes anteriores. O paciente, ao morder o instrumento com o incisivo inferior, permite a compressão da coroa do incisivo superior.

Outras patentes referem ao desenvolvimento de tiras para interposição dental durante a cimentação. Humboldt (1999)

depositou a patente de uma tira de elastômero para a interposição entre dentes superiores e inferiores durante a cimentação. A tira deveria ser estreita, 3,175mm, e com espessura de 3,175mm para reter-se a região do sulco central da coroa do dente a ser cimentada. Com a mesma proposta, Adler (1985) depositou a patente de uma tira contendo bolhas com forma de hemiesferas confeccionada em polímero. Durante a cimentação, as bolhas se deformam, adaptando-se à anatomia das faces oclusais dos dentes superiores e inferiores. Hofsess (1990) depositou a patente de uma tira retangular com 2,5cm de comprimento e com 1cm de largura e na porção central uma nova tira com área entre 0,3cm² e 6,0cm².

Entre os dispositivos com extensômetros, Davis e Maxwell (1967) desenvolveram e depositaram a patente de um dispositivo em forma de dente para avaliar a força mastigatória. Hamilton e Norado (1995) desenvolveram um arco metálico para ser mordido pelo paciente. Sobre o arco, fixaram-se extensômetros que detectam a deformação metálica e posteriormente esses dados são transformados em valores de força (N).

Um elaborado aparelho portátil foi desenvolvido por Sakaguchi et al. (1998) para mensurar a força de mordida. No próprio instrumento adaptou-se um visor digital para mostrar o valor de força ao avaliador.

Diferentemente dos demais autores, Arnold (2000) desenvolveu e depositou a patente de um dispositivo que não utilizava extensômetros. Ao fechar os dentes, o paciente comprime duas hastes metálicas que pressionam um bulbo pneumático. A pressão gerada é canalizada a um segundo tubo, onde é mensurada a pressão. Entre as características desse novo dinamômetro,

ressalta-se a possibilidade de remoção dos suportes onde os pacientes mordem, o que facilita o processo de esterilização.



PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo é propor a padronização da força na técnica de cimentação.

Para isso, os procedimentos são divididos em duas fases:

- 1º Momento: desenvolvimento de um dinamômetro digital para aplicação clínica;
- 2º Momento: comparação do uso desse dinamômetro com a pressão manual na cimentação de restaurações cerâmicas simulando a situação clínica.



MATERIAL E MÉTODO

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 PROJETO DO DINAMÔMETRO

Para o dimensionamento inicial do arco de aço inoxidável foi necessária a utilização de ferramentas computacionais CAD (Desenho Auxiliado por Computador) e FEA (Análise em Elementos Finitos). Esse procedimento foi de fundamental importância tanto para a visualização tridimensional do produto como para os cálculos, a simulação da peça e definição dos locais que posteriormente foram inseridos os extensômetros (FIG. 1).

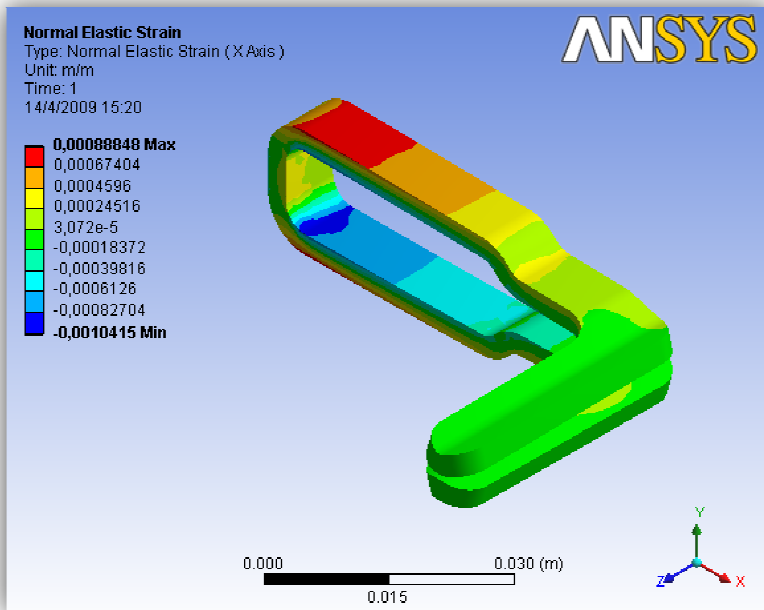


Figura 1 - Simulação numérica via elementos finitos do arco de contato dental a ser confeccionado.

4.2 DESENVOLVIMENTO DO DINAMÔMETRO

Após o dimensionamento inicial do arco de aço inoxidável, selecionou-se o material mais adequado para a confecção dele. Para atender aos requisitos básicos, optou-se pela utilização de material metálico para se fazer o arco de contato dental, mais especificamente o aço ABNT 420.

Com a confecção do arco de aço inoxidável, foram selecionados os dispositivos para compor o dinamômetro. Para a montagem do dinamômetro foram utilizados dispositivos como: extensômetros, transdutor célula de carga, multi-indicador de painel e fonte de alimentação chaveada.

Os extensômetros foram selecionados de acordo com o material a ser deformado – que, nesse caso, foi o aço ABNT 420 – e conectados seguindo-se o esquema da ponte completa de Wheatstone (FIG. 2).

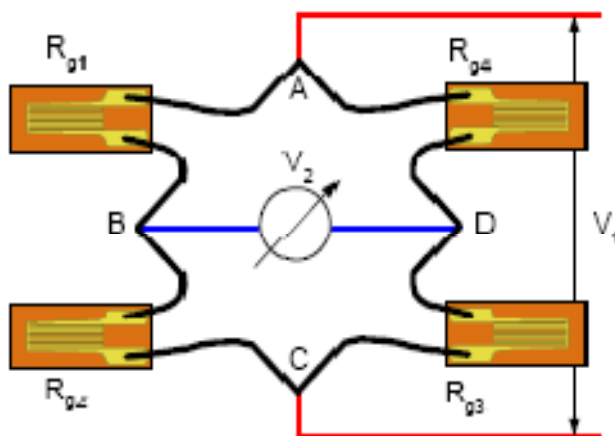


Figura 2 - Ponte de Wheatstone (ponte completa).

Os extensômetros em número de quatro foram ligados ao arco de aço inoxidável de acordo como o exposto nas FIG. 3 e 4.

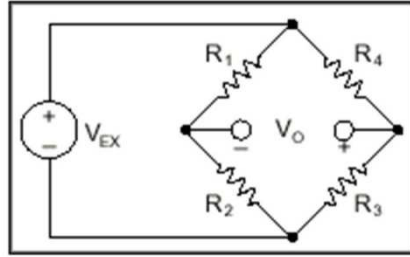


Figura 3 - Esquema de ligação dos extensômetros.



Figura 4 - Localização dos extensômetros.

Durante as fases de elaboração do aparelho dinamômetro, idealizou-se um cabo de alumínio para facilitar o manuseio e a postura para a utilização do arco de aço inoxidável. Esse cabo foi projetado para ser oco, permitindo a entrada e saída dos fios oriundos dos quatro extensômetros.

Na fase de ajustes selecionou-se uma caixa plástica (PB 220/140, Patola, São Paulo, SP, Brasil) para receber o transdutor de célula de carga, o multi-indicador de painel e a fonte de alimentação chaveada. Ainda, como melhoria, foi unificada a entrada de energia elétrica. Para facilitar a esterilização confeccionaram-se dois

adaptadores removíveis em aço para área de contato dental. Cada adaptador removível recebeu uma cobertura de silicone descartável para o contato dental (FIG. 5).



Figura 5 - Vista frontal do dinamômetro pronto para iniciarem-se os testes.

4.3 CALIBRAÇÃO E ERRO MÁXIMO DO DINAMÔMETRO

A calibração do sistema foi feita com a utilização de nove massas padrão de 0,5kg até 4,5kg, com intervalo de 0,5kg. Para cada carga foram feitas três medições, registradas pelo multi-indicador de painel.

A aceleração da gravidade local era de $g=9,79117\text{m/s}^2$. O valor usado como constante de correção foi obtido pela média das três medições. O valor médio de 0,0815 foi inserido no multi-indicador de painel. O erro máximo avaliado foi de $\pm 0,5\text{N}$. Os valores medidos estão registrados na TAB.1.

Para a avaliação do aparelho dinamômetro com as ponteiras de silicone antes dos testes, *in vitro*, utilizou-se uma massa padronizada de 2,050kg para conferir se a precisão dele estava dentro do erro máximo de $\pm 0,5\text{N}$. Essa massa foi selecionada por ser um valor próximo a 20N, que é o valor selecionado para a cimentação. Para o teste do dinamômetro utilizou-se o dispositivo de Delbons (2007), que foi elaborado para a padronização de força de cimentação *in vitro* (FIG. 6).



Figura 6 - Dispositivo de estabilização proposto por Delbons (2007).

Tabela 1 - Dados da calibração do sistema

Massa (kg)	g local (m/s²)	Força (N)	Transdutor			Média	Reta	Erro	DP	Erro -2DP	Erro + 2DP
0	9,79117	0	0	0	0	0	0,20	0,20	0,000	0,197	0,197
0,5	9,79117	4,895585	58,9	58,3	58,5	58,57	4,97	0,07	0,025	0,025	0,125
1,0	9,79117	9,79117	117,9	117,2	117,3	117,47	9,77	-0,02	0,031	-0,082	0,041
1,5	9,79117	14,68676	176,8	176,5	176,5	176,53	14,58	-0,10	0,021	-0,143	-0,061
2,0	9,79117	19,58234	237,1	236,4	236,2	236,57	19,48	-0,10	0,039	-0,182	-0,028
2,5	9,79117	24,47793	297,1	295,5	295,8	296,13	24,33	-0,15	0,069	-0,284	-0,007
3,0	9,79117	29,37351	357,8	356	356,2	356,67	29,27	-0,11	0,080	-0,269	0,053
3,5	9,79117	34,2691	418	415,6	416,3	416,63	34,15	-0,12	0,101	-0,317	0,085
4,0	9,79117	39,16468	479,5	477,3	477,4	478,07	39,16	0,00	0,101	-0,207	0,198
4,5	9,79117	44,06027	542,7	541,2	541,6	541,83	44,36	0,30	0,063	0,170	0,423

Para a estabilização do cabo do dinamômetro, de forma a evitar qualquer oscilação durante o teste, utilizou-se um tripé para máquina fotográfica e uma morsa para manequins odontológicos (Prodens, Carapiá Indústria e Comércio de Produtos Odontológicos Ltda., São Gonçalo, RJ, Brasil) (FIG. 7).



Figura 7 - O cabo do dinamômetro foi estabilizado com o auxílio de um tripé e de uma morsa.

A massa selecionada de 2,050kg foi sobreposta à plataforma de sustentação do dispositivo de Delbons (2007) (FIG. 8). Para a conversão de massa em força, utilizou-se a seguinte fórmula: força = massa x gravidade local ($F=m.a$). Assim, $2,050\text{kgf} \times 9,79117\text{m/s}^2$, que é a aceleração da gravidade em Florianópolis, é igual a uma

força de 20,0718985N. Com o arredondamento em duas casas decimais, a força ficou em 20,07N.



Figura 8 - O peso de 2.050kg foi disposto sobre a plataforma de sustentação do dispositivo de Delbons (2007).

Na FIG. 9 observa-se o dispositivo de Delbons (2007), inicialmente travado, e o multi-indicador de painel do dinamômetro em zero. Na FIG. 10 foi liberada a massa, e no multi-indicador de painel observa-se o valor de 20,09, com um erro de $\pm 0,02$ N.



Figura 9 - Vista da ponteira oral do dinamômetro posicionado no dispositivo de Delbons (2007) travado para não exercer força e o multi-indicador de painel do dinamômetro em zero.



