

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

LUCAS LACTIM FERRAREZ

**INFLUÊNCIA DA PLATAFORMA PROTÉTICA NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES
EM IMPLANTES EXTRACURTOS: *IN SILICO* E *IN VITRO***

Juiz de Fora

2019

LUCAS LACTIM FERRAREZ

**INFLUÊNCIA DA PLATAFORMA PROTÉTICA NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES
EM IMPLANTES EXTRACURTOS: *IN SILICO* E *IN VITRO***

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre. Área de concentração em Clínica Odontológica

Orientador: Prof. Dr. Bruno Salles Sotto-Maior

Juiz de Fora
2019

LUCAS LACTIM FERRAREZ

**INFLUÊNCIA DA PLATAFORMA PROTÉTICA NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES
EM IMPLANTES EXTRACURTOS: *IN SILICO* E *IN VITRO***

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica. Área de concentração em Clínica Odontológica.

Aprovada em: ____ / ____ / ____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Bruno Salles Sotto Maior
Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dra. Neuza Maria Souza Picorelli Assis
Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. Alexandre Marcelo de Carvalho
Faculdade Governador Ozanan Coelho

DEDICATÓRIA

A minha família: Eldia, Almerio, Mirelle, Wanderson, Karina e Gustavo que sempre me apoiaram e deram incentivo, dedico este trabalho a vocês.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por mais uma etapa de minha formação alcançada;

Minha família pelo apoio e incentivo, por acreditarem em meus sonhos. Em especial aos meus pais que são base de minha formação, obrigado por me ensinarem o caminho certo, de honestidade, caráter e perseverança em Deus;

Agradeço ao Gustavo pelo apoio incondicional durante essa etapa;

Agradeço ao meu amigo e orientador Bruno Salles Sotto-Maior, por todo ensinamento e perseverança. Meu eterno agradecimento e admiração por tudo;

Agradeço a Faculdade de Odontologia da UFJF pela acolhida, em especial a secretaria e coordenação do Mestrado em Clínica Odontológica e aos funcionários do Laboratório de Pesquisas;

Agradeço a SIN Sistema de Implantes pelo apoio a este trabalho;

Agradeço ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – CNPq;

Agradeço a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoas de Nível Superior – CAPES.

RESUMO

O objetivo do estudo foi avaliar por meio de Elementos Finitos (FEA) e Extensometria o benefício biomecânico das conexões protéticas quanto à distribuição de tensões para o tecido ósseo periimplantar, implantes e componentes, quando utilizamos implantes extracurtos em regiões posteriores de mandíbula atrófica. Para avaliação por extensimetria foram confeccionados vinte corpos de prova e divididos em dois grupos: Grupo Cone Morse Esplintado (CMES) e Hexágono externo Esplintado (HEES), cada corpo constituído por dois implantes extracurtos de 5 x 4 mm fixados em um bloco de poliuretano. Sobre os implantes foram instaladas coroas protéticas parafusadas relativas ao primeiro e segundo molares com uma proporção coroa/implante de 2:1. Os corpos de prova foram submetidos a um carregamento de 120 N em uma máquina de fadiga mecânica, sendo registrados os valores da deformação sofrida no modelo de poliuretano através de extensômetros fixados na base do poliuretano. Para avaliação por FEA um modelo tridimensional foi criado simulando virtualmente a mesma situação, sendo os valores de deformação óssea cortical e medular registrados. Foi observado no FEA uma menor deformação no grupo CMES, 0.0095 μ s para o osso cortical e 0.028 μ s para o osso medular, e na extensometria o grupo CMES apresentou menores deformações no osso cortical, nas regiões distal, lingual e vestibular do implante correspondente ao primeiro molar (p 0,016, 0,028 e 0,028 respectivamente). Com isso concluímos que a plataforma Cone Morse favoreceu uma menor deformação óssea marginal e uma melhor uniformidade em distribuição de tensão para o componente protético quando utilizamos implantes extracurtos.

Palavras-chave: Implantes dentários, Coroa, Deformação.

ABSTRACT

The aim of the study was to evaluate through Finite Elements (FEA) and Extensometer the biochemical benefit of the prosthetic connections as for the distribution of tensions for the per-implant bone cloth, implants and components, when we use extra short implants in subsequent regions of atrophic jaw. For evaluation for extensimetry twenty bodies of proof were made and divided in two groups: Group Splinted Morse Taper (SMT) and Splinted External Hexagon (SEH), each body constituted by two extra short implants of 5 x 4 mm concentrated on a block of polyurethane. On the implants prosthetic crowns were installed when crown / implant of 2:1 screwed relative to the first and second thing molars with a proportion. The bodies of proof were subjected to a load of de 120N in a machine of mechanical fatigue, when there registered the values of the deformation suffered in the model of polyurethane through extensometers fixed on basis of the polyurethane. For evaluation by FEA a three-dimensional model was raised simulating virtually the same situation, being the values of bone deformation cortical and to run through registered. A less deformation was observed in the FEA in the group SMT, 0.0095 μ s for the bone cortical and 0.028 μ s for the medullar bone, and in the extensometry the group SMT presented less deformations in the bone cortical, in the regions distal, lingual and college entrance exam of the corresponding implant to the first molar (p 0,016, 0,028 and 0,028 respectively) .With that we end that the platform Morse Taper favored a less bone marginal deformation and a better uniformity in distribution of tension for the prosthetic component when we use extra short implants.

KEY WORDS: Dental Implants, Crown, Strain.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Figura 1. Modelos experimentais – A) Cone Morse Esplintado (CMES); B) Hexágono Externo Esplintado (HEES).	15
Figura 2	Carregamento dos modelos experimentais.	16
Figura 3	A) Colagem dos sensores; B) Posicionamento das coroas.	17
Figura 4	Força sendo aplicada por adaptação simulando os contatos oclusais.	18
Tabela 1	Propriedades mecânicas das estruturas que compõem os modelos.	15

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<i>CAD</i>	<i>Computer-assisted Design</i>
<i>CAM</i>	<i>Computer-assisted Manufacture</i>
<i>cm</i>	<i>Centímetro</i>
<i>Et al</i>	<i>Et alli</i>
<i>g/cm³</i>	<i>Gramas por centímetro cubico</i>
<i>Hz</i>	<i>Hertz</i>
<i>mV</i>	<i>Milivolt</i>
<i>NiCr</i>	<i>Níquel-Cromo</i>
<i>mm</i>	<i>Milímetro</i>
<i>N</i>	<i>Newton</i>
<i>Ncm</i>	<i>Newton por Centímetro</i>
<i>s</i>	<i>Segundo</i>
<i>SPSS</i>	<i>Statistical Package for Social Sciences</i>
<i>V</i>	<i>Volt</i>

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 PROPOSIÇÃO	13
3 MATERIAL E MÉTODOS	14
3.1 METODOLOGIA PARA ELEMENTOS FINITOS	14
3.2 METODOLOGIA PARA EXTENSOMETRIA	16
4 ARTIGO	19
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	34
6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRAFICAS	36
ANEXO A – NORMAS BOR	39

1 INTRODUÇÃO

A atrofia óssea, principalmente, em altura pode ser considerada um fator de risco e/ou limitador para o tratamento restaurador com implantes dentários, especialmente nas regiões posteriores de mandíbula e maxila, onde estão presentes estruturas anatômicas nobres, como o nervo alveolar inferior e o seio maxilar (MISH et al., 2006; ROSSI et al., 2010), e são regiões submetidas a maiores forças mastigatórias (KOC D, DOGAN A, BEK B, 2010).

As soluções terapêuticas para reabilitação de rebordos reabsorvidos, principalmente, mandíbulas posteriores limitam-se a procedimentos cirúrgicos como enxertia óssea (SONG J-M, LEE J-Y, KIM Y-D 2014), lateralização de nervo mandibular (SUZUKI et al., 2012) e distração osteogênica (CHIAPASCO et al., 2004), ou a instalação de implantes curtos e extracurtos (MENDONÇA et al., 2014).

O tratamento de área posterior de mandíbula atrofica com implantes curtos, 6 a 8,5mm de comprimento, e extracurtos, implantes menores de 6mm de comprimento (AL-JOHANY et al., 2016), tem ganhado credibilidade, principalmente após a evolução dos tratamentos de superfície (ESPOSITO et al., 2016; FABRIS et al., 2018). Há uma maior taxa de sucesso de implantes curtos com superfícies tratadas quando comparados aos implantes lisos (RENOUARD e NISAND 2005).

Entretanto, os implantes extracurtos apresentam incertezas quanto ao seu comportamento biomecânico na manutenção da osseointegração e na estabilidade dos componentes protéticos. Visto que apresentam coroas protéticas mais longas, devido ao maior espaço entre os arcos maxilomandibulares (BLANES et al., 2007) e com isso proporções coroa/implantes consideradas desfavoráveis para reabilitações sobre dentes. Associado a esse fator e a menor área de contato osso/implante devido ao comprimento reduzido, sugere-se um comportamento biomecânico de risco (SANZ E NAERT, 2009).

Frente a esse aumento na concentração de tensão e ao desafio biomecânico maior podem ocorrer à sobrecarga oclusal ou provocando à soltura e/ou fratura de parafusos protéticos e reabsorções ósseas periimplantar, que em alguns casos podem levar à falha da osseointegração do implante (BLANES et al., 2007; ROSSI et al., 2010).

Com o intuito de reduzir o risco biomecânico e melhorar a dissipação das forças mastigatórias, a literatura sugere o uso de implantes com conexões protéticas cônicas, as quais apresentam mais estáveis (CARICASULO et al. 2018), e a utilização de implantes com maior diâmetro e/ou a união do trabalho protético realizado (esplintagem das coroas) para aumentar a área de contato osso/implante (OGAWA et al., 2010).

Com isso o objetivo do estudo foi avaliar por meio das metodologias de elementos finitos e extensometria o benefício biomecânico das conexões protéticas quanto à distribuição de tensões para o tecido ósseo periimplantar, implantes e componentes quando utilizamos implantes extracurtos.

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo do estudo foi avaliar por meio das metodologias de elementos finitos e extensometria o benefício biomecânico das conexões protéticas quanto à distribuição de tensões para o tecido ósseo periimplantar, implantes e componentes quando utilizamos implantes extracurtos.

3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1. Metodologia para elementos finitos

Um segmento tridimensional da região posterior de uma mandíbula com atrofia óssea, parcialmente edêntula, foi construído virtualmente com base em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico (Sistema de Imagem 3D Cone Beam i-CAT; Imaging Sciences International, Hatfield, EUA). O segmento ósseo foi constituído pelo osso medular envolto por o cortical com uma espessura de 2 mm (MARKOVIC et al., 2015). Neste segmento ósseo duas montagens foram feitas simulando a presença de dois implantes extracurtos na região correspondente ao primeiro e segundo molar inferior, variando-se a conexão protética (Cone Morse - CM e Hexágono Externo - HE).

O desenho dos implantes foi desenvolvido a partir da geometria dos produtos com dimensões de 4x5mm (Sistema SIN de Implantes, São Paulo, Brasil) e com o espaçamento entre os centros de cada implante definido em 11mm para todos os grupos, de acordo com os estudos presentes na literatura (YILMAZ et al., 2011).

Sobre os implantes dentários, foram reproduzidos os pilares protéticos (SIN Sistema de Implantes, São Paulo, Brasil), os parafusos protéticos (SIN Sistema de Implantes, São Paulo, Brasil) e duas coroas protéticas esplintadas parafusadas com base de zircônia, possuindo, ambas, anatomia de um primeiro e segundo molar inferior. A proporção coroa/implante utilizada foi de 2:1. Com o auxílio do programa Solidworks 2016 (3D Tech-Solidworks, Waltham, EUA), os dois modelos experimentais foram separados através da combinação das plataformas de conexão (Figura 1).

