

PRISCILLA BARBOSA FERREIRA SOARES

**Efeito da simulação de perda óssea
e contenção inter-dental na
deformação do tecido de suporte
- Análise por extensometria**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

2008

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PRISCILLA BARBOSA FERREIRA SOARES

**Efeito da simulação de perda óssea e contenção
inter-dental na deformação do tecido de suporte
- Análise por extensometria**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito para a obtenção do título de mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto

Co-orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

UBERLÂNDIA – MG

2008

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

PRISCILLA BARBOSA FERREIRA SOARES

**Efeito da simulação de perda óssea e contenção inter-dental na
deformação do tecido de suporte – Análise por extensometria**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto

Co-orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto - Universidade Federal de Uberlândia

Prof. Dr. Denildo de Magalhães - Universidade Federal de Uberlândia

Prof. Dr. Marcos Dias Lanza - Universidade Federal de Minas Gerais

Uberlândia, 25 de Fevereiro de 2008

DEDICATÓRIA

À Deus,

Obrigada Senhor! Pela presença em minha vida, por caminhar sempre ao meu lado me amparando nas horas de dificuldade e me exaltando nos momentos de felicidades.

Aos meus pais José Carlos e Graça,

Obrigada! Por todo amor a minha vida e incentivo aos meus sonhos. Vocês tiveram participação significativa nessa conquista. A forma carinhosa de nos demonstrar o que é o amor, fez nossa família crescer sempre unida. Vocês me ensinaram que ser feliz é reconhecer que vale a pena viver, apesar dos desafios e frustrações. Amo muito vocês!

Ao meu marido Carlos,

Obrigada pelo companheirismo demonstrado a cada dia, pela cumplicidade, pela paciência e pela presença ao meu lado. Essa conquista foi marcada pela sua forma brilhante de educar, demonstrando o amor em tudo que faz. Serei eternamente grata por todas as oportunidades que me proporcionou e pela confiança que sempre depositou em mim. Hoje estou preparada a seguir adiante porque tenho ao meu lado uma pessoa que apoia, me ensina a amar cada vez mais minha profissão. Você é um exemplo de seriedade e compromisso com seus objetivos.

Muito obrigada por estar ao meu lado!

Te amo!

Aos meus filhos Marcelo e Bruna,

Obrigada pela presença! Em um olhar puro de criança vocês demonstram o que é o amor. Especialmente você Marcelo, que esteve presente em todas as etapas de minha formação profissional, com muito carinho me incentivando a chegar até o fim. Você Bruna, mesmo com pouco tempo de convivência, derramou em nossa casa a forma mais sincera de amor.

Amo muito vocês!

Ao meu irmão, Tiago e minha cunhada, Cristina

Amo vocês e agradeço pelo carinho e paciência que tiveram comigo durante essa etapa.

À minha sobrinha Lara,

Seu sorriso é sinal de muita felicidade. Amo você!

À minha família,

Mesmo distante, alguma forma estive presente nessa caminhada. Agradeço pelas orações e pelo amor.

Aos meus sogros Laert e Ivone,

Obrigada pelo respeito e amor que têm comigo desde o primeiro encontro. Vocês fazem parte dessa conquista.

Ao Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto,

Obrigada pela honrosa orientação no mestrado. Tenho em você além de um exemplo a ser seguido, um grande amigo, conselheiro e acima de tudo sincero e honesto. Tenho orgulho de ser sua orientada. Agradeço pela dedicação para com a minha formação desde a graduação até os dias de hoje.

Muito obrigada!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Aos Prof. Dr. Célio Jesus do Prado, Prof. Dr. Márcio Magno Costa e Prof. Dr. Henner Alberto Gomide,

Todos vocês são exemplos de profissionalismo e competência. Agradeço a vocês pelo enriquecimento deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Denildo Magalhães,

Agradeço pela relação de amizade e confiança que se estabeleceu desde o começo. Obrigada por todas as oportunidades profissionais em mim depositadas neste período de convivência.

A todos os professores do mestrado,

Vocês foram importantes e contribuíram muito em todo meu aprendizado e caminhada durante estes anos.

Aos meus grandes amigos Carolina Guimarães, Paulo Vinícius, Paulo César,

A vocês os meus mais sinceros agradecimentos. Esse trabalho tem a presença marcante de vocês. Agradeço pelo companheirismo e confiança durante desafios pessoais que compartilhamos.

Aos meus amigos Hugo, Fabíola, Rodrigo, Carolina Assaf, Paulo Simamoto, Veridiana,

Obrigada pela amizade criada nesses anos, por todas as conversas e apoio durante essa conquista.

À todos os amigos da Dentística,

Obrigada pela amizade de todos vocês e pela presença em minha vida. Agradeço por toda a torcida pelo dia de hoje.

À todos os colegas de mestrado,

Agradeço pela oportunidade de conhecer pessoas maravilhosas e pela amizade criada neste período.

À Abigail,

Que sempre atendeu minhas necessidades com alegria, atenção, paciência e dedicação.

Ao Sr. Advaldo,

Agradeço pelo carinho, paciência e pelos conhecimentos compartilhados durante a realização deste trabalho

Ao Nelson,

Agradeço pela dedicação e disposição em ajudar.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia,

Pela minha formação durante a graduação e pós-graduação. Sinto-me honrada em fazer parte dessa escola.

À FAPEMIG,

Pelo suporte financeiro utilizado nesse projeto.

Ao fabricante de produto odontológico (Ângelus),

Pela disponibilização de parte dos materiais utilizados neste trabalho. Obrigada pela confiança.

EPÍGRAFE

“GRANDE PARTE DA FELICIDADE DE AMANHÃ
DEPENDE DO QUANTO VOCÊ SE SENTE FELIZ HOJE.”

ERNIE ZELINSKI

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	12
RESUMO.....	13
ABSTRACT	16
1. INTRODUÇÃO	19
2. REVISÃO DE LITERATURA	24
3. PROPOSIÇÃO	39
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	41
4.1- SELEÇÃO DOS DENTES.....	41
4.2 - CONFECÇÃO DOS MODELOS DA ARCADA DENTÁRIA	45
4.3- ENSAIO MECÂNICO DE EXTENSOMETRIA	53
4.4. – ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS	67
5. RESULTADOS	70
6. DISCUSSÃO	79
7. CONCLUSÃO.....	87
REFERÊNCIAS.....	89
ANEXOS	94

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

mm - Unidade de comprimento (milímetro)

mm² - Unidade de comprimento (milímetro ao quadrado)

mm/min - Unidade de velocidade (milímetro por minuto)

mW/cm² - Unidade de densidade de energia (miliwatts por centímetro quadrado)

MPa - Mega Paschal

nº - Número

N - Carga aplicada (Newton)

P - nível de probabilidade

α - Nível de confiabilidade

% - Porcentagem

μ S – Unidade de microdeformação (microstrain)

º - unidade de angulação (graus)

Ω - Unidade de resistência elétrica (Ohms)

$\pm$ - Mais ou menos

RESUMO

RESUMO

Existem controvérsias em relação à influência da perda óssea e da contenção na deformação do tecido de suporte dental. O objetivo deste estudo foi analisar a influência da perda óssea e da contenção dental na deformação do tecido de suporte na região anterior da mandíbula em suas diferentes áreas. Oitenta dentes humanos (20 incisivos centrais, 20 incisivos laterais, 20 caninos, 20 primeiros pré-molares) hígidos foram selecionados e distribuídos aleatoriamente em 10 grupos. Para o ensaio de extensometria, em 10 réplicas de mandíbula em resina de poliestireno, 4 extensômetros foram fixados na região do incisivo central e lateral direito, sendo 2 na face vestibular e 2 na face lingual. Nos espécimes (n=10) foram, de forma seqüencial, aplicado as 7 condições experimentais de suporte dental: Cont, controle, sem alteração de normalidade; Po, simulando perda óssea de 5mm; PoRc, Po com contenção feita em resina composta de canino do lado direito a canino do lado esquerdo; PoFa, Po com contenção feita com fio de aço de 0,25mm; PoFaRc, Po com contenção feita com fio de aço de 0,25mm associado a resina composta; PoFvRcExt, Po com contenção realizada com fibra de vidro associado a resina composta extra-coronária e PoFvRcInt, Po com contenção empregando fibra de vidro associado a resina composta intra-coronária. Os espécimes foram submetidos à carga de compressão oblíqua a velocidade de 0,5mm/min até o limite de 150N em máquina de ensaio mecânico. As deformações obtidas para as intensidades de 50, 100 e 150N de carregamento foram submetidas a 3-way ANOVA e o teste de Scheffe ($\alpha = .05$). Os resultados mostraram que em todos os grupos a deformação na superfície vestibular foi significativamente maior

que na lingual. A deformação na região do incisivo central vestibular foi significativamente maior que na região do incisivo lateral. A perda de estrutura de suporte resulta em significativo aumento na deformação para as cargas de 100 e 150N. As contenções dentais que empregam resina composta resultaram em redução significativa da deformação aos níveis do grupo Cont. A redução do suporte dental aumenta a deformação principalmente na região vestibular. As contenções dentais que empregam resina composta conseguem reduzir significativamente a deformação independente da intensidade de carregamento.

Palavras chave: trauma oclusal, osso alveolar, contenção dental, doença periodontal, extensometria, deformação.

ABSTRACT

ABSTRACT

Controversy exists concerning the influence of bone loss and of the dental splinting over strain of dental support tissue. The aim of this study was to analyze the effect of support bone loss and the dental splinting type on strain of the anterior mandibular bone in different regions, in simulation of the polystyrene resin mandibular model. Eighty intact human mandibular teeth (20 central incisors, 20 lateral incisors, 20 canines and 20 first premolars; being half of right side and half of left side) were selected and randomly divided in 10 groups. For strain gauge test, 10 mandibular replicas were made in polystyrene resin. Four strain gauges were fixed on 2 mandibular surfaces: buccal surface and lingual surface; and 2 regions: central incisor region and lateral incisor region. On all specimens (n=10) were tested 7 experimental situations: Cont, control group, without bone support alterations and no splinting; Po, simulating 5mm of bone loss between canines teeth; PoRc, Po condition associated with splinting made between canines teeth with composite resin only; PoFa, Po condition and splinting with 0.25mm wire ligature only; PoFaRc, Po condition with splinting made with association between wire ligature and composite resin; PoFvRcExt, Po condition with extra-coronal splinting made with association between fiber glass and composite resin; PoFvRcExt, Po condition with intra-coronal splinting made with association between fiber glass and composite resin. The strain values were assessed under compressive oblique load until 150N applied over anterior teeth in a universal testing machine. The data obtained for 50N, 100N and 150N were individually analyzed with 3-way ANOVA followed by the Scheffe test ($\alpha=.05$). Statistical analysis showed that

the strain on buccal surface was always higher than on lingual surface, and the strain measured on incisor central region was always higher than on incisor lateral region. The simulation of bone loss resulted in significant increase on strain for 100N and 150N loads. The dental splinting types that use adhesive system and composite resin resulted in significant decrease on strain measured in all sites, with values similar to Cont levels. Within the limitations of this study, it was observed that the loss of dental support increase the strain values mainly in buccal region. The dental splinting made with composite resin produced significantly decrease on strain measured on dental support irrespective of load intensity tested.

Keywords: occlusal trauma, alveolar bone, periodontal splinting, periodontal diseases, strain gauge measurement, strain.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

A doença periodontal é considerada patologia inicialmente inflamatória provocada pela interação de fatores bacterianos, presentes na placa dental, com a susceptibilidade do hospedeiro (Davies et al., 2001; Forabosco et al., 2006). Como consequência do processo inflamatório avançado verifica-se desorganização das fibras do ligamento periodontal e indução de reabsorção óssea e destruição da aderência epitelial (Ramfjord & Ash, 1981; Davies et al., 2001; Hallmon & Harrel, 2004). Quadro clínico que pode ser potencializado pelo trauma oclusal (Ramfjord & Ash, 1981; Serio & Hawley, 1999; Davies et al., 2001; Hallmon & Harrel, 2004; Forabosco et al., 2006). A sobrecarga sobre o tecido ósseo, principalmente pelo processo de fadiga, pode resultar em microfraturas do osso (Oosterwyck et al., 2003). Quando este quadro se torna freqüente e com alta intensidade de carga, o tempo para a remodelação não é suficiente e com isso se instala a perda óssea (Oosterwyck et al., 2003). A redução da inserção dental resulta em mobilidade do dente e seu deslocamento da posição original passa a receber forças não-axiais impedindo a estabilidade e equilíbrio entre reabsorção e neo-formação óssea alveolar (Serio, 1999), e organização das fibras colágenas (Serio & Hawley, 1999). Esse quadro, provocado pela ação conjunta da doença periodontal e do trauma oclusal é mais prevalente na região anterior da mandíbula que embora esteja sujeita a menor intensidade de carregamento (Hellsing, 1980; Judge et al., 2003), apresenta menor espessura óssea quando comparada a outras regiões da mandíbula (Forabosco et al., 2006).

A relação entre trauma oclusal e mobilidade dental é dependente da intensidade e frequência da força geradora do trauma e do grau de mobilidade dental (Ramfjord & Ash, 1981; Serio & Hawley, 1999; Davies et al., 2001; Bernal et al., 2002; Gibbs et al., 2002; Hallmon & Harrel, 2004; Forabosco et al., 2006). Isto determina protocolos de tratamentos específicos dependendo do grau de acometimento. Na presença de mobilidade leve resultante do alargamento do espaço periodontal como resposta a adaptação às demandas funcionais (Serio & Hawley, 1999; Davies et al., 2001; Bernal et al., 2002), o tratamento eleito é ajuste oclusal associado à terapia periodontal (Davies et al., 2001; Bernal et al., 2002). Em dentes acometidos por inflamação gengival e perda de tecido ósseo com grande mobilidade (Serio & Hawley, 1999; Davies et al., 2001), o tratamento proposto é associação da terapia periodontal, equilíbrio oclusal e contenção para estabilidade dentária (Ramfjord & Ash, 1981; Serio & Hawley, 1999; Sewón et al., 2000; Bernal et al., 2002; Forabosco et al., 2006).

A contenção dental proporciona estabilidade por meio da redistribuição de forças funcionais e para funcionais (Serio, 1999), auxiliando na reorganização do tecido gengival, das fibras periodontais e do osso alveolar (Ramfjord & Ash, 1981), e manutenção do conforto ao paciente durante a função (Ramfjord & Ash, 1981; Hallmon & Harrel, 2004; Forabosco et al., 2006). Quando usada durante terapia periodontal cirúrgica (Serio, 1999; Forabosco et al., 2006), promove relação oclusal favorável (Ramfjord & Ash, 1981; Hallmon & Harrel, 2004; Forabosco et al., 2006), viabilizando melhor cicatrização tecidual (Serio, 1999). Porém a grande variabilidade de técnicas de

confeção, o real momento do início de sua indicação e o limite de seus benefícios resulta em dificuldade para o clínico na execução deste protocolo como rotina no tratamento de pacientes periodontalmente afetados. Tradicionalmente nas contenções dentais é empregada resina composta associada à adesivos dentais (Rosenberg, 1980; Serio, 1999; Bernal et al., 2002), amarra com fio de aço (Rosenberg, 1980; Stoller & Green, 1981), associação de amarra com fio de aço e resina composta e fibra de vidro associada à resina composta (Serio, 1999; Sewón et al., 2000; Bernal et al., 2002; Tokajuk et al., 2006). Importante aspecto para a seleção da alternativa de contenção dental é a adesividade entre os diferentes materiais e destes com a estrutura dental, a qual sofre influência direta do módulo de elasticidade dos materiais envolvidos (Torbjörner et al., 1996; Vallittu, 1999; Sewón et al., 2000).

A ação da força durante a carga mastigatória não é completamente dissipada; parte é redistribuída em energia potencial e temporariamente armazenada como deformação do osso (Asundi & Kishen, 2000). Vários recursos não destrutivos são utilizados na determinação da deformação (Hekimoglu et al., 2004), objetivando solucionar problemas estruturais complexos antes que estruturas falhem pela ruptura. A extensometria tem sido empregada na análise da deformação do osso sob carregamento *in vivo* durante a mastigação (Asundi & Kishen, 2000), e em cadáveres com dentição natural e após a inserção de implantes (Hekimoglu et al., 2004). A deformação do osso tem sido indiretamente mensurada por meio de réplicas de mandíbulas em resinas epóxica e acrílica autopolimerizável (Hekimoglu et al., 2004; Karl et al., 2005). Contudo, não há na literatura estudo que avalie a real influência da

perda óssea na deformação dos tecidos de suporte e o efeito dos diferentes tipos de contenção dental na atenuação dos fatores que agravam este quadro. Portanto, o objetivo deste estudo foi testar a hipótese de que a perda óssea e os tipos de contenção interdental influenciam na deformação do tecido de suporte na região anterior da mandíbula. Em adição, a segunda hipótese testada foi que esta deformação é influenciada pela localização do tecido de suporte - face vestibular ou lingual, tipo de dente - incisivo central e lateral e pela intensidade de carregamento.

REVISÃO DE LITERATURA

2. REVISÃO DE LITERATURA

Rosenberg (1980), afirma que a indicação da contenção dental em casos onde a injúria é proveniente de forças oclusais normais ou excessivas aplicadas a um dente ou dentes com pouco suporte ósseo, resultando em mudanças teciduais e, conseqüente mobilidade dentária. Assim a contenção é realizada em casos de mobilidade aumentada ou quando, o grau de mobilidade determina desconforto ao paciente e interfere negativamente na função mastigatória. Destacando a importância de se respeitar cuidadosamente os conceitos básicos oclusais durante sua confecção.

Hellsing (1980), desenvolveu estudo que avaliou o efeito da propriocepção do ligamento periodontal e da vibração muscular na força entre os incisivos superiores e inferiores em pacientes dentados e edêntulos. Oito voluntários com dentição completa foram avaliados por meio de uso de extensômetros ligados a um dispositivo de mordida conectado uma placa de aquisição de sinais. A força média em paciente dentados variou de $161 \pm 29,6$ N para a condição de normalidade e de $222 \pm 22,7$ N para o máximo de valor dentro das condições experimentais testadas neste estudo. A força média de mordida de pacientes edêntulos foi de $51,6 \pm 3,4$.

Stoller & Green (1981), realizaram estudo comparativo com 18 pacientes, com mobilidade dentária anterior inferior, dividindo em dois grupos estudo, em um grupo foi realizado contenção dental com fio de aço para amarrilha e, no outro, resina composta. Esses pacientes foram orientados

quanto às técnicas de higienização e foram avaliados com parâmetros clínicos mobilidade dentária horizontal, índice gengival e índice de placa e fotografias, em 4 visitas durante 12 meses. Relataram que as contenções com resina composta fraturavam com freqüência na interface dente-resina composta. Com os dados obtidos os autores observaram que não há diferença, entre os grupos, para o parâmetro mobilidade dental, índice gengival e índice de placa. A análise por meio de fotografias foi importante para mostrar que a contenção com resina composta é mais estética que a amarela com fio de aço.