Figura 10 - Vista da ponteira oral do dinamômetro posicionado no dispositivo de Delbons (2007) destravado para exercer a carga de 2.050kg e o multi-indicador de painel do dinamômetro em 20,09N apresentando um erro de $\pm 0,02N$.

4.4 TESTE *IN VITRO*

4.4.1 Obtenção e seleção dos dentes

Esse projeto de pesquisa foi submetido à avaliação do Comitê de Ética (CEP – ANEXO A) da Universidade Federal de Santa Catarina. Para a confecção deste estudo selecionaram-se 10 dentes terceiros molares humanos hígidos, com forma e tamanhos compatíveis com primeiros ou segundos molares, que foram obtidos mediante doação do banco de dentes da Universidade Federal de Alfenas (UNIFAL-MG). Os dentes foram armazenados em potes hermeticamente fechados, com solução de timol a 0,1%, para evitar a proliferação bacteriana (GU; KERN, 2003).

A porção radicular dos dentes foi raspada com o auxílio de curetas periodontais (Hu-Friedy, Chicago, IL, EUA) e limpos com taças de borracha impregnadas com uma pasta de pedra-pomes e água, montados numa peça de mão de baixa rotação. Após a limpeza, os dentes foram inspecionados com uma lupa estereoscópica (Carl. Zeiss, Göttingen, Niedersachsen, Alemanha), com aumento de 20x, objetivando excluir dentes com trincas, fendas e alterações estruturais, as quais poderiam comprometer os resultados.

4.4.2 Preparos cavitários

Os preparos cavitários foram realizados para coroa total, com término em chanfro, remoção axial de 1,5mm e oclusal de 2mm. O grau de convergência em cada parede foi de 6º obtido pela permanência das pontas paralelas as faces correspondentes. Esses foram realizados com as pontas diamantadas troncocônicas de extremo arredondado nº 4137, 4137 F e 4137 FF (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil). A cada cinco preparos as pontas foram substituídas por outras novas, para manter a eficiência do desgaste. Todos os preparos foram realizados com leve pressão e abundante refrigeração ar/água, para evitar o aquecimento da estrutura dental.

Para o polimento do preparo, foram utilizadas pontas montadas de borracha, silicone e carbetto de silício (Vigodent S.A. Indústria e Comércio, Rio de Janeiro, Brasil, Lote 002/09).

Em seguida, cada dente foi moldado individualmente pela técnica de passo único com silicone de adição de consistência pesada Virtual (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Lote JL 4169) e com silicone de consistência leve Virtual (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Lote HL 4133).

4.4.3 Confeção das coroas cerâmicas

Para a confeção das 10 coroas cerâmicas, uma para cada dente preparado, pelo sistema injetávelIPS Empress 2, seguiram-se as etapas clínicas e laboratoriais que estão expostas no QUADRO 4.

Etapas Laboratoriais	Sistema Cerâmico Injetável
Moldagem	Técnica simultânea Silicone de adição leve e pesada Virtual (Ivoclar Vivadent)
Modelos de Gesso	Gesso especial tipo 4 Tuff Rock (Talladium do Brasil)
Espaçamento	Aproximadamente 40 μ m com o espaçador de troquéis Die Spacer (Talladium do Brasil)
Cerâmica	Pastilhas de IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent)
Sinterização / Glaze	Sinterização no forno EP 5000 (Ivoclar Vivadent) Wash com líquido do IPS e.max Glaze (Ivoclar Vivadent)

Quadro 4 – Principais etapas laboratoriais da confecção das coroas cerâmicas.

Após a finalização da confecção das 10 coroas (FIG. 11), iniciaram-se os procedimentos de cimentação e avaliação da adaptação interna entre as coroas e os respectivos dentes preparados.



Figura 11 - Vista oclusal das 10 coroas cerâmicas IPS Empress 2 finalizadas.

4.4.4 Ajuste interno

Para o ajuste interno de cada coroa, utilizou-se o silicone leve Tokuso Fit Tester (Tokuyama Dental Corp., Tóquio, Japão, Lote 012087). Após a manipulação em acordo com as instruções do fabricante, o material foi levado ao interior de cada coroa com pincel. Após esse procedimento, cada coroa com o silicone foi imediatamente adaptada sobre seu respectivo preparo e mantida sob força digital por 3min. Após a polimerização do silicone, cada coroa foi cuidadosamente removida do preparo, e o interior da coroa com a película de silicone foi avaliado. As áreas de contato foram identificadas pela transparência ou pela descontinuidade da película. Assim, essas áreas foram demarcadas com um grafite nº

0,5. A película foi removida, e os pontos de contato, marcados com o grafite na parte interna da coroa cerâmica, foram removidos com ponta diamantada esférica nº 1013, montada em alta rotação sob refrigeração. O processo foi repetido por mais duas vezes para todas as coroas.

4.4.5 Adaptação dos dentes ao manequim

Para cada dente natural confeccionou-se uma porção radicular semelhante a seu homólogo plástico do manequim odontológico Prodens Top Articulado (Carapiá Indústria e Comércio de Produtos Odontológicos Ltda., São Gonçalo, RJ, Brasil) (FIG. 12). De acordo com a anatomia do dente, selecionou-se o homólogo do manequim para servir de cópia, seguindo o exposto no QUADRO 5.



Figura 12 - O dente “B” recebeu um prolongamento radicular de resina acrílica semelhante ao dente 36 do manequim.

Identificação do dente	Anatomia	Localização no Manequim
A, E	Segundo molar inferior esquerdo	37
B	Primeiro molar inferior esquerdo	36
C, J	Primeiro molar superior esquerdo	26
D, G	Segundo molar superior direito	17
F, I	Primeiro molar inferior direito	46
H	Primeiro molar superior direito	16

Quadro 5 – Distribuição dos dentes por anatomia e localização no manequim.

Inicialmente foram obtidos moldes de silicone da porção radicular dos dentes de plástico do manequim odontológico Prodens Top Articulado (Carapiá Indústria e Comércio de Produtos Odontológicos Ltda., São Gonçalo, RJ, Brasil). Para a moldagem da porção radicular do dente plástico selecionado, o silicone de adição de consistência média Virtual Monophase Fast Set (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, lote NL4008) foi injetado no interior de um frasco plástico. Em seguida, a porção radicular do dente do manequim foi inserida no centro do frasco plástico. Após a polimerização do silicone, o dente era removido do molde. Os moldes adequados foram preenchidos com a resina acrílica autopolimerizável Dencrilon (Dencril Comércio de Plásticos Ltda., Pirassununga, São Paulo, Brasil), recém-preparada pelo método de

saturação entre o monômero e o polímero em pote de vidro. A porção radicular do dente natural foi adaptada ao molde preenchido com a resina acrílica, de tal forma que a margem gengival do preparo ficasse ligeiramente sobre ou ao nível da gengiva plástica do manequim. Após a polimerização da resina acrílica os dentes foram retirados do molde para a remoção dos excessos de resina acrílica (FIG. 13).



Figura 13 - Após os preparos cavitários os dentes naturais receberam um prolongamento na porção radicular.

4.4.6 Cimentação

Previamente à realização das cimentações foram realizadas algumas adaptações no manequim Prodens Top Articulado (Carapiá Indústria e Comércio de Produtos Odontológicos Ltda., São Gonçalo,

RJ, Brasil) (FIG. 14). Entre as adaptações, foi necessária a fixação de duas placas metálicas na região correspondente aos côndilos até os ramos da mandíbula para evitar o deslocamento da mandíbula durante a mordida, com a interposição do dinamômetro (FIG. 15).



Figura 14 - Manequim odontológico Prodens Top Articulado



Figura 15 - Manequim odontológico Prodens Top Articulado com as adaptações necessárias.

Uma base de resina acrílica com uma aleta metálica foi acoplada ao pino inferior da mandíbula para possibilitar um anteparo para o parafuso do queixo, do simulador de paciente (FIG. 16). Ao girar o parafuso contra essa aleta, a mandíbula era movimentada de encontro à maxila, fazendo a função similar a dos músculos elevadores da mandíbula (FIG. 17).



Figura 16 - Manequim acoplado no simulador de paciente Bob



Figura 17 - Foi adaptado um pino no simulador de paciente Bob para fazer a elevação da mandíbula do manequim.

A presença da máscara flexível, completando o simulador de paciente Bob (Prodens, Carapiá Indústria e Comércio de Produtos Odontológicos Ltda., São Gonçalo, RJ, Brasil), não atrapalhou o procedimento de elevação da mandíbula (FIG. 18).



Figura 18 - Vista frontal e lateral do simulador de paciente e manequim odontológico Prodens Top Articulado

4.4.6.1 Cimentação com força controlada

Para a realização dessa etapa, a cimentação foi realizada com a utilização do dinamômetro para padronização da força de cimentação.

Inicialmente foi substituído o dente do manequim pelo natural, seguindo a ordem de “A” até “J” (FIG. 19). Após a substituição, a coroa correspondente foi posicionada no preparo cavitário (FIG. 20) e a adaptação marginal foi analisada do ponto de vista de possíveis interferências nos contatos proximais que pudessem interferir nessa adaptação, haja vista que o ajuste interno foi realizado previamente.



Figura 19 - Vista vestibular do dente natural "B" posicionado no manequim.



Figura 20 - Vista vestibular da coroa cerâmica e o dente natural "B" posicionado no manequim.

Na sequência, o manequim foi acoplado ao simulador de paciente , e a máscara flexível foi adaptada. Para a cimentação simulada, selecionou-se o silicone de adição específico Tokuso Fit Tester (Tokuyama Dental Corp., Tóquio, Japão, Lote 012087). Foram dispensadas porções iguais das pastas catalisadora e base do

silicone leve Tokuso Fit Tester sobre o bloco de papel fornecido pelo fabricante. Utilizou-se um cronômetro digital para monitorar o tempo de manipulação, inserção e polimerização do silicone leve Tokuso Fit Tester. A manipulação do silicone foi realizada por 20s com espátula nº 24 (Duflex, SSWhite Artigos Odontológicos, Rio de Janeiro, Brasil). A coroa foi preenchida com o silicone recém-manipulado e imediatamente foi adaptada a seu respectivo dente . Na sequência, a ponteira do dinamômetro foi inserida na cavidade oral, e a ponta com o silicone de proteção foi posicionada sobre a coroa cerâmica (FIG. 21).



Figura 21 - Posicionamento da ponteira do dinamômetro e início do ato de roscar do parafuso que proporcionou a mordida.

Realizou-se a elevação da mandíbula ao roscar o parafuso (FIG. 22). O ato de roscar prosseguiu até o multi-indicador de painel do dinamômetro indicar aproximadamente 20,00N (FIG. 23). O tempo despendido do início da manipulação até o roscar final do

parafuso foi de aproximadamente 40s. Os excessos de silicone leve Tokuso Fit Tester foram removidos com o auxílio de um pincel (FIG. 23). O cabo da ponteira foi mantido estável por 3min. Em seguida, o parafuso foi desroscado para abaixar a mandíbula e removeram-se a ponteira do dinamômetro, a máscara flexível e o manequim do simulador de paciente. O dente natural foi removido com a coroa cerâmica. Para a diminuição da tensão superficial e facilitar o deslocamento da coroa do dente, antes da cimentação foi aplicado um gel hidrossolúvel KY (Johnson/Johnson, S. José dos Campos, SP, Brasil, Lote: 1960B10) no preparo cavitário e o excesso foi removido com papel absorvente. Cuidadosamente, a coroa e a película foram removidas do dente.