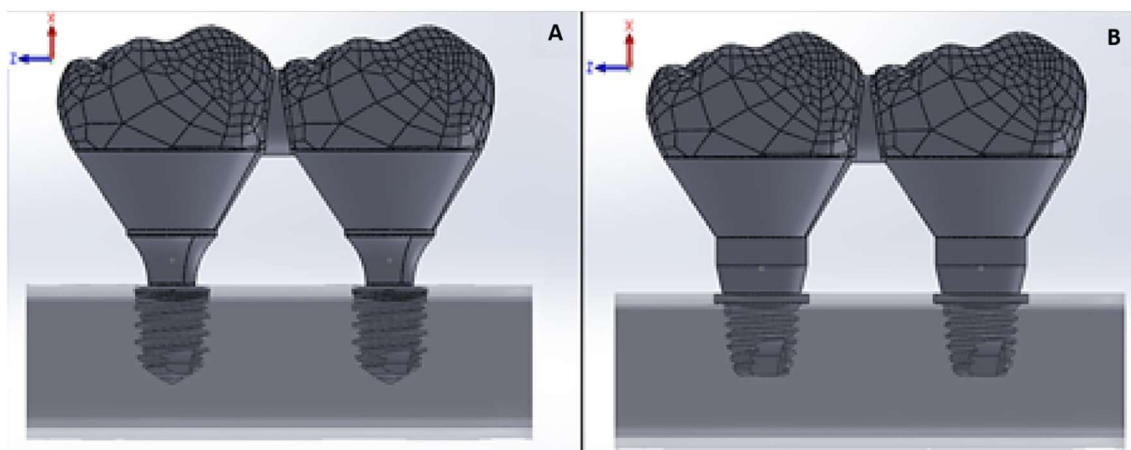


Figura 1. Modelos experimentais – A) Cone Morse Esplintado (CMES); B) Hexágono Externo Esplintado (HEES).

As montagens foram exportadas para o programa de análise matemática dos elementos finitos (AnsysWorkbench versão 14.0 Swanson Analysis Inc., Houston, EUA), onde uma análise biomecânica não-linear tridimensional para foi realizada. As propriedades biomecânicas dos implantes, pilares protéticos, parafusos protéticos, coroas e o tecido ósseo foram representados por modelos isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos (Tabela 1) (FUH et al., 2013; IPLIKÇIOGLU; AKÇA, 2002; KONG et al., 2016).

Para a análise foi gerada uma malha de elementos e nós em todos os modelos que foram submetidos a processo de refinamento e uma análise de convergência a 5 % foi realizada para confirmar sua precisão e garantir a comparação dos resultados. Após a análise de convergência, o valor do tamanho da malha foi definido em 0,2 mm. Os modelos apresentaram uma série de elementos cuja quantidade variou de 262.025 a 190.277 e um número de nós que variou de 449.535 a 327.912. As condições de contorno foram definidas mediante a fixação da distância nas superfícies externas mesial e distal do segmento ósseo em todas as direções dos eixos cartesianos (x, y e z).

Tabela 1. Propriedades mecânicas das estruturas que compõem os modelos.

Estrutura	Modulo de Young (E - Gpa)	Coefficiente de Poisson ()
Titânio (Implante, parafuso e pilar protético) *	100	0,35
Zircônia (coroa) [#]	210	0,31
Osso medular ^{&}	1,85	0,30
Osso Cortical *	13,7	0,30

*(IPLIKÇIOGLU; AKÇA, 2002) [#](FUH et al., 2013) [&](KONG et al., 2016)

O carregamento dos modelos foi caracterizado por uma carga de 365N aplicada perpendicularmente à cúspide distribuída em cinco pontos de contato oclusal com área de 5 mm² para cada coroa protética, correspondentes a uma oclusão fisiológica (HATTORI et al., 2009; TONIOLO et al., 2016) (Figura 2).

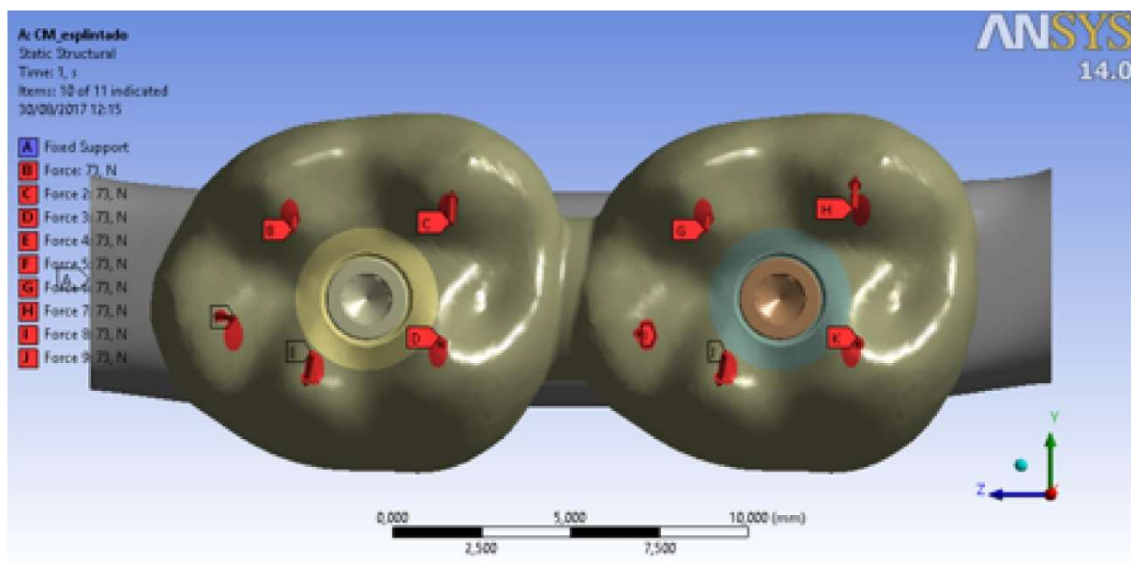


Figura 2. Carregamento dos modelos experimentais.

As regiões de contato não-linear foram definidas nas interfaces implante-tecido ósseo, implante-pilar protético e pilar protético-parafuso protético. A análise de contato assegurou a transferência da força e da deformação entre as diferentes estruturas. Os coeficientes de atrito estabelecidos foram de 0,3 para as interfaces titânio-titânio e zircônia-zircônia (ALKAN; SERTGOZ; EKICI, 2004), de 0,65 para a interface titânio- osso cortical (YU et al., 2005) e de 0,77 para a interface titânio-osso medular (GRANT et al., 2007).

Os resultados avaliados para esta metodologia são o campo de σ^{VM} para o implante, pilar protético e parafuso protético e, o campo de σ^{max} , σ^{min} , τ e ϵ^{max} para o tecido ósseo foram obtidos para a comparação numérica e codificada por cor entre os grupos de todos os modelos.

3.2. Metodologia para extensometria

Para simular a região posterior de mandíbula foi utilizado blocos de poliuretano (Nacional Ossos, Jaú, São Paulo, Brasil) e instalados dois implantes em cada corpo de prova de forma paralela entre si e com 11 mm de distância entre os implantes. Os corpos de prova foram construídos com base nos modelos virtuais (utilizados na metodologia de elementos finitos),

utilizando os mesmos implantes, pilares protéticos, parafuso e a coroa em mesma proporção. As coroas foram desenhadas e fresadas por meio de CAD-CAM em cobalto-cromo (Co-Cr) com a anatomia de primeiro e segundo molares inferiores, sendo todas coroas padronizadas. Para simulação de contatos oclusais um dispositivo de adaptação para o simulador de fadiga mecânica foi criado de acordo com anatomia oclusal das coroas.

Os corpos de prova foram divididos em dois grupos (n=10): Grupo Cone Morse e coroas esplintadas (CMES), grupo Hexágono externo e coroas esplintadas (HEES). Sendo as coroas parafusadas respeitando os torques recomendados pelo fabricante.

A superfície externa do modelo de poliuretano foi limpa com acetona e os extensômetros elétricos lineares – Strain Gauge (Excel Sensores, Taboão da Serra, São Paulo, Brasil) foram colados com cianocrilato líquido na superfície do poliuretano. Cada corpo de prova recebeu sete sensores, dois na região vestibular (V1 e V2), dois na lingual (L1 e L2), um na distal (D), um na mesial (M) e um entre os implantes (I) (figura 3).

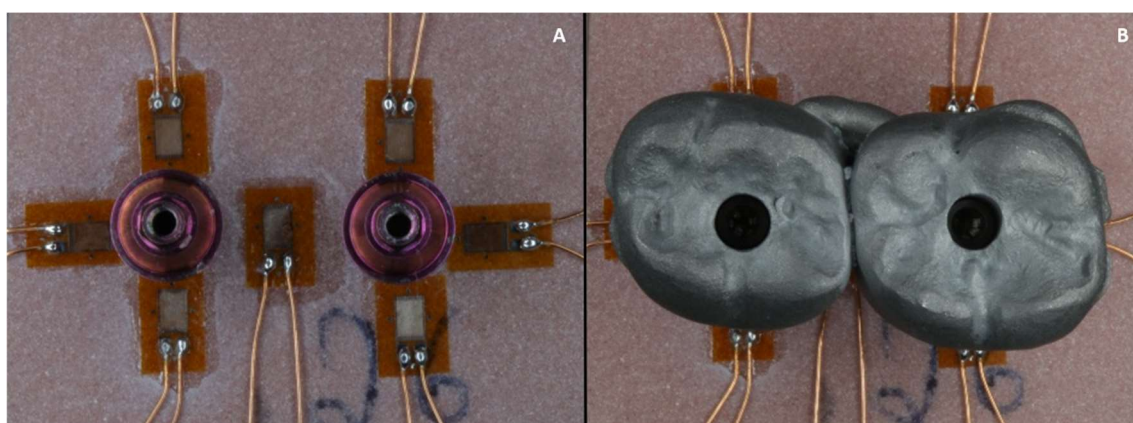


Figura 3. A) Colagem dos sensores; B) Posicionamento das coroas.

Cada Strain Gauge (Modelo: PA-06-060BG-350L) foi conectado por meio de solda a um canal do dispositivo de aquisição de dados (ADS2002 - Lynx Tecnologia eletrônica LTDA, São Paulo, São Paulo, Brasil). Para as leituras de deformação foi utilizado $\frac{1}{4}$ de ponte para leituras individuais e lineares sendo as amostras submetidas a uma carga de 120 N por meio de uma máquina simuladora de fadiga mecânica (Erios Equipamentos Eireli, São Paulo, Brasil) (Figura 4).

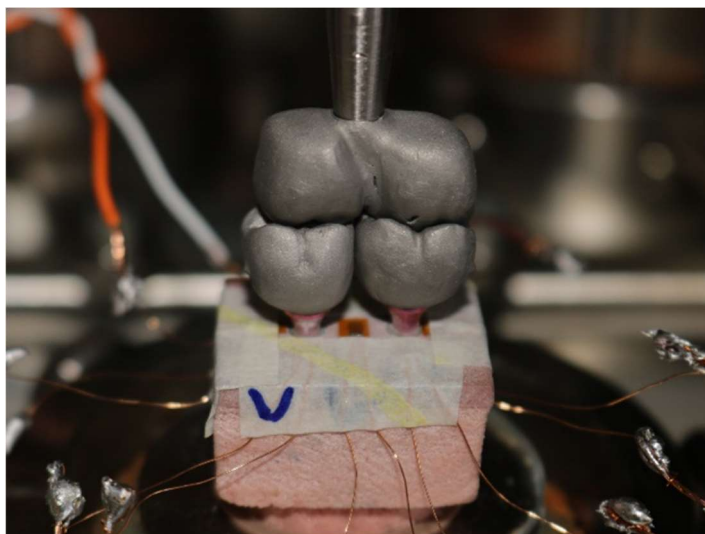


Figura 4. Força sendo aplicada por adaptação simulando os contatos oclusais.