Em 1981, Ramfjord & Ash, analisaram possíveis relações entre doença periodontal e trauma oclusal por meio de investigações e taxas epidemiológicas. Segundo os autores, o princípio geral para tratamento inicial de diferentes níveis de periodontite, onde os fatores etiológicos foram caracterizados como placa bacteriana e oclusão traumática, é eliminar inicialmente a placa e posteriormente os fatores oclusais, exceto quando o último causa desconforto ao paciente ou pode influenciar de forma desfavorável o tratamento periodontal. O princípio geral para controle de fatores oclusais é estabelecer oclusão estável. Para tratar hiper mobilidade dentária persistente após tratamento periodontal e ajuste oclusal, os autores indicam manter a higiene oral, cuidado periodontal profissional e esplintar apenas quando a mobilidade interfere na saúde e conforto do paciente ou no aumento progressivo da doença. O profissional que ignora completamente a terapia oclusal nessas circunstâncias terá insucesso na busca da saúde periodontal do paciente embora possa conseguir eliminar a inflamação

gingival. Baseada na análise de diversos fatores, os autores concluíram que a eliminação do trauma oclusal é parte essencial da terapia periodontal completa e restauração da saúde do aparelho mastigatório, podendo ser alcançada por tratamento ortodôntico, contenção temporária, ajuste oclusal e esplintagem dentária permanente.

Em 1996, Torbjörner et al., realizaram estudo das propriedades mecânicas de pinos pré-fabricados de fibra de carbono e pinos metálicos e relataram que a adesividade entre os diferentes materiais e destes com a estrutura dental, é importante aspecto para seleção do método de reconstrução dental. A interação adesiva entre a fibra e resina composta, e a similaridade de propriedades mecânicas fazem com que um complexo homogêneo seja formado, favorecendo a estabilidade sob fadiga. A interação metal-resina composta forma interface de materiais com módulo de elasticidade bem diferentes, que não apresentam capacidade de união. Isto pode propiciar a concentração de tensões nesta interface, favorecendo a fratura durante processo de fadiga.

Em revisão de literatura realizada em 1999, Serio & Hawley, descreveram alguns artigos relacionando trauma oclusal e mobilidade dentária com saúde periodontal. Diante da escassez de estudos clínicos bem controlados em humanos, os autores julgaram impossível responder as questões sobre o trauma oclusal como fator modificador da progressão da perda de inserção por doença periodontal inflamatória e questões relacionando o

tratamento de trauma oclusal e mobilidade dentária. Dentes com mobilidade estável não apresentam aparentemente maior risco que dentes sem mobilidade para a perda de inserção. Os autores verificaram que é consenso que o aumento da mobilidade deve ser tratado ajuste oclusal e, se necessário, algum tipo de contenção envolvendo o dente afetado. Adicionalmente o ganho de inserção tem sido observado quando o ajuste oclusal é incluído como parte da terapia cirúrgica.

Em 1999, Vallittu et al., realizaram estudo com fibra de vidro pré-impregnada e relataram a importância da integração entre as estruturas dentais e a fibra impregnada como. Os autores afirmam que a falha prevalente de procedimentos restauradores é por fadiga. A fadiga é causada pela repetida carga oclusal que causa tensões e estas com o tempo podem resultar em fratura. O uso de fibras pode aumentar em até 100 vezes a resistência à fadiga de restaurações. Isto se deve a perfeita integração entre estas estruturas e pela similaridade de módulos de elasticidade entre a fibra a matrix resinosa e a resina composta.

Ainda em 1999, Serio discute razões clínicas para contenção e estabilização de dentes. Para a contenção de dentes comprometidos periodontalmente o autor acredita que outros fatores, além do controle inflamatório, são necessários. A estabilização entre hemiarcos (cross-arch) é essencial para anular ou minimizar vetores de força, já que as forças funcionais serão distribuídas sobre ampla extensão da contenção com redução do efeito

de alavanca. Dessa forma dentes anteriores devem ser esplintados de canino a canino exibindo mobilidade apenas na direção vestibulo-lingual. Como indicações e possíveis aplicações para a terapia de contenção dental o autor cita a estabilização de dentes com mobilidade objetivando o conforto mastigatório e a estabilização de dentes com severo comprometimento periodontal quando tratamento definitivo não é possível. Para este caso fibras reforçadas associadas à resina compostas ou fios intra-coronários associados à resina são indicados.

Em 2000, Séwon et al., apresentaram caso clínico de reabilitação funcional de paciente com rápida perda óssea tratado com contenção intra-coronal de fibra de vidro e resina composta associada a ajuste oclusal e terapia cirúrgica. Após 12 meses, excelentes resultados estéticos, funcionais e de saúde periodontal foram observados. Os autores relatam que um importante aspecto para a decisão da alternativa a ser empregada na contenção periodontal é a resistência adesiva entre material e estrutura dental, a qual sofre influência direta do módulo de elasticidade dos materiais envolvidos. Se a estrutura metálica é aderida a um material com baixo módulo de elasticidade a ruptura pode ocorrer devido à transferência de tensão para a interface adesiva por meio da rigidez do metal. Se materiais com propriedades mecânicas similares são aderidos, a tensão não é transferida apenas para a interface de união, mas por toda estrutura, como ocorre na associação da resina composta-fibra de vidro. A estrutura de reforço apresenta módulo de elasticidade de aproximadamente 20×10^3 MPa, mais próximo ao da dentina e do esmalte $12 \times$

10^3 e 50×10^3 MPa, respectivamente, que as ligas metálicas que chega a 100×10^3 MPa. A fibra de vidro embebida em monômero resinoso tem capacidade de distribuição de tensões resultando em material com alta resistência à fadiga, devido à adesão da fibra à matriz polimérica, justificando assim a utilização deste tipo de material para a confecção de contenções periodontais extra e intracoronárias na terapia periodontal.

Asundi & Kishen (2000), realizaram estudos com fotoelasticidade e extensometria analisando a natureza da deformação e das tensões em superfície radicular e osso alveolar de suporte. As deformações ocorridas na face vestibular do osso na região de incisivos são predominantemente desenvolvidas na região entre o limite cervical do dente e o centro e tendem a zero na região apical.

Davies et al. (2001), fizeram considerações da significância do trauma oclusal na etiologia da doença periodontal, da indicação do tratamento oclusal em pacientes com periodontite. Foi relacionado o diagnóstico do trauma de oclusão por meio de métodos convencionais em função da mensuração da mobilidade dentária. E então analisado a necessidade de estabilização dentária favorecendo o equilíbrio das forças oclusais e da indicação da esplintagem do dente como tratamento complementar de pacientes com redução de suporte ósseo periodontal. Em resumo os autores observaram que não há evidência científica mostrando que trauma oclusal causa gengivite ou periodontite ou que acelera a progressão dessas alterações periodontais; que ocorre adaptação

fisiológica do ligamento periodontal frente ao aumento das forças oclusais com reabsorção da crista óssea alveolar resultando em mobilidade dentária. A terapia oclusal não é substituta para métodos convencionais para resolver a inflamação tecidual induzida por placa bacteriana.

Com objetivo de demonstrar a significância da utilização de propriedades elásticas anisotrópica em modelos tridimensionais de elementos finitos, O'Mahony et al. (2001), construíram modelos comparando as tensões na interface implante-osso com propriedades anisotrópicos e isotrópicos da região de 1° pré-molar da mandíbula. Relataram a importância da utilização das propriedades anisotrópicas dos tipos ósseos, na simulação 3D de elementos finitos, mostrando ocorrer maior concentração de tensões no osso cortical em relação ao osso esponjoso devido a menor densidade e a estruturação geométrica trabecular nas áreas de interface implante-osso. Na simulação os autores utilizaram módulo de elasticidade de 14.4×10^3 Mpa para o tecido ósseo cortical.

A conduta clínica para o tratamento de dentes com mobilidade dentária pode ser considerada problema complexo, especialmente se as causas da mobilidade não estiverem bem diagnosticadas. Em revisão de literatura sobre conduta clínica em dentes com mobilidade, Bernal te al. (2002), discutem a relação entre oclusão e mobilidade dentária enfatizando as indicações, contra indicações e princípios básicos da esplintagem. Relatam ainda que alguns casos de mobilidade dental são tratados somente com equilíbrio oclusal

(trauma oclusal primário), enquanto mobilidade dental com comprometimento periodontal pode ser estabilizada com a ajuda de esplintagem provisória ou definitiva (trauma oclusal secundário). Os autores ressaltam a importância da terapia de esplintagem, não apenas melhorar o prognóstico do dente, mas também por aumentar a longevidade do tratamento reabilitador final. O principal objetivo de sucesso na conduta clínica em dentes com mobilidade dentária é de devolver função e conforto por meio de estabilidade oclusal o que promove estabilidade dentária com manutenção da saúde periodontal.

Em 2002, Gibbs et al., avaliaram a força máxima de mordida envolvendo 44 pacientes com ausência de algum dente posterior comparado com grupo de 20 pacientes sem ausência de alteração, utilizando extensômetros. Em função normal a carga é direcionada no longo eixo dos dentes e pequeno carregamento é verificado na região anterior. Na presença de alterações clínicas, como redução de estabilidade posterior com acentuada concentração de forças nos dentes anteriores as tensões acabam sendo geradas em maior intensidade no osso de suporte na região anterior. Em pacientes com ausência posterior a força máxima de mordida foi de 98 a 1031N, enquanto em pacientes com estabilidade posterior foi de 244 a 1243N.

Oosterwyck et al. (2003), ao abordar a capacidade de adaptação do osso humano ao redor de implantes ósseointegrados relataram que a sobrecarga no tecido ósseo, principalmente pelo processo de fadiga, pode resultar em microfraturas do osso. As microfraturas próximas ao implante são mais

prevalentes na área de colo do implante devido à predominância de osso cortical que possui menor capacidade de deformação podendo resultar em formação de microfraturas. A presença destes focos de degeneração óssea estimula a ação regenerativa do osso, pois os osteoblastos atuam preferencialmente na região destas microfraturas. Quando este quadro se torna freqüente e com alta intensidade de carga, o tempo para a remodelação não é suficiente e com isso se instala a reabsorção óssea. Quando há distribuição adequada de forças e adequada relação de suporte é possível a formação de nova matriz óssea pela ação dos osteoblastos, favorecendo o processo de reparo em sítios específicos.

Judge et al. (2003), aplicaram placas de material fotoelástico sobre crânios de cachorro para analisar a importante relação entre as tensões geradas pela ação muscular no sistema esquelético. Os autores descrevem a importância da simulação da geometria das estruturas anatômicas nos resultados, pois a deformação é altamente dependente da espessura e geometria das estruturas envolvidas.

Após discutirem a importância da análise oclusal, da mobilidade dentária e da terapia oclusal como parte rotineira do tratamento periodontal, Hallmon & Harrel (2004), relataram que a confecção de esplintagem é indicada na presença de mobilidade progressiva objetivando a estabilidade da mobilidade oclusal, sendo que o objetivo terapêutico a longo prazo é manter saúde, estabilidade, conforto e função da dentição natural do paciente.

Diante da diferença existente na transmissão de tensão de dentes naturais e de implantes para o tecido ósseo, Hekimoglu et al., em 2004, compararam as deformações induzidas ao redor de dentes naturais antagônicos a implantes com distribuição de tensões ao redor de implante sob carregamento estático e dinâmico. Os modelos experimentais de maxila e mandíbula foram construídos em resina acrílica de metilmetacrilato autopolimerizável, montados em articulador semi-ajustável, em máxima intercuspidação habitual. Três extensômetros foram fixados na face vestibular da resina de suporte na região de cada implante e dente natural mensurando a deformação sofrida após aplicação de carga axial, lateral e combinação, em ciclos de força de 0 a 10 ciclos por segundo, não excedendo 500 N. Foi observada tendência geral de maior deformação para o implante antagônico ao dente natural, particularmente sob carregamento dinâmico lateral. Além de outros aspectos abordados na discussão, os autores enfatizam as limitações do estudo. Entre elas, está a impossibilidade de simulação das propriedades estruturais e físicas do complexo natural ósseo pela estrutura construída em resina acrílica.

Em 2004, Geramy & Faghihi realizaram estudo pelo método de elementos finitos com 5 modelos tridimensionais do incisivo central superior. A diferença entre os modelos foi a altura do osso alveolar - da altura considerada normal (13 mm de altura óssea) para 8 mm de osso alveolar perdido (5 mm de altura óssea). Após carregamento de 1.5 N (5 pontos de aplicação de 0.3 N aplicados em linha paralela na incisal do lado palatino, 45° com o plano horizontal), foi

realizada análise das tensões principais máximas e mínimas no nós da face vestibular do ligamento periodontal (apical à crista óssea). Os autores concluíram que perda óssea de 2,5 mm pode ser considerada como limite a partir do qual as alterações de tensões são aceleradas, e que a perda de perda óssea aumenta as tensões principais (máximas e mínimas) produzidas no ligamento periodontal.

Cehreli et al. (2005), realizaram estudo em cadáver para avaliação da deformação sofrida pelo tecido ósseo de suporte na região anterior da maxila ao redor de dentes naturais e imediatamente após a instalação de implantes e próteses fixas sobre implantes. Seis extensômetros foram fixados 2 mm da margem óssea vestibular dos dentes anteriores da maxila. Para quantificar a deformação óssea em dentes naturais foi instalada placa oclusal em resina acrílica para a fixação de duas miniaturas de célula de carga e foi manipulado em relação cêntrica e aplicado carregamento máximo de 100N monitorado por computador. Também foi quantificada a deformação óssea no momento da instalação das próteses sobre implantes variando o desenho protético. Após análise estatística os resultados mostraram que a deformação variou entre 94 e 139 μ S para a carga de 50N na região do incisivo central e de 196 μ S para 50N e 239 μ S para a carga de 100N na região do canino para os dentes naturais e que a deformação sofrida é proporcional à intensidade da carga aplicada.

A simulação do suporte ósseo e do ligamento periodontal é importante aspecto para o mecanismo de distribuição de tensão ao redor de dentes.

Assim, em 2005, Soares et al., avaliaram a influência de materiais de inclusão e da simulação do ligamento periodontal na resistência a fratura em dentes bovinos. Os autores relatam que experimentos *in vitro* requerem alguns cuidados para terem relevância clínica, como a reprodução da capacidade de absorção de tensões, pelo tecido ósseo, geradas durante a aplicação de carga. Para a simulação do ligamento periodontal utilizaram materiais como poliéter, poliuretano e polisulfeto embebidos em dois tipos de materiais – resinas acrílica e de poliestireno para a simulação do tecido de suporte. Os autores concluíram que é de extrema importância, para os resultados finais, a simulação tanto do suporte ósseo quanto do ligamento periodontal.

Karl et al. (2005), avaliaram a deformação sofrida pelo tecido de suporte por meio de modelos que representam implantes embutidos em resinas epóxica, em próteses fixas antes e após a aplicação da cerâmica. Os autores justificam o uso da resina epóxica (Araldit) para a inclusão dos implantes pela similaridade do módulo de elasticidade com o osso trabecular.

Em 2006, Tokajuk et al., relataram em avaliação clínica envolvendo 56 pacientes com problemas periodontais crônicos tratados com contenção de fibra de vidro pré-impregnada e resina composta. Após 10 meses, houve redução na profundidade de bolsa e melhora considerável na qualidade da saúde periodontal. Para situações clínicas de mobilidade dental esse tipo de contenção dental, com materiais com propriedades mecânicas semelhantes, mostrou-se efetiva, durável e estética devolvendo função aos pacientes.

Soares et al. (2006), avaliaram a resistência à fratura de restaurações em cerâmica frente a diferentes preparos cavitários. Frente a experimento *in vitro*, alguns cuidados foram tomados como a simulação parcial do ligamento periodontal com material de moldagem a base de poliéter, simulando também o material de inclusão dos dentes em resina de poliestireno por apresentar características de dissipação de tensões semelhantes ao osso cortical. Após os testes concluíram que o recobrimento de cúspide não influencia na resistência a fratura de dentes posteriores.

Forabosco et al. (2006), investigaram 30 casos de periodontite tratada exclusivamente com terapia oclusal por esplintagem permanente intra e extracoronal do dente, por meio de fio de aço e resina composta. Os dentes apresentavam severa perda óssea alveolar e sinais e sintomas característicos da lesão do trauma oclusal como mobilidade dental e desconforto persistente durante a mastigação. Os pacientes foram avaliados com parâmetros clínicos de profundidade de sondagem, sangramento a sondagem e índice de placa, em 4 visitas durante 6 meses. Com os dados obtidos os autores observaram que a estabilização dos dentes por meio de esplintagem resultou na melhora da profundidade de sondagem, sangramento a sondagem e grau de mobilidade dentária. Sugeriram que a esplintagem melhora o prognóstico de dentes afetados periodontalmente e que o trauma oclusal e a mobilidade dentária agravam a doença periodontal.

Para avaliar a influência do preparo cavitário e do material restaurador na distribuição de tensões e deformação em primeiros pré-molares superiores, Soares et al., em 2008, utilizaram análise por elementos finitos bidimensional e extensometria. Para ter relevância clínica simularam parcialmente ligamento periodontal e, propriedades mecânicas do osso cortical, com resina de poliestireno com módulo de elasticidade de 13.5×10^3 Mpa.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência da perda óssea e do tipo de contenção inter-dental na deformação do tecido ósseo, a partir do método de extensometria, variando:

1 - Tipo de material para confecção da contenção:

- resina composta;
- fio de aço para amarril
- fio de aço para amarril e resina composta;
- fibra de vidro e resina composta extracoronal;
- fibra de vidro e resina composta intracoronal.

2 - Localização:

- face vestibular de suporte na região do incisivo central;
- face vestibular de suporte na região do incisivo lateral;
- face lingual de suporte na região do incisivo central;
- face lingual de suporte na região do incisivo lateral;

Em comparação a um modelo de estrutura de suporte com padrão de normalidade.

MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Seleção dos dentes

Após consentimento prévio do paciente, confirmado com assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo comitê de ética e pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia (protocolo n° 112/06), foram coletados 102 dentes e selecionados 80 dentes inferiores humanos hígidos, sendo 20 incisivos centrais (10 IC direitos e 10 IC esquerdos), 20 incisivos laterais (10 IL direitos e 10 IL esquerdos), 20 caninos (10 C direitos e 10 C esquerdos), 20 primeiros pré-molares (10 PM direitos e 10 PM esquerdos). Todos os dentes com indicação para exodontia por problemas periodontais ou por indicação ortodôntica (Figura 1). Os dentes foram mensurados com paquímetro digital (Mytutoyo, Tokyo, Japão), obtendo 4 dimensões para definir o critério de inclusão (Figura 2): D1- distância entre o ápice radicular e o limite incisal (dentes anteriores) e ponta de cúspide vestibular (pré-molares); D2- distância do ápice radicular até o limite amelo-dentinário na face vestibular; D3- dimensão méso-distal da porção radicular na altura do limite amelo-dentinário e D4- dimensão vestibulo-lingual da porção radicular na altura do limite amelo-dentinário. Foram obtidos os volumes radiculares de cada grupo de dentes e as medidas foram transferidas para planilha do programa Excel (Microsoft, cidade, USA). Os dentes com variação de 10% da média foram descartados como lixo hospitalar, não sendo empregados em outra pesquisa. Outro aspecto analisado na seleção dos dentes foi o alinhamento dental (Figura 3), dentes com alteração acentuada da raiz foram descartados. Para este fim, foi traçado o alinhamento entre o centro da borda incisal (incisivos) e ponta de cúspide

(caninos e pré-molares) e o ápice radicular, que foi sobreposta a linha traçada no longo eixo do dente, a distância entre essas duas retas foram medidas em milímetros, para cada grupo de dente, os valores foram tabulados e transferidos para planilha do programa Excel. Variação de 10% da média foram descartados. Com isso foram obtidos dentes com padronização dimensional que foram limpos com curetas periodontais e submetidos à profilaxia com pedra pomes e água e então armazenados em frascos identificados pelo grupo dental em solução aquosa tamponada de timol a 0,2% (Pharmacia Biopharma Ltda., Uberlândia, Brasil).



Figura 1. Dentes inferiores humanos hígidos selecionados para a pesquisa após análise dos critérios de inclusão e exclusão.

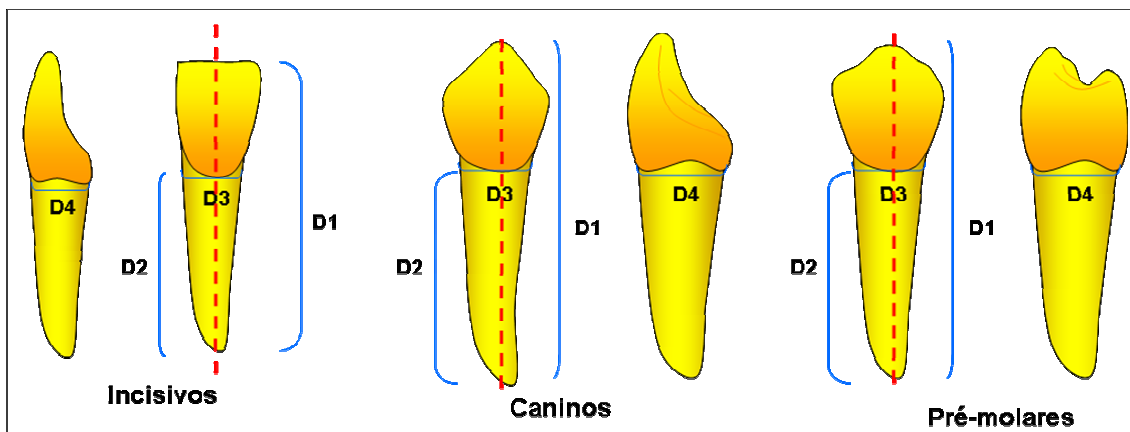


Figura 2. Esquema ilustrativo das características dimensionais observadas na seleção dos dentes coletados. Linha tracejada representando alinhamento dental. Dimensões D1 a D4 com variação de 10% da média foram objeto de exclusão dos dentes coletados.

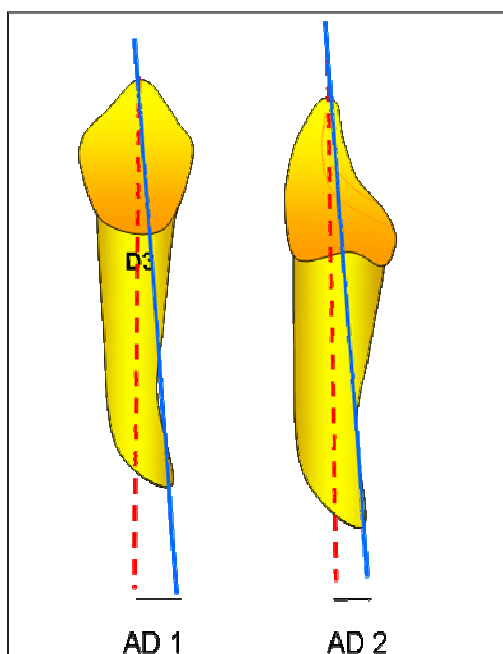


Figura 3. Esquema ilustrativo das características do alinhamento dental observadas na seleção dos dentes coletados. Linha tracejada em vermelho e linha em azul representando alinhamento dental, dimensões AD1 e AD2 com variação de 10% da média foram objeto de exclusão dos dentes coletados.

4.2. Confecção dos modelos da arcada dentária

Para reproduzir com detalhes a anatomia óssea externa da região anterior da mandíbula foi utilizada uma mandíbula humana (Figura 4a), armazenada em formol a 10% (Biopharma, Uberlândia, Brasil), obtida no Laboratório de Anatomia Humana da Universidade Federal de Uberlândia, com dentes em posição e sem alteração do tecido ósseo de suporte na região entre os dentes 34 e 44. Uma barreira de cera 7 (Wilson, Polidental Indústria e Comércio Ltda, Cotia, SP, Brasil) foi construída ultrapassando 10mm abaixo do limite inferior do mento e no limite superior das bordas dentais. A barreira de cera foi limitada à região do 1º molar superior (Figura 4a), para criação de espaço para fixação da mandíbula na máquina de ensaio. Silicone por adição de uso laboratorial (Aerojet, São Paulo, SP, Brasil), foi manipulada conforme instruções do fabricante e vertida no interior da ancoragem produzida pela cera (Figura 4b). Após 24 horas, a mandíbula foi removida e então foi obtido o molde da região anterior da mandíbula humana (Figura 4c).

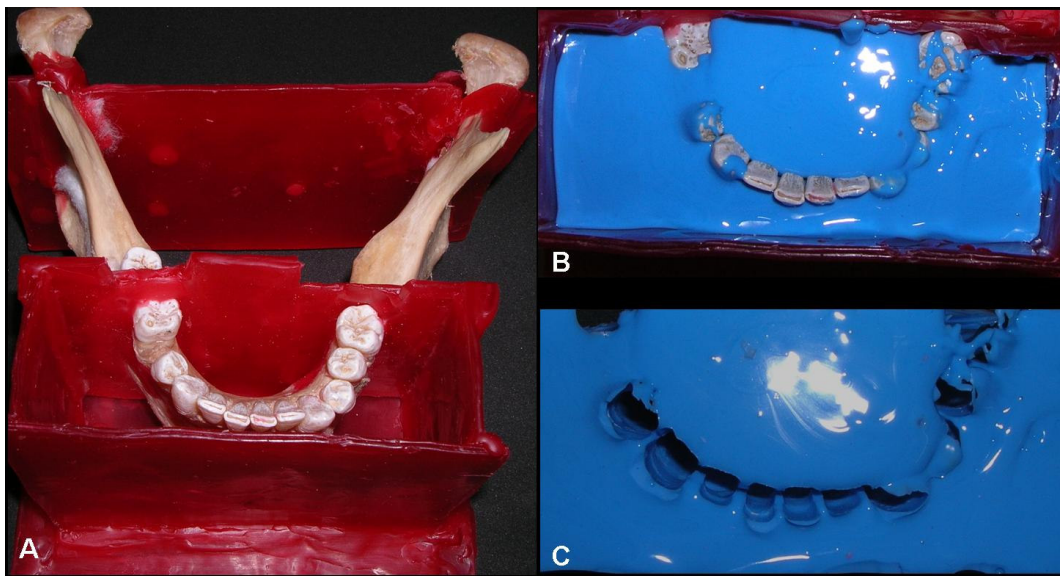


Figura 4. Sequência da obtenção da anatomia óssea da região anterior da mandíbula. A- mandíbula humana com dentes em posição, B- duplicação com silicone laboratorial, C- molde do modelo base.

O molde foi vazado com cera rosa 7 plastificada à temperatura de 60°C e, após o resfriamento, foi obtido o modelo externo da anatomia óssea com dentes em posição (Figura 5a). Em seguida a porção coronária dos dentes foram removidas na altura da crista óssea com instrumento lecron (SSWhite Duflex, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), obtendo assim o modelo base que simula a porção óssea maciça (Figura 5b). Este modelo base foi novamente moldado com silicone laboratorial e, após 24 horas, foi vazado cera rosa 7, aquecida em banho maria. Após o resfriamento foi obtido o modelo externo da anatomia óssea sem os dentes em posição. Esse procedimento de verter a cera rosa 7 foi realizado 10 vezes até obter todos os modelos de mandíbulas, sem a simulação do ligamento periodontal e do espaço do alveólo dental. Desta forma obteve padronização externa do tecido de suporte para todas as unidades experimentais.

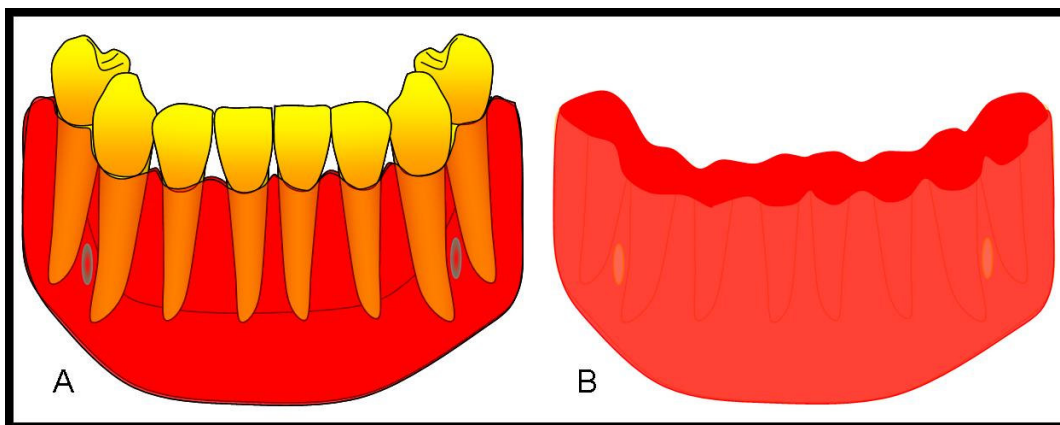


Figura 5. Sequência esquemática da obtenção do modelo externo que simula o tecido ósseo.. A- modelo externo do tecido ósseo com dentes em cera; B- modelo base que simula a porção óssea maciça, sem simulação do espaço do ligamento periodontal e do alvéolo dental.

Em cada modelo de cera produzido, os alvéolos foram esculpidos por meio de desgaste com lecron conforme o comprimento e diâmetro de cada grupo de 8 dente selecionados. Os alvéolos foram desgastados em excesso e em seguida preenchido com cera plastificada. Cada dente após ter sua raiz coberta com fina camada de vasilina (Rioquímica, São José do Rio Preto, São Paulo, Brasil) foi inserido no interior do alvéolo, fazendo ocorrer extravazamento de pequena porção de cera plastificada. Os dentes foram demarcados distando 2 mm apicalmente do limite coronário (Figura 6a) e as porções radiculares recobertas com cera utilidade com espessura de 0,2 a 0,3 mm (Hekimoglu et al., 2004; Geramy & Faghihi, 2004; Soares et al., 2005) (Figura 6b, 6c). Os dentes tiveram as raízes lubrificadas com gel de petróleo (Vaselina sólida, Rioquímica, São José do Rio Preto, São Paulo, Brasil), e então inseridos no interior dos alvéolos (Figura 6d), fazendo ocorrer extravazamento de pequena excesso de cera plastificada que foi

cuidadosamente removido sem interferir na anatomia externa. Os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais, limpos para remoção da cera e armazenados em solução aquosa tamponada de timol a 0,2%.

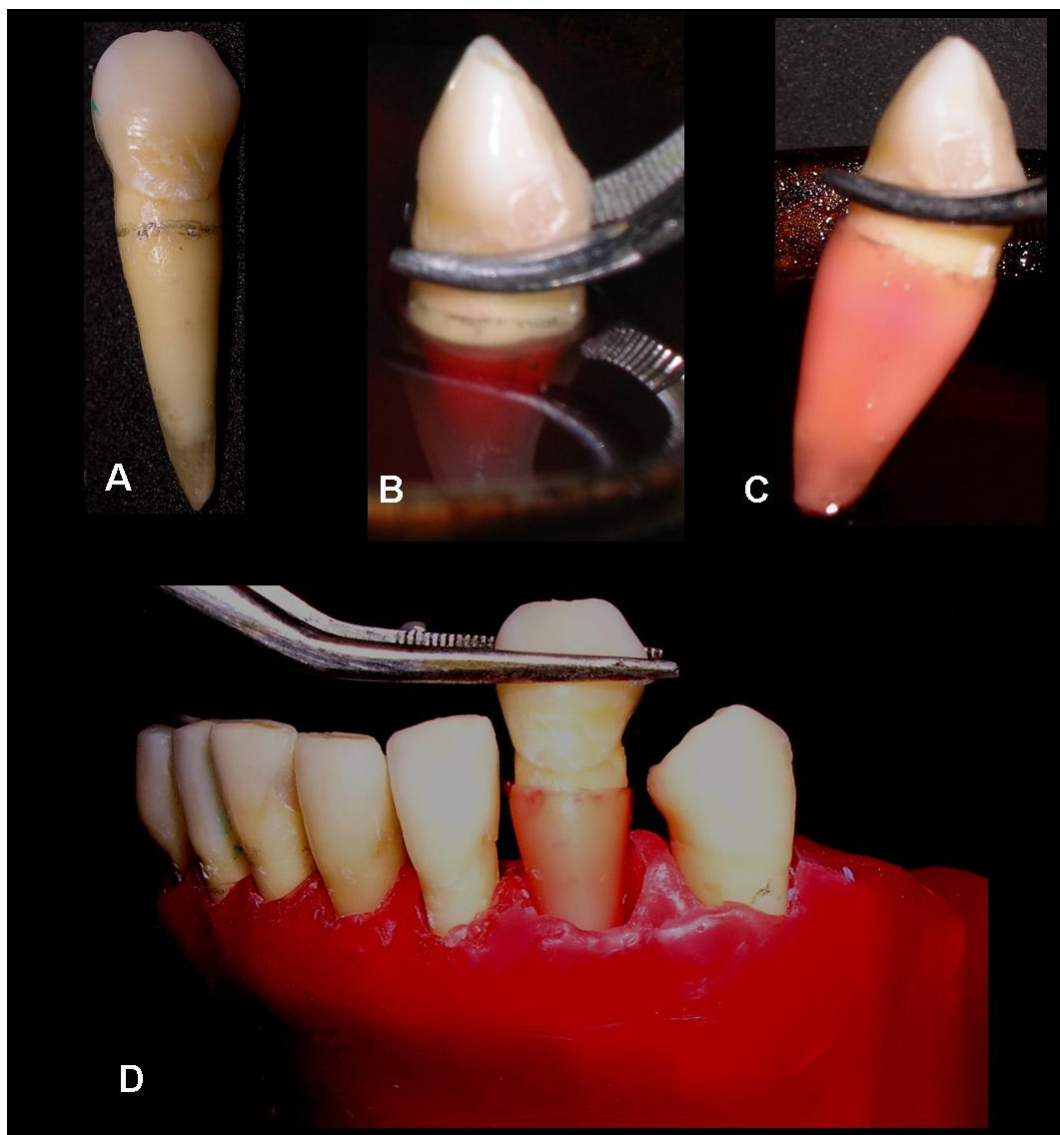


Figura 6. Sequência para simulação do ligamento periodontal. A- demarcação distando 2 mm apicalmente a junção amelocementária; B- inclusão em cera utilidade; C- alívio em cera da porção radicular; D- raízes lubrificadas e incluídas na cera rosa 7 da mandíbula.

Cada modelo em cera, com a reprodução dos alvéolos (Figura 7a, 7b e 7c), foi duplicado com silicone laboratorial (Figura 7d). Para a simulação de condições clínicas, as mandíbulas foram construídas em resina de poliestireno (Aerojet, São Paulo, SP, Brasil) com propriedades mecânicas (Módulo de elasticidade de 13.5×10^3 Mpa) (Soares et al., 2008), similares ao tecido ósseo cortical (Módulo de elasticidade de 14.4×10^3 Mpa) (O'Mahony et al., 2001). Em cada modelo foi vertida resina de poliestireno, obtendo-se os modelos experimentais em resina (Figura 7E e 7F).