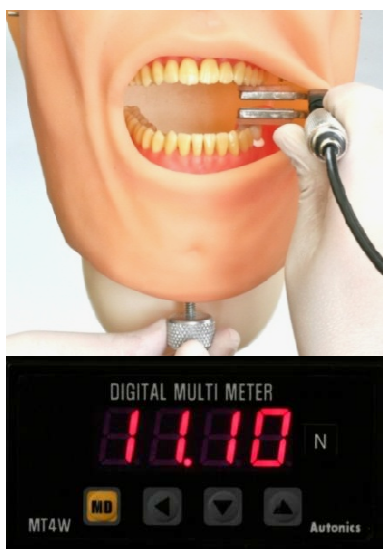


Figura 22 – O ato de rosca do parafuso foi realizado com o monitoramento do visor do multi-indicador de painel do dinamômetro até atingir um valor próximo a 20N.

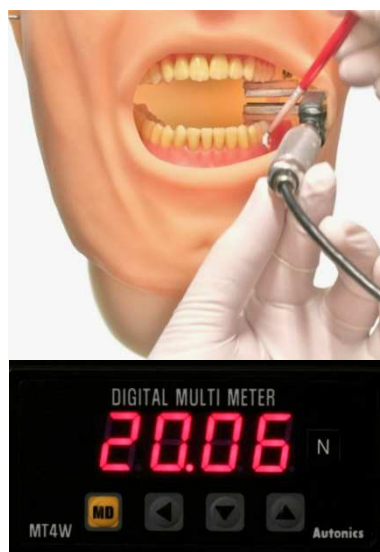


Figura 23 – Ao atingir 20N ($\pm 0,5N$), o ato de rosca foi cessado e os excessos de silicone foram removidos com o auxílio de um pincel.

4.4.6.2 Cimentação com força manual

Para a realização dessa etapa, solicitou-se a contribuição de três avaliadores graduados há mais de cinco anos, com especializações em dentística ou prótese e mestrados em dentística. Dois deles eram, à época, doutorandos, e o terceiro possuía doutorado em dentística.

De forma semelhante ao grupo de força padronizada, um único operador manipulou por 20s porções iguais de pasta catalisadora e base do silicone leve Tokuso Fit Tester (Tokuyama Dental Corp., Tóquio, Japão), sobre bloco de papel com espátula nº 24 (Duflex, SSWhite Artigos Odontológicos, Rio de Janeiro, Brasil). Imediatamente, cada coroa foi preenchida com esse material e justaposta pelo novo avaliador no seu respectivo dente preparado. Cada avaliador exerceu a força manual, usual em sua rotina clínica (FIG. 24). O avaliador foi orientado ainda a manter a força por 3min e a remover os excessos de silicone das faces vestibular e palatina. Em virtude do pouco tempo de polimerização do silicone Fit Tester, não foi removido o excesso interproximal e, por isso, não foram utilizados fios ou fitas dentais. Assim como nas cimentações com o dinamômetro, para a diminuição da tensão superficial e facilitar o deslocamento da coroa do dente, antes da cimentação foi aplicado um gel hidrossolúvel KY (Johnson/Johnson, S. José dos Campos, SP, Brasil, Lote: 1960B10) no preparo cavitário e o excesso foi removido com papel absorvente.



Figura 24 - No grupo B, a coroa cerâmica foi mantida sobre força manual (digital) por 3min.

Removeram-se a máscara flexível e o manequim do simulador de paciente. O dente natural foi removido com a coroa cerâmica em posição. Na sequência, a coroa, juntamente com a película, foi cuidadosamente removida do dente (FIG. 25 e 26).



Figura 25 - A coroa cerâmica foi cuidadosamente tracionada em sentido contrário ao dente.

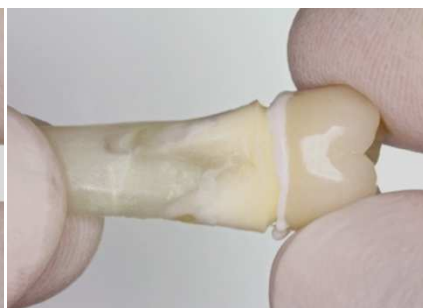


Figura 26 - A película de silicone saiu do dente e permaneceu fixada a coroa cerâmica.

4.4.7 Obtenção das réplicas de silicone

Para a realização dessa etapa foram idealizados e confeccionados dois dispositivos metálicos para facilitar cortes padronizados nos sentidos méso-distal e vestibulopalatal e um dispositivo metálico para estabilizar lâminas de bisturi nº 22 (Feather Safety Razor CO., LTD., Osaka, Japão, Lote 06010850), utilizadas para o corte dos silicones (FIG. 27).

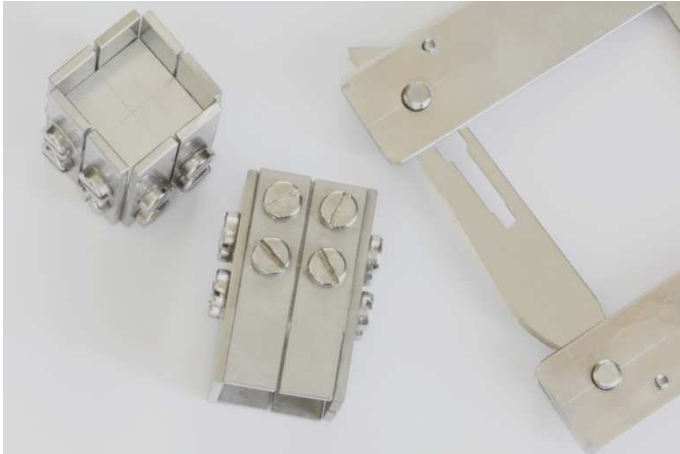


Figura 27 - Vista dos dispositivos metálicos para padronizar cortes nos sentidos méso-distal e vestibulopalatal e dispositivo metálico para estabilizar lâminas de bisturi nº 22.

Inicialmente, colocaram-se em diagonal duas fitas dentais no dispositivo para fazer cortes padronizados. Posteriormente, esses fios dentais facilitaram a remoção dos silicones polimerizados do interior dos dispositivos de cortes (FIG. 28).

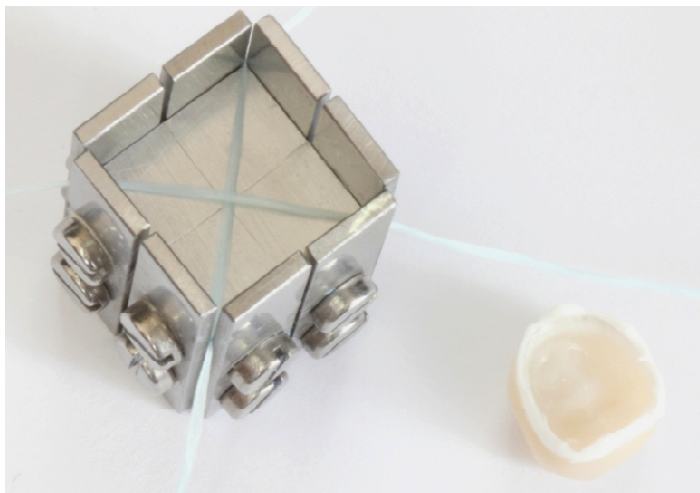


Figura 28 - Vista do dispositivo de padronização do corte trespicado com fitas dentais para facilitar a posterior remoção dos silicões.

Para a captura e a estabilização da película de silicone selecionou-se o silicone de adição de consistência média Virtual Monophase Fast Set (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein, Lote NL4008), por ser de cor azul-escuro, o que contrastou com a cor branca do Tokuso Fit Tester. Essa diferença de cor facilitou a posterior mensuração da espessura da película. O silicone de adição de consistência média Virtual Monophase Fast Set, fornecido em cartuchos para pistola, foi injetado no interior de um dos dispositivos de cortes. Em seguida, foi injetado com a mesma ponta de automistura sobre a película de Tokuso Fit Tester, ainda fixada internamente na coroa cerâmica (FIG. 29).



Figura 29 - O silicone de adição de consistência média Virtual Monophase Fast Set (Ivoclar Vivadent) foi injetado inicialmente no interior do dispositivo.

A coroa preenchida com os silicones foi assentada sobre o silicone recém-injetado no dispositivo de corte. A coroa foi ajustada para que as linhas de corte nos sentidos méso-distal e vestibulopalatal também coincidisse com o centro da coroa nos sentidos méso-distal e vestibulopalatal respectivamente (FIG. 30).

Aguardaram-se 5min para a polimerização do silicone de cor azul. Em seguida, identificaram-se com grafite a letra da coroa ao centro e as faces vestibular e mesial do lado externo do dispositivo de padronização de corte. Logo após, a coroa foi removida com o auxílio de um cabo de madeira, para não danificar a cerâmica.

Ao remover a coroa de cerâmica, a película de Fit Tester ficou presa ao silicone Virtual Monophase Fast Set e uma nova injeção desse silicone foi realizada para a inclusão completa da película.

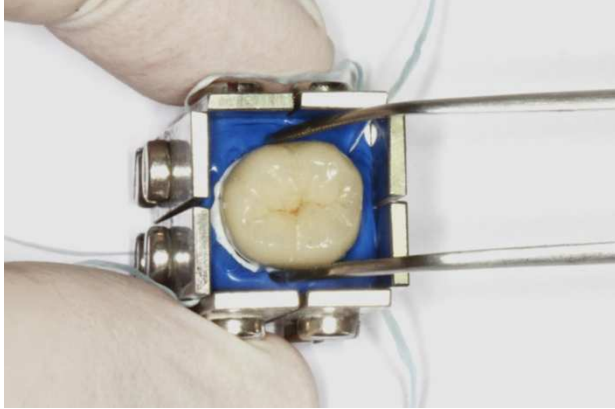


Figura 30 – Ao ser inserida no dispositivo padronizador de corte preenchido com silicone, a coroa cerâmica foi ajustada para ficarno centro das linhas de corte.

A injeção de silicone Virtual foi realizada em movimentos rotacionais em torno da película de Fit Tester, preenchendo inicialmente a região cervical, depois a axial e por último a superfície correspondente à face oclusal. A injeção do silicone Virtual foi realizada preenchendo-se com ligeiro excesso todo o dispositivo de padronização de corte (FIG. 31 e 32).



Figura 31 - A nova injeção de silicone Virtual foi iniciada pela região cervical.



Figura 32 - A injeção de silicone foi realizada em torno da película de Fit Tester de cervical para oclusal.

Imediatamente, o dispositivo de padronização de corte preenchido com o silicone foi vertido sobre um bloco de papel e mantido sobre ligeira força (FIG. 33). Após 5min, as identificações externas do dispositivo foram transferidas para a parte exposta do silicone, relacionando as letras iniciais das faces correspondentes nas laterais e a letra do conjunto dente/coroa no centro (FIG. 34).

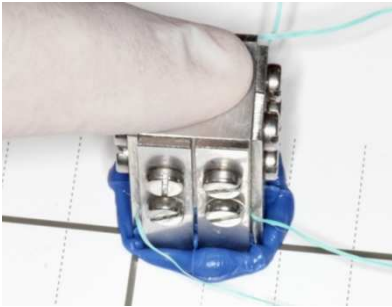


Figura 33 - O dispositivo de padronização de corte foi virado sobre um bloco de papel após a injeção do siliconeVirtual.

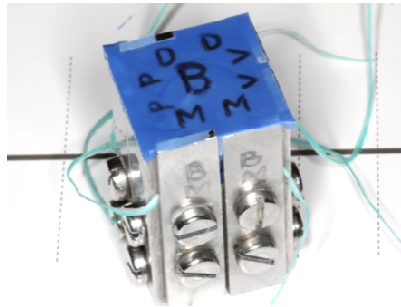


Figura 34 - Vista das identificações. No centro, para o conjunto dente/coroa (B), e nas laterais, para as faces (suas iniciais).