As leituras foram registradas no software Lynx AqDados 7.2 (Lynx Tecnologia eletrônica Ltda, São Paulo, Brasil) e analisadas no Lynx AqD Analysis (Lynx Tecnologia eletrônica Ltda, São Paulo, Brasil). Sendo os valores registrados no terceiro toque da fadiga em mV (milivolt). Após seleção dos valores de deformação elétrica (DE), estes foram convertidos para deformação física (DF), através da fórmula:

$$DF = \frac{DE \times 4}{gage\ factor \times tens\~ao \times 1000}$$

Onde o gage fator é uma constante do strain gauge (2.15), a tensão que foi utilizada no equipamento de leitura (5V) e para converter de mV para V a DE foi dividida por 1000.

Os valores das deformações obtidos foram analisados com auxílio do teste estatístico t no programa de estatística SPSS 17 (Statistical Package for the Social Sciences – IBM Corporation, New York, EUA) com nível de significância de 5%.

4 ARTIGO

Influência da plataforma protética na distribuição de tensões em implantes extracurtos: *in silico e in vitro*

Resumo

O objetivo do estudo foi avaliar por meio de Elementos Finitos (FEA) e Extensometria o benefício biomecânico das conexões protéticas quanto à distribuição de tensões para o tecido ósseo periimplantar, implantes e componentes, quando utilizamos implantes extracurtos em regiões posteriores de mandíbula atrofica. Para avaliação por extensimetria foram confeccionados vinte corpos de prova e divididos em dois grupos: Grupo Cone Morse Esplintado (CMES) e Hexágono externo Esplintado (HEES), cada corpo constituído por dois implantes extracurtos de 5 x 4 mm fixados em um bloco de poliuretano. Sobre os implantes foram instaladas coroas protéticas parafusadas relativas ao primeiro e segundo molares com uma proporção coroa/implante de 2:1. Os corpos de prova foram submetidos a um carregamento de 120 N em uma máquina de fadiga mecânica, sendo registrados os valores da deformação sofrida no modelo de poliuretano através de extensômetros fixados na base do poliuretano. Para avaliação por FEA um modelo tridimensional foi criado simulando virtualmente a mesma situação, sendo os valores de deformação óssea cortical e medular registrados. Foi observado no FEA uma menor deformação no grupo CMES, 0.0095 μ s para o osso cortical e 0.028 μ s para o osso medular, e na extensometria o grupo CMES apresentou menores deformações no osso cortical, nas regiões distal, lingual e vestibular do implante correspondente ao primeiro molar (p 0,016, 0,028 e 0,028 respectivamente). Com isso concluímos que a plataforma Cone Morse favoreceu uma menor deformação óssea marginal e uma melhor uniformidade em distribuição de tensão para o componente protético quando utilizamos implantes extracurtos.

Introdução

A atrofia óssea, principalmente, em altura pode ser considerada um fator de risco e/ou limitador para o tratamento restaurador com implantes dentários, especialmente nas regiões posteriores de mandíbula e maxila, onde estão presentes estruturas anatômicas nobres, como o nervo alveolar inferior e o seio maxilar (Misch et. al., 2006; Rossi et. al. 2010), e são regiões submetidas a maiores forças mastigatórias (Koc D, Dogan A, Bek B, 2010).

As soluções terapêuticas para reabilitação de rebordos reabsorvidos, principalmente, mandíbulas posteriores limitam-se a procedimentos cirúrgicos como enxertia óssea (Song J-M, Lee J-Y, Kim Y-D 2014), lateralização de nervo mandibular (Suzuki et. al. 2012) e distração osteogênica (Chiapasco et. al. 2004), ou a instalação de implantes curtos e extracurtos (Mendonça et. al. 2014).

O tratamento de área posterior de mandíbula atrófica com implantes curtos, 6 a 8,5mm de comprimento, e extracurtos, implantes menores de 6mm de comprimento (Al-Johany *et al*, 2016), tem ganhado credibilidade, principalmente após a evolução dos tratamentos de superfície (Esposito et al 2016; Fabris et. al. 2018). Há uma maior taxa de sucesso de implantes curtos com superfícies tratadas quando comparados aos implantes lisos (Renouard e Nisand 2005).

Entretanto, os implantes extracurtos apresentam incertezas quanto ao seu comportamento biomecânico na manutenção da osseointegração e na estabilidade dos componentes protéticos. Visto que apresentam coroas protéticas mais longas, devido ao maior espaço entre os arcos maxilomandibulares (Blanes et. al. 2007) e com isso proporções coroa/implantes consideradas desfavoráveis para reabilitações sobre dentes. Associado a esse fator e a menor área de contato osso/implante devido ao comprimento reduzido, sugere-se um comportamento biomecânico de risco (Sanz e Naert, 2009).

Frente a esse aumento na concentração de tensão e ao desafio biomecânico maior podem ocorrer à sobrecarga oclusal ou provocando à soltura e/ou fratura de parafusos protéticos e reabsorções ósseas periimplantar, que em alguns casos podem levar à falha da osseointegração do implante (Blanes et. al. 2007; Rossi et. Al. 2010).

Com o intuito de reduzir o risco biomecânico e melhorar a dissipação das forças mastigatórias, a literatura sugere o uso de implantes com conexões protéticas cônicas, as quais apresentam mais estáveis (Caricasulo et al 2018), e a utilização de implantes com maior diâmetro e/ou a união do trabalho protético realizado (esplintagem das coroas) para aumentar a área de contato osso/implante (Ogawa et. al. 2010).

Com isso o objetivo do estudo foi avaliar por meio das metodologias de elementos finitos e extensometria o benefício biomecânico das conexões protéticas quanto à distribuição de tensões para o tecido ósseo periimplantar, implantes e componentes quando utilizamos implantes extracurtos.

Material e Métodos

- Metodologia para elementos finitos

Um segmento tridimensional da região posterior de uma mandíbula com atrofia óssea, parcialmente edêntula, foi construído virtualmente com base em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico (Sistema de Imagem 3D Cone Beam i-CAT; Imaging Sciences International, Hatfield, EUA). O segmento ósseo foi constituído pelo osso medular envolto por o cortical com uma espessura de 2 mm (MARKOVIC et al., 2015). Neste segmento ósseo duas montagens foram feitas simulando a presença de dois implantes extracurtos na região correspondente ao primeiro e segundo molar inferior, variando-se a conexão protética (Cone Morse - CM e Hexágono Externo - HE).

O desenho dos implantes foi desenvolvido a partir da geometria dos produtos com dimensões de 4x5mm (Sistema SIN de Implantes, São Paulo, Brasil) e com o espaçamento entre os centros de cada implante definido em 11mm para todos os grupos, de acordo com os estudos presentes na literatura (YILMAZ et al, 2011).

Sobre os implantes dentários, foram reproduzidos os pilares protéticos (SIN Sistema de Implantes, São Paulo, Brasil), os parafusos protéticos (SIN Sistema de Implantes, São Paulo, Brasil) e duas coroas protéticas esplintadas parafusadas com base de zircônia, possuindo, ambas, anatomia de um primeiro e segundo molar inferior. A proporção coroa/implante utilizada foi de 2:1. Com o auxílio do programa Solidworks 2016 (3D Tech-Solidworks, Waltham, EUA), os dois modelos experimentais foram separados através da combinação das plataformas de conexão (Figura 1).

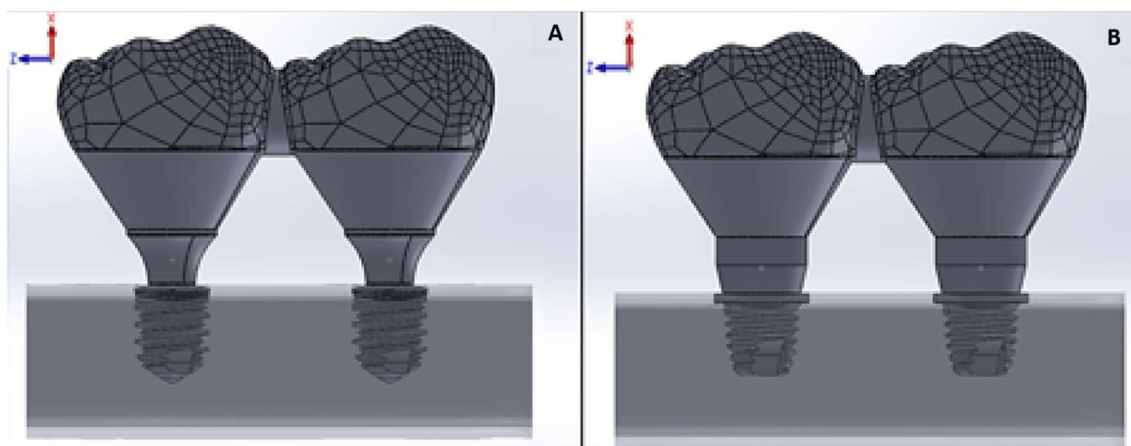


Figura 1. Modelos experimentais – A) Cone Morse Esplintado (CMES); B) Hexágono Externo Esplintado (HEES).

As montagens foram exportadas para o programa de análise matemática dos elementos finitos (AnsysWorkbench versão 14.0 Swanson Analysis Inc., Houston, EUA), onde uma

análise biomecânica não-linear tridimensional para foi realizada. As propriedades biomecânicas dos implantes, pilares protéticos, parafusos protéticos, coroas e o tecido ósseo foram representados por modelos isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos (Tabela 1) (FUH et al., 2013; IPLIKÇIOGLU; AKÇA, 2002; KONG et al., 2016).

Para a análise foi gerada uma malha de elementos e nós em todos os modelos que foram submetidos a processo de refinamento e uma análise de convergência a 5 % foi realizada para confirmar sua precisão e garantir a comparação dos resultados. Após a análise de convergência, o valor do tamanho da malha foi definido em 0,2 mm. Os modelos apresentaram uma série de elementos cuja quantidade variou de 262.025 a 190.277 e um número de nós que variou de 449.535 a 327.912. As condições de contorno foram definidas mediante a fixação da distância nas superfícies externas mesial e distal do segmento ósseo em todas as direções dos eixos cartesianos (x, y e z).

Tabela 1. Propriedades mecânicas das estruturas que compõem os modelos.

Estrutura	Modulo de Young (E - Gpa)	Coefficiente de Poisson ()
Titânio (Implante, parafuso e pilar protético) *	100	0,35
Zircônia (coroa) [#]	210	0,31
Osso medular ^{&}	1,85	0,30
Osso Cortical *	13,7	0,30

*(IPLIKÇIOGLU; AKÇA, 2002) [#](FUH et al., 2013) [&](KONG et al., 2016)

O carregamento dos modelos foi caracterizado por uma carga de 365N aplicada perpendicularmente à cúspide distribuída em cinco pontos de contato oclusal com área de 5 mm² para cada coroa protética, correspondentes a uma oclusão fisiológica (HATTORI et al., 2009; TONIOLO et al 2016) (Figura 2).