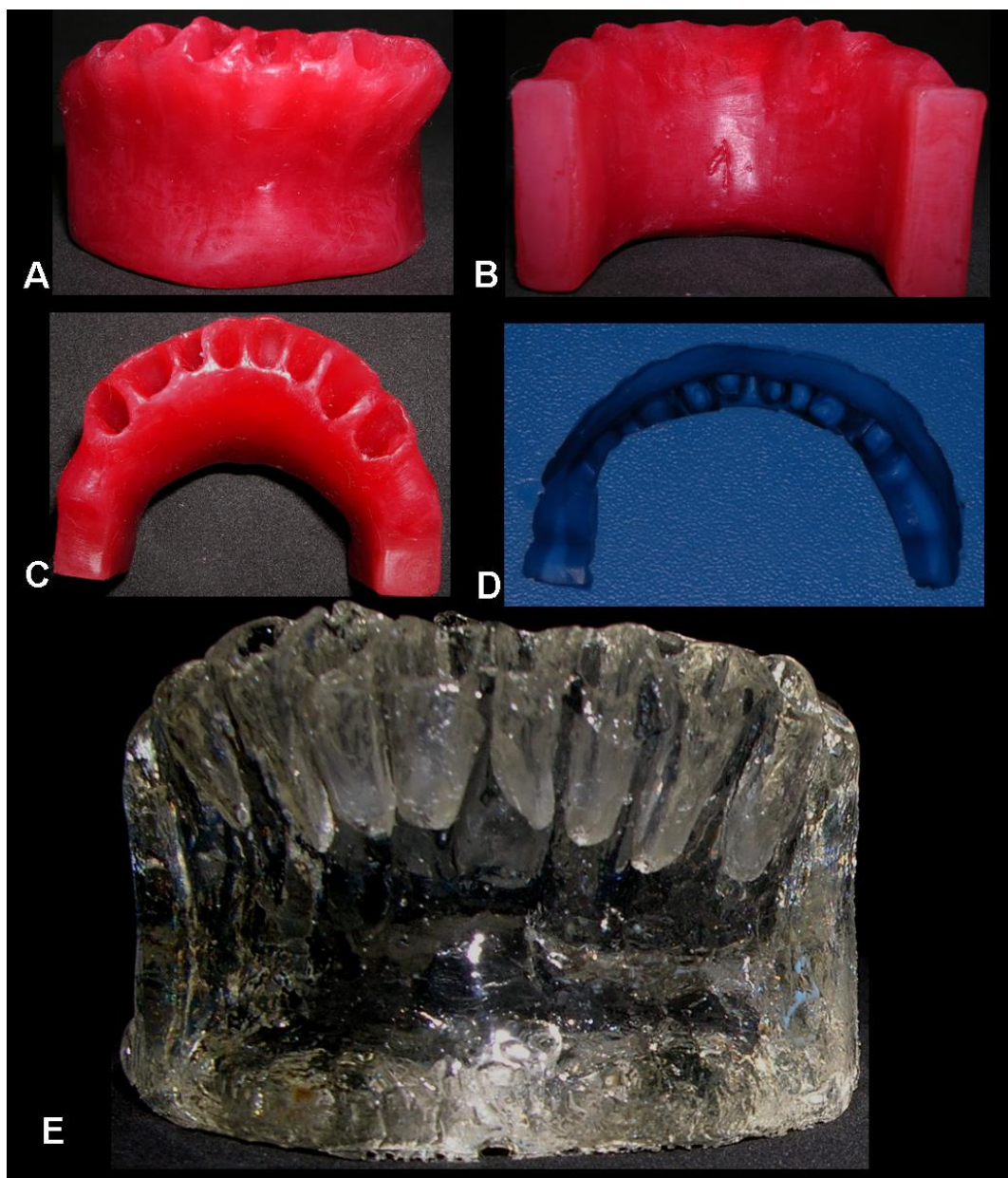


Figura 7. Sequência para obtenção de modelos experimentais. A- vista vestibular do modelo em cera 7; B- vista lingual; C- vista incisal destacando os alvéolos dentais, já simulado o espaço do ligamento periodontal; D- molde em silicone de uso laboratorial do modelo em cera; E- vista vestibular do modelo experimental em resina de poliestireno.

4.2.1. Simulação do ligamento periodontal

O ligamento periodontal foi simulado com material de moldagem à base de poliéter (Impregum-F, 3M-Espe, St Paul, USA) (Soares et al., 2005). O adesivo para poliéter (3M-Espe, St Paul, USA) foi aplicado na porção radicular (Figura 8a) e no interior da área de simulação do alvéolo dental (Figura 8b). O material de moldagem a base de poliéter foi manipulado conforme instruções do fabricante e então inserido no alvéolo e o dente introduzido sob pressão digital, até que a marcação de 2,0 mm apicalmente do limite coronário coincida com o nível de margem da crista óssea simulado em resina de poliestireno (Figura 8C). Após a polimerização, os excessos foram removidos com lâmina de bisturi n° 11 (Solidor, Barueri, São Paulo, Brasil), e as amostras armazenadas sob refrigeração. Com esse protocolo obteve-se 10 mandíbulas com dentes em posição simulando o espaço do ligamento periodontal (Figura 8D).



Figura 8. A- aplicação do adesivo do material de moldagem na porção radicular; B- aplicação do adesivo do material de moldagem no alvéolo artificial; C- dente introduzido sob pressão digital; D- simulação do ligamento periodontal na inclusão dos dentes nos alvéolos artificiais.

4.3. Ensaio mecânico de extensometria

4.3.1 – Ensaio condição experimental 1 – Controle (Cont)

Nos modelos experimentais foram fixados 4 extensômetros tipo PA-06-060BG-350LEN (Excel Sensores, São Paulo, Brasil) com fator de sensibilidade (gage factor) de 2,17 (Soares et al., 2008). Estes extensômetros apresentam como material de base e recobrimento em polyimida e filme metálico de Constantan, com auto-compensação da temperatura para aço e grelha com $4,1\text{mm}^2$, resistência elétrica de 350Ω e fios de cobre soldados nos terminais.

Foram fixados quatro extensômetros por modelo, uma linha foi demarcada com caneta para retro-projetor (Faber-Castell, São Carlos, Brasil), 5 mm apicalmente à margem óssea (Figura 9A, 9B), simulando a altura da perda óssea, e os extensômetros foram fixados 1,0 mm apicalmente a esta linha (Figura 9C), . A resistência elétrica no valor de 350Ω , de cada extensômetro foi conferida utilizando-se multímetro digital (MESCO DM-1000, São Paulo, Brasil) (Figura 9D). Os extensômetros foram aderidos com adesivo à base de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, São Paulo, Brasil) (Figura 9E), dois em cada superfície mandibular (vestibular e lingual), posicionados na região de tecido de suporte nos dentes IC direito e IL direito (Figura 9F e 9G). Após a colagem de cada extensômetro a resistência era novamente aferida por meio de multímetro digital (Figura 9H).



Figura 9. A- simulação da altura da perda óssea; B- 5 mm da margem da resina de poliestireno até a linha demarcada; C- extensômetro utilizado na fixação; D- mensuração da resistência elétrica; E- cola de cianoacrilato para fixação e aplicada no extensômetro; F- dois extensômetros aderidos na face vestibular, nas regiões de IC e IL direitos; G- dois extensômetros aderidos na face lingual, nas regiões de IC e IL direitos; H- mensuração da resistência após colagem dos extensômetros.

Os modelos foram então posicionados em dispositivo metálico especialmente desenvolvido para este fim com inclinação de 135° (Figura 10), que simulou a inclinação de contato da borda incisal dos incisivos inferiores e a palatina dos dentes superiores. Este ângulo foi selecionado devido à proximidade do ângulo inter-incisal ideal de $134,5^{\circ}$ definido por análise ortodôntica (Classificação de Angle, Classe I). Esse conjunto foi posicionado em dispositivo na máquina de ensaio mecânico (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil).

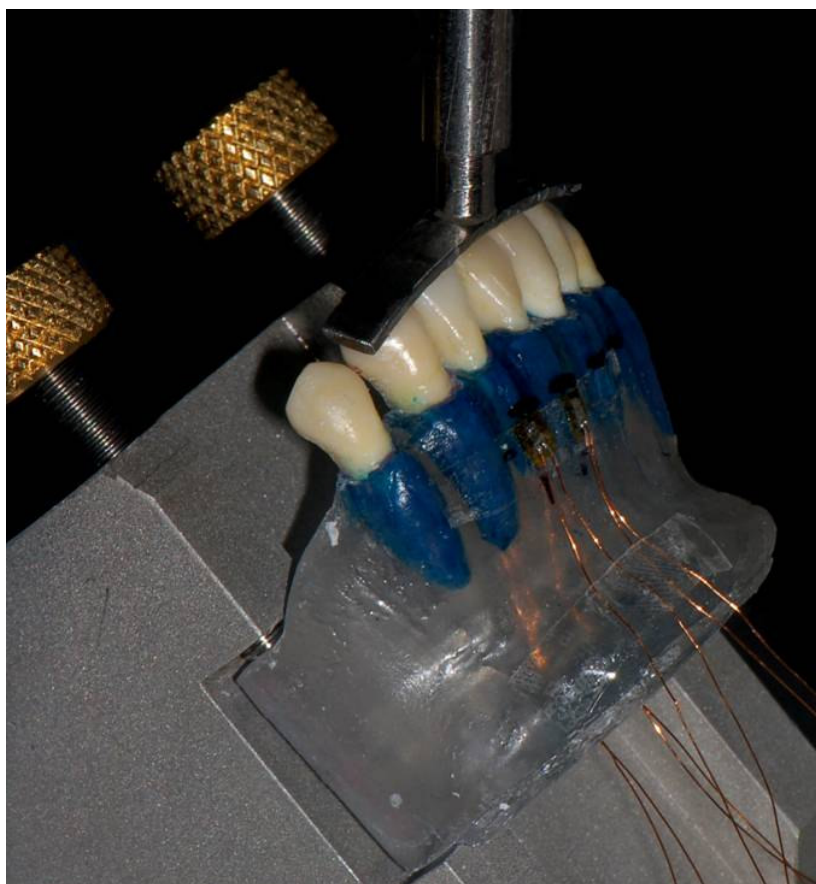


Figura 10. Modelo de estudo posicionado em dispositivo metálico com inclinação de 135° .

Para que a medida de deformação de cada extensômetro fosse obtida separadamente, os extensômetros foram conectados à placa de aquisição de dados com configuração de $\frac{1}{2}$ ponte de Wheatstone por canal. Para a obtenção deste tipo de configuração, os extensômetros de cada superfície mandibular (vestibular e lingual) (Figura 11A), foram conectados a outros extensômetros posicionados em amostra passiva (fora do processo de análise) (Figura 11B), e simultaneamente conectados ao mesmo canal, ou seja, foram utilizados 8 extensômetros (4 ativos e 4 passivos) utilizando-se 4 canais do Sistema de Aquisição de Dados- SAD (ADS0500IP, Lynx, SP, Brasil) (Figura 11C). O uso dos extensômetros passivos objetivam a configuração de $\frac{1}{2}$ ponte de Wheatstone e para a compensação das variações da temperatura ambiente.

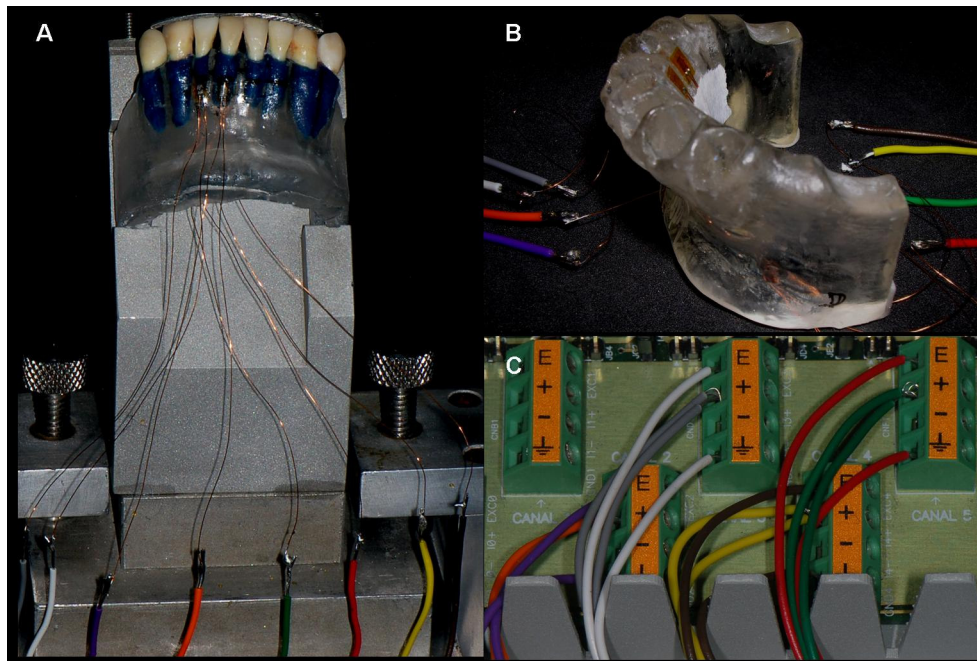


Figura 11. A- amostra de estudo; B- amostra passiva; C- canais do Sistema de Aquisição de Dados.

Foi realizado carregamento compressivo oblíquo na porção incisal vestibular dos incisivos e caninos inferiores de cada amostra, empregando-se limite de carregamento entre 0 a 150 N, com velocidade constante de 0,5 mm/minuto (Soares et al., 2008). Foi desenvolvido, especialmente para este fim, dispositivo para carregamento (Figura 12), onde a superfície de aplicação era padronizada, com resina composta, para cada grupo. Na superfície do dispositivo, voltada para os dentes, foram criadas retenções onde resina composta fotopolimerizável foi inserida, simulando o contato dos dentes (33-44), em movimento protusivo e fotoativada por 40 segundos com unidade polimerizadora de LED com intensidade de luz de 1000 mW/cm² (RadiiE Cal, SDI, Austrália). Foi mensurada deformação na direção vertical no sentido cervico-apical dos dentes para cada modelo. O carregamento foi realizado por 3 vezes para cada condição experimental e destas 3 medidas foram obtidos os valores médios das deformações, expressa em microdeformação (μ S) nos pontos correspondentes a carga de 0, 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 110, 120, 130, 140 e 150N. Os dados individualizados dos 4 extensômetros foram obtidos por meio da placa de aquisição de dados foram capturados empregando-se software específico (Lynx, São Paulo, SP, Brasil).



Figura 12. Dispositivo para carregamento posicionado na porção incisal vestibular dos incisivos e caninos inferiores.

4.3.2 – Ensaio condição experimental 2 – Perda Óssea (Po)

Após o teste 1 – grupo controle (Cont), o modelo e os fios dos extensômetros foram desconectados do SAD, e o modelo foi removido da máquina de ensaio. Utilizando ponta diamantada cônica (#2135, KG Sorensen, Barueri, SP) acoplada a turbina de alta rotação (Kavo, Joinvile, SC, Brasil), foram realizados desgastes, de 5,0 mm, da resina simulando perda óssea nas regiões vestibular, lingual, mesial e distal dos incisivos centrais e laterais, terminando em inclinação até altura normal da crista óssea na mesial dos

caninos (Figura 13). Os extensômetros foram protegidos com fita adesiva (Fita Multi – Uso, Campinas, SP, Brasil) para evitar dano durante o desgaste. A partir dessa etapa foi obtido modelo que simula a altura de perda óssea. O modelo foi levado à máquina de ensaio para execução do ensaio similar ao descrito anteriormente obtendo as medidas individuais para os mesmos 4 extensômetros na condição experimental 2- simulação de perda óssea. Em seguida o modelo foi removido da máquina como descrito na etapa 4.3.1.



Figura 13. A- desgaste do modelo simulando perda óssea, respeitando a linha marcada com caneta para retro projetor distando 5 mm apicalmente à margem da crista óssea; B- vista vestibular após o desgaste; C- vista lingual após o desgaste.

4.3.3 – Ensaio condição experimental 3 – Perda óssea associada à contenção dental com resina composta (PoRc)

Na condição experimental 3, foi realizada contenção dental com resina composta associada a adesivo envolvendo os dentes 13 ao 23. A porção coronária lingual e interproximal foram condicionadas com ácido fosfórico a 37% (FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil) durante 15s, lavado por 15s e seco com papel absorvente (Santepel, Bragança Paulista, SP, Brasil). Foi aplicada uma camada do sistema adesivo de frasco único (Adper Single Bond 2, 3M-ESPE, St Paul, Mn, USA), após 20s foi reaplicado o adesivo e então removido o excesso com papel absorvente. Foi realizado fotoativação por 20s com unidade polimerizadora de LED. A contenção foi realizada com resina composta microhíbrida (Figura 14). na cor A3 (Filtek Z250, 3M-ESPE, St Paul, Mn, USA) por meio de técnica incremental. Após finalizada a contenção o modelo foi levado a máquina de ensaio para execução do ensaio similar aos anteriores, obtendo as medidas individuais para os mesmos 4 extensômetros na condição experimental 3- simulação de perda óssea com contenção em resina composta (PoRc). Em seguida o modelo foi removido da máquina como descrito na etapa 4.3.1. A contenção removida com ponta diamantada cônica (#2200, KG Sorensen, Barueri, SP) em alta rotação, sob irrigação constante de forma cuidadosa para não danificar as estruturas dentais e não deixar resíduos de resina composta.

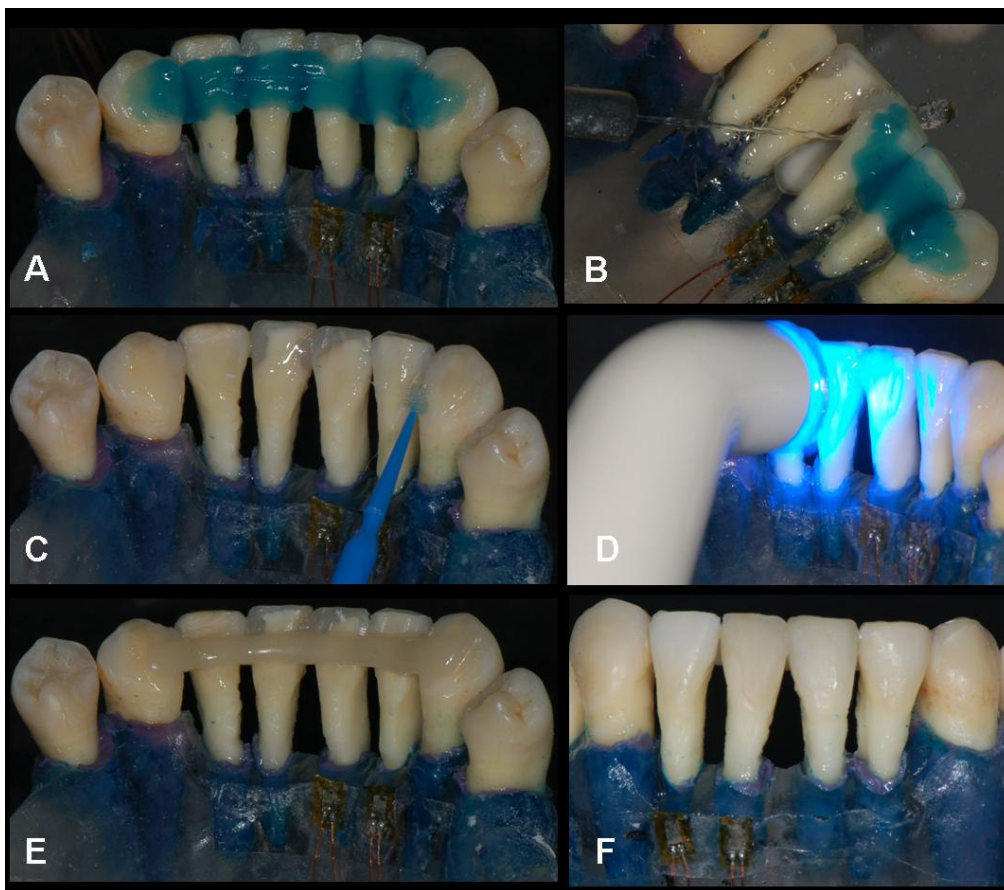


Figura 14. Confeção da contenção dental do grupo PoRc. A- tratamento da porção coronária lingual com ácido fosfórico a 37%; B- lavagem; C- aplicação do componente adesivo; D- fotoativação; E- confecção da contenção em resina composta; F- vista vestibular.