Após a polimerização realizaram-se os cortes transversais das réplicas nos sentidos vestibulolingual e méso-distal com lâminas de bisturi nº 22 (Feather Safety Razor CO., LTD., Osaka, Japão, Lote 06010850), estabilizadas no dispositivo metálico (FIG. 35 e 36).

Para a remoção das réplicas de silicone, as quatro secções foram tracionadas por meio das fitas dentais no sentido contrário ao do dispositivo de corte (FIG. 36). Os excessos foram removidos com outra lâmina de bisturi nº 22 (Feather Safety Razor CO., LTD., Osaka, Japão) montada em cabo metálico (FIG. 37).

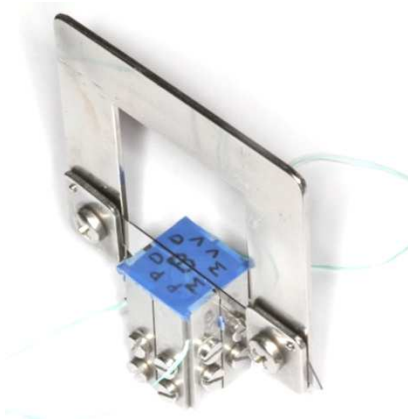


Figura 35 - Corte das réplicas no sentido méso-distal.

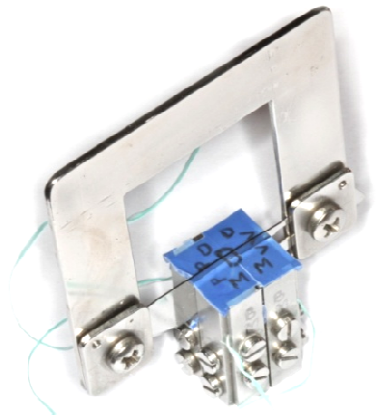


Figura 36 - Corte das réplicas no sentido vestibulolingual.



Figura 37 - A remoção das réplicas foi realizada por meio do tracionamento das fitas dentais.

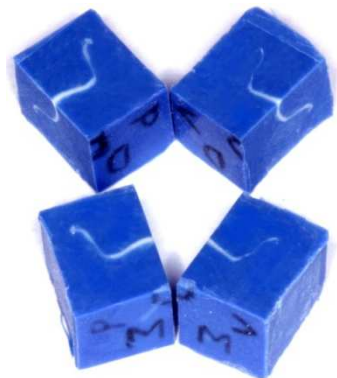


Figura 38 - Vista das réplicas após a remoção dos excessos laterais.

As réplicas foram, então, armazenadas para a realização das imagens com o microscópio óptico Leica DM 4000M (Leica Microsystems, Wetzlar, Alemanha).

4.4.8 Mensuração das espessuras das películas

Para cada um dos quatro segmentos – vestibular, lingual, mesial e distal – foram obtidas imagens das regiões cervical, axial e oclusal, 24h após a confecção das réplicas, com o microscópio óptico Leica DM 4000M (Leica Microsystems, Wetzlar, Alemanha), com resolução de 2.088 por 1.550 pixels e aumento de 50x.

Para a mensuração da espessura da película correspondente à fenda interna da interface dente/restauração utilizou-se o programa para análise de imagens Image Tool 3.0 para Windows (University of Texas, Health Science Center San Antonio, Texas, EUA).

Para cada secção com corte no sentido vestibulolingual foram realizadas três mensurações em cinco diferentes locais da extensão da película (FIG. 39). Mais três mensurações em cinco diferentes locais foram realizadas para a secção com corte no sentido mesio-distal, nos mesmos locais de mensuração. Assim, para cada coroa foram realizadas 30 mensurações. Considerou-se a média das três mensurações como valor final para cada local.

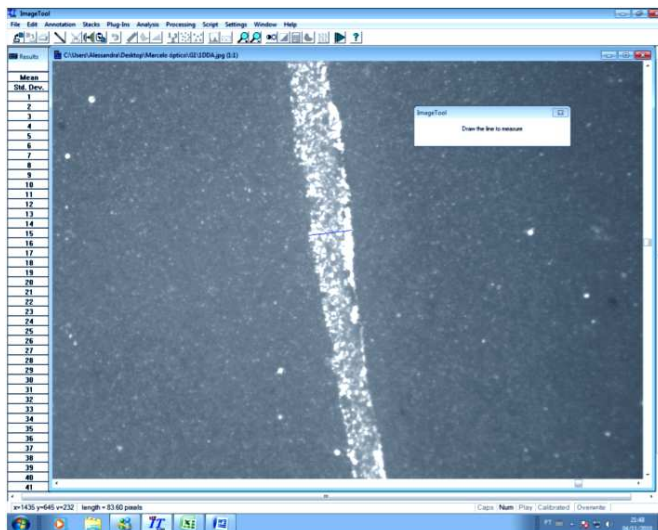


Figura 39 - Visualização de uma mensuração da parede axial da face distal do conjunto coroa cerâmica e dente “D” no programa Image Tool 3.0 para Windows (University of Texas, Health Science Center San Antonio, Texas, EUA).

Os pontos de mensuração da secção com corte nos sentidos vestibulolingual e méso-distal estão listados a seguir:

- a) parede cervical mesial;
- b) parede axial mesial;
- c) parede oclusal méso-distal;
- d) parede axial distal
- e) parede cervical distal.
- f) parede cervical vestibular;
- g) parede axial vestibular;
- h) parede oclusal vestibulolingual;

- i) parede axial lingual; e
- j) parede cervical lingual.

4.5 TRATAMENTO DOS DADOS

Os dados obtidos foram digitados com o programa Microsoft Excel2008 (Microsoft Office system 2008) e as análises estatísticas com o programa Statistica 8.0 (Statsoft, EUA). Foi adotado o nível de significância de 5%, o que significa que as associações com valor $p \leq 0,05$ serão estatisticamente significativas.



RESULTADOS

5 RESULTADOS

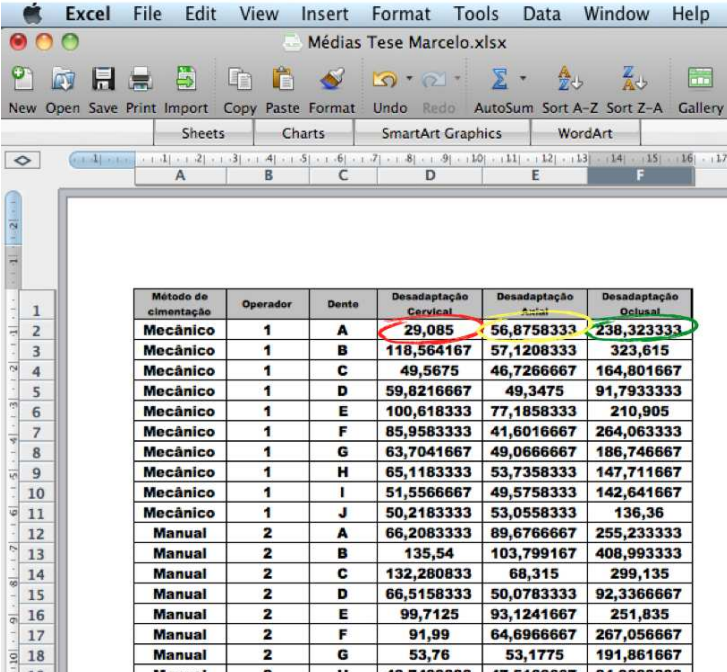
Para avaliar a adaptação interna, foram obtidas médias de três mensurações individuais da espessura da película em diferentes regiões (cervical, axial e oclusal). Dessa forma, foram obtidas 1.200 mensurações das espessuras de películas da cimentação como o dinamômetro e com a pressão manual; das faces vestibular, palatina, mesial e distal; e dos diferentes locais – cervical, axial e oclusal. Novas médias foram obtidas por local de mensuração em cada conjunto dente/coroa (FIG. 40).

	A	B	C	D	E	F	G	H
1	GRUPO 1	A	MA	B	MB	C	MC	D
2	1 MC	29,73	27,83	37,2		21,26		89,84
3	1 MC	25,3	27,83	41,04	46,84333333	38,21	31,13666667	95,71
4	1 MC	27,86	27,83	62,29		33,94		88,85
5	1 MA	44,94	52,34666667	54,49		44,72		48,08
6	1 MA	62,1	52,34666667	51,26	59,49	52,61	51,11	49,4
7	1 MA	50	52,34666667	72,72		56		34,23
8	1 MDO	249,45	241,22666667	295,41		115,12		98,67
9	1 MDO	230,22	241,22666667	396,13	333,66	135,79	141,72333333	99,3
10	1 MDO	244,01	241,22666667	309,44		174,26		69,08
11	1 DA	26,08	30,28	41,76		35,44		78,23
12	1 DA	42,76	30,28	55,03	43,90666667	20,88	35,00666667	68,73
13	1 DA	22	30,28	34,93		48,7		65,51
14	1 DC	19,92	15,68666667	149,77		67,23		21,63
15	1 DC	13	15,68666667	154,93	153,12333333	74,4	69,28	50,99
16	1 DC	14,14	15,68666667	154,67		66,21		68,12
17	1 VC	52,01	49,80666667	141,42		49,68		77,28
18	1 VC	51,61	49,80666667	159,3	154,09	74,32	64,65666667	57,72
19	1 VC	45,8	49,80666667	161,55		69,97		51,92
20	1 VA	97,02	97,17666667	74,43		30,46		18,44
21	1 VA	98,51	97,17666667	70,94	72,97	24,74	41,18333333	24,17
22	1 VA	96	97,17666667	73,54		68,35		34,93
23	1 VPO	224,72	235,42	248,56		283,3		110
24	1 VPO	258,26	235,42	423,37	313,57	177,09	187,88	88,2
25	1 VPO	223,26	235,42	268,78		103,25		85,51
26	1 PA	53,85	47,7	69,08		92,65		36,83
27	1 PA	39,95	47,7	41,23	52,11666667	60,17	59,60666667	72,8
28	1 PA	49,4	47,7	46,04		26		58,82
29	1 PC	31,05	23,21666667	113,7		28,28		42,8
30	1 PC	25	23,21666667	140,07	120,2	29,12	33,19666667	24,17
31	1 PC	13,6	23,21666667	106,83		42,19		48,83
32	MÉDIA TOTAL		82,049		134,997		71,478	
33	MÉDIA CERVICAL		29,085		119,5641867		49,5675	59,82166667
34	MÉDIA AXIAL		56,67983333		57,12083333		46,72666667	49,3475
35	MÉDIA OCLUSAL		238,3233333		323,615		164,8016667	91,79333333

Figura 40 - Vista de parte da tabela do grupo de cimentação mecânica com as mensurações individuais e médias das cervicais (vermelho), axiais (amarelo) e oclusais (verde). As tabelas completas podem ser vistas no ANEXO B.

5.1 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Uma nova tabela foi confeccionada para registrar essas novas médias (n=120). Trinta por grupo e dez para cervical, axial ou oclusal de cada grupo foram selecionadas para realizar a análise estatística (FIG. 41).