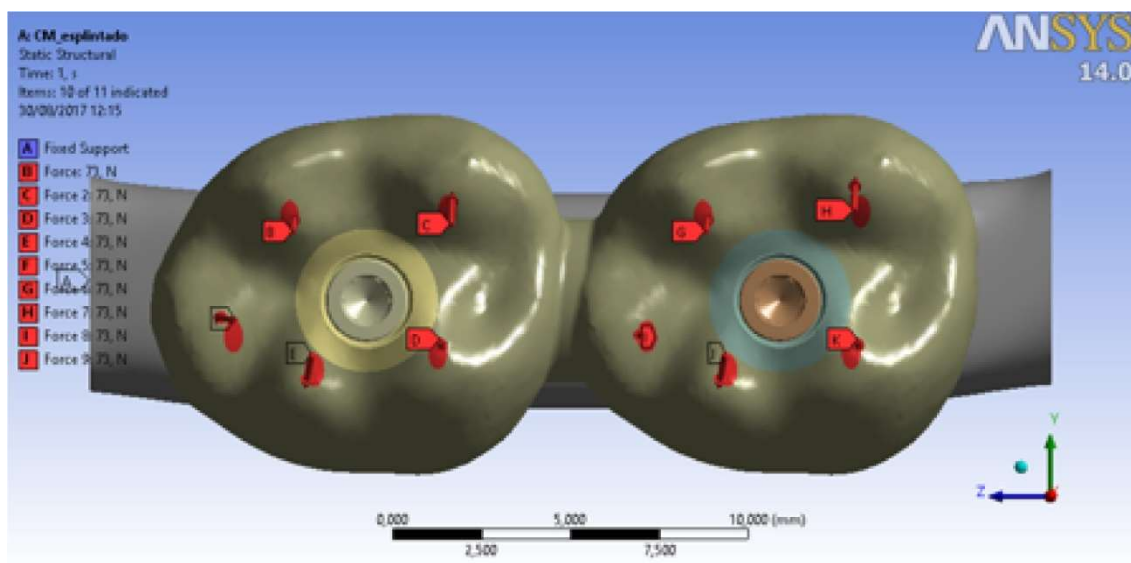


Figura 2. Carregamento dos modelos experimentais.

As regiões de contato não-linear foram definidas nas interfaces implante-tecido ósseo, implante-pilar protético e pilar protético-parafuso protético. A análise de contato assegurou a transferência da força e da deformação entre as diferentes estruturas. Os coeficientes de atrito estabelecidos foram de 0,3 para as interfaces titânio-titânio e zircônia-zircônia (ALKAN; SERTGOZ; EKICI, 2004), de 0,65 para a interface titânio- osso cortical (YU et al., 2005) e de 0,77 para a interface titânio-osso medular (GRANT et al., 2007).

Os resultados avaliados para esta metodologia são o campo de σ^{VM} para o implante, pilar protético e parafuso protético e, o campo de σ^{max} , σ^{min} , τ e ϵ^{max} para o tecido ósseo foram obtidos para a comparação numérica e codificada por cor entre os grupos de todos os modelos.

Metodologia para extensometria

Para simular a região posterior de mandíbula foi utilizado blocos de poliuretano (Nacional Ossos, Jaú, São Paulo, Brasil) e instalados dois implantes em cada corpo de prova de forma paralela entre si e com 11 mm de distância entre os implantes. Os corpos de prova foram construídos com base nos modelos virtuais (utilizados na metodologia de elementos finitos), utilizando os mesmos implantes, pilares protéticos, parafuso e a coroa em mesma proporção. As coroas foram desenhadas e fresadas por meio de CAD-CAM em cobalto-cromo (Co-Cr) com a anatomia de primeiro e segundo molares inferiores, sendo todas coroas padronizadas. Para simulação de contatos oclusais um dispositivo de adaptação para o simulador de fadiga mecânica foi criado de acordo com anatomia oclusal das coroas.

Os corpos de prova foram divididos em dois grupos (n=10): Grupo Cone Morse e coroas esplintadas (CMES), grupo Hexágono externo e coroas esplintadas (HEES). Sendo as coroas parafusadas respeitando os torques recomendados pelo fabricante.

A superfície externa do modelo de poliuretano foi limpa com acetona e os extensômetros elétricos lineares – Strain Gauge (Excel Sensores, Taboão da Serra, São Paulo, Brasil) foram colados com cianocrilato líquido na superfície do poliuretano. Cada corpo de prova recebeu sete sensores, dois na região vestibular (V1 e V2), dois na lingual (L1 e L2), um na distal (D), um na mesial (M) e um entre os implantes (I) (figura 3).

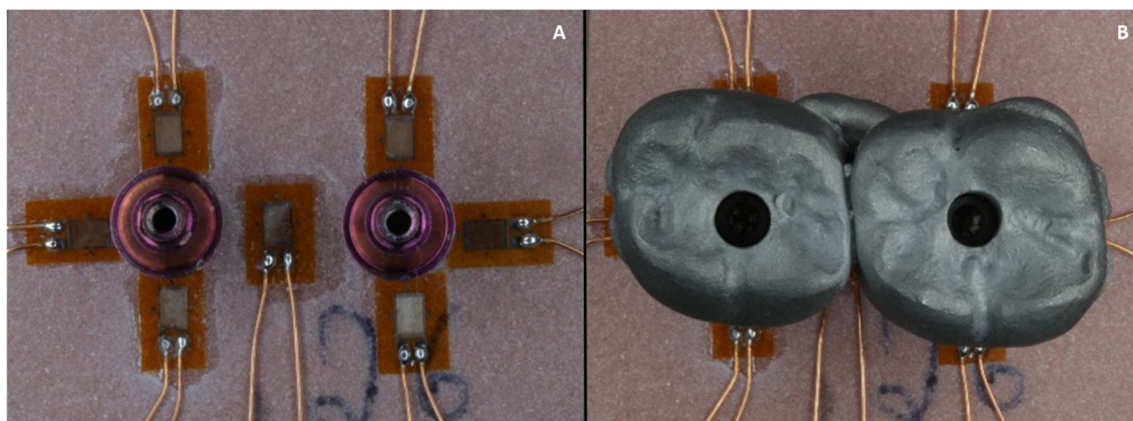


Figura 3. A) Colagem dos sensores; B) Posicionamento das coroas.

Cada Strain Gauge (Modelo: PA-06-060BG-350L) foi conectado por meio de solda a um canal do dispositivo de aquisição de dados (ADS2002 - Lynx Tecnologia eletrônica LTDA, São Paulo, São Paulo, Brasil). Para as leituras de deformação foi utilizado $\frac{1}{4}$ de ponte para leituras individuais e lineares sendo as amostras submetidas a uma carga de 120 N por meio de uma máquina simuladora de fadiga mecânica (Erios Equipamentos Eireli, São Paulo, Brasil) (Figura 4).

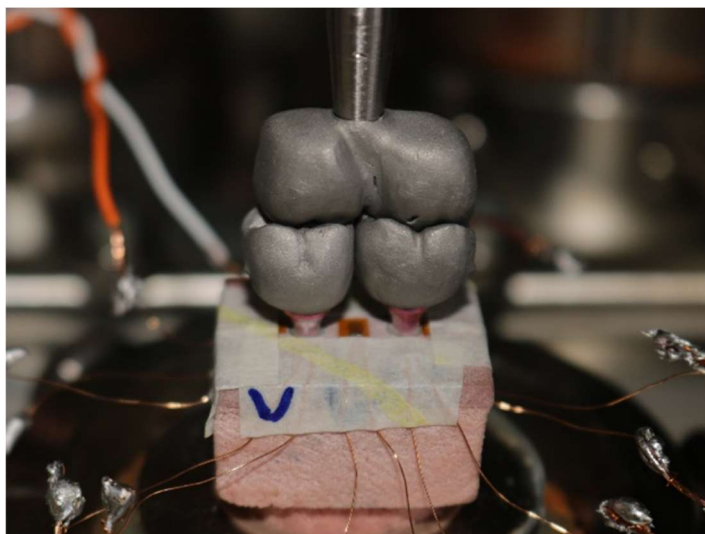


Figura 4. Força sendo aplicada por adaptação simulando os contatos oclusais.

As leituras foram registradas no software Lynx AqDados 7.2 (Lynx Tecnologia eletrônica Ltda, São Paulo, Brasil) e analisadas no Lynx AqD Analysis (Lynx Tecnologia eletrônica Ltda, São Paulo, Brasil). Sendo os valores registrados no terceiro toque da fadiga em mV (milivolt). Após seleção dos valores de deformação elétrica (DE), estes foram convertidos para deformação física (DF), através da formula:

$$DF = \frac{DE \times 4}{gage\ factor \times\ tensão \times 1000}$$

Onde o gage fator é uma constante do strain gauge (2.15), a tensão que foi utilizada no equipamento de leitura (5V) e para converter de mV para V a DE foi dividida por 1000.

Os valores das deformações obtidos foram analisados com auxílio do teste estatístico t no programa de estatística SPSS 17 (Statistical Package for the Social Sciences – IBM Corporation, New York, EUA) com nível de significância de 5%.

Resultados

É possível observar uma menor deformação no grupo CMES, 0.0095μs para o osso cortical e 0.028 μs para o osso medular, quando comparado com o HEES, 0.0053 μs e 0.023 μs para o osso cortical e medular respectivamente, como pode ser observado na figura 5.

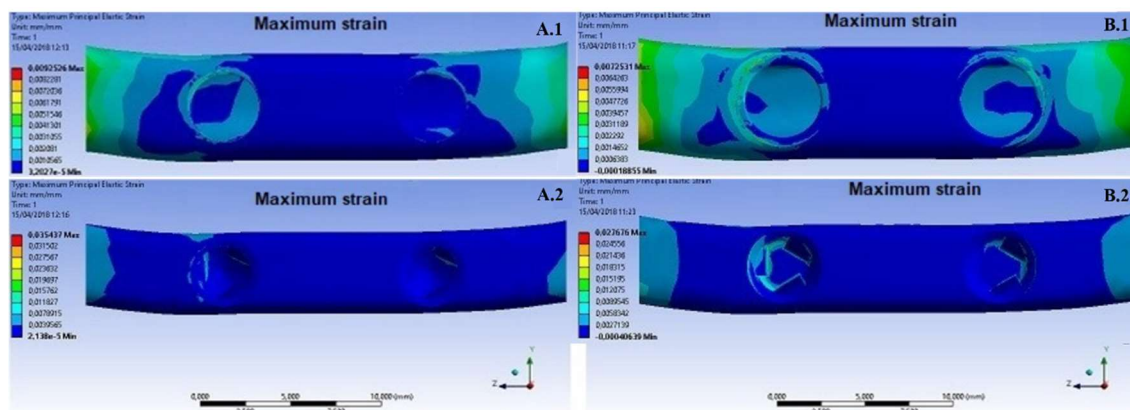
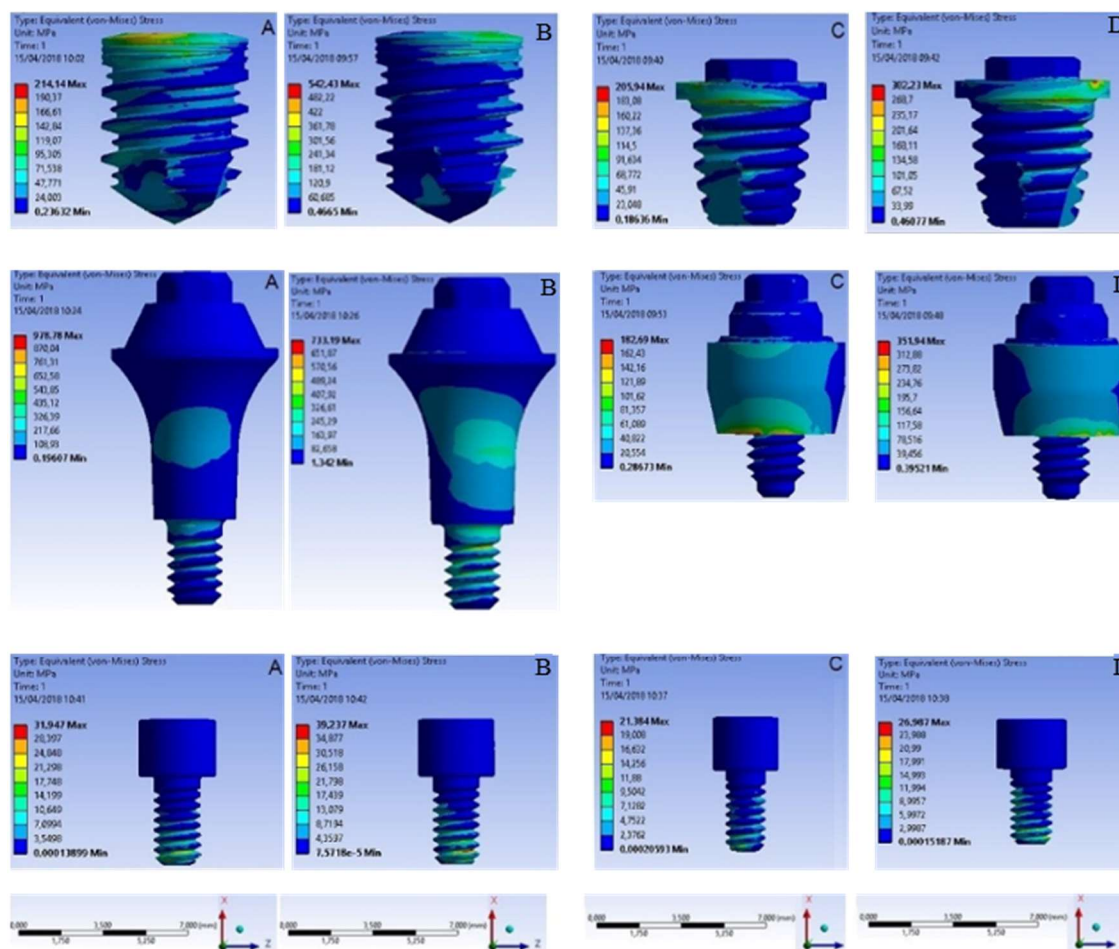