4.3.4 – Ensaio condição experimental 4 – Perda óssea associada à contenção dental com fio de aço para amarril (PoFa)

Na condição experimental 4, foi realizada contenção dental com fio de aço para amarril envolvendo os dentes 13 ao 23. Dez cm de fio para amarril 0,25mm (Morelli, Araraquara, SP, Brasil.) foi cortado e entrelaçado nos dentes logo abaixo dos pontos de contato fazendo a primeira amarrilha entre os incisivos centrais utilizando pinça hemostática reta 12 cm (SSWhite Duflex, Rio

de Janeiro, RJ, Brasil). Quatro pedaços de 2 cm foram cortados e interpostos nas regiões interproximais finalizando a amarrilha entre todos os dentes (Stoller & Green, 1981; Bernal et al., 2002) (Figura15). O modelo foi levado a máquina de ensaio para execução do ensaio similar aos anteriores obtendo as medidas individuais para os mesmos 4 extensômetros na condição experimental 4- simulação de perda óssea com contenção em fio de aço (PoFa). Em seguida o modelo foi removido da máquina como descrito na etapa 4.3.1. A contenção foi removida com alicate para corte fio sem que houvesse dano ao modelo.



Figura 15. Confeção da contenção dental do grupo PoFa. A- fio de aço para amarril entrelaçado nos dentes logo abaixo os pontos de contato; B- fio interposto nas regiões interproximais.

4.3.5 – Ensaio condição experimental 5 – Perda óssea associada a contenção dental com fio de aço para amarril associado a resina composta (PoFaRc)

Na condição experimental 5, foi realizada contenção dental com fio de aço para amarril associado a resina composta e adesivo dental envolvendo os dentes 13 ao 23. A contenção de fio de aço foi refeita conforme descrita no item 4.3.4 e então confeccionada recobrimento vestibular com resina composta

para mascarar a visualização do fio de aço (Figura 16). O modelo foi levado a máquina de ensaio para execução do ensaio similar aos anteriores obtendo as medidas individuais para os mesmos 4 extensômetros na condição experimental 5- simulação de perda óssea com contenção em fio de aço associado à resina composta (PoFaRc). Em seguida o modelo foi removido da máquina como descrito na etapa 4.3.1. A contenção removida com ponta diamantada cônica (#2200, KG Sorensen, Barueri, SP) em alta rotação, sob irrigação constante de forma cuidadosa para não danificar as estruturas dentais e não deixar resíduos de resina composta.

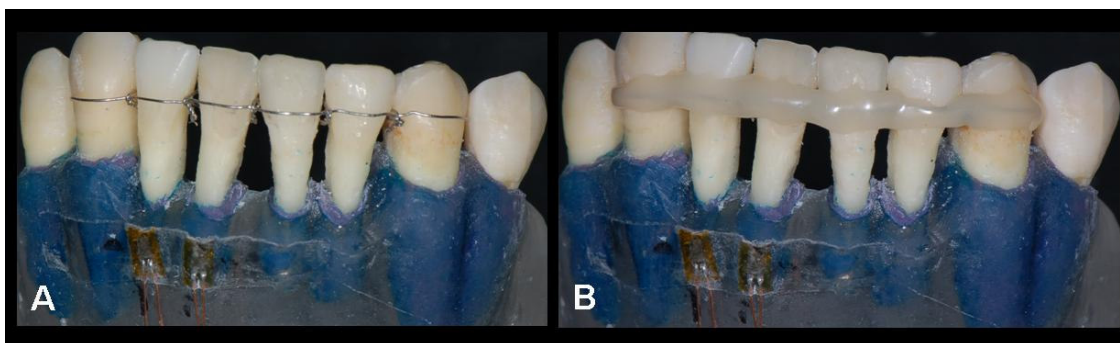


Figura 16. Confeção da contenção dental do grupo PoFaRc. A- contenção com fio de aço para amarilar; B- resina composta inserida sobre o fio de aço na face vestibular.

4.3.6 – Ensaio condição experimental 6 – Perda óssea associada à contenção dental extra-coronária com fibra de vidro associada à resina composta (PoFvRcExt).

Na condição experimental 6, foi realizada contenção dental extra-coronária com fibra de vidro associado a resina composta e adesivo dental

envolvendo os dentes 13 ao 23. A fibra de vidro Interlig (Ângelus, Londrina, PR, Brasil), sistema de reforço de uso direto pré-impregnado confeccionado por fibras de vidro entrelaçado, foi medida utilizando como referência fio dental posicionado em arco na face lingual do dente 13 ao dente 23 na altura do ponto de contato e então cortada com tesoura metálica (SSWhite Duflex, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). As porções coronárias lingual e interproximal foram condicionadas com ácido fosfórico a 37% durante 15s, lavado por 15s e seco com de papel absorvente. Foi aplicada uma camada do sistema adesivo de frasco único, após 20s foi reaplicado o adesivo e então removido o excesso com papel absorvente. Foi realizado fotoativação por 20s com unidade polimerizadora de LED. Uma fina camada de resina composta foi posicionada em toda a região palatina na altura do ponto de contato entre os dentes 13 a 23 (Figura 17A), e a fibra de vidro, de 2mm de largura e 0,3 mm de espessura, foi pressionada contra a resina, fazendo com que houvesse integração entre a resina composta e a fibra de reforço (Figura 17B). Fez-se então a fotoativação por 20 segundos em cada face envolvida com unidade polimerizadora de LED. Uma segunda camada de resina composta foi aplicada sobre a fibra de vidro (Figura 17C), para que esta ficasse totalmente protegida, e fotoativada por 20 segundos em cada dente envolvido. Os espaços inter-proximais foram preenchidos com resina composta objetivando proteção da fibra. O modelo foi levado a máquina de ensaio para execução do ensaio similar aos anteriores obtendo as medidas individuais para os mesmos 4 extensômetros na condição experimental 6- simulação de perda óssea com contenção dental extra-coronária em fibra de vidro associado à resina composta (PoFvRcExt). Em

seguida o modelo foi removido da máquina como descrito na etapa 4.3.1. A contenção removida com ponta diamantada cônica (#2200, KG Sorensen, Barueri, SP) em alta rotação, sob irrigação constante de forma cuidadosa para não danificar as estruturas dentais e não deixar resíduos de resina composta.



Figura 17. A- primeiro incremento de resina composta; B- fibra de vidro interposta entre o primeiro e o segundo incrementos de resina composta; C- segundo incremento de resina composta.

4.3.7 – Ensaio condição experimental 7 – Perda óssea associada à contenção dental intra-coronária com fibra de vidro associada à resina composta (PoFvRcInt).

Na condição experimental 7, foi realizada contenção dental intra-coronária com fio de aço em fibra de vidro associado à resina composta e

adesivo dental envolvendo os dentes 13 ao 23. Para inclusão da fibra e resina composta foi confeccionada canaleta retentiva, com profundidade de aproximadamente 2 mm, na altura do ponto de contato nas faces palatinas e proximais nos incisivos centrais, laterais e canino inferiores, empregando ponta diamantada (#1151, KG Sorensen, Barueri, SP) em alta irrigação sob irrigação constante (Figura 18). Em seguida foi realizado o mesmo protocolo descrito no item 4.3.6 apenas com a variação da resina e a fibra serem inseridas na canaleta. A cobertura da fibra com a segunda camada de resina coincidiu com o restabelecimento da anatomia palatina de todos os dentes, portanto sem sobre contorno. O modelo foi levado a máquina de ensaio para execução do ensaio similar aos anteriores obtendo as medidas individuais para os mesmos 4 extensômetros na condição experimental 7- simulação de perda óssea com contenção intra-coronária em fibra de vidro associado à resina composta (PoFvRcInt).



Figura 18. A- canaleta retentiva nas faces palatinas e proximais dos incisivos centrais, laterais e canino inferiores; B- primeiro incremento de resina composta e inserção de fibra de vidro sobre o primeiro; C- segundo incremento de resina composta.

4.4. – Análise estatística dos dados

Os dados de deformação foram obtidos nos carregamentos de 50N, 100N e 150N para os 3 fatores em estudo: região em 2 níveis: incisivo central e incisivo lateral; superfície mandibular em 2 níveis: vestibular e lingual e condições de suporte dental: em 7 níveis: Cont, Po, PoRc, PoFa, PoFaRc, PoFvRcExt e PoFvRcInt. A análise de variância em interação tripla (3-way ANOVA) foi usada para avaliar o efeito dos 3 fatores e de todas as interações possíveis entre estes fatores para os dados de deformação obtidos para cada intensidade de carregamento. O teste de comparações múltiplas de médias de Scheffe foi aplicado para avaliar entre quais níveis ocorreram diferenças. Todos os testes foram realizados ao nível de significância de $\alpha=0.05$. A análise

estatística foi realizada em software de estatística (SPSS/PC, Version 10.0; SPSS, Chicago, Ill).

RESULTADOS

5. RESULTADOS

A 3-way ANOVA para os dados obtidos no carregamento de 50N (Tabela I), 100N (Tabela II) e de 150N (Tabela III) revelaram que os fatores condições de suporte dental, região dental e superfície mandibular foram sempre significantes ($P < .05$) independente do carregamento.

Uma interação entre 2-fatores, região dental e superfície mandibular, para o carregamento de 50N foi significativa ($P = .03$). No entanto, as outras interações entre 2 e 3 fatores, independentemente da intensidade do carregamento, não foram significantes. As interações entre 2-fatores testados foram condições de suporte dental e região dental (50N, $P = .69$; 100N, $P = .99$; 150N, $P = .99$), condições de suporte dental e superfície mandibular (50N, $P = .27$; 100N, $P = .14$; 150N, $P = .32$), e região dental e superfície mandibular (100N, $P = .13$; 150N, $P = .32$). A interação entre 3-fatores testada foi condição de suporte dental, região dental e superfície mandibular (50N, $P = .97$; 100N, $P = .99$; 150N, $P = 1.00$).

Tabela I. Resultado de 3-way ANOVA para os dados de carregamento de 50N (Variável dependente deformação).

Fonte	df	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	F	Valor P
Condições de suporte dental	6	272983.43	45497.24	13.17	<.001
Região dental	1	155428.15	155428.15	44.99	<.001
Superfície mandibular	1	413683.59	413683.59	119.74	<.001
Condições de suporte dental X Região dental	6	13396.84	2232.81	.65	.69
Condições de suporte dental X Superfície mandibular	6	26298.50	4383.08	1.27	.27
Região dental X Superfície mandibular	1	14896.39	14896.39	4.31	.03
Condições de suporte dental X Região dental X Superfície mandibular	6	4880.17	813.36	.24	.97
Erro	252	870612.28	3454.81		
Total	280	7783086.15			
Total Corrigido	279	1772179.34			

Tabela II. Resultado de 3-way ANOVA para os dados de carregamento de 100N (Variável dependente deformação).

Fonte	df	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	F	Valor P
Condições de suporte dental	6	915462.35	152577.06	12.85	<.001
Região dental	1	314724.66	314724.65	2545.27	<.001
Superfície mandibular	1	2023472.63	2023472.63	15.63	<.001
Condições de suporte dental X Região dental	6	7283.78	1213.96	32.23	.99
Condições de suporte dental X Superfície mandibular	6	95529.83	15921.64	207.24	.14
Região dental X Superfície mandibular	1	23075.55	23075.55	.12	.13
Condições de suporte dental X Região dental X Superfície mandibular	6	7286.43	1214.41	1.63	.99
Erro	252	2460551.82	9764.09		
Total	280	30699682.77			
Total Corrigido	279	5847387.04			

Tabela III. Resultado de 3-way ANOVA para os dados de carregamento de 150N (Variável dependente deformação).

Fonte	df	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	F	Valor P
Condições de suporte dental	6	1817099.74	302849.96	14.27	<.001
Região dental	1	620842.09	620842.09	29.25	<.001
Superfície mandibular	1	5278514.98	5278514.98	248.68	<.001
Condições de suporte dental X Região dental	6	11624.32	1937.38	.09	.99
Condições de suporte dental X Superfície mandibular	6	148919.68	24819.95	1.17	.32
Região dental X Superfície mandibular	1	21319.36	21319.36	1.00	.32
Condições de suporte dental X Região dental X Superfície mandibular	6	3505.94	584.32	.03	1.00
Erro	252	5349021.22	21226.28		
Total	280	68289770.56			
Total Corrigido	279	13250847.35			

A média de deformação para cada condição de suporte dental, região dental e superfície mandibular para o carregamento de 50N, 100N e 150N estão sumarizados na Tabela IV. A deformação na superfície vestibular foi significativamente maior que a deformação medida na superfície lingual, independente da região dental para todos os carregamentos (50N, 100N e 150N, $P<.001$). A deformação medida na região do incisivo central foi significativamente maior que na região do incisivo lateral, independente da superfície mandibular para todos os carregamentos (50N, 100N e 150N, $P<.001$). Nas deformações medidas para o carregamento de 50N, as superfícies lingual e vestibular na região do incisivo lateral e na superfície lingual do incisivo central apresentaram comportamento similar para todas as condições de suporte dental sendo estatisticamente semelhantes. No entanto, a deformação medida na superfície vestibular do incisivo central para o grupo

Po foi estatisticamente semelhante ao grupo PoFa e significativamente maior que as deformações medidas para os demais grupos nesta região (Tabela IV).

Na deformação obtida para o carregamento de 100N independente da região dental e superfície mandibular, os grupos PoFvRcInt, PoFvRcExt, PoFaRc, PoRc e Cont não apresentaram diferenças significantes. O grupo PoFa apresentou semelhança estatística quando comparado aos grupos PoFaRc e PoRc. O grupo Po apresentou valores estatisticamente superiores aos demais grupos. A deformação obtida para o carregamento de 150N apresentou o mesmo comportamento para todas as condições de suporte dental independente da região dental e da superfície mandibular. Os grupos PoFvRcInt, PoFvRcExt, Cont e PoRc mostraram médias estatisticamente semelhantes. O grupo PoFa apresentou semelhança estatística quando comparado aos grupos PoFaRc e PoRc. O grupo Po apresentou semelhança estatisticamente ao grupo PoFa e ainda estatisticamente superior aos demais grupos.

Tabela IV. Resultado do teste de Scheffe para os 3 carregamentos ($P<.05$).

Característica do tecido de suporte	Superfície mandibular			
	Vestibular		Lingual	
Carregamento de 50N				
	Incisivo Central	Incisivo Lateral	Incisivo Central	Incisivo Lateral
Cont	187,4 (83,3) ^A	110,2 (57,7) ^A	138,5 (64,2) ^A	82,0(44,0) ^A
Po	323,1 (106,2) ^B	177,1 (74,9) ^A	224,1 (72,4) ^A	136,0 (76,0) ^A
PoRc	211,7(48,4) ^A	124,8 (51,4) ^A	149,7 (48,3) ^A	87,9 (61,8) ^A
PoFa	248,8 (74,5) ^{AB}	135,1 (64,4) ^A	163,8 (66,6) ^A	98,5 (51,3) ^A
PoFaRc	206,8 (52,0) ^A	118,4 (41,1) ^A	142,6 (64,2) ^A	83,6 (35,9) ^A
PoFvRcExt	166,8 (52,7) ^A	110,2 (37,3) ^A	130,7 (61,3) ^A	80,6 (37,8) ^A
PoFvRcInt	164,4(48,7) ^A	94,6 (42,4) ^A	129,3(40,3) ^A	74,1 (17,5) ^A
Média Geral- 50N	215,6(48,7) ^b	124,3(52,7) ^a	154,1(59,6) ^b	91,8(46,3) ^a
Carregamento de 100N				
Cont	385,0 (144,6) ^A	203,5 (79,8) ^A	303,6 (107,9) ^A	156,2 (65,2) ^A
Po	596,5 (146,5) ^C	320,1 (77,0) ^C	482,9 (153,2) ^C	272,1 (106,5) ^C
PoRc	411,3 (91,8) ^{AB}	242,3 (84,7) ^{AB}	313,9 (109,7) ^{AB}	187,8 (89,8) ^{AB}
PoFa	484,2 (91,5) ^B	253,5 (72,4) ^B	395,8 (110,6) ^B	218,2 (97,5) ^B
PoFaRc	407,9 (78,3) ^{AB}	241,0 (81,8) ^{AB}	311,2 (95,3) ^{AB}	180,8 (77,7) ^{AB}
PoFvRcExt	346,2 (94,2) ^A	207,7 (66,3) ^A	294,6 (96,4) ^A	152,6 (66,8) ^A
PoFvRcInt	347,5 (123,2) ^A	193,4 (112,8) ^A	270,4 (99,0) ^A	151,6 (67,2) ^A
Média Geral- 100N	425,5 (110,0) ^b	237,4(82,1) ^a	338,9(110,3) ^b	188,5(81,5) ^a
Carregamento de 150N				
Cont	561,1 (191,0) ^A	278,4 (114,2) ^A	460,5 (163,5) ^A	215,9 (92,6) ^A
Po	866,9 (209,8) ^C	477,3 (167,8) ^C	728,1 (246,4) ^C	369,7 (139,9) ^C
PoRc	607,7 (149,2) ^{AB}	335,8 (123,4) ^{AB}	491,4 (165,2) ^{AB}	259,8 (105,9) ^{AB}
PoFa	706,0 (137,4) ^{BC}	395,4 (132,3) ^{BC}	610,0 (165,6) ^{BC}	308,5 (125,9) ^{BC}
PoFaRc	602,3 (125,4) ^{AB}	356,7 (112,4) ^{AB}	493,6 (153,9) ^{AB}	278,9 (107,3) ^{AB}
PoFvRcExt	556,3 (150,4) ^A	289,1 (109,4) ^A	457,1 (166,8) ^A	223,8 (99,3) ^A
PoFvRcInt	554,9 (152,4) ^A	278,3 (107,6) ^A	433,2(145,1) ^A	217,4 (94,8) ^A
Média Geral- 150N	636,5 (159,4) ^b	344,4(123,9) ^a	524,8(172,3) ^b	267,7(109,4) ^a
Média Geral- superfície mandibular	357,2 (108,5) ²		209,0(82,7) ¹	

Letras maiúscula usada para comparações em cada coluna das contenções para tipo de dente; Letras minúsculas são usadas para comparar os dentes em cada região em cada intensidade de carregamento. Números diferentes são usados para expressar a comparação entre as regiões. Médias com mesmas letras e números não são significativamente diferentes ($P>.05$).

A deformação progressiva no carregamento de 0-150N demonstra que independente da região dental e da superfície vestibular a deformação aumenta de forma diretamente proporcional ao aumento da intensidade de carga (Gráficos 1, 2, 3 e 4). Na superfície vestibular a diferença entre a deformação do grupo de Po que apresenta os maiores valores, o grupo de contenção com fio de aço que apresenta valores intermediários entre o grupo Po e os demais grupos são mais evidentes (Gráficos 1 e 2).