Método de cimentação	Operador	Dente	Desadaptação Cervical	Desadaptação Axial	Desadaptação Oclusal
Mecânico	1	A	29,085	56,8758333	238,323333
Mecânico	1	B	118,564167	57,1208333	323,615
Mecânico	1	C	49,5675	46,7266667	164,801667
Mecânico	1	D	59,8216667	49,3475	91,7933333
Mecânico	1	E	100,618333	77,1858333	210,905
Mecânico	1	F	85,9583333	41,6016667	264,063333
Mecânico	1	G	63,7041667	49,0666667	186,746667
Mecânico	1	H	65,1183333	53,7358333	147,711667
Mecânico	1	I	51,5566667	49,5758333	142,641667
Mecânico	1	J	50,2183333	53,0558333	136,36
Manual	2	A	66,2083333	89,6766667	255,233333
Manual	2	B	135,54	103,799167	408,993333
Manual	2	C	132,280833	68,315	299,135
Manual	2	D	66,5158333	50,0783333	92,3366667
Manual	2	E	99,7125	93,1241667	251,835
Manual	2	F	91,99	64,6966667	267,066667
Manual	2	G	53,76	53,1775	191,861667
Manual	2	H	48,7433333	47,5466667	84,0833333

Figura 41 - Vista de parte da tabela de todos os grupos de cimentação com as médias cervicais (vermelho), axiais (amarelo) e oclusais (verde) de todos os conjuntos dente/coroa. A tabela completa pode ser vista no ANEXO C.

A análise estatística dos grupos foi realizada considerando-se os valores da espessura da película interna de cimentação em micrômetros (μm). Inicialmente os dados foram submetidos ao teste de Kolmogorov-Smirnov, para verificar se a distribuição dos dados ocorria de forma semelhante.

5.2 ANÁLISE DOS LOCAIS MENSURADOS

As TAB. 2, 3 e 4 apresentam a comparação da espessura da película de cimentação em cada um dos três locais mensurados (cervical, axial e oclusal), independentemente da técnica com que as coroas cerâmicas foram cimentadas.

Tabela 2 – Estatística descritiva da variável independente técnica e da variável dependente espessura da película cervical.

Técnica	Espessura da película–cervical			
	Médias	N	Desvio padrão	Coefficiente de variação (%)
Mecânica	67,42	10	26,82	39,78
Manual	83,31	30	37,10	44,53
Todos os grupos	79,34	40	35,19	44,35

Tabela 3 – Estatística descritiva da variável independente técnica e da variável dependente espessura da película axial.

Técnica	Espessura da película – axial			
	Médias	N	Desvio padrão	Coefficiente de variação (%)
Mecânica	53,43	10	9,58	17,92
Manual	65,30	30	19,31	29,58
Todos os grupos	62,33	40	18,04	28,95

Tabela 4 – Estatística descritiva da variável independente técnica e da variável dependente espessura da película oclusal.

Técnica	Espessura da película – oclusal			
	Médias	N	Desvio padrão	Coefficiente de variação (%)
Mecânica	190,70	10	69,37	36,37
Manual	221,31	30	100,03	45,20
Todos os grupos	213,66	40	93,44	43,73

Os resultados apresentados nas TAB.2 a 4 podem ser observados em gráficos, nas FIG. 42 a 44.

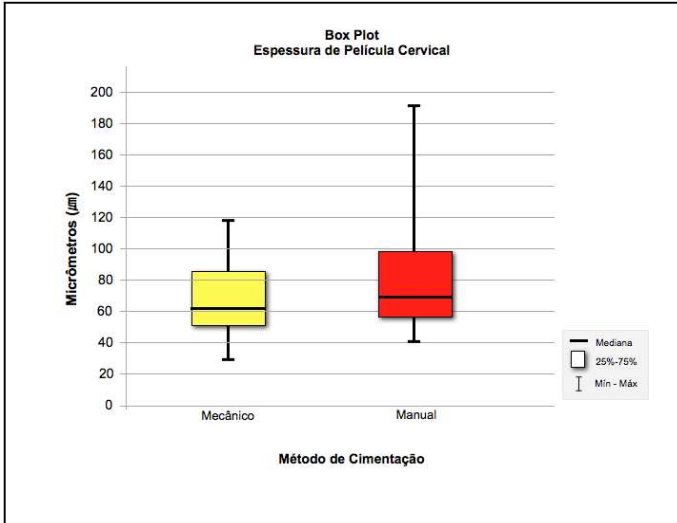


Figura 42 - Gráfico *boxplot* da variável dependente espessura da película cervical em relação à variável independente técnica de cimentação.

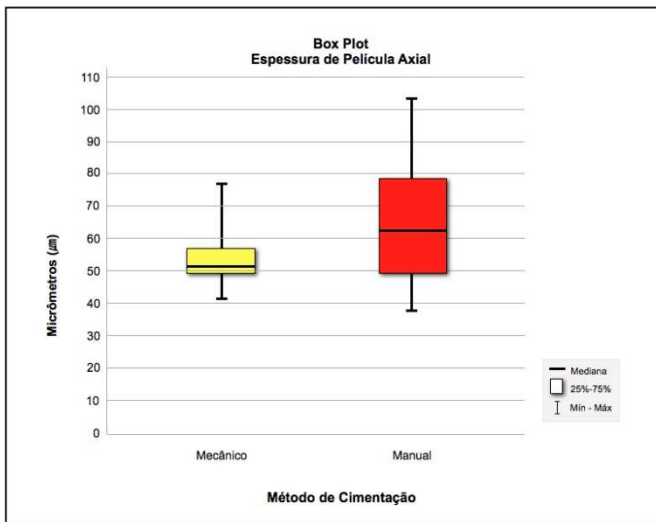


Figura 43 - Gráfico *boxplot* da variável dependente espessura da película axial em relação à variável independente técnica de cimentação.

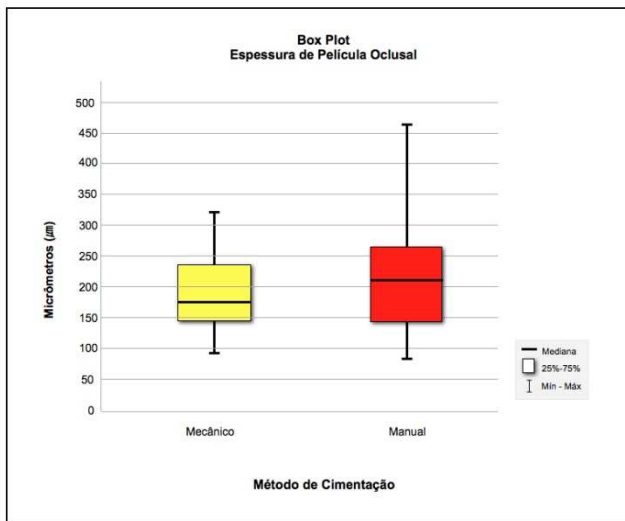


Figura 44 - Gráfico *boxplot* da variável dependente espessura de película oclusal em relação à variável independente técnica de cimentação.

5.3 ANÁLISE DA INTERAÇÃO ENTRE AS VARIÁVEIS AVALIADAS

Para avaliar se existem diferenças estatisticamente significantes entre os grupos com relação aos valores da espessura da película de cimentação foi aplicado o teste Mann Whitney.

Na TAB. 5, pode-se observar que o valor de p foi maior do que 0.05 para todas as análises, indicando a inexistência de diferenças estatisticamente significativa entre os métodos experimental e manual.

Tabela 5 - Análise estatística de Mann Whitney para a variável independente método e as variáveis dependentes espessura de película cervical, axial e oclusal.

Mann Whitney	Soma dos postos	Média dos postos	Soma dos postos	Média dos postos	p-level	N	
	Mecânico		Manual			Mecânico	Manual
Cervical	162,00	16,20	658,00	21,93	0,18	10	30
Axial	150,00	15,00	670,00	22,33	0,09	10	30
Oclusal	179,00	17,90	641,00	21,37	0,42	10	30

A comparação das espessuras de películas de cimentação nos três locais mensurados (cervical, axial e oclusal) para os grupos mecânico e três manuais, pode ser observada na TAB. 8 e 9.

Tabela 8 - Análise estatística de Kruskal-Wallis para a variável independente operador e variável dependente espessura de película oclusal.

Discrepância Oclusal	Kruskal-Wallis test: H (3, N= 40) =.9190244 p =.8208	
	Valid N	Sum of Ranks
Operator		
1	10	179.00
2	10	205.00
3	10	207.00
4	10	229.00

Tabela 9 - Tamanho da amostra (N), médias, desvios-padrão (DP), valores mínimo e máximo obtidos através da mensuração da espessura da película de cimentação (μm) para todos os grupos avaliados.

Local	Técnica	N	Media	DP	Mínimo	Máximo
Cervical	Mecânica Dinamômetro	10	67,42	26,82	29,08	118,56
	Manual Operador 1	10	83,81	30,61	48,74	135,54
	Manual Operador 2	10	84,22	41,75	48,43	191,61
	Manual Operador 3	10	81,92	41,87	40,47	177,70
Axial	Mecânica Dinamômetro	10	53,43	9,58	41,60	77,19
	Manual Operador 1	10	68,11	20,57	47,14	103,80
	Manual Operador 2	10	63,33	16,97	39,90	98,68
	Manual Operador 3	10	64,45	21,84	37,61	103,47
Oclusal	Mecânica Dinamômetro	10	190,70	69,37	91,79	323,62
	Manual Operador 1	10	214,09	101,63	84,09	408,99
	Manual Operador 2	10	220,15	107,45	94,15	465,04
	Manual Operador 3	10	229,69	101,15	85,99	396,95

Observe-se que o valor de p foi maior do que 0.05, indicando a inexistência de diferenças estatisticamente significativa entre os grupos.

Os resultados da TAB.9 podem ser melhor evidenciados nas FIG. 45 e 46, que apresentam dados estatísticos da técnica mecânica e das três técnicas manuais.

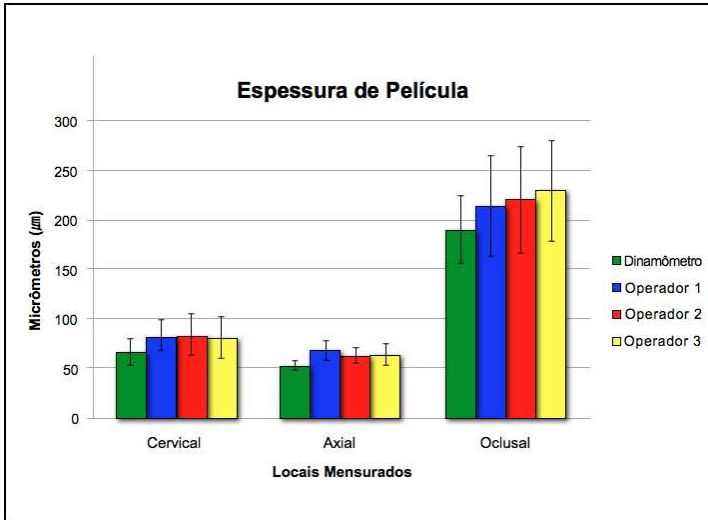


Figura 45 - Representação gráfica na forma de barras verticais das médias e desvios padrão, em µm, obtidos para as técnicas e locais mensurados.

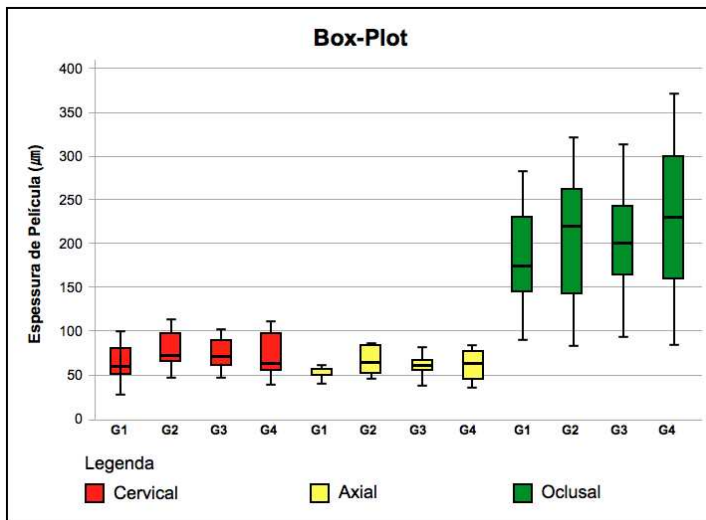


Figura 46 – Gráfico de dispersão mostrando a distribuição dos dados representativos dos grupos testados por local de mensuração.