Figura 5. Deformação óssea cortical e medular - A.1) Deformação cortical CMES; A.2) Deformação medular CMES; B.1) Deformação cortical HEES; B.2) Deformação medular HEES.

Comparando os grupos em relação a distribuição de tensão nos implantes, componentes protéticos e parafusos protéticos é possível observar que houve uma maior concentração de tensão na região cervical dos implantes, principalmente nas primeiras roscas. Nos componentes protéticos do Grupo CMES ocorreu maior tensão na região de contato com o implante, e nos componentes do grupo HEES ocorreu na plataforma de contato com o implante. Nos parafusos protéticos dos dois grupos testados as tensões se concentraram nas roscas finais do parafuso (figura 6).



Figura

6. Distribuição de tensões no implante, pilar protético e parafuso protético - A) 1^o molar CMES; B) 2^o molar CMES; C) 1^o molar HEES; D) 2^o molar HEES.

A média dos valores e desvio padrão da deformação obtida por meio da extensometria em torno dos implantes para os grupos testados CMES e HEES são apresentados na Tabela 2.

O grupo CMES apresentou menores deformações no osso cortical, nas regiões distal, lingual e vestibular do implante correspondente ao primeiro molar (valores de p 0,016, 0,028 e 0,028 respectivamente).

Quando observados as forças de tração e compressão óssea a região entre os implantes (interproximal) apresentou uma maior uniformidade nessas forças, sendo 80% delas de compressão. E estatisticamente significativa também entre os grupos (p 0,005).

Tabela 2. Média e desvio padrão de deformação óssea obtida pelos Strain Gauge.

Regiões	Group Strain (μ s)	
	CMES	HEES
DISTAL	2,02(1,304) a	4,71(2,921) b
VESTIBULAR 1	1,41(0,690) a	3,58(2,781) b
VESTIBULAR 2	3,28(1,489) a	4,49(2,690) a
INTERPROXIMAL	4,47(2,594) a	8,37(2,896) b
LINGUAL 1	2,50(1,073) a	2,16(1,426) a
LINGUAL 2	1,20(0,745) a	3,74(2,084) a
MESIAL	2,49(1,653) a	3,25(1,160) a

* Letras diferentes na mesma linha indicam significância estatística ($p < 0,05$)

Discussão

As conexões protéticas cônicas são estáveis e responsáveis por um melhor desempenho de selagem e estabilidade da interface implante-pilar (CARICASULO 2018), além da estabilidade do nível gengival periimplantar (canullo 2018).

Os resultados do presente estudo demonstraram que o uso de conexões cônicas (CM) proporcionam uma melhor uniformização na distribuição de tensões, e menores valores de deformação óssea quando comparado com conexão hexágono externo. Sendo que todos os resultados obtidos no Elementos finitos e extensometria foram em condições que simulam uma oclusão.

Em estudos anteriores foram observados os mesmos resultados com FEA, a esplintagem das coroas protéticas sobre implantes curto cone morse resultam numa diminuição de tensão no osso circundante (Toniollo et al., 2017).

Em ambos os testes observou que a região entre os implantes teve atuação de força compressiva, sendo significantes os resultados e o grupo CMES apresentando menores valores de deformação óssea cortical, o que resultaria em menor fator de reabsorção óssea marginal nesse grupo.

No grupo HEES, no FEA foi observado um pico de deformação na união do pilar protético com o implante, e conseqüentemente na região cortical óssea. Outros estudos observaram também que a plataforma hexágono externo possui pico de tensão de cisalhamento na interface dentre o implante e componente (huseen et al). Podemos considerar que essa concentração de força próximo a crista óssea marginal pode indicar assim uma possível relação entre picos de tensão com área de reabsorção óssea marginal. Todavia essa perda óssea marginal também pode ser ocasionada por fatores biológicos (caricasulo et al. 2018).

No presente estudo a proporção coroa-implante utilizada foi de 2:1, estudos avaliaram a influência da proporção coroa-implante em implantes curtos CM e HE e concluíram que implantes de plataformas cônicas com proporção 2:1 apresentam valores de tensão mais elevados (Sotto Maior et al., 2015), o que não observamos em nossos resultados.

Não há diferença estatisticamente significativa quando comparado a sobrevida de implantes extracurtos com implantes longos (Papaspnyridakos et al 2018). Assim como, não há diferença na remodelação óssea marginal e complicações protéticas entre as coroas unitárias e esplintadas, porém as coroas esplintadas foram responsáveis pela diminuição nas falhas do implante (De Souza Batista et. al. 2018), porém a união de implantes contíguos pode dificultar a higienização e provocar complicações biológicas como periimplantites (Ogawa et. al. 2010).

A critério de comparação metodológico todos os implantes foram posicionados no nível ósseo, simulando uma mesma situação, porem numa situação clinica a qual o implante CM seria instalado com uma profundidade de 1 a 2 mm da crista óssea, e seu comportamento biomecânico para distribuições de forças poderia ser beneficiado (caricasulo et al. 2018), visto que a região de maior deformação está mais afastada da crista óssea marginal, na interface implante/pilar protético, porem seriam necessários mais estudos para o completo entendimento da biomecânica envolvendo os implantes extracurtos e suas conexões protéticas.

Conclusão

Com o presente estudo podemos concluir que a plataforma Cone Morse favoreceu uma menor deformação óssea marginal e uma melhor uniformidade em distribuição de tensão para os componentes protético quando utilizamos implantes extracurtos.

Lista de tabelas

Tabela 1. Propriedades mecânicas das estruturas que compõem os modelos.

Estrutura	Modulo de Young (E - Gpa)	Coefficiente de Poisson ()
Titânio (Implante, parafuso e pilar protético) *	100	0,35
Zircônia (coroa) [#]	210	0,31
Osso medular ^{&}	1,85	0,30
Osso Cortical *	13,7	0,30

*(IPLIKÇIOGLU; AKÇA, 2002) [#](FUH et al., 2013) [&](KONG et al., 2016)

Tabela 2. Média e desvio padrão de deformação óssea obtida pelos Strain Gauge.

Regiões	Group Strain (μ s)	
	CMES	HEES
DISTAL	2,02(1,304) a	4,71(2,921) b
VESTIBULAR 1	1,41(0,690) a	3,58(2,781) b
VESTIBULAR 2	3,28(1,489) a	4,49(2,690) a
INTERPROXIMAL	4,47(2,594) a	8,37(2,896) b
LINGUAL 1	2,50(1,073) a	2,16(1,426) a
LINGUAL 2	1,20(0,745) a	3,74(2,084) a
MESIAL	2,49(1,653) a	3,25(1,160) a

* Letras diferentes na mesma linha indicam significância estatística ($p < 0,05$)

Lista de Figuras

Figura 1. Modelos experimentais – A) Cone Morse Esplintado (CMES); B) Hexágono Externo Esplintado (HEES).

Figura 2. Carregamento dos modelos experimentais.

Figura 3. A) Colagem dos sensores; B) Posicionamento das coroas.

Figura 4. Força sendo aplicada por adaptação simulando os contatos oclusais.

Figura 5. Deformação óssea cortical e medular - A.1) Deformação cortical CMES; A.2) Deformação medular CMES; B.1) Deformação cortical HEES; B.2) Deformação medular HEES.

Figura 6. Distribuição de tensões no implante, pilar protético e parafuso protético - A) 1º molar CMES; B) 2º molar CMES; C) 1º molar HEES; D) 2º molar HEES.

Referências:

- 1- Misch CE, Steignga J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. J Periodontol. 2006 Aug;77(8):1340–7.
- 2- Rossi F, Ricci E, Marchetti C, Lang NP, Botticelli D. Early loading of single crowns supported by 6-mm-long implants with a moderately rough surface: a prospective 2-year follow-up cohort study. Clin Oral Implants Res. 2010 Sep;21(9):937–43.
- 3- Kok, D.; Dogan, A.; Bek, B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. Eur J Dent. 2010 Apr, v. 4, n. 2, p. 223-32.

- 4- Song J-M, Lee J-Y, Kim Y-D. CBCT morphologic analysis of edentulous posterior mandible for mandibular body bone graft. *J Oral Implantol*. 2014 Jan, 41(4), 477–482.
- 5- Suzuki D, Bassi APF, Lee HJ, Alcântara PR, de Sartori IM, Luvizuto ER, et al. Inferior alveolar nerve lateralization and implant placement in atrophic posterior mandible. *J Craniofac Surg*. 2012 Jul;23(4):347–9.
- 6- Chiapasco M, Romeo E, Casentini P, Rimondini L. Alveolar distraction osteogenesis vs. vertical guided bone regeneration for the correction of vertically deficient edentulous ridges: a 1-3-year prospective study on humans. *Clin Oral Implants Res*. 2004 Feb;15(1):82–95.
- 7- Mendonça JA, Francischone CE, Senna PM, Matos de Oliveira AE, Sotto-Maior BS. A Retrospective Evaluation of the Survival Rates of Splinted and Nonsplinted Short Dental Implants in Posterior Partially Edentulous Jaws. *J Periodontol* 2014 Jun;85(6):787-94.
- 8- Al-Johany SS, Al Amri MD, Alsaeed S, Alalola B. Dental Implant Length and Diameter: A Proposed Classification Scheme. *J Prosthodont*. 2017, 26(3):252-260.
- 9- Esposito et al. Four mm-long versus longer implants in augmented bone in atrophic posterior jaws: 4-month post-loading results from a multicentre randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2016, 9(4):393-409.
- 10- Fabris, V., Manfro, R., Reginato, V., & Bacchi, A. Rehabilitation of a Severely Resorbed Posterior Mandible with 4-mm Extra-Short Implants and Guided Bone Regeneration: Case Report with 3-year Follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018, 33(5):147–150.
- 11- Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005, (1):104–10.
- 12- Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clin Oral Implants Res*. 2007, 18(6):707–14.
- 13- Sanz M, Naert I. Biomechanics/risk management (Working Group 2). *Clin Oral Implants Res*. 2009, 20(4):107–11.
- 14- Caricasulo, R., Malchiodi, L., Ghensi, P., Fantozzi, G., & Cucchi, A. The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018, 20(4):653–664.
- 15- Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, et al. Effect of tilted and short distal implants on axial forces and bending moments in implants supporting fixed dental prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2010, 23(6):566-73.