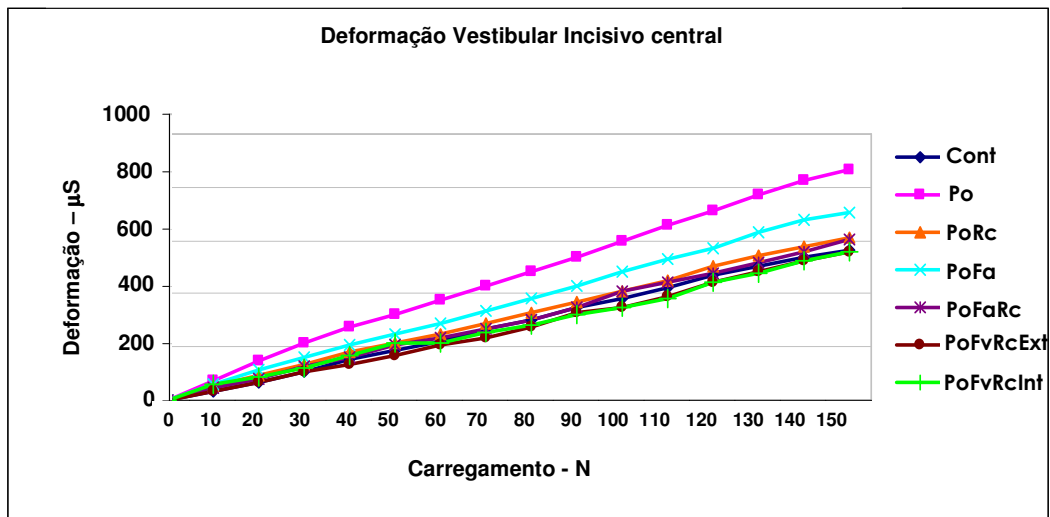


Gráfico 1. Deformação progressiva em função do carregamento contínuo 0-150N na região vestibular do incisivo central para todas as condições experimentais de suporte dental.

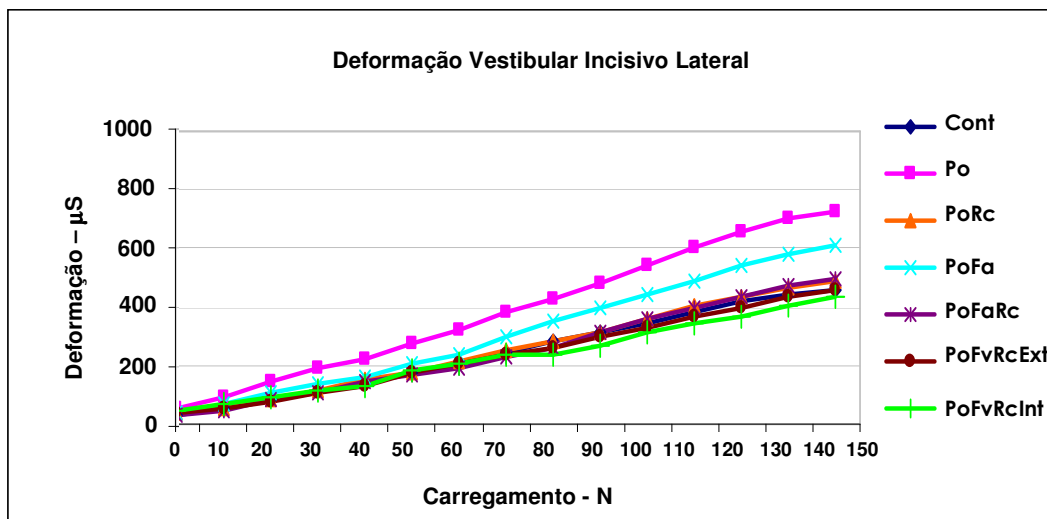


Gráfico 2. Deformação progressiva em função do carregamento contínuo 0-150N na região vestibular do incisivo lateral para todas as condições experimentais de suporte dental.

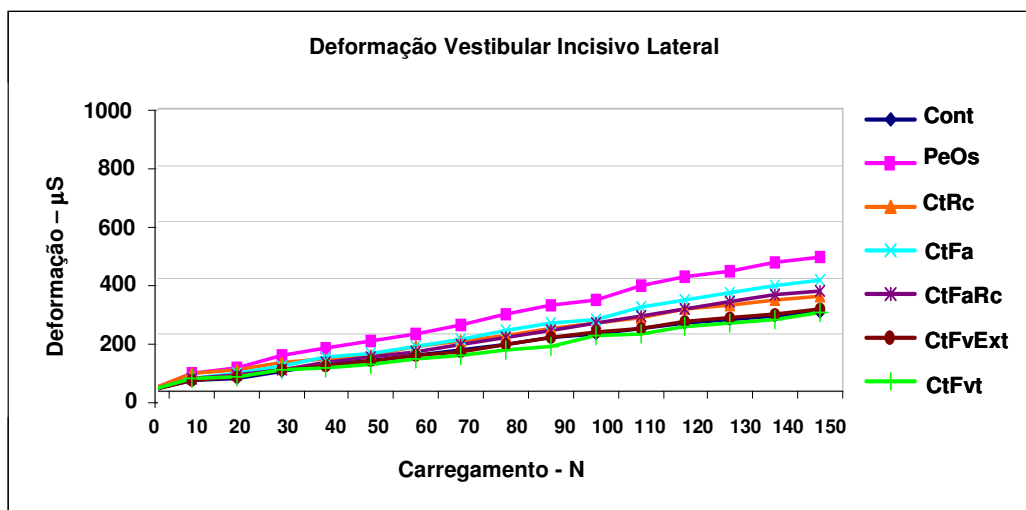


Gráfico 3. Deformação progressiva em função do carregamento contínuo 0-150N na região lingual do incisivo central para todas as condições experimentais de suporte dental.

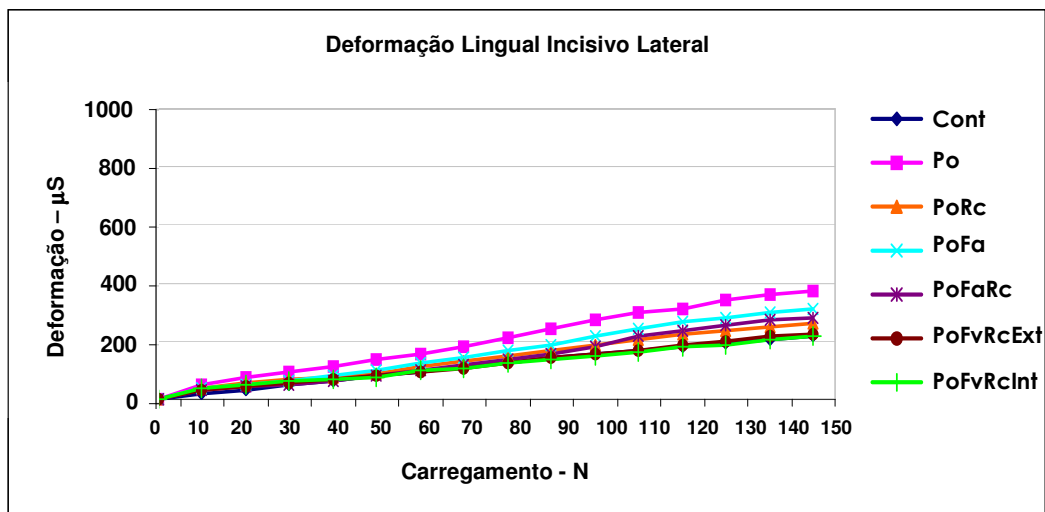


Gráfico 4. Deformação progressiva em função do carregamento contínuo 0-150N na região lingual do incisivo lateral para todas as condições experimentais de suporte dental.

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

Os resultados do presente estudo suportam as duas hipóteses testadas. A diminuição do suporte ósseo aumenta a deformação no suporte remanescente. As contenções testadas em diferentes níveis reduzem a deformação na estrutura remanescente. A deformação é influenciada pela região dental, pela superfície mandibular e pela intensidade de carregamento.

A reabilitação da habilidade mastigatória de pacientes com reduzido suporte periodontal é um processo de ação multidisciplinar (Sewón et al., 2000; Tokajuk et al., 2006). Em casos onde a terapia periodontal cirúrgica consegue estabilizar o processo de perda óssea, a contenção dental pode ser efetiva clinicamente sem custos com substituição de dentes. Outro aspecto a ser considerado é a dificuldade de indicação de extração generalizada de dentes para substituição por implante em paciente que apresentam limitada quantidade de osso. Segundo Séwon et al., a busca por contenção dental e a manutenção dos dentes pode ser mais adequada para reabilitação funcional.

Experimento *in vitro*, para não ser irrelevante clinicamente, requer a observação de alguns cuidados (Soares et al., 2006). A simulação da geometria da região anterior no modelo experimental, a partir de mandíbula humana, parece ser importante, pois a deformação é altamente dependente da espessura, geometria e propriedade física da estrutura envolvida (Asundi & Kishen, 2000; Judge et al., 2003). A simulação do osso mandibular tem sido realizada para viabilizar avaliações que, muitas vezes, se tornam inviáveis em estudos *in vivo* ou *ex vivo*. O material utilizado na simulação do osso alveolar varia largamente. Resina epóxica foi utilizada por apresentar módulo de

elasticidade próximo ao do osso esponjoso (Karl et al., 2005). Na região anterior inferior da mandíbula humana predomina o osso cortical justificando a opção pela resina de poliestireno (Soares et al., 2005; Soares et al., 2006), que possui módulo de elasticidade semelhante ao osso cortical (O'Mahony et al., 2001). Embora, o sangue, a umidade e as características dos tecidos conjuntivos demonstrem importância real na deformação do tecido ósseo (Asundi & Kishen, 2000), os valores deste estudo se assemelham aos obtidos em cadáver em medições realizadas no osso alveolar vestibular superior normal sob carregamento nos dentes naturais. A deformação variou entre 94 e 139 μ S para a carga de 50N na região do incisivo central e de 196 μ S para 50N e 239 μ S para a carga de 100N na região do canino, valores mais relacionados à região analisada no presente estudo, devido a maior similaridade de espessura e densidade óssea (Cehreli et al., 2005). A simulação do ligamento periodontal é outro fator importante (Soares et al., 2005; Soares et al., 2006). A simulação deve ser realizada com material elastomérico que reproduz a acomodação do dente no alvéolo e deforme elasticamente para melhor dissipar as tensões produzidas pelo carregamento, não concentrando tensões apenas na região do osso alveolar cervical (Soares et al., 2005; Soares et al., 2006). A seleção do carregamento contínuo de 0 a 150N se deve aos limites médios de carga sujeita entre incisivos, que variam de 40 a 200N (Hellsing et al., 1980). Foram utilizados os parâmetros de 50, 100 e 150N na tentativa de estabelecer a influência de carga em intensidade baixa, média e próxima ao limite máximo de carregamento fisiológico verificado clinicamente. A análise das deformações mensuradas, nas 3 condições de carregamento, demonstra que a deformação

é diretamente proporcional à intensidade de carga aplicada (Hekimoglu et al., 2004; Cehreli et al., 2005).

Quando forças são aplicadas sobre uma estrutura, no interior destas e de estruturas vizinhas, tensões e deformações são geradas e, se estas tensões excedem os limites das estruturas elas provocam falhas por ruptura, mas, se estas tensões e conseqüentes deformações são inferiores ao limites de ruptura, porém estão presentes ciclicamente, as estruturas também podem falhar pelo processo de fadiga. O ligamento periodontal exerce função decisiva na transmissão das tensões geradas pelo carregamento oclusal. A Biomecânica não sofre da mesma controvérsia sobre o sucesso dos implantes osseointegrados (Hekimoglu et al., 2004), pois a interação estrutural entre implante, que recebe diretamente o carregamento oclusal, e osso é rígida e acaba por determinar frequentemente perda óssea ao redor do colo do implante (Hekimoglu et al., 2004). A inervação dos dentes e a ação do ligamento periodontal, juntamente com o comportamento elástico do osso ao redor do dente natural, favorecem a ação adaptativa da dentição durante a erupção e após entrar em oclusão pela assimilação às cargas fisiológicas. Em função normal a carga é direcionada no longo eixo dos dentes e pequeno carregamento é verificado na região anterior (Gibbs et al., 2002).

Na presença de alterações clínicas, como redução de estabilidade posterior, e acentuada concentração de forças nos dentes anteriores as tensões acabam sendo geradas em maior intensidade no osso de suporte (Gibbs et al., 2002). O osso predominante é o cortical que possui menor capacidade de deformação podendo resultar em formação de microfraturas. A

presença destes focos de degeneração óssea estimula a ação regenerativa do osso, pois os osteoblastos atuam preferencialmente na região destas microfraturas (Oosterwyck et al., 2003). Porém, quando este quadro se intensifica, pela maior frequência ou maior intensidade de força, o tempo para o reparo não é suficiente e prevalece a ação dos osteoclastos, acentuando o dano ao osso. Com a perda óssea, o suporte para a mesma força aplicada sobre os dentes é diminuído e, com isto, a deformação é acentuada no tecido de suporte, o que justifica os resultados da maior deformação vista no grupo Po. A espessura da estrutura de suporte é mais delgada na face vestibular que na lingual, o que justifica os valores maiores de deformação na face vestibular. Clinicamente, na face vestibular predomina o osso cortical com maior módulo de elasticidade (O'Mahony et al., 2001), e, portanto ocorre maior concentração de tensões em relação ao osso esponjoso devido a menor densidade e a estruturação geométrica trabecular (O'Mahony et al., 2001).

No carregamento de 50N a perda óssea foi influente apenas na região vestibular do incisivo central, região com menor espessura e que inicialmente recebe o carregamento. Com isso, as contenções não demonstraram influência nas condições de pequena intensidade de carregamento. O que, por si só, justifica a importância da visão integrada na reabilitação de pacientes com perda óssea que pode estar associada à ausência de estabilidade posterior ou pelas interferências oclusais que devem ser tratadas para minimizar o carregamento nos dentes anteriores dentro de condições fisiológicas. Com o aumento da intensidade de carga, para 100N as diferenças se evidenciaram. As contenções que empregaram processo adesivo e aumento da área de

contenção entre dentes com e sem reabsorção óssea, promoveram redução das deformações devido, provavelmente, à melhor distribuição de tensões. Vale ressaltar que neste carregamento intermediário a contenção com fio de aço, frequentemente indicada clinicamente, não conseguiu atuar adequadamente na ancoragem dos dentes, e com isso os níveis de deformações foram maiores que nos grupos que empregaram fibras de vidro e em relação à deformação do grupo controle (Tabela IV). Com o carregamento de 150N, as mesmas condições verificadas na carga intermediária foram vistas, porém nesta intensidade a contenção com fio de aço não se diferenciou dos níveis de deformação vistos no grupo de perda óssea, mostrando que o uso isolado de fio de aço não conseguiu minimizar as deformações nas estruturas de suporte. Foi evidente a redução da deformação no tecido de suporte, conseguida pela realização de contenção dental verificada, principalmente nos grupos que empregaram processo adesivo com resina composta e sistema adesivo. Provavelmente estas condições reduzem as microfraturas e com isso é possível a formação de nova matriz óssea pela ação dos osteoblastos, favorecendo o processo de reparo em sítios específicos (Oosterwyck et al., 2003). Asundi & Kishen (2000), encontraram em estudo realizado *in vivo* e *in vitro* que as deformações ocorridas na face vestibular do osso na região de incisivos são predominantemente desenvolvidas na região entre o limite cervical do dente e o centro e tendem a zero na região apical. Este fato acentua a importância dos resultados encontrados neste estudo para os grupos da contenção dental, pois quando a análise foi feita nestes grupos a distância da borda superior do extensômetro e o limite da perda óssea é de

1mm e no grupo controle de 6 mm. Assim, a comparação entre as deformações que mais devem ser destacadas são entre o grupo de perda óssea e os grupos que empregaram contenção dental.

Embora as diferentes contenções que empregaram resina composta não tenham apresentado diferenças de comportamento para nenhum dos carregamentos analisados, esta situação poderia, provavelmente, ser modificada pelo processo de fadiga e pela presença de maiores intensidades de carga (Sewón et al., 2000). A interação fio de aço com a resina composta forma uma interface de materiais com módulos de elasticidades bem diferentes e que não apresentam capacidade de união. Isto pode favorecer a concentração de tensões nesta interface, favorecendo a fratura durante processo de fadiga (Sewón et al., 2000; Tokajuk et al., 2006). Por outro lado, a interação adesiva entre a fibra e resina composta e a similaridade de propriedades mecânicas fazem com que um complexo homogêneo seja formado favorecendo a estabilidade sob fadiga (Torbjörner et al., 1996; Vallittu, 1999). Contudo, estudos que envolvam processo de fadiga devem ser conduzidos. Tokajuk et al. (2006), relataram em avaliação clínica envolvendo 52 pacientes com problemas periodontais crônicos tratados com contenção de fibra de vidro pré-impregnada e resina composta, que após 10 meses, houve redução na profundidade de bolsa e melhora considerável na qualidade da saúde periodontal. Contenções com resina composta isoladamente, normalmente falham por fratura e acabam trazendo descrédito a este protocolo pois o quadro é agravado posteriormente (Tokajuk et al., 2006).

Este trabalho apresenta algumas limitações. O experimento foi realizado *in vitro*, portanto a ação de interação de união com o osso e a viscoelasticidade do ligamento periodontal foram apenas parcialmente simuladas (Hekimoglu et al., 2004; Soares et al., 2005). Outro aspecto é o uso de resina de poliestireno que, embora possua módulo de elasticidade próximo ao osso cortical, dificilmente será simulada a complexa natureza fisiológica do osso, definida pela ação do sangue, do trabeculado ósseo e da ação da interação entre componentes inorgânicos rígidos e componentes orgânicos resilientes. Outra limitação é a carga aplicada de forma contínua e não cíclica que não simula o processo de fadiga presente na cavidade oral. Contudo, os resultados deste trabalho por meio da simulação em modelo fazem em resina de poliestireno (Aerojet, São Paulo, SP, Brasil) com propriedades mecânicas (Módulo de elasticidade de 13.5×10^3 Mpa) (Soares et al., 2008), similares ao tecido ósseo cortical (Módulo de elasticidade de 14.4×10^3 Mpa) (O'Mahony et al., 2001). previsões significativas das ocorrências no protótipo, que é a cavidade oral. Estudos em animais e avaliações clínicas devem ser desenvolvidos para melhor sedimentar a visão na área da Periodontia, onde os aspectos biológicos dominam completamente o diagnóstico e alternativas terapêuticas. A Biomecânica deve ser mais bem compreendida e levada em consideração na definição de protocolos que possam favorecer a manutenção de dentes com problemas periodontais.

CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

Baseado nos resultados deste estudo *in vitro* e considerando suas limitações, as seguintes conclusões podem ser descritas:

1. A perda de suporte dental resulta em deformação significativamente maior no tecido de suporte;
2. O aumento da intensidade de carga aumenta a deformação independente da condição de suporte dental;
3. Em relação ao efeito da região, a deformação na superfície vestibular foi significativamente maior que na lingual, por outro lado, a deformação na região do incisivo central foi significativamente maior que na região do incisivo lateral;
4. A contenção com fio de aço apresenta os mesmos valores de deformação que o grupo Po no carregamento de 150N;
5. As contenções com sistema adesivo e resina composta reduzem significativamente a deformação dental no tecido de suporte nos carregamentos de 100 e 150N.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

1. Asundi A, Kishen A. A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. **Arch Oral Biol** 2000;45(7):543-50.
2. Bernal G, Carvajal JC, Muñoz-Viveros CA. A review of the clinical management of mobile teeth. **J Contemp Dent Pract** 2002;3(4):10-22.
3. Cehreli MC, Akkocaoglu M, Comert A, Tekdemir I, Akca K. Human ex vivo bone tissue strains around natural teeth vs. immediate oral implants. **Clin Oral Implants Res** 2005;16(5):540-8.
4. Davies SJ, Gray RJ, Linden GJ, James JA. Occlusal considerations in periodontics. **Br Dent J** 2001;191(11):597-604.
5. Forabosco A, Grandi T, Cotti B. The importance of splinting of teeth in the therapy of periodontitis. **Minerva Stomatol** 2006;55(3):87-97.
6. Geramy A, Faghihi S. Secondary trauma from occlusion: three-dimensional analysis using the finite element method. **Quintessence Int** 2004;35(10):835-43.
7. Gibbs CH, Anusavice KJ, Young HM, Jones JS, Esquivel-Upshaw JF. Maximum clenching force of patients with moderate loss of posterior tooth support: a pilot study. **J Prosthet Dent** 2002;88(5):498-502.
8. Hallmon WW, Harrel SK. Occlusal analysis, diagnosis and management in the practice of periodontics. **Periodontol 2000** 2004;34:151-64.
9. Hekimoglu C, Anil N, Cehreli MC. Analysis of strain around endosseous dental implants opposing natural teeth or implants. **J Prosthet Dent** 2004;92(5):441-6.

10. Hellsing G. On the regulation of interincisor bite force in man. **J Oral Rehabil** 1980;7(5):403-11.
11. Judge RB, Palamara JE, Taylor RG, Davies HM, Clement JG. Description of a photoelastic coating technique to describe surface strain of a dog skull loaded in vitro. **J Prosthet Dent** 2003;90(1):92-6.
12. Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. **J Prosthet Dent** 2005;93(4):324-30.
13. O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. **Clin Oral Implants Res** 2001;12(6):648-57.
14. Oosterwyck HV, Sloten JV, Duyck J, Naer I. Bone loading and adaptation around oral implants. In: Las Casas EB, Pamplona DC. **Computational models in biomechanics** 1 ed. Spain: CIMNE Barcelona; 2003. p.1-40.
15. Ramfjord SP, Ash MM Jr. Significance of occlusion in the etiology and treatment of early, moderate, and advanced periodontitis. **Periodontol** 1981 Sep;52(9):511-7.
16. Rosenberg S. A new method for stabilization of periodontally involved teeth. **J Periodontol** 1980;51(8):469-73.
17. Serio FG, Hawley CE. Periodontal trauma and mobility. Diagnosis and treatment planning. **Dent Clin North Am** 1999;43(1):37-44.
18. Serio FG. Clinical rationale for tooth stabilization and splinting. **Dent Clin North Am** 1999;43(1):1-6.

19. Sewón LA, Ampula L, Vallittu PK. Rehabilitation of a periodontal patient with rapidly progressing marginal alveolar bone loss: 1-year follow-up. **J Clin Periodontol** 2000;27(8):615-9.
20. Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. **J Prosthet Dent** 2006;95(6):421-9.
21. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Braz Oral Res** 2005;19(1):11-6.
22. Soares PV, Gomide HA, Araujo C A, Martins LR M, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: Strain measurement and stress distribution. **J Prosthet Dent** 2008; 100:2 proof 17226 #3
23. Stoller NH, Green PA. A comparison of a composite restorative material and wire ligation as methods of stabilizing excessively mobile mandibular anterior teeth. **Periodontol** 1981;52(8):451-4.
24. Tokajuk G, Pawińska M, Stokowska W, Wilczko M, Kedra BA. The clinical assessment of mobile teeth stabilization with Fibre-Kor. **Adv Med Sci** 2006;51 Suppl 1:225-6.
25. Torbjörner A, Karlsson S, Syverud M, Hensten-Pettersen A. Carbon fiber reinforced root canal posts. Mechanical and cytotoxic properties. **Eur J Oral Sci** 1996;104(5-6):605-11.

26. Vallittu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. **J Prosthet Dent** 1999;81(3):318-26.

ANEXOS

Análise dos dados para carregamento de 50N

Univariate Analysis of Variance

Notes

Output Created	03-JAN-2008 16:38:59		
Comments			
Input	Filter	<none>	
	Weight	<none>	
	Split File	<none>	
	N of Rows in Working Data File	280	
Missing Value Handling	Definition of Missing	User-defined missing values are treated as missing.	
	Cases Used	Statistics are based on all cases with valid data for all variables in the model.	
Syntax	UNIANOVA Deformação BY Contenção Dente Localização /METHOD = SSTYPE(3) /INTERCEPT = INCLUDE /POSTHOC = Contenção Dente Localização (TUKEY SCHEFFE) /CRITERIA = ALPHA(.05) /DESIGN = Contenção Dente Localização Contenção*Dente Contenção*Localização Dente*Localização Contenção*Dente*Localização .		
Resources	Elapsed Time	0:00:00,11	

Warnings

Post hoc tests are not performed for Dente because there are fewer than three groups.
Post hoc tests are not performed for Localização because there are fewer than three groups.

Between-Subjects Factors

	N
Contenção 1,00	40
2,00	40
3,00	40
4,00	40
5,00	40
6,00	40
7,00	40
Dente 1,00	140
2,00	140
Localização 1,00	140
2,00	140

Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: Deformação

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	901567,065(a)	27	33391,373	9,665	,000
Intercept	6010906,811	1	6010906,811	1739,866	,000
Contenção	272983,426	6	45497,238	13,169	,000
Dente	155428,147	1	155428,147	44,989	,000
Localização	413683,594	1	413683,594	119,741	,000
Contenção * Dente	13396,836	6	2232,806	,646	,693
Contenção * Localização	26298,499	6	4383,083	1,269	,272
Dente * Localização	14896,390	1	14896,390	4,312	,039
Contenção * Dente * Localização	4880,172	6	813,362	,235	,965
Error	870612,278	252	3454,811		
Total	7783086,154	280			
Corrected Total	1772179,343	279			

a. R Squared = ,509 (Adjusted R Squared = ,456)

Post Hoc Tests Contenção

Multiple Comparisons

Dependent Variable: Deformação

	(I) Contenção	(J) Contenção	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
Tukey HSD	1,00	2,00	-85,5615(*)	13,14308	,000	-124,6270	-46,4960
		3,00	-14,0140	13,14308	,937	-53,0795	25,0515
		4,00	-32,0440	13,14308	,187	-71,1095	7,0215
		5,00	-8,3390	13,14308	,996	-47,4045	30,7265
		6,00	7,4385	13,14308	,998	-31,6270	46,5040
		7,00	13,4535	13,14308	,948	-25,6120	52,5190
		2,00	85,5615(*)	13,14308	,000	46,4960	124,6270
	2,00	3,00	71,5475(*)	13,14308	,000	32,4820	110,6130
		4,00	53,5175(*)	13,14308	,001	14,4520	92,5830
		5,00	77,2225(*)	13,14308	,000	38,1570	116,2880
		6,00	93,0000(*)	13,14308	,000	53,9345	132,0655
		7,00	99,0150(*)	13,14308	,000	59,9495	138,0805
		3,00	14,0140	13,14308	,937	-25,0515	53,0795
		2,00	-71,5475(*)	13,14308	,000	-110,6130	-32,4820
	3,00	4,00	-18,0300	13,14308	,816	-57,0955	21,0355
		5,00	5,6750	13,14308	,999	-33,3905	44,7405
		6,00	21,4525	13,14308	,662	-17,6130	60,5180
		7,00	27,4675	13,14308	,362	-11,5980	66,5330
		4,00	32,0440	13,14308	,187	-7,0215	71,1095
		2,00	-53,5175(*)	13,14308	,001	-92,5830	-14,4520
		3,00	18,0300	13,14308	,816	-21,0355	57,0955
	4,00	5,00	23,7050	13,14308	,547	-15,3605	62,7705
		6,00	39,4825(*)	13,14308	,046	,4170	78,5480
		7,00	45,4975(*)	13,14308	,011	6,4320	84,5630
		5,00	8,3390	13,14308	,996	-30,7265	47,4045
		2,00	-77,2225(*)	13,1430	,000	-116,2880	-38,1570

				8			
		3,00	-5,6750	13,14308	,999	-44,7405	33,3905
		4,00	-23,7050	13,14308	,547	-62,7705	15,3605
		6,00	15,7775	13,14308	,894	-23,2880	54,8430
		7,00	21,7925	13,14308	,645	-17,2730	60,8580
	6,00	1,00	-7,4385	13,14308	,998	-46,5040	31,6270
		2,00	-93,0000(*)	13,14308	,000	-132,0655	-53,9345
		3,00	-21,4525	13,14308	,662	-60,5180	17,6130
		4,00	-39,4825(*)	13,14308	,046	-78,5480	-,4170
		5,00	-15,7775	13,14308	,894	-54,8430	23,2880
		7,00	6,0150	13,14308	,999	-33,0505	45,0805
	7,00	1,00	-13,4535	13,14308	,948	-52,5190	25,6120
		2,00	-99,0150(*)	13,14308	,000	-138,0805	-59,9495
		3,00	-27,4675	13,14308	,362	-66,5330	11,5980
		4,00	-45,4975(*)	13,14308	,011	-84,5630	-6,4320
		5,00	-21,7925	13,14308	,645	-60,8580	17,2730
		6,00	-6,0150	13,14308	,999	-45,0805	33,0505
Scheffe	1,00	2,00	-85,5615(*)	13,14308	,000	-132,5982	-38,5248
		3,00	-14,0140	13,14308	,980	-61,0507	33,0227
		4,00	-32,0440	13,14308	,432	-79,0807	14,9927
		5,00	-8,3390	13,14308	,999	-55,3757	38,6977
		6,00	7,4385	13,14308	,999	-39,5982	54,4752
		7,00	13,4535	13,14308	,983	-33,5832	60,4902
	2,00	1,00	85,5615(*)	13,14308	,000	38,5248	132,5982
		3,00	71,5475(*)	13,14308	,000	24,5108	118,5842
		4,00	53,5175(*)	13,14308	,013	6,4808	100,5542
		5,00	77,2225(*)	13,14308	,000	30,1858	124,2592
		6,00	93,0000(*)	13,14308	,000	45,9633	140,0367
		7,00	99,0150(*)	13,14308	,000	51,9783	146,0517
	3,00	1,00	14,0140	13,14308	,980	-33,0227	61,0507
		2,00	-71,5475(*)	13,14308	,000	-118,5842	-24,5108
		4,00	-18,0300	13,14308	,930	-65,0667	29,0067
		5,00	5,6750	13,1430	1,000	-41,3617	52,7117

		6,00	21,4525	13,1430 ₈	,849	-25,5842	68,4892
		7,00	27,4675	13,1430 ₈	,627	-19,5692	74,5042
	4,00	1,00	32,0440	13,1430 ₈	,432	-14,9927	79,0807
		2,00	-53,5175(*)	13,1430 ₈	,013	-100,5542	-6,4808
		3,00	18,0300	13,1430 ₈	,930	-29,0067	65,0667
		5,00	23,7050	13,1430 ₈	,776	-23,3317	70,7417
		6,00	39,4825	13,1430 ₈	,177	-7,5542	86,5192
		7,00	45,4975	13,1430 ₈	,067	-1,5392	92,5342
	5,00	1,00	8,3390	13,1430 ₈	,999	-38,6977	55,3757
		2,00	-77,2225(*)	13,1430 ₈	,000	-124,2592	-30,1858
		3,00	-5,6750	13,1430 ₈	1,000	-52,7117	41,3617
		4,00	-23,7050	13,1430 ₈	,776	-70,7417	23,3317
		6,00	15,7775	13,1430 ₈	,963	-31,2592	62,8142
		7,00	21,7925	13,1430 ₈	,839	-25,2442	68,8292
	6,00	1,00	-7,4385	13,1430 ₈	,999	-54,4752	39,5982
		2,00	-93,0000(*)	13,1430 ₈	,000	-140,0367	-45,9633
		3,00	-21,4525	13,1430 ₈	,849	-68,4892	25,5842
		4,00	-39,4825	13,1430 ₈	,177	-86,5192	7,5542
		5,00	-15,7775	13,1430 ₈	,963	-62,8142	31,2592
		7,00	6,0150	13,1430 ₈	1,000	-41,0217	53,0517
	7,00	1,00	-13,4535	13,1430 ₈	,983	-60,4902	33,5832
		2,00	-99,0150(*)	13,1430 ₈	,000	-146,0517	-51,9783
		3,00	-27,4675	13,1430 ₈	,627	-74,5042	19,5692
		4,00	-45,4975	13,1430 ₈	,067	-92,5342	1,5392
		5,00	-21,7925	13,1430 ₈	,839	-68,8292	25,2442
		6,00	-6,0150	13,1430 ₈	1,000	-53,0517	41,0217

Based on observed means.

* The mean difference is significant at the ,05 level.

Homogeneous Subsets

Deformação

	Contenção	N	Subset		
			1	2	3
Tukey HSD(a,b)	7,00	40	116,0550		
	6,00	40	122,0700		
	1,00	40	129,5085	129,5085	
	5,00	40	137,8475	137,8475	
	3,00	40	143,5225	143,5225	
	4,00	40		161,5525	
	2,00	40			215,0700
	Sig.		,362	,187	1,000
	7,00	40	116,0550		
	6,00	40	122,0700		
Scheffe(a,b)	1,00	40	129,5085		
	5,00	40	137,8475		
	3,00	40	143,5225		
	4,00	40	161,5525		
	2,00	40		215,0700	
	Sig.		,067	1,000	

Means for groups in homogeneous subsets are displayed. Based on Type III Sum of Squares The error term is Mean Square(Error) = 3454,811.

a Uses Harmonic Mean Sample Size = 40,000.

b Alpha = ,05.

ANOVA – One-way for interaction

Deformação

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	901567,065	27	33391,373	9,665	,000
Within Groups	870612,278	252	3454,811		
Total	1772179,343	279			

Homogeneous Subsets

Deformação

Tukey HSD

Grupos	N	Subset for alpha = .05							
		1	2	3	4	5	6	7	8
722,00	10	74,1200							
622,00	10	80,6000	80,6000						
122,00	10	81,9470	81,9470						
522,00	10	83,6500	83,6500						
322,00	10	87,9500	87,9500						
712,00	10	94,6200	94,6200	94,6200					
422,00	10	98,4800	98,4800	98,4800					
112,00	10	110,1900	110,1900	110,1900	110,1900				
612,00	10	110,1900	110,1900	110,1900	110,1900				
512,00	10	118,3900	118,3900	118,3900	118,3900	118,3900			
312,00	10	124,8100	124,8100	124,8100	124,8100	124,8100			
721,00	10	129,2800	129,2800	129,2800	129,2800	129,2800	129,2800		
621,00	10	130,7200	130,7200	130,7200	130,7200	130,7200	130,7200		
412,00	10	135,1400	135,1400	135,1400	135,1400	135,1400	135,1400		
222,00	10	135,9500	135,9500	135,9500	135,9500	135,9500	135,9500		
121,00	10	138,4770	138,4770	138,4770	138,4770	138,4770	138,4770		
521,00	10	142,5900	142,5900	142,5900	142,5900	142,5900	142,5900		
321,00	10	149,6700	149,6700	149,6700	149,6700	149,6700	149,6700		
421,00	10	163,8300	163,8300	163,8300	163,8300	163,8300	163,8300	163,8300	
711,00	10	166,2000	166,2000	166,2000	166,2000	166,2000	166,2000	166,2000	
611,00	10	166,7700	166,7700	166,7700	166,7700	166,7700	166,7700	166,7700	
212,00	10		177,0900	177,0900	177,0900	177,0900	177,0900	177,0900	
111,00	10			187,4200	187,4200	187,4200	187,4200	187,4200	
511,00	10				206,7600	206,7600	206,7600	206,7600	

311,00	10				0	0	0	0	
221,00	10				211,660	211,660	211,660		
411,00	10				0	0	0		
211,00	10				224,140	224,140	248,760	248,760	
						0	0	0	
Sig.		,102	,066	,100	,065	,095	,080	,220	,493

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 10,000.

Análise dos dados para carregamento de 100N

Univariate Analysis of Variance

Notes

Output Created		03-JAN-2008 16:40:38
Comments		
Input	Filter	<none>
	Weight	<none>
	Split File	<none>
	N of Rows in Working Data File	280
Missing Value Handling	Definition of Missing Cases Used	User-defined missing values are treated as missing. Statistics are based on all cases with valid data for all variables in the model.
Syntax		UNIANOVA Deformação BY Contenção Dente Localização /METHOD = SSTYPE(3) /INTERCEPT = INCLUDE /POSTHOC = Contenção Dente Localização (TUKEY SCHEFFE) /CRITERIA = ALPHA(.05) /DESIGN = Contenção Dente Localização Contenção*Dente Contenção*Localização Dente*Localização Contenção*Dente*Localização .
Resources	Elapsed Time	0:00:00,11

Warnings

Post hoc tests are not performed for Dente because there are fewer than three groups.
Post hoc tests are not performed for Localização because there are fewer than three groups.