Observa-se a variabilidade no comportamento dos quatro grupos e dos três diferentes locais avaliados neste estudo. As “caixas” (*box*) representam 50% dos dados observados; as linhas nas extremidades das “caixas” representam o valor estatístico mínimo e máximo; e as linhas que cortam as “caixas” representam a mediana de cada grupo. Portanto, pode-se afirmar que, quanto menor a “caixa”, mais concentrados são os dados representativos desse grupo.



DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

A cimentação é o momento de coroamento de todas as etapas que a antecedem e o que a torna tão importante é que não pode ser refeita sem prejuízo da restauração. Essa relevância justifica as muitas pesquisas que permitiram o desenvolvimento de novos materiais e técnicas de cimentação. Mesmo assim, a cimentação continua a ser uma etapa crítica e estressante para a equipe odontológica (WASELL; BARKER; STEELE, 2002).

Em termos clínicos, a cimentação de restaurações cerâmicas têm sido praticada por uma força exercida por um dos dedos das mãos do profissional. Nessa técnica, é incluída uma infinidade de variáveis, como experiência, estado de humor do profissional, posição do dente no arco, posição do paciente na cadeira, colaboração do paciente e interferências de tecidos moles. Esses fatores, individuais ou combinados, podem ser suficientes para promover restaurações mal adaptadas, movimento de báscula, trincas ou mesmo fratura da restauração cerâmica.

Nos trabalhos *in vitro*, a preocupação em se determinarem e padronizarem os valores para a peso ou a força de cimentação é uma exigência fundamental, que foi estabelecida de uma forma

natural e sem imposição, por interferir diretamente na espessura da película do cimento (BARBOSA, 2008; BINDL; MÖRMANN, 2005; DELBONS, 2007; ISHIKIRIAMA et al., 1981; JORGENSEN, 1960; MÖRMANN et al., 1998; MOU et al., 2002; NAKAMURA et al., 2003; NAKAMURA et al., 2003; OLIVEIRA et al., 1979; REICH et al., 2005; WHITE; KIPNIS, 1993; WHITE; YU; KIPNIS, 1992; WILSON, 1982, 1994, 1996; WILSON et al., 1990; WANG; MILLSTEIN; NATHANSON, 1992). Entretanto, nos trabalhos *in vivo*, a preocupação em padronizar os valores para a peso ou mesmo a força de cimentação é rara. Na grande maioria das avaliações clínicas fica a critério do profissional determinar a força aplicada para o assentamento da restauração indireta.

Uma forma de eliminar ou até mesmo de atenuar essas inúmeras variáveis foi o objetivo primeiro deste estudo. A ideia para a padronização e a estabilização da força de cimentação na clínica baseou-se em controlar a força exercida pela mordida do paciente. Para isso, idealizou-se e desenvolveu-se um aparelho que pode mensurar a força de mordida do paciente e, em tempo real, pode demonstrar esse valor pelo visor digital. Com ele, o paciente pode controlar a força exercida por sua mordida e estabelecer e manter o valor estabelecido.

Diferentemente de aparelhos dinamômetros já propostos pela literatura científica (ARNOLD, 2000; CALDERON et al., 2006; DAVIS; MAXWELL, 1967; FERNANDES et al., 2003; HAMILTON; NORADO, 1995; PEREIRA-CENCI et al., 2007; PIZOLATO et al.,

2007; REGALO et al., 2008; SAKAGUCHI et al., 1998), o aparelho dinamômetro desenvolvido nesta pesquisa teve como objetivo inicial a padronização da força de cimentação de restaurações cerâmicas a seus respectivos dentes pilares para a aplicação em situações clínicas (*in vivo*). Paralelamente a esse objetivo inicial, outras facilidades foram conseguidas, e nem por isso menos importantes.

A força exagerada durante a cimentação pode ser danosa para a estrutura cerâmica. Danos como trincas internas ou até mesmo fraturas podem ficar despercebidos durante a cimentação e acarretar falha prematura da restauração. Por outro lado, a força insuficiente poderá causar adaptações, que, por sua vez, vão exigir ou aumentar a quantidade de ajuste das interferências oclusais, tornando a restauração mais frágil pela inclusão de microtrincas, que são inerentes ao ajuste; e ainda diminuir a espessura de cerâmica, comprometendo a longevidade clínica da restauração. A técnica de cimentação com o auxílio do dinamômetro desenvolvido é capaz de diminuir essas situações indesejáveis, pelo controle e padronização da força de cimentação.

Na cimentação convencional, após a inserção da restauração previamente preenchida com o cimento resinoso ao dente, o profissional deve: a) exercer e manter a força de cimentação com uma mão, enquanto, com a outra mão, deve realizar a remoção dos excessos com aplicadores descartáveis

e/ou instrumentos manuais; b) remover os excessos interproximais com fios dentais; c) conferir a adaptação das margens; e d) executar a fotoativação. Geralmente, o profissional necessita da auxiliar para executar parte das tarefas e, por mais que esteja treinada, ela não tem a capacitação do profissional para detectar e sanar possíveis intercorrências. Ainda, exigiria de quem faz a força de cimentação uma estabilidade inatingível com as mãos livres. Assim, a utilização do dinamômetro permitiu facilitar este que é um dos procedimentos mais importantes, a cimentação adesiva. Além de diminuir ou até eliminar a dependência da auxiliar, o instrumento libera as duas mãos do cirurgião-dentista para que possa remover excessos de cimento, avaliar a adaptação marginal, fazer a remoção dos fios retratores e, ainda, executar a fotoativação, haja vista que o cabo da ponteira do dinamômetro pode ser manuseado pelo paciente a partir de uma orientação prévia.

A cimentação adesiva tem a característica de apresentar grande variabilidade na espessura da película dos materiais utilizados (KIOUS; ROBERTS; BRACKETT, 2009; ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998; WHITE; YU; KIPNIS, 1991; WHITE et al., 1995). Outro complicador com relação à espessura de película é a variabilidade de apresentação desses materiais: sistemas adesivos com e sem carga; cimentos resinosos convencionais, autoadesivos; resinas compostas de baixa viscosidade; resinas compostas aquecidas; e ainda com modo de ativação química ou

física, ou a combinação dos dois modos, que é conhecida como ativação dual. Em cada classe de material existe ainda uma diversidade entre os fabricantes e entre os produtos de um mesmo fabricante. Recentemente, alguns autores têm recomendado a utilização de resinas compostas para a cimentação adesiva (MAGNE; KNEZEVIC, 2009; MAGNE et al., 2010). Embora essas resinas possam proporcionar maior resistência e menor contração de polimerização, o grande questionamento é sobre os valores de espessuras das películas quando se utilizam resinas compostas (BLALOCK; HOLMES; RUEGGEBERG, 2006). Segundo CHIEFFI et al., (2007), além da seleção de uma resina composta sensível ao aquecimento, uma solução plausível para diminuir a espessura da película pode ser a aplicação de uma força de cimentação constante e por um tempo maior, para permitir o escoamento progressivo da resina composta pelas margens da restauração indireta. Nesse caso, a utilização do dinamômetro pode ser uma alternativa para oferecer uma força constante e estável lateralmente. O que poderá permitir, maior tempo de assentamento, o que é muito relevante na cimentação com resinas compostas, pois poderá proporcionar maior extravasamento do excesso de cimento e menor espessura da película.

Para evitar a destruição das coroas e dentes, neste trabalho foi utilizado a técnica da réplica para a obtenção das películas. Alguns estudos tem comprovado a eficiência da técnica para a

avaliação da espessura de película sem a destruição das amostras (ADDI et al., 2002; BOENING et al., 2000; DAVIS; KELLY; CAMPBELL, 1989; JAHANGIRI et al., 2005; KELLY; DAVIS; CAMPBELL, 1989; KOKUBO et al., 2005; LEE et al., 2008; LIMA, 2005; LUTHARDT et al., 2004; McLEAN; VON FRAUNHOFER, 1971; MOLIN; KARLSSON, 1993; MOU et al., 2002; RAHME et al., 2008; REICH et al., 2005, 2008; TINSCHERT et al., 2001; TSITROU; NORTHEAST; VAN NOORT, 2007; WETTSTEIN et al., 2008; WHITE; KIPNIS, 1993). Para o ajuste interno, também foi utilizado a técnica da réplica (ARAKELIAN, 1982; JAHANGIRI; ESTAFAN, 2006; KEYS, 2002; RISSIN; WETREICH, 1983; WHITE; SORENSEN; KANG, 1991).

O valor de 20N ($\pm 2,040\text{kgf}$) de força estabelecido e utilizado neste estudo foi embasado na TAB. 1, mais especificamente nos trabalhos de Nakamura et al. (2003, 2005), Reich et al. (2005) e Barbosa (2008), que utilizaram uma força de 20N para o assentamento da restauração indireta sobre pilar(es) com a interposição de um silicone de adição. De acordo com Wilson et al. (1990) e Wilson (1994), o silicone fluido apresenta uma viscosidade de 10,6Pa, que é similar a viscosidade do cimento de fosfato de zinco recém manipulado e previamente proporcionado (0,3cm³ de líquido por 0,8 mg de pó). Entretanto, ainda não existe uma viscosidade padrão em cimentos resinosos (ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998).

Quando comparada com a técnica convencional, a técnica de cimentação com a padronização de força de cimentação não mostrou diferença estatística. Entretanto, quando se observam as médias obtidas para o grupo da técnica de cimentação com a padronização de força de cimentação de 86,48 μ m e dos grupos de cimentação manual de 103,58 μ m, 103,05 μ m e 104,49 μ m, observou-se uma tendência para uma espessura de película menor e, por consequência, para uma melhor adaptação.

Uma explicação para os valores encontrados não serem estatisticamente diferentes pode ser depositada no número de grupos e no tipo de cerâmica utilizada. Nesta tese, optou-se por utilizar cerâmicas IPS Empress 2 para a infraestrutura e IPS e.max Ceram para a cobertura cerâmica. Para evitar possíveis fraturas dessas cerâmicas, o que poderia comprometer o estudo, optou-se por realizar quatro simulações de cimentações.

Para novos estudos, sugere-se que as restaurações sejam confeccionadas em cerâmicas mais resistentes como a zircônia e que os grupos sejam aumentados para a técnica de padronização de cimentação e para o grupo de cimentação convencional. Uma boa distribuição seria utilizar os mesmos profissionais para a cimentação manual e com a utilização do dinamômetro visto que o equipamento é de fácil utilização.



CONCLUSÃO

7 CONCLUSÃO

Os resultados deste trabalho permite concluir que:

1. as espessuras de películas foram similares independente do uso do dinamômetro no momento da cimentação quando comparado a técnica convencional que emprega força manual. Entretanto menores espessuras de películas foram observadas na cimentação quando utilizou-se o dinamômetro para auxiliar no procedimento;
2. a técnica proposta de padronização da força facilitou a cimentação, diminuindo a dependência da auxiliar e liberando as mãos do profissional para a remoção de excessos, conferências das margens e estabilização da restauração indireta.



REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS²

ABBATE, M. F.; TJAN, A. H. L.; FOX, W. M. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 61, n. 5, p. 527-531, May 1989.

ADDI, S. et al. Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro. **J. Dent.**, Bristol, v. 30, n. 1, p. 53-58, Jan. 2002.

ADLER, H. A. 1457 Eastwind Cir., Westlake Village, Calif. 91361 **Method and apparatus for mediating inter-jaw biting pressure.** US patent, 4,541,803. Sept. 1985.