- 16- Markovic, A. et al. A 1-Year prospective clinical and radiographic study of early-loaded bone level implants in the posterior maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015 Oct, v. 17, n. 5, p. 1004-13.
- 17- Yilmaz, B. et al. Comparison of strains for splinted and nonsplinted screw-retained prostheses on short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011, v. 26, n. 6.
- 18- Fuh LJ, Hsu JT, Huang HL, Chen MY, Shen YW. Biomechanical investigation of thread designs and interface conditions of zirconia and titanium dental implants with bone: three-dimensional numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:e64-71.
- 19- Iplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30:41-6.
- 20- Kong YS, Park JW, Choi DJ. FEA model analysis of the effects of the stress distribution of saddle-type implants on the alveolar bone and the structural/physical stability of implants. *Maxillofac Plast Reconstr Surg* 2016;38:9.
- 21- Hattori Y, Satoh C, Kunieda T, Endoh R, Hisamatsu H, Watanabe M. Bite forces and their resultants during forceful intercuspal clenching in humans. *J Biomech* 2009;42:1533-8.
- 22- Toniollo MB, Macedo AP, Pupim D, Zapparolli D, de Mattos Mda G. Three-Dimensional Finite Element Analysis Surface Stress Distribution on Regular and Short Morse Taper Implants Generated by Splinted and Nonsplinted Prostheses in the Rehabilitation of Various Bony Ridges. *J Craniofac Surg*. 2016;27:e276-80.
- 23- Alkan I, Sertgoz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*. 2004;91:319-25.
- 24- Yu H, Cai Z, Zhou Z, Zhu M. Fretting behavior of cortical bone against titanium and its alloy. *Wear*. 2005;259:910-8.
- 25- Grant J, Bishop N, Götzen N, Sprecher C, Honl M, Morlock M. Artificial composite bone as a model of human trabecular bone: the implant–bone interface. *J Biomech* 2007;40:1158-64.
- 26- Canullo L, et al. Marginal soft tissue stability around conical abutments inserted with the one abutment-one time protocol after 5 years of prosthetic loading. *Clin Oral Implant Dent Relat Res*. 2018, 20: 976-982.
- 27- Hansson S. A conical implant–abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14:286-93.

- 28- Sotto-Maior BS, Senna PM, da Silva-Neto JP, de Arruda Nobilo MA, Del Bel Cury AA. Influence of crown-to-implant ratio on stress around single short-wide implants: a photoelastic stress analysis. *J Prosthodont*. 2015;24:52-6.
- 29- Papaspyridakos P, De Souza A, Vazouras K, Gholami H, Pagni S, Weber H-P. Survival rates of short dental implants (≤ 6 mm) compared with implants longer than 6 mm in posterior jaw areas: A meta-analysis. *Clin Oral Impl Res*. 2018, 29(16):8–20.
- 30- De Souza Batista et. Al. Should the restoration of adjacent implants be splinted or nonsplinted? A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018, 29(18):30232-4.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

As conexões protéticas cônicas são estáveis e responsáveis por um melhor desempenho de selagem e estabilidade da interface implante-pilar (CARICASULO et al., 2018), além da estabilidade do nível gengival periimplantar (CANULLO et al., 2018).

Os resultados do presente estudo demonstraram que o uso de conexões cônicas (CM) proporcionam uma melhor uniformização na distribuição de tensões, e menores valores de deformação óssea quando comparado com conexão hexágono externo. Sendo que todos os resultados obtidos no Elementos finitos e extensometria foram em condições que simulam uma oclusão.

Em estudos anteriores foram observados os mesmos resultados com FEA, a esplintagem das coroas protéticas sobre implantes curto cone morse resultam numa diminuição de tensão no osso circundante (TONIOLLO et al., 2017).

Em ambos os testes observou que a região entre os implantes teve atuação de força compressiva, sendo significantes os resultados e o grupo CMES apresentando menores valores de deformação óssea cortical, o que resultaria em menor fator de reabsorção óssea marginal nesse grupo.

No grupo HEES, no FEA foi observado um pico de deformação na união do pilar protético com o implante, e conseqüentemente na região cortical óssea. Outros estudos observaram também que a plataforma hexágono externo possui pico de tensão de cisalhamento na interface dentre o implante e componente (HANSSON et al., 2003). Podemos considerar que essa concentração de força próximo a crista óssea marginal pode indicar assim uma possível relação entre picos de tensão com área de reabsorção óssea marginal. Todavia essa perda óssea marginal também pode ser ocasionada por fatores biológicos (CARICASULO et al., 2018).

No presente estudo a proporção coroa-implante utilizada foi de 2:1, estudos avaliaram a influência da proporção coroa-implante em implantes curtos CM e HE e concluíram que implantes de plataformas cônicas com proporção 2:1 apresentam valores de tensão mais elevados (SOTTO MAIOR et al., 2015), o que não observamos em nossos resultados.

Não há diferença estatisticamente significativa quando comparado a sobrevida de implantes extracurtos com implantes longos (PAPASPYRIDAKOS et al., 2018). Assim como, não há diferença na remodelação óssea marginal e complicações protéticas entre as coroas unitárias e esplintadas, porém as coroas esplintadas foram responsáveis pela diminuição nas falhas do implante (DE SOUZA BATISTA et al., 2018), porém a união de implantes contíguos

pode dificultar a higienização e provocar complicações biológicas como periimplantites (OGAWA et al., 2010).

A critério de comparação metodológico todos os implantes foram posicionados no nível ósseo, simulando uma mesma situação, porém numa situação clínica a qual o implante CM seria instalado com uma profundidade de 1 a 2 mm da crista óssea, e seu comportamento biomecânico para distribuições de forças poderia ser beneficiado (CARICASULO et al., 2018), visto que a região de maior deformação está mais afastada da crista óssea marginal, na interface implante/pilar protético, porém seriam necessários mais estudos para o completo entendimento da biomecânica envolvendo os implantes extracurtos e suas conexões protéticas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AL-JOHANY, S. S. et al. Dental Implant Length and Diameter: A Proposed Classification Scheme. *J Prosthodont*, v. 26, n.3, p. 252-260, Apr 2017.

ALKAN, I.; SERTGOZ, A.; EKICI, B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*, v. 91, n. 4, p. 319-25, Apr 2004.

BLANES, R. J. et al. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clin Oral Implants Res*, v. 18, n. 6, p. 707-14, Dec 2007.

CANULLO et al. Marginal soft tissue stability around conical abutments inserted with the one abutment-one time protocol after 5 years of prosthetic loading. *Clin Oral Implant Dent Relat Res*. 20: 976-982, 2018.

CARICASULO et al. The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 20(4):653–664, 2018.

CHIAPSCO et al. Alveolar distraction osteogenesis vs. vertical guided bone regeneration for the correction of vertically deficient edentulous ridges: a 1-3-year prospective study on humans. *Clin Oral Implants Res*. 15(1):82–95, Feb 2004.

DE SOUZA BATISTA et. Al. Should the restoration of adjacent implants be splinted or nonsplinted? A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 29(18):30232-4, 2018.

ESPOSITO et al. Four mm-long versus longer implants in augmented bone in atrophic posterior jaws: 4-month post-loading results from a multicentre randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 9(4):393-409, 2016.

FABRIS et al. Rehabilitation of a Severely Resorbed Posterior Mandible with 4-mm Extra-Short Implants and Guided Bone Regeneration: Case Report with 3-year Follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 33(5):147–150, 2018.

FUH, L. J. et al. Biomechanical investigation of thread designs and interface conditions of zirconia and titanium dental implants with bone: three-dimensional numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 28, n. 2, p. e64-71, Mar-Apr 2013.

GRANT, J. et al. Artificial composite bone as a model of human trabecular bone: the implant–bone interface. *Journal of biomechanics*, v. 40, n. 5, p. 1158-1164, 2007.

HANSSON et al. A conical implant–abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. *Clin Oral Implants Res*. 14:286-93, 2003.

HATTORI et al. Bite forces and their resultants during forceful intercuspal clenching in humans. *J Biomech*. 42:1533-8, 2009.

IPLIKÇIOĞLU H, AKÇA K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent*. 30:41-6, 2002.

KOK, D.; DOĞAN, A.; BEK, B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *Eur J Dent*. v. 4, n. 2, p. 223-32, Apr 2010.

KONG, Y. S.; PARK, J. W.; CHOI, D. J. FEA model analysis of the effects of the stress distribution of saddle-type implants on the alveolar bone and the structural/physical stability of implants. *Maxillofac Plast Reconstr Surg*, v. 38, n. 1, p. 9, Dec 2016.

MARKOVIC et al. A 1-Year prospective clinical and radiographic study of early-loaded bone level implants in the posterior maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res*. v. 17, n. 5, p. 1004-13, Oct 2015.

MENDONÇA, J. A. et al. A retrospective evaluation of the survival rates of splinted and non-splinted short dental implants in posterior partially edentulous jaws. *J Periodontol*, v. 85, n. 6, p. 787-94, Jun 2014.

MISCH, C. E. et al. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol*, v. 77, n. 8, p. 1340-7, Aug 2006.

OGAWA, T. et al. Effect of tilted and short distal implants on axial forces and bending moments in implants supporting fixed dental prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont*, v. 23, n. 6, p. 566-73, Nov-Dec 2010.

PAPASPYRIDAKOS et al. Survival rates of short dental implants (≤ 6 mm) compared with implants longer than 6 mm in posterior jaw areas: A meta-analysis. *Clin Oral Impl Res*. 29(16):8–20, 2018.

RENOUARD, F.; NISAND, D. Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*, v. 7 Suppl 1, p. S104-10, 2005.

ROSSI, F. et al. Early loading of single crowns supported by 6-mm-long implants with a moderately rough surface: a prospective 2-year follow-up cohort study. *Clin Oral Implants Res*, v. 21, n. 9, p. 937-43, Sep 2010.

SANZ, M.; NAERT, I. Biomechanics/risk management (Working Group 2). *Clin Oral Implants Res*, v. 20 Suppl 4, p. 107-11, Sep 2009. SONG, J. M.; LEE, J. Y.; KIM, Y. D. CBCT Morphologic Analysis of Edentulous Posterior Mandible for Mandibular Body Bone Graft. *J Oral Implantol*, v. 41, n. 4, p. 477-82, Aug 2015.

SOTTO-MAIOR, B. S. et al. Influence of crown-to-implant ratio on stress around single short-wide implants: a photoelastic stress analysis. *J Prosthodont*, v. 24, n. 1, p. 52-6, Jan 2015.