Between-Subjects Factors

	N
Contenção	40
1,00	
2,00	40
3,00	40
4,00	40
5,00	40
6,00	40
7,00	40
Dente	140
1,00	
2,00	140
Localização	140
1,00	
2,00	140

Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: Deformação

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	3386835,224 (a)	27	125438,342	12,847	,000
Intercept	24852295,734	1	24852295,734	2545,274	,000
Contenção	915462,353	6	152577,059	15,626	,000
Dente	314724,655	1	314724,655	32,233	,000
Localização	2023472,628	1	2023472,628	207,236	,000
Contenção * Dente	7283,778	6	1213,963	,124	,993
Contenção * Localização	95529,828	6	15921,638	1,631	,139
Dente * Localização	23075,550	1	23075,550	2,363	,125
Contenção * Dente * Localização	7286,433	6	1214,405	,124	,993
Error	2460551,815	252	9764,095		
Total	30699682,773	280			
Corrected Total	5847387,039	279			

a. R Squared = ,579 (Adjusted R Squared = ,534)

Post Hoc Tests

Contenção

Multiple Comparisons

Dependent Variable: Deformação

	(I) Contenção	(J) Contenção	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
Tukey HSD	1,00	2,00	-153,3080(*)	22,09536	,000	-218,9825	-87,6335
		3,00	-24,2755	22,09536	,928	-89,9500	41,3990
		4,00	-73,3505(*)	22,09536	,018	-139,0250	-7,6760
		5,00	-20,6555	22,09536	,967	-86,3300	45,0190
		6,00	14,2670	22,09536	,995	-51,4075	79,9415
		7,00	23,8645	22,09536	,933	-41,8100	89,5390
	2,00	1,00	153,3080(*)	22,09536	,000	87,6335	218,9825
		3,00	129,0325(*)	22,09536	,000	63,3580	194,7070
		4,00	79,9575(*)	22,09536	,007	14,2830	145,6320
		5,00	132,6525(*)	22,09536	,000	66,9780	198,3270
		6,00	167,5750(*)	22,09536	,000	101,9005	233,2495
		7,00	177,1725(*)	22,09536	,000	111,4980	242,8470
	3,00	1,00	24,2755	22,09536	,928	-41,3990	89,9500
		2,00	-129,0325(*)	22,09536	,000	-194,7070	-63,3580
		4,00	-49,0750	22,09536	,288	-114,7495	16,5995
		5,00	3,6200	22,09536	1,000	-62,0545	69,2945
		6,00	38,5425	22,09536	,587	-27,1320	104,2170
		7,00	48,1400	22,09536	,311	-17,5345	113,8145
	4,00	1,00	73,3505(*)	22,09536	,018	7,6760	139,0250
		2,00	-79,9575(*)	22,09536	,007	-145,6320	-14,2830
		3,00	49,0750	22,09536	,288	-16,5995	114,7495
		5,00	52,6950	22,09536	,209	-12,9795	118,3695
		6,00	87,6175(*)	22,09536	,002	21,9430	153,2920
		7,00	97,2150(*)	22,09536	,000	31,5405	162,8895
	5,00	1,00	20,6555	22,09536	,967	-45,0190	86,3300

Scheffe	6,00	2,00	-132,6525(*)	22,0953 6	,000	-198,3270	-66,9780
		3,00	-3,6200	22,0953 6	1,000	-69,2945	62,0545
		4,00	-52,6950	22,0953 6	,209	-118,3695	12,9795
		6,00	34,9225	22,0953 6	,695	-30,7520	100,5970
		7,00	44,5200	22,0953 6	,408	-21,1545	110,1945
		1,00	-14,2670	22,0953 6	,995	-79,9415	51,4075
		2,00	-167,5750(*)	22,0953 6	,000	-233,2495	-101,9005
		3,00	-38,5425	22,0953 6	,587	-104,2170	27,1320
		4,00	-87,6175(*)	22,0953 6	,002	-153,2920	-21,9430
		5,00	-34,9225	22,0953 6	,695	-100,5970	30,7520
		7,00	9,5975	22,0953 6	,999	-56,0770	75,2720
		1,00	-23,8645	22,0953 6	,933	-89,5390	41,8100
	7,00	2,00	-177,1725(*)	22,0953 6	,000	-242,8470	-111,4980
		3,00	-48,1400	22,0953 6	,311	-113,8145	17,5345
		4,00	-97,2150(*)	22,0953 6	,000	-162,8895	-31,5405
		5,00	-44,5200	22,0953 6	,408	-110,1945	21,1545
		6,00	-9,5975	22,0953 6	,999	-75,2720	56,0770
		2,00	-153,3080(*)	22,0953 6	,000	-232,3833	-74,2327
		3,00	-24,2755	22,0953 6	,976	-103,3508	54,7998
		4,00	-73,3505	22,0953 6	,092	-152,4258	5,7248
		5,00	-20,6555	22,0953 6	,990	-99,7308	58,4198
		6,00	14,2670	22,0953 6	,999	-64,8083	93,3423
		7,00	23,8645	22,0953 6	,978	-55,2108	102,9398
		1,00	153,3080(*)	22,0953 6	,000	74,2327	232,3833
	2,00	3,00	129,0325(*)	22,0953 6	,000	49,9572	208,1078
		4,00	79,9575(*)	22,0953 6	,045	,8822	159,0328
		5,00	132,6525(*)	22,0953 6	,000	53,5772	211,7278
		6,00	167,5750(*)	22,0953 6	,000	88,4997	246,6503
		7,00	177,1725(*)	22,0953 6	,000	98,0972	256,2478
		1,00	24,2755	22,0953 6	,976	-54,7998	103,3508
		2,00	-129,0325(*)	22,0953 6	,000	-208,1078	-49,9572
		4,00	-49,0750	22,0953 6	,554	-128,1503	30,0003

4,00	5,00	3,6200	22,0953 6	1,000	-75,4553	82,6953
	6,00	38,5425	22,0953 6	,803	-40,5328	117,6178
	7,00	48,1400	22,0953 6	,578	-30,9353	127,2153
	1,00	73,3505	22,0953 6	,092	-5,7248	152,4258
	2,00	-79,9575(*)	22,0953 6	,045	-159,0328	-,8822
	3,00	49,0750	22,0953 6	,554	-30,0003	128,1503
	5,00	52,6950	22,0953 6	,461	-26,3803	131,7703
	6,00	87,6175(*)	22,0953 6	,018	8,5422	166,6928
	7,00	97,2150(*)	22,0953 6	,005	18,1397	176,2903
	1,00	20,6555	22,0953 6	,990	-58,4198	99,7308
	2,00	-132,6525(*)	22,0953 6	,000	-211,7278	-53,5772
	3,00	-3,6200	22,0953 6	1,000	-82,6953	75,4553
5,00	4,00	-52,6950	22,0953 6	,461	-131,7703	26,3803
	6,00	34,9225	22,0953 6	,868	-44,1528	113,9978
	7,00	44,5200	22,0953 6	,669	-34,5553	123,5953
	1,00	-14,2670	22,0953 6	,999	-93,3423	64,8083
	2,00	-167,5750(*)	22,0953 6	,000	-246,6503	-88,4997
	3,00	-38,5425	22,0953 6	,803	-117,6178	40,5328
	4,00	-87,6175(*)	22,0953 6	,018	-166,6928	-8,5422
	5,00	-34,9225	22,0953 6	,868	-113,9978	44,1528
	7,00	9,5975	22,0953 6	1,000	-69,4778	88,6728
	1,00	-23,8645	22,0953 6	,978	-102,9398	55,2108
	2,00	-177,1725(*)	22,0953 6	,000	-256,2478	-98,0972
	3,00	-48,1400	22,0953 6	,578	-127,2153	30,9353
6,00	4,00	-97,2150(*)	22,0953 6	,005	-176,2903	-18,1397
	5,00	-44,5200	22,0953 6	,669	-123,5953	34,5553
	6,00	-9,5975	22,0953 6	1,000	-88,6728	69,4778
7,00	1,00	-23,8645	22,0953 6	,978	-102,9398	55,2108
	2,00	-177,1725(*)	22,0953 6	,000	-256,2478	-98,0972
	3,00	-48,1400	22,0953 6	,578	-127,2153	30,9353
	4,00	-97,2150(*)	22,0953 6	,005	-176,2903	-18,1397
	5,00	-44,5200	22,0953 6	,669	-123,5953	34,5553
	6,00	-9,5975	22,0953 6	1,000	-88,6728	69,4778

Based on observed means.

* The mean difference is significant at the ,05 level.

Homogeneous Subsets

Deformação

	Contenção	N	Subset		
			1	2	3
Tukey HSD(a,b)	7,00	40	240,7075		
	6,00	40	250,3050		
	1,00	40	264,5720		
	5,00	40	285,2275	285,2275	
	3,00	40	288,8475	288,8475	
	4,00	40		337,9225	
	2,00	40			417,8800
	Sig.		,311	,209	1,000
	7,00	40	240,7075		
	6,00	40	250,3050		
Scheffe(a,b)	1,00	40	264,5720	264,5720	
	5,00	40	285,2275	285,2275	
	3,00	40	288,8475	288,8475	
	4,00	40		337,9225	
	2,00	40			417,8800
	Sig.		,578	,092	1,000

Means for groups in homogeneous subsets are displayed. Based on Type III Sum of Squares The error term is Mean Square(Error) = 9764,095.

a Uses Harmonic Mean Sample Size = 40,000.

b Alpha = ,05.

Análise dos dados para carregamento de 150N

Univariate Analysis of Variance

Notes

Output Created		03-JAN-2008 16:43:59
Comments		
Input	Filter	<none>
	Weight	<none>
	Split File	<none>
	N of Rows in Working Data File	280
Missing Value Handling	Definition of Missing Cases Used	User-defined missing values are treated as missing. Statistics are based on all cases with valid data for all variables in the model.
Syntax		UNIANOVA Deformação BY Contenção Dente Localização /METHOD = SSTYPE(3) /INTERCEPT = INCLUDE /POSTHOC = Contenção Dente Localização (TUKEY SCHEFFE) /CRITERIA = ALPHA(.05) /DESIGN = Contenção Dente Localização Contenção*Dente Contenção*Localização Dente*Localização Contenção*Dente*Localização .
Resources	Elapsed Time	0:00:00,11

Warnings

Post hoc tests are not performed for Dente because there are fewer than three groups. Post hoc tests are not performed for Localização because there are fewer than three groups.
--

Between-Subjects Factors

		N
Contenção	1,00	40
	2,00	40
	3,00	40
	4,00	40
	5,00	40
	6,00	40
	7,00	40
Dente	1,00	140
	2,00	140
Localização	1,00	140
	2,00	140

Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: Deformação

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	7901826,127 (a)	27	292660,227	13,788	,000
Intercept	55038923,213	1	55038923,213	2592,962	,000
Contenção	1817099,742	6	302849,957	14,268	,000
Dente	620842,095	1	620842,095	29,249	,000
Localização	5278514,977	1	5278514,977	248,678	,000
Contenção * Dente	11624,322	6	1937,387	,091	,997
Contenção * Localização	148919,684	6	24819,947	1,169	,323
Dente * Localização	21319,363	1	21319,363	1,004	,317
Contenção * Dente * Localização	3505,943	6	584,324	,028	1,000
Error	5349021,221	252	21226,275		
Total	68289770,561	280			
Corrected Total	13250847,348	279			

a. R Squared = ,596 (Adjusted R Squared = ,553)

Post Hoc Tests

Contenção

Multiple Comparisons

Dependent Variable: Deformação

	(I) Contenção	(J) Contenção	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
Tukey HSD	1,00	2,00	-231,4990(*)	32,5778 1	,000	-328,3307	-134,6673
		3,00	-44,7040	32,5778 1	,816	-141,5357	52,1277
		4,00	-125,9865(*)	32,5778 1	,003	-222,8182	-29,1548
		5,00	-53,8815	32,5778 1	,647	-150,7132	42,9502
		6,00	-2,5940	32,5778 1	1,000	-99,4257	94,2377
		7,00	8,0335	32,5778 1	1,000	-88,7982	104,8652
	2,00	1,00	231,4990(*)	32,5778 1	,000	134,6673	328,3307
		3,00	186,7950(*)	32,5778 1	,000	89,9633	283,6267
		4,00	105,5125(*)	32,5778 1	,023	8,6808	202,3442
		5,00	177,6175(*)	32,5778 1	,000	80,7858	274,4492
		6,00	228,9050(*)	32,5778 1	,000	132,0733	325,7367
		7,00	239,5325(*)	32,5778 1	,000	142,7008	336,3642
	3,00	1,00	44,7040	32,5778 1	,816	-52,1277	141,5357
		2,00	-186,7950(*)	32,5778 1	,000	-283,6267	-89,9633
		4,00	-81,2825	32,5778 1	,166	-178,1142	15,5492
		5,00	-9,1775	32,5778 1	1,000	-106,0092	87,6542
		6,00	42,1100	32,5778 1	,855	-54,7217	138,9417
		7,00	52,7375	32,5778 1	,670	-44,0942	149,5692
	4,00	1,00	125,9865(*)	32,5778 1	,003	29,1548	222,8182
		2,00	-105,5125(*)	32,5778 1	,023	-202,3442	-8,6808
		3,00	81,2825	32,5778 1	,166	-15,5492	178,1142
		5,00	72,1050	32,5778 1	,292	-24,7267	168,9367
		6,00	123,3925(*)	32,5778 1	,004	26,5608	220,2242
		7,00	134,0200(*)	32,5778 1	,001	37,1883	230,8517
	5,00	1,00	53,8815	32,5778 1	,647	-42,9502	150,7132

Scheffe	6,00	2,00	-177,6175(*)	32,5778 1	,000	-274,4492	-80,7858
		3,00	9,1775	32,5778 1	1,000	-87,6542	106,0092
		4,00	-72,1050	32,5778 1	,292	-168,9367	24,7267
		6,00	51,2875	32,5778 1	,699	-45,5442	148,1192
		7,00	61,9150	32,5778 1	,482	-34,9167	158,7467
		1,00	2,5940	32,5778 1	1,000	-94,2377	99,4257
		2,00	-228,9050(*)	32,5778 1	,000	-325,7367	-132,0733
		3,00	-42,1100	32,5778 1	,855	-138,9417	54,7217
		4,00	-123,3925(*)	32,5778 1	,004	-220,2242	-26,5608
		5,00	-51,2875	32,5778 1	,699	-148,1192	45,5442
		7,00	10,6275	32,5778 1	1,000	-86,2042	107,4592
	7,00	1,00	-8,0335	32,5778 1	1,000	-104,8652	88,7982
		2,00	-239,5325(*)	32,5778 1	,000	-336,3642	-142,7008
		3,00	-52,7375	32,5778 1	,670	-149,5692	44,0942
		4,00	-134,0200(*)	32,5778 1	,001	-230,8517	-37,1883
		5,00	-61,9150	32,5778 1	,482	-158,7467	34,9167
		6,00	-10,6275	32,5778 1	1,000	-107,4592	86,2042
		1,00	-231,4990(*)	32,5778 1	,000	-348,0892	-114,9088
		3,00	-44,7040	32,5778 1	,929	-161,2942	71,8862
		4,00	-125,9865(*)	32,5778 1	,023	-242,5767	-9,3963
		5,00	-53,8815	32,5778 1	,840	-170,4717	62,7087
		6,00	-2,5940	32,5778 1	1,000	-119,1842	113,9962
		7,00	8,0335	32,5778 1	1,000	-108,5567	124,6237
	2,00	1,00	231,4990(*)	32,5778 1	,000	114,9088	348,0892
		3,00	186,7950(*)	32,5778 1	,000	70,2048	303,3852
		4,00	105,5125	32,5778 1	,110	-11,0777	222,1027
		5,00	177,6175(*)	32,5778 1	,000	61,0273	294,2077
		6,00	228,9050(*)	32,5778 1	,000	112,3148	345,4952
		7,00	239,5325(*)	32,5778 1	,000	122,9423	356,1227
		1,00	44,7040	32,5778 1	,929	-71,8862	161,2942
		2,00	-186,7950(*)	32,5778 1	,000	-303,3852	-70,2048
		4,00	-81,2825	32,5778 1	,401	-197,8727	35,3077

4,00	5,00	-9,1775	32,5778 1	1,000	-125,7677	107,4127
	6,00	42,1100	32,5778 1	,947	-74,4802	158,7002
	7,00	52,7375	32,5778 1	,854	-63,8527	169,3277
	1,00	125,9865(*)	32,5778 1	,023	9,3963	242,5767
	2,00	-105,5125	32,5778 1	,110	-222,1027	11,0777
	3,00	81,2825	32,5778 1	,401	-35,3077	197,8727
	5,00	72,1050	32,5778 1	,558	-44,4852	188,6952
5,00	6,00	123,3925(*)	32,5778 1	,029	6,8023	239,9827
	7,00	134,0200(*)	32,5778 1	,011	17,4298	250,6102
	1,00	53,8815	32,5778 1	,840	-62,7087	170,4717
	2,00	-177,6175(*)	32,5778 1	,000	-294,2077	-61,0273
	3,00	9,1775	32,5778 1	1,000	-107,4127	125,7677
	4,00	-72,1050	32,5778 1	,558	-188,6952	44,4852
	6,00	51,2875	32,5778 1	,870	-65,3027	167,8777
6,00	7,00	61,9150	32,5778 1	,729	-54,6752	178,5052
	1,00	2,5940	32,5778 1	1,000	-113,9962	119,1842
	2,00	-228,9050(*)	32,5778 1	,000	-345,4952	-112,3148
	3,00	-42,1100	32,5778 1	,947	-158,7002	74,4802
	4,00	-123,3925(*)	32,5778 1	,029	-239,9827	-6,8023
	5,00	-51,2875	32,5778 1	,870	-167,8777	65,3027
	7,00	10,6275	32,5778 1	1,000	-105,9627	127,2177
7,00	1,00	-8,0335	32,5778 1	1,000	-124,6237	108,5567
	2,00	-239,5325(*)	32,5778 1	,000	-356,1227	-122,9423
	3,00	-52,7375	32,5778 1	,854	-169,3277	63,8527
	4,00	-134,0200(*)	32,5778 1	,011	-250,6102	-17,4298
	5,00	-61,9150	32,5778 1	,729	-178,5052	54,6752
	6,00	-10,6275	32,5778 1	1,000	-127,2177	105,9627

Based on observed means.

* The mean difference is significant at the ,05 level.

Homogeneous Subsets

Deformação

	Contenção	N	Subset		
			1	2	3
Tukey HSD(a,b)	7,00	40	370,9500		
	1,00	40	378,9835		
	6,00	40	381,5775		
	3,00	40	423,6875	423,6875	
	5,00	40	432,8650	432,8650	
	4,00	40		504,9700	
	2,00	40			610,4825
	Sig.		,482	,166	1,000
	7,00	40	370,9500		
	1,00	40	378,9835		
Scheffe(a,b)	6,00	40	381,5775		
	3,00	40	423,6875	423,6875	
	5,00	40	432,8650	432,8650	
	4,00	40		504,9700	504,9700
	2,00	40			610,4825
	Sig.		,729	,401	,110

Means for groups in homogeneous subsets are displayed. Based on Type III Sum of Squares The error term is Mean Square(Error) = 21226,275.

a Uses Harmonic Mean Sample Size = 40,000.

b Alpha = ,05.