ARAKELIAN Jr., A. A technique for seating castings. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 48, n. 3, p. 357, Sept. 1982.

ARNOLD, R. J. 22147 Trace Rd., McCalla, Ala. 35111. **Oromotor dynamometer.** US patent, 6,050,961. Apr. 2000.

BARBOSA, Marcelo Taveira. **Avaliação *in vitro* da adaptação marginal e interna de coroas cerâmicas confeccionadas com sistemas injetável e CAD/CAM.** 2008. 168 f. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

² Baseado na NBR 6023: 2005 da ABNT.

BINDL, A.; MÖRMANN, W. H. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. **Eur. J. Oral Sci.**, Copenhagen, v. 111, n. 2, p. 163-169, Apr. 2003.

BINDL, A.; MÖRMANN, W. H. Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 27, n.6, p. 567-575, Dec. 2007.

BINDL, A.; MÖRMANN, W. H. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 32, n. 6, p. 441-447, June 2005.

BLALOCK, J. S.; HOLMES, R. G.; RUEGGERBERG, F. A. Effect of temperature on unpolymerized composite resin film thickness. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 96, n. 6, p. 424-432, Dec. 2006.

BOENING, K. W. et al. Clinical fit of Procera allceram crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 4, p. 419-424, Oct. 2000.

BRESCHI, L. et al. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. **Dent.Mater.**, Oxford, v. 24, n. 1, p. 90-101, Jan. 2008.

CADENARO, M. et al. Effect of two in-office whitening agents on the enamel surface in vivo: a morphological and non-contact profilometric study. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 33, n. 2, p. 127-134, Mar./Apr. 2008.

CALDERON, P. S. et al. The influence of gender and bruxism on the human maximum bite force. **J. Appl. Oral Sci.**, Bauru, v. 14, n. 6, p. 448-453, Dec. 2006.

CANTORO, A. et al. Influence of ultrasound application on inlays luting with self-adhesive resin cements. **Clin. Oral Investig.**, Berlin, v. 7, in print, Aug. 2010.

CHIEFFI, N. et al. The effect of application sustained seating pressure on adhesive luting procedure. **Dent.Mater.**, Oxford, v. 26, n. 9, p. 908-914, Sept. 2007.

CONRAD, H. J.; SEONG, W. J.; PESUN, I. J. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 98, n. 5, p. 389-404, Nov. 2007.

DAVIS, S. H.; KELLY, J. R.; CAMPBELL, S. D. Use of an elastomeric material to improve the occlusal seat and marginal seal of cast restorations. **J. Prosthet. Dent., St. Louis**, v. 62, n. 3, p. 288-291, Sept. 1989.

DAVIS, W. V. Washington, D. C.; MAXWELL, L. H. Kensington, Md. **Self-Contained intra-oral strain gauge**. US patent, 3,297,021. Jan. 1967.

DELBONS, F. B. **Avaliação da adaptação marginal de dois sistemas cerâmicos, IPS Empress e Cerec inLab, em restaurações MOD: um estudo *in vitro***. 2007. 112 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

DENISSEN, H. et al. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered Cicero, Cerec, and Procera onlays. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 5, p. 506-513, Nov. 2000.

DIMASHKIEH, M. R.; DAVIES, E. H.; VON FRAUNHOFER, J. A. Measurement of the cement film thickness beneath full crown restorations. **Br. Dent. J.**, London, v. 137, n. 7, p. 281-284, Oct. 1974.

ESTAFAN, D.; DUSSETSCHLEGER, F.; AGOSTA, C. Scanning electron microscope evaluation of Cerec II and Cerec III inlays. **Gen. Dent.**, Chicago, v. 51, n. 5, p. 450-454, Sept./Oct. 2003.

FERNANDES, C. et al. A novel sensor for bite force determinations. **Dent.Mater.**, Oxford, v. 19, n. 2, p. 118-126, Mar. 2003.

FRÓES-SALGADO, N. R. et al. Composite pre-heating: effects on marginal adaptation, degree of conversion and mechanical properties. **Dent.Mater.**, Oxford, v. 26, n. 9, p. 908-914, Sept. 2010.

GERZINA, T. M.; HUME, W. R. Effect of hydrostatic pressure on the diffusion of monomers through dentin in vitro. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 74, n. 1, p. 369-373, Jan. 1995.

GOLDIN, E. B. et al. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 93, n. 2, p. 143-147, Feb. 2005.

GORACCI, C. et al. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 8, n. 5, p. 327-335, Oct. 2006.

GU, X. N.; KERN, M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 16, n. 2, p. 109-116, Mar./Apr. 2003.

HAMILTON, P. W. et al. Cincinnati, Ohio; NORADO, G. B. Brookville, Ind. **Inexpensive and easy to use mechanically operated bite force gauge.** US patent, 5,381,799. Jan. 1995.

HEMBREE Jr., J. H.; GEORGE, T. A.; HEMBREE, M. E. Film thickness of cements beneath complete crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 39, n. 5, p. 533-535, May 1978.

HIRAIISHI, N. et al. Effect of pulpal pressure on the microtensile bond strength of luting resin cements to human dentin. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 25, n. 1, p. 58-66, Jan. 2009.

HOFSESS, P. W. Vernon, Conn. **Device for placement, seating and cementation of a restorative element onto a tooth.** US patent, 4,975,053. Dec. 1990.

HOLMES, J. R. et al. Considerations in measurement of marginal fit. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 62, n. 4, p. 405-408, Oct. 1989.

HOLMES, J. R. et al. Marginal fit of castable ceramic crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 67, n. 5, p. 594-599, May 1992.

HUMBOLDT, G. 4343 Grand Ave., Suite 105, Gurnee, Ill. 60031. **Crown cementation seating**. US patent, 5,927,972. July 1999. 27.

ISHIKIRIAMA, A. et al. Influence of some factors on the fit of cemented crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 45, n. 4, p. 400-404, Apr. 1981.

JØRGENSEN, K. D. Factors affecting the film thickness of zinc phosphate cements. **Acta Odontol. Scand.**, Stockholm, v. 18, n. 4, p. 479-490, 1960.

JAHANGIRI, L. et al. Assessment of sensitivity and specificity of clinical evaluation of cast restoration marginal accuracy compared to stereomicroscopy. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 93, n. 2, p. 138-142, Feb. 2005.

JAHANGIRI, L.; ESTAFAN, D. A method of verifying and fit of all-ceramic restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 95, n. 1, p. 82-83, Jan. 2006.

JUNG, M.; HORNUNG, K.; KLIMEK, J. Polishing occlusal surfaces of direct Class II composite restorations in vivo. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 30, n. 2, p. 139-146, Mar./Apr. 2005.

KAWAI, K. et al. Marginal adaptability and fit of ceramic milled inlays. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 126, n. 10, p. 1414-1419, Oct. 1995.

KAWAI, K.; ISENBERG, B. P.; LEINFELDER, K. F. Effect of gap dimension on composite resin cement wear. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 25, n. 1, p. 53-58, Jan. 1994.

KELLY, J. R.; DAVIS, S. H.; CAMPBELL, S. D. Nondestructive, three-dimensional internal fit mapping of fixed prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 61, n. 3, p. 368-373, Mar. 1989.

KEYS, L. G. An alternate method of verifying the seating of all-ceramic restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 87, n. 4, p. 411, Apr. 2002.

KIOUS, A. R.; ROBERTS, H. W.; BRACKETT, W. W. Film thicknesses of recently introduced luting cements. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 101, n. 3, p. 189-192, Mar. 2009.

KOC, D.; DOGAN, A.; BEK, B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. **Eur. J. Dent.**, Ankara, v. 4, n. 2, p. 223-232, Apr. 2010.

KOKUBO, Y. et al. Clinical marginal and internal gaps of in-ceram crowns fabricated using the GN-I system. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 32, n. 10, p. 753-758, Oct. 2005.

LAM, C. W.; WILSON, P.R. Crown cementation and pulpal health. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 32, n. 4, p. 249-256, Aug. 1999.

LEE, K. B. et al. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v. 27, n. 3, p. 422-426, May 2008.

LIMA, R. T. A. **Avaliação do desajuste vertical e da espessura de película de infra-estruturas de três sistemas cerâmicos**. 2005. 150 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2005.

LOHBAUER, U. et al. The effect of resin composite pre-heating on monomer conversion and polymerization shrinkage. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 25, n. 4, p. 514-519, Apr. 2009.

LUTHARDT, R. G. et al. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 17, n. 6, p. 680-685, Nov./Dec. 2004.

- MAGNE, P.; KNEZEVIC, A. Thickness of CAD/CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. **Dent.Mater.**, Oxford, v. 25, n. 10, p. 1264-1268, Oct. 2009.
- MAGNE, P. et al. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 104, n. 3, p. 149-157, Sept. 2010.
- MARTIN, N.; JEDYNAKIEWICZ, N. M. Interface dimensions of CEREC-2 MOD inlays. **Dent.Mater.**, Oxford, v. 16, n. 1, p. 68-74, Jan. 2000.
- MAZZITELLI, C. et al. Effect of simulated pulpal pressure on self-adhesive cements bonding to dentin. **Dent.Mater.**, Oxford, v. 24, n. 9, p. 1156-1163, Sept. 2008.
- McLEAN, J. W.; VON FRAUNHOFER, J. A. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. **Br. Dent. J.**, London, v. 131, n. 3, p. 107-111, Aug. 1971.
- MOLIN, M. K.; KARLSSON, S. L. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems: a clinical and in vitro study. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v. 51, n. 4, p. 201-206, Aug. 1993.
- MÖRMANN, W.; KREJCI, I. Computer-designed inlays after 5 years in situ: clinical performance and scanning electron microscopic evaluation. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 23, n. 2, p. 109-115, Feb. 1992.
- MÖRMANN, W. H. et al. Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 11, n. 4, p. 333-339, July/Aug. 1998.
- MOU, S. S. et al. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. **J Prosthet Dent.**, St. Louis, v. 87, n. 3, p. 248-255, Mar. 2002.

NAKAMURA, T. et al. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 16, n. 3, p. 244-248, May/June 2003.

NAKAMURA, T. et al. In vitro study on marginal and internal fit of CAD/CAM all-ceramic crowns. **Dent.Mater. J.**, Tokyo, v. 24, n. 3, p. 456-459, Sept. 2005.

OLIVEIRA, J. F. et al. Influence of pressure and vibration during cementation. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 41, n. 2, p. 173-177, Feb. 1979.

PEREIRA-CENCI, T. et al. Maximal bite force and its association with temporomandibular disorders. **Braz. Dent. J.**, Ribeirão Preto, v. 18, n. 1, p. 65-68, 2007.

PILO, R.; CARDASH, H. S. In vivo retrospective study of cement thickness under crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 79, n. 6, p. 621-625, June 1998.

PIZOLATO, R. A. et al. Maximal bite force in young adults with temporomandibular disorders and bruxism. **Braz. Oral Res.**, São Paulo, v. 21, n. 3, p. 278-283, July/Sept. 2007.

QUINTAS, A. F.; OLIVEIRA, F.; BOTTINO, M. A. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 92, n. 3, p. 250-257, Sept. 2004.

RAHME, H. T. et al. In vitro evaluation of the "replica technique" in the measurement of the fit of Procera crowns. **J. Contemp. Dent. Pract.**, Cincinnati, v. 9, n. 2, p. 25-32, Feb. 2008.

REEH, E. S.; DOUGLAS, W. H.; MESSER, H. H. Stiffness of endodontically-treated teeth related to restoration technique. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 68, n. 11, p. 1540-1544, Nov. 1989.

REGALO, S. C. et al. Evaluation of molar and incisor bite force in indigenous compared with white population in Brazil. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v. 53, n. 3, p. 282-286, Mar. 2008.