SUZUKI, D. et al. Inferior alveolar nerve lateralization and implant placement in atrophic posterior mandible. *J Craniofac Surg*, v. 23, n. 4, p. e347-9, Jul 2012.

TONIOLLO, M. B. et al. Three-Dimensional Finite Element Analysis Surface Stress Distribution on Regular and Short Morse Taper Implants Generated by Splinted and Nonsplinted Prostheses in the Rehabilitation of Various Bony Ridges. *J Craniofac Surg*, v. 27, n. 3, p. e276-80, May 2016.

YILMAZ, B. et al. Comparison of strains for splinted and nonsplinted screw-retained prostheses on short implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v. 26, n. 6, 2011.

YU, H. et al. Fretting behavior of cortical bone against titanium and its alloy. *Wear*, v. 259, n. 7, p. 910-918, 2005.

ANEXO A

NORMAS BOR



ISSN 1807-3107 versão
online

INSTRUÇÕES AOS AUTORES

- Missão, escopo e política de submissão
- Apresentação do manuscrito
- Características e formatação dos tipos de manuscritos
- Termo de transferência de direitos autorais e declarações de responsabilidade
- Custo para publicação
- Exemplos de referências

MISSÃO, ESCOPO E POLÍTICA DE SUBMISSÃO

A *Brazilian Oral Research* - BOR (versão online ISSN 1807-3107) é a publicação oficial da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica - SBPqO (Divisão brasileira da *International Association for Dental Research* - IADR). A revista tem classificação B1 Qualis Capes (Odontologia), Fator de Impacto™ 0,937 (Institute for Scientific Information - ISI), é revisada por pares (sistema duplo-cego) e tem como missão disseminar e promover o intercâmbio de informações sobre as diversas áreas da pesquisa odontológica e com acesso aberto, modalidade dourada, sem embargo.

A **BOR** convida à submissão os seguintes tipos de artigos originais e de revisão, nas seguintes tipologias: Pesquisa Original (artigo completo ou *Short Communication*), Revisão Crítica da Literatura, Revisão Sistemática (e Meta-Análise), além de Cartas ao Editor. Todas as submissões deverão ser exclusivas à **BOR**.

A submissão dos manuscritos, e de toda documentação relacionada, deve ser realizada exclusivamente pelo ScholarOne Manuscripts™, através do link de submissão online (<http://mc04.manuscriptcentral.com/bor-scielo>).

O processo de avaliação do conteúdo científico do manuscrito será iniciado somente após o atendimento dos requisitos descritos nestas Instruções aos Autores. O manuscrito em desacordo com estes requisitos será devolvido ao autor de correspondência para adequações.

Importante: Após ser aceito por seu mérito científico, todo manuscrito deverá ser submetido a uma revisão gramatical e estilística do idioma inglês. Para conhecer as empresas recomendadas, entre em contato com bor@sbpqo.org.br. Os autores deverão encaminhar o texto revisado juntamente com o certificado de revisão fornecido pela empresa de edição escolhida. **Não serão aceitas revisões linguísticas realizadas por empresas que não forneçam o certificado.** Exceção a esta regra é feita quando o autor de correspondência é *native English speaker*.

APRESENTAÇÃO DO MANUSCRITO

O texto do manuscrito deverá estar redigido em inglês e fornecido em arquivo digital compatível com o programa "Microsoft Word" (em formato DOC, DOCX ou RTF).

Cada uma das figuras (inclusive as que compõem esquemas/combos) deverá ser fornecida em arquivo individual e separado, conforme as recomendações descritas em tópico específico.

Fotografias, micrografias e radiografias deverão ser fornecidas em formato TIFF, conforme as recomendações descritas em tópico específico.

Gráficos, desenhos, esquemas e demais ilustrações vetoriais deverão ser fornecidos em formato PDF, em arquivo individual e separado, conforme as recomendações descritas em tópico específico.

Arquivos de vídeo poderão ser submetidos, respeitando as demais especificidades, inclusive o anonimato dos autores (para fins de avaliação) e respeito aos direitos dos pacientes.

Importante: o ScholarOne™ permite que o conjunto dos arquivos somem no máximo 10 MB. No caso de a inclusão do arquivo de vídeo acarretar em tamanho superior, é possível informar o link de acesso ao vídeo. Na reprodução de documentação clínica, o uso de iniciais, nomes e/ou números de registro de pacientes são proibidos. A identificação de pacientes não é permitida. Um termo de consentimento esclarecido, assinado pelo paciente, quanto ao uso de sua imagem deverá ser fornecido pelo(s) autor(es) quando solicitado pela **BOR**. Ao reproduzir no manuscrito algum material previamente publicado (incluindo textos, gráficos, tabelas, figuras ou quaisquer outros materiais), a

legislação cabível de Direitos Autorais deverá ser respeitada e a fonte citada.

As seções do manuscrito devem ser apresentadas observando-se as características específicas de cada tipo de manuscrito: folha de rosto (*Title Page*), introdução, metodologia, resultados, discussão, conclusão, agradecimentos e referências.

Folha de rosto (*Title Page*; dados obrigatórios)

- Indicação da especialidade*, ou área de pesquisa, enfocada no manuscrito.

*Anatomia; Biologia Craniofacial; Biologia Pulpar; Bioquímica; Cariologia; Ciências do Comportamento; Cirurgia Bucomaxilo; Controle de Infecção; Dentística; Disfunção Temporomandibular; Estomatologia; Farmacologia; Fisiologia; Imaginologia; Implantodontia - Clínica Cirúrgica; Implantodontia - Clínica Protética; Implantodontia Básica e Biomateriais; Imunologia; Materiais Dentários; Microbiologia; Oclusão; Odontogeriatrics; Odontologia Legal; Odontologia Social; Odontopediatria; Ortodontia; Ortopedia; Patologia Oral; Periodontia; Prótese; Saúde Coletiva; Terapia Endodôntica.

- Título informativo e conciso, limitado a um máximo de 110 caracteres incluindo espaços.
- Nomes completos e por extenso de todos os autores, incluindo os respectivos números de telefone e endereços eletrônicos (email).
Recomenda-se aos autores confrontar seus nomes anotados na Folha de Rosto (*Title Page*) com o perfil criado no ScholarOne™, de modo a evitar incompatibilidades.
- A participação de cada um dos autores deverá ser justificada por escrito em folha separada, observando-se os critérios de autoria e co-autoria adotados pelo *International Committee of Medical Journal Editors*, disponíveis em <http://www.icmje.org/recommendations/browse/roles-and-responsibilities/defining-the-role-of-authors-and-contributors.html>
- Dados de afiliação institucional/profissional de todos os autores, incluindo universidade (ou outra instituição), faculdade/curso, departamento, cidade, estado e país, apresentados de acordo com as normas internas de citação estabelecidas pela instituição de cada um dos autores. Verificar se as afiliações foram inseridas corretamente no ScholarOne™.

Resumo: deve ser apresentado na forma de um parágrafo único estruturado (mas sem sub-divisões em seções), contendo proposição do trabalho, metodologia, resultados e conclusões. No Sistema, utilizar a ferramenta *Special characters* para caracteres especiais, se aplicável.

Descritores: devem ser fornecidos de 3 (três) a 5 (cinco) descritores principais, escolhidos dentre os descritores cadastrados em <http://decs.bvs.br/> ou <http://www.nlm.nih.gov/mesh/MBrowser.html> (não serão aceitos sinônimos).

Texto Principal

Introdução: deve apresentar o estado da arte do assunto pesquisado, a relevância do estudo e sua relação com outros trabalhos publicados na mesma linha de pesquisa ou área, identificando suas limitações e possíveis vieses. O objetivo do estudo deve ser apresentado concisamente ao final dessa seção.

Metodologia: devem ser fornecidas todas as características do material pertinente ao assunto da pesquisa (ex.: amostras de tecido, sujeitos da pesquisa). Os métodos experimentais, analíticos e estatísticos devem ser descritos de forma concisa, porém suficientemente detalhada para permitir que outros possam repetir o trabalho. Os dados de fabricantes ou fornecedores de produtos, equipamentos, ou softwares devem ser explicitados na primeira menção feita nesta seção, como segue: nome do fabricante, cidade e país. Os programas de computador e métodos estatísticos também devem ser especificados. A menos que o objetivo do trabalho seja comparar produtos ou sistemas específicos, os nomes comerciais de técnicas, bem como de produtos ou equipamentos científicos ou clínicos só devem ser citados nas seções de "Metodologia" e "Agradecimentos", de acordo com o caso. No restante do manuscrito, inclusive no título, devem ser utilizados os nomes genéricos. Nos manuscritos que envolvam radiografias, microrradiografias ou imagens de MEV, devem ser incluídas as seguintes informações: fonte de radiação, filtros e níveis de kV utilizados. Os manuscritos que relatem estudos em humanos devem incluir comprovação de que a pesquisa foi conduzida eticamente de acordo com a Declaração de Helsinki (*World Medical Association*, <http://www.wma.net/en/30publications/10policies/b3/>). O número de protocolo de aprovação emitido por um Comitê Institucional de Ética deve ser citado. Estudos observacionais devem seguir as diretrizes STROBE (<http://strobe-statement.org/>) e o check list deve ser submetido. Ensaio clínicos devem ser relatados de acordo com o protocolo padronizado da *CONSORT Statement* (<http://www.consort-statement.org/>), revisões sistemáticas e

meta-análises devem seguir o PRISMA (<http://www.prisma-statement.org/>), ou Cochrane (<http://www.cochrane.org/>).

Ensaio Clínicos

Os ensaios clínicos segundo as diretrizes CONSORT disponíveis em www.consort-statement.org. O número de registro do ensaio clínico e o nome do registro da pesquisa serão publicados com o artigo.

Manuscritos que relatem a realização de estudos em animais devem também incluir comprovação de que a pesquisa foi conduzida de maneira ética, e o número de protocolo de aprovação emitido por um Comitê Institucional de Ética deve ser citado. Caso a pesquisa envolva um registro gênico, antes da submissão, as novas sequências genéticas devem ser incluídas num banco de dados público, e o número de acesso deve ser fornecido à **BOR**. Os autores poderão utilizar as seguintes bases de dados:

- GenBank: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/Genbank/submit>
- EMBL: <http://www.ebi.ac.uk/embl/Submission/index.html>
- DDBJ: <http://www.ddbj.nig.ac.jp>

As submissões de manuscritos que incluam dados de *microarray* devem incluir a informação recomendada pelas diretrizes MIAME (*Minimum Information About a Microarray Experiment* - <http://www.mged.org/index.html>) e/ou descrever, na forma de itens, como os detalhes experimentais foram submetidos a uma das bases de dados publicamente disponíveis, tais como:

- ArrayExpress: <http://www.ebi.ac.uk/arrayexpress/>
- GEO: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/geo/>

Resultados: devem ser apresentados na mesma ordem em que o experimento foi realizado, conforme descrito na seção "Metodologia". Os resultados mais significativos devem ser descritos. Texto, tabelas e figuras não devem ser repetitivos. Os resultados com significância estatística devem vir acompanhados dos respectivos valores de p.

Tabelas: devem ser numeradas e citadas consecutivamente no texto principal, em algarismos arábicos. As tabelas devem ser submetidas separadamente do texto em formato DOC, DOCX ou RTF.

Discussão: deve discutir os resultados do estudo em relação à hipótese de trabalho e à literatura pertinente. Deve descrever as

semelhanças e as diferenças do estudo em relação aos outros estudos correlatos encontrados na literatura, e fornecer explicações para as possíveis diferenças encontradas. Deve também identificar as limitações do estudo e fazer sugestões para pesquisas futuras.