REICH, S. et al. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. **Eur. J. Oral Sci.**, Copenhagen, v. 113, n. 2, p. 174-179, Apr. 2005.

REICH, S. et al. Marginal fit of heat-pressed vs. CAD/CAM processed all-ceramic onlays using a milling unit prototype. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 33, n. 6, p. 644-650, Nov-Dec. 2008.

RISSIN, L.; WETREICH, G. Utilization of elastomeric materials to evaluate the accuracy of cast restorations prior to cementation. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 49, n. 4, p. 585-586, Apr. 1983.

ROSENSTIEL, S. F.; LAND, M. F.; CRISPIN, B. J. Dental luting agents: A review of the current literature. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 80, n. 3, p. 280-301, Sept, 1998.

SAKAGUCHI, M.; YOSHIKE, J.; TSURUTA, H.; ABE, H. Tokyo, Japan. **Occlusal force-meter**. US patent, 5,846,211. 1998 Dec. 8.

SATO, K.; MATSUMURA, H.; ATSUTA, M. Relation between cavity design and marginal adaptation in a machine-milled ceramic restorative system. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 29, n. 1, p. 24-27, Jan. 2002.

SAURO, S. et al. Effect of simulated pulpal pressure on dentin permeability and adhesion of self-etch adhesives. **Dent.Mater.**, Oxford, v. 23, n. 6, p. 705-713, June. 2007.

SCHERRER, S. S. et al. Fractographic ceramic failure analysis using the replica technique. **Dent.Mater.**, Oxford, v. 23, n. 11, p. 1397-1404, Nov. 2007.

SCHMIDLIN, P. R. Tooth substance loss resulting from mechanical, sonic and ultrasonic root instrumentation assessed by liquid scintillation. **J. Clin. Periodontol.**, Copenhagen, v. 28, n. 11, p. 1058-1066, Nov. 2001.

SIPERT, C. R. et al. Bite force evaluation in subjects with cleft lip and palate. **J. Appl. Oral Sci.**, Bauru, v. 17, n. 2, p. 136-139, Mar/Apr. 2009.

SJÖGREN, G. Marginal and internal fit of four different types of ceramic inlays after luting. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v. 53, n. 1, p. 24-28, Feb. 1995.

SOARES, P. V. et al. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 99, n. 2, p. 114-122, Feb. 2008.

SORENSEN, J. A. A standardized method for determination of crown margin fidelity. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 64, n. 1, p. 18-24, July 1990.

TINSCHERT, J. et al. Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 26, n. 4, p. 367-374, July/Aug. 2001.

TSITROU, E. A.; NORTHEAST, S. E.; VAN NOORT, R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. **J. Dent.**, Bristol, v. 35, n. 1, p. 68-73, Jan. 2007.

VAN MEERBEEK, B. et al. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 71, n. 8, p. 1530-1540, Aug. 1992.

VAN NORTWICK, W. T.; GETTLEMAN, L. Effect of internal relief, vibration, and venting on the vertical seating of cemented crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 45, n. 4, p. 395-399, Apr. 1981.

WANG, C. J.; MILLSTEIN, P. L.; NATHANSON, D. Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 67, n. 6, p. 786-790, June 1992.

WASELL, R. W.; BARKER, D.; STEELE, J. G. Crowns and other extracoronal restorations: try-in and cementation of crowns. **Br. Dent. J.**, London, v. 193, n. 1, p. 17-20, 23-28, July 2002.

WETTSTEIN, F. et al. Clinical study of the internal gaps of zircônia and metal frameworks for fixed partial dentures. **Eur. J. Oral Sci.**, Copenhagen, v. 116, n. 3, p. 272-279, June 2008.

WHITE, S. N. Adhesive cements and cementation. **J. Calif. Dent. Assoc.**, San Francisco, v. 21, n. 6, p. 30-37, June 1993.

WHITE, S. N.; KIPNIS, V. Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 69, n. 1, p. 28-31, Jan. 1993.

WHITE, S. N.; SORENSEN, J. A.; KANG, S. K. Improved marginal seating of cast restorations using a silicone disclosing medium. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 4, n. 4, p. 323-326, July/Aug. 1991.

WHITE, S. N.; YU, Z.; KIPNIS, V. Effect of seating force on film thickness of new adhesive luting agents. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 68, n. 3, p. 476-481, Sept. 1992.

WHITE, S. N. et al. In vitro marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 74, n. 1, p. 25-32, Jul. 1995.

WILBORN, J. C. Shattuck, Okla. **Dental crown seating instrument**. US patent, 2,624,942. Jan. 1953.

WILSON, P. R. Crown behaviour during cementation. **J. Dent.**, Bristol, v. 20, n. 3, p. 156-162, June 1992.

WILSON, P. R. Effect of increasing cement space on cementation of artificial crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 71, n. 6, p. 560-564, June 1994.

WILSON, P. R. Low force cementation. **J. Dent.**, Bristol, v. 24, n. 4, p. 269-273, July 1996.

WILSON, P. R. et al. Deformation of crowns during cementation. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 64, n. 5, p. 601-609, Nov 1990.

YEO, I. S.; YANG, J. H.; LEE, J. B. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 90, n. 5, p. 459-464, Nov. 2003.



ANEXO A

ANEXO A - COMITÊ DE ÉTICA



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
Pró-Reitoria de Pesquisa e Extensão
Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos

CERTIFICADO Nº 1090

O Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos (CEPSH) da Pró-Reitoria de Pesquisa e Extensão da Universidade Federal de Santa Catarina, instituído pela PORTARIA N.º 0584/GR.99 de 04 de novembro de 1999, com base nas normas para a constituição e funcionamento do CEPSH, considerando o contido no Regimento Interno do CEPSH, **CERTIFICA** que os procedimentos que envolvem seres humanos no projeto de pesquisa abaixo especificado estão de acordo com os princípios éticos estabelecidos pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP.

APROVADO

PROCESSO: 1090

FR: 379527

TÍTULO: Desenvolvimento de Dinamômetro Digital e Avaliação para Padronização da Pressão de Cimentação na Adaptação Marginal de Restaurações Cerâmicas.

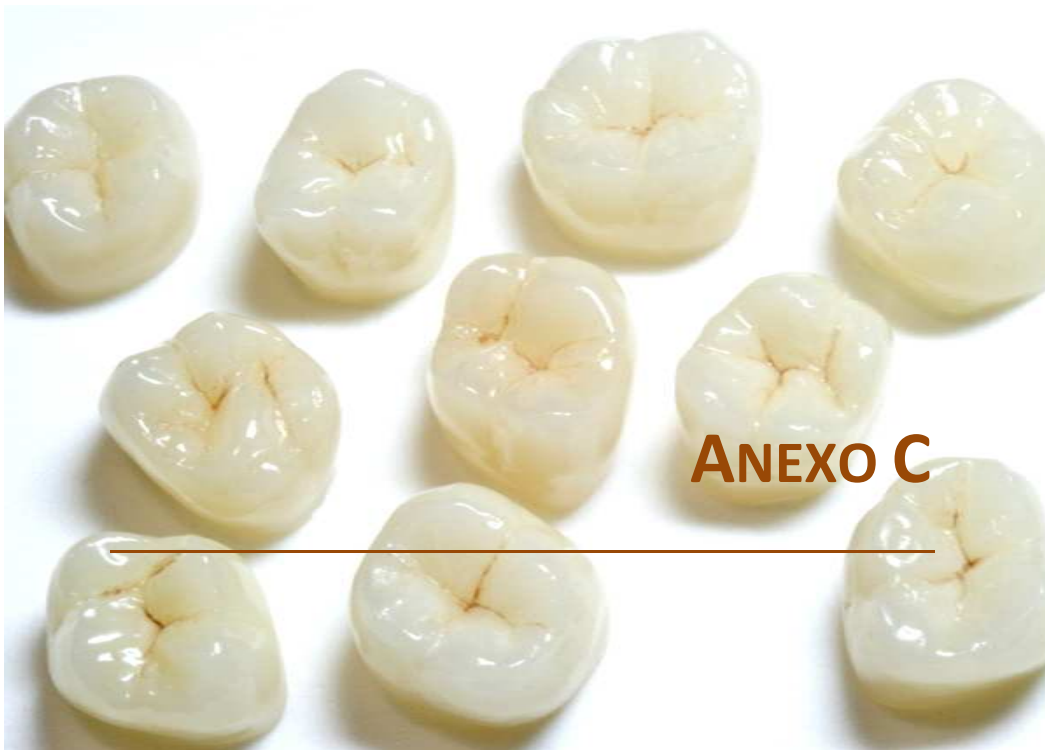
AUTOR: Mauro Amaral Caldeira de Andrada, Marcelo Taveira Barbosa Prof. Dr. Luiz Clovis Cardoso Vieira

FLORIANÓPOLIS, 16 de Fevereiro de 2011 .

Coordenador do CEPSH/UFSC



ANEXO B



ANEXO C

ANEXO C - TABELAS

Tabela 5. Valores das mensurações médias das espessuras de película por conjunto coroa/dente e local de todos os grupos.

Técnica de cimentação	Operador	Dente	Desadaptação Cervical	Desadaptação Axial	Desadaptação Oclusal
Mecânica	1	A	29,085	56,87583333	238,3233333
Mecânica	1	B	118,5641667	57,12083333	323,615
Mecânica	1	C	49,5675	46,72666667	164,8016667
Mecânica	1	D	59,82166667	49,3475	91,79333333
Mecânica	1	E	100,6183333	77,18583333	210,905
Mecânica	1	F	85,95833333	41,60166667	264,0633333
Mecânica	1	G	63,70416667	49,06666667	186,7466667
Mecânica	1	H	65,11833333	53,73583333	147,7116667
Mecânica	1	I	51,55666667	49,57583333	142,6416667
Mecânica	1	J	50,21833333	53,05583333	136,36
Manual	2	A	66,20833333	89,67666667	255,2333333
Manual	2	B	135,54	103,7991667	408,9933333
Manual	2	C	132,2808333	68,315	299,135
Manual	2	D	66,51583333	50,07833333	92,33666667
Manual	2	E	99,7125	93,12416667	251,835
Manual	2	F	91,99	64,69666667	267,0566667
Manual	2	G	53,76	53,1775	191,8616667
Manual	2	H	48,74333333	47,51666667	84,08833333
Manual	2	I	66,62	63,6125	138,2916667
Manual	2	J	76,755	47,14083333	152,0883333
Manual	3	A	64,32416667	79,73666667	247,5633333
Manual	3	B	103,4733333	61,31666667	312,0633333
Manual	3	C	86,985	43,815	228,9766667

Técnica de cimentação	Operador	Dente	Desadaptação Cervical	Desadaptação Axial	Desadaptação Oclusal
Manual	3	D	61,07333333	54,37583333	108,5566667
Manual	3	E	60,7575	66,39833333	179,06
Manual	3	F	191,6125	98,68083333	465,035
Manual	3	G	48,42833333	39,89583333	186,115
Manual	3	H	79,72083333	61,12666667	161,0483333
Manual	3	I	92,05083333	68,64666667	218,8866667
Manual	3	J	53,73666667	59,3275	94,14666667
Manual	4	A	55,3075	83,62833333	265,5383333
Manual	4	B	101,9883333	73,83833333	328,8016667
Manual	4	C	119,7416667	78,81	309,7933333
Manual	4	D	55,515	42,44333333	85,99
Manual	4	E	177,6966667	103,4716667	396,95
Manual	4	F	70,49833333	49,14166667	257,3916667
Manual	4	G	53,325	37,61	203,9783333
Manual	4	H	88,30916667	77,10833333	203,215
Manual	4	I	40,4675	53,97583333	143,5783333
Manual	4	J	56,31083333	44,51083333	101,71