Conclusões: devem ser apresentadas concisamente e estar estritamente fundamentadas nos resultados obtidos na pesquisa. O detalhamento dos resultados, incluindo valores numéricos etc., não deve ser repetido.

Agradecimentos: as contribuições de colegas (por assistência técnica, comentários críticos etc.) devem ser informadas, e qualquer vinculação de autores com firmas comerciais deve ser revelada. Esta seção deve descrever a(s) fonte(s) de financiamento da pesquisa, incluindo os respectivos números de processo.

Plágio

A **BOR** emprega um sistema de detecção de plágio. Ao enviar o seu manuscrito para a Revista, este manuscrito poderá ser rastreado. Isto não tem relação com a simples repetição de nomes / filiações, mas envolve frases ou textos utilizados.

Referências: só serão aceitas como referências as publicações em periódicos revisados por pares. Não serão aceitos como referências manuscritos em processo de redação, dissertações, teses, ou resumos apresentados em congressos. Devem ser evitadas referências a livros.

As citações de referências devem ser identificadas no texto por meio de números arábicos sobrescritos. A lista completa de referências deve vir após a seção de "Agradecimentos", e as referências devem ser numeradas e apresentadas de acordo com o Estilo Vancouver, em conformidade com as diretrizes fornecidas pelo *International Committee of Medical Journal Editors*, conforme apresentadas em *Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals* (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK7256/>). Os títulos de periódicos devem ser abreviados de acordo com o *List of Journals Indexed in Index Medicus* (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/nlmcatalog/journals>). A correta apresentação das referências é de responsabilidade exclusiva dos autores.

Grafia de termos científicos: nomes científicos (binômios de nomenclatura microbiológica, zoológica e botânica) devem ser escritos por extenso, bem como os nomes de compostos e elementos químicos, na primeira menção no texto principal.

Unidades de medida: devem ser apresentadas de acordo com o Sistema Internacional de Medidas (<http://www.bipm.org> ou <http://www.inmetro.gov.br/consumidor/unidLegaisMed.asp>).

Notas de rodapé no texto principal: devem ser indicadas por meio de asteriscos e restritas ao mínimo indispensável.

Figuras: fotografias, micrografias e radiografias devem ter uma largura mínima de 10 cm, resolução mínima de 500 dpi, e devem ser fornecidas em formato TIFF. Gráficos, desenhos, esquemas e demais ilustrações vetoriais devem ser fornecidos em formato PDF. Todas as figuras devem ser submetidas, individualmente, em arquivos separados (não inseridas no arquivo de texto). As figuras devem ser numeradas e citadas consecutivamente no corpo do texto, em algarismos arábicos. As legendas das figuras devem ser inseridas todas juntas no final do texto, após as referências.

CARACTERÍSTICAS E FORMATAÇÃO DOS TIPOS DE MANUSCRITOS

Pesquisa Original

Devem ser limitados a 30.000 caracteres incluindo espaços (considerando-se introdução, metodologia, resultados, discussão, conclusão, agradecimentos, tabelas, referências e legendas de figuras). Será aceito um máximo de 8 (oito) figuras e 40 (quarenta) referências. O resumo deve conter, no máximo, 250 palavras.

Formatação - Arquivos de Texto

- Folha de rosto (*Title Page*)
- Texto principal (30.000 caracteres incluindo espaços)
- Resumo - máximo de 250 palavras
- Descritores - de 3 (três) a 5 (cinco) descritores principais
- Introdução
- Metodologia
- Resultados
- Discussão
- Conclusão
- Agradecimentos
- Tabelas
- Referências - máximo de 40 referências
- Legendas de figuras

Formatação - Arquivos de figuras

- Figuras - máximo de 8 (oito) figuras, conforme descrito acima.

Resumo de Pesquisa Original (*Short Communication*)

Devem ser limitados a 10.000 caracteres incluindo espaços (considerando-se, introdução, metodologia, resultados, discussão, conclusão, agradecimentos, tabelas, referências e legendas de figuras). É permitido um máximo de 2 (duas) figuras e 12 (doze) referências. O resumo deve conter, no máximo, 100 palavras.

Formatação - Arquivos de texto

- Folha de rosto
- Texto principal (10.000 caracteres incluindo espaços)
- Resumo - máximo de 100 palavras
- Descritores - de 3 (três) a 5 (cinco) descritores principais
- Introdução
- Metodologia
- Resultados
- Discussão
- Conclusão
- Agradecimentos
- Tabelas
- Referências - máximo de 12 referências
- Legendas de figuras

Formatação - Arquivos de figuras

- Figuras - máximo de 2 (duas) figuras, conforme descrito acima.

Revisão Crítica de Literatura

A submissão desse tipo de manuscrito será realizada apenas a convite da Comissão de Publicação da BOR. Todos os manuscritos serão submetidos à revisão por pares. Esse tipo de manuscrito deve ter um conteúdo descritivo-discursivo, com foco numa apresentação e discussão abrangente de questões científicas importantes e inovadoras, e ser limitado a 30.000 caracteres incluindo espaços (considerando-se, introdução, metodologia, resultados, discussão, conclusão, agradecimentos, tabelas, referências e legendas de figuras). Incluir uma apresentação clara do objeto científico de interesse, argumentação lógica, uma análise crítica metodológica e teórica dos estudos e uma conclusão resumida. É permitido um máximo

de 6 (seis) figuras e 50 (cinquenta) referências. O resumo deve conter, no máximo, 250 palavras.

Formatação - Arquivos de texto

- Folha de rosto
- Texto principal (30.000 caracteres incluindo espaços)
- Resumo - máximo de 250 palavras
- Descritores - de 3 (três) a 5 (cinco) descritores principais
- Introdução
- Metodologia
- Resultados
- Discussão
- Conclusão
- Agradecimentos
- Tabelas
- Referências - máximo de 50 referências
- Legendas de figuras

Formatação - Arquivos de figuras

- Figuras - máximo de 6 (seis) figuras, conforme descrito acima.

Revisão Sistemática e Meta-Análise

Ao resumir os resultados de estudos originais, sejam eles quantitativos ou qualitativos, esse tipo de manuscrito deve responder a uma questão específica, ser limitado a 30.000 caracteres, incluindo espaços, e seguir o estilo e formato Cochrane (www.cochrane.org). O manuscrito deve informar detalhadamente como se deu o processo de busca e recuperação dos trabalhos originais, o critério de seleção dos estudos incluídos na revisão e fornecer um resumo dos resultados obtidos nos estudos revisados (com ou sem uma abordagem de meta-análise). Não há limite para a quantidade de referências e figuras. Tabelas e figuras, caso sejam incluídas, devem apresentar as características dos estudos revisados, as intervenções que foram comparadas e respectivos resultados, além dos estudos excluídos da revisão. Demais tabelas e figuras pertinentes à revisão devem ser apresentadas como descrito anteriormente. O resumo deve conter, no máximo, 250 palavras.

Formatação - Arquivos de texto

- Folha de rosto
- Texto principal (30.000 caracteres incluindo espaços)
- Resumo - máximo de 250 palavras

- Formulação da pergunta
- Localização dos estudos
- Avaliação crítica Coleta de dados
- Análise e apresentação dos dados
- Aprimoramento
- Atualização da revisão
- Referências - não há limite para a quantidade de referências
- Tabelas

Formatação - Arquivos de figuras

- Figuras - não há limite para a quantidade de figuras

Carta ao Editor

Cartas devem incluir evidências que sustentem a opinião do(s) autor(es) sobre o conteúdo científico ou editorial da BOR, e ser limitadas a 500 palavras. Figuras ou tabelas não são permitidas.

TERMO DE TRANSFERÊNCIA DE DIREITOS AUTORAIS E DECLARAÇÕES DE RESPONSABILIDADE

O manuscrito submetido para publicação deve ser acompanhado do Termo de Transferência de Direitos Autorais e Declarações de Responsabilidade, disponível no sistema online e de preenchimento obrigatório.

"CHECKLIST" PARA SUBMISSÃO INICIAL

- Arquivo de folha de rosto (*Title Page*, em formato DOC, DOCX ou RTF).
- Arquivo do texto principal (*Main Document*, manuscrito), em formato DOC, DOCX ou RTF.
- Tabelas, em formato DOC, DOCX ou RTF.
- Declaração de interesses e de financiamento, submetida em um documento separado e em formato PDF. (se aplicável)
- Justificativa para a participação de cada um dos autores, fornecida em um documento separado e em formato PDF.
- Fotografias, micrografias e radiografias (largura mínima de 10 cm e resolução mínima de 500 DPI) em formato TIFF.

(<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/pub/filespec-images/>)

- Gráficos, desenhos, esquemas e demais ilustrações vetoriais em formato PDF.
- Cada uma das figuras deve ser submetida em arquivos separados e individuais (não inseridas no arquivo de texto).

Custo para publicação

Os autores não são submetidos a uma taxa de submissão de artigos e de avaliação.

EXEMPLOS DE REFERÊNCIAS

Periódicos

Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci.* 2004 Aug;112(4):353-61.

Bhutta ZA, Darmstadt GL, Hasan BS, Haws RA. Community-based interventions for improving perinatal and neonatal health outcomes in developing countries: a review of the evidence. *Pediatrics.* 2005;115(2 Suppl):519-617. doi:10.1542/peds.2004-1441.

Usunoff KG, Itzev DE, Rolfs A, Schmitt O, Wree A. Nitric oxide synthase-containing neurons in the amygdaloid nuclear complex of the rat. *Anat Embryol (Berl).* 2006 Oct 27. Epub ahead of print. doi: 10.1007/s00429-006-0134-9

Walsh B, Steiner A, Pickering RM, Ward-Basu J. Economic evaluation of nurse led intermediate care versus standard care for post-acute medical patients: cost minimisation analysis of data from a randomised controlled trial. *BMJ.* 2005 Mar 26;330(7493):699. Epub 2005 Mar 9.

Artigos com Título e Texto em Idioma Diferente do Inglês

Li YJ, He X, Liu LN, Lan YY, Wang AM, Wang YL. [Studies on chemical constituents in herb of *Polygonum orientale*]. *Zhongguo Ahong Yao Za Zhi.* 2005 Mar;30(6):444-6. Chinese.

Suplementos ou Edições Especiais

Pucca Junior GA, Lucena EHG, Cawahisa PT. Financing

national policy on oral health in Brazil in the context of the Unified Health System. *Braz Oral Res.* 2010 Aug;24 Spec Iss 1:26-32.

Periódicos Online

Barata RB, Ribeiro MCSA, De Sordi M. Desigualdades sociais e homicídios na cidade de São Paulo, 1998. *Rev Bras Epidemiol.* 2008;11(1):3-13 [cited 2008 Feb 23]. Available from: <http://www.scielo.org/pdf/rbepid/v11n1/01.pdf>.

Livros

Stedman TL. Stedman's medical dictionary: a vocabulary of medicine and its allied sciences, with pronunciations and derivations. 20th ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1961. 259 p.

Livros Online

Foley KM, Gelband H, editors. Improving palliative care for cancer [monograph on the Internet]. Washington: National Academy Press; 2001 [cited 2002 Jul 9]. Available from: <http://www.nap.edu/books/0309074029/html/>.

Websites

Cancer-Pain.org [homepage on the Internet]. New York: Association of Cancer Online Resources, Inc.; c2000 [cited 2002 Jul 9]. Available from: <http://www.cancer-pain.org/>.

Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística [homepage]. Brasília (DF): Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística; 2010 [cited 2010 Nov 27]. Available from: <http://www.ibge.gov.br/home/default.php>.

World Health Organization [homepage]. Geneva: World Health Organization; 2011 [cited 2011 Jan 17]. Available from: <http://www.who.int/en/>