

ESCOLA CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA  
MESTRADO EM PRÓTESE DENTÁRIA

MAURÍCIO DO NASCIMENTO GERHARDT

**ALTERAÇÃO ÓSSEA RADIOGRÁFICA PÓS-CARREGAMENTO EM PRÓTESES TOTAIS  
FIXAS IMPLANTOSSUPOORTADAS: ANÁLISE DE TEXTURA E NÍVEIS DE CINZA**

Porto Alegre  
2018

PÓS-GRADUAÇÃO - *STRICTO SENSU*



Pontifícia Universidade Católica  
do Rio Grande do Sul

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA  
MESTRADO EM PRÓTESE DENTARIA

MAURÍCIO DO NASCIMENTO GERHARDT

**ALTERAÇÃO ÓSSEA RADIOGRÁFICA PÓS-CARREGAMENTO EM PRÓTESES  
TOTAIS FIXAS IMPLANTOSSUPORTADAS: ANÁLISE DE TEXTURA E NÍVEIS  
DE CINZA**

PORTO ALEGRE

2018

**MAURÍCIO DO NASCIMENTO GERHARDT**

**ALTERAÇÃO ÓSSEA RADIOGRÁFICA PÓS-CARREGAMENTO EM PRÓTESES  
TOTAIS FIXAS IMPLANTOSSUPOORTADAS: ANÁLISE DE TEXTURA E NÍVEIS  
DE CINZA**

Dissertação apresentada como requisito para a obtenção do grau de Mestre em Odontologia, Área de Prótese Dentária, pelo programa de Pós-Graduação em Odontologia da Escola de Ciências da Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

**Orientadora: Profa. Dr. Rosemary S.A. Shinkai**

**Co-orientador: Dr. Eduardo Aydos Villarinho**

PORTO ALEGRE  
2018

## Ficha Catalográfica

G368a Gerhardt, Maurício do Nascimento

Alteração óssea pós-carregamento em próteses totais fixas implantossuportadas : análise de textura e níveis de cinza / Maurício do Nascimento Gerhardt . – 2018.

79 f.

Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCRS.

Orientadora: Profa. Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai.

Co-orientador: Prof. Dr. Eduardo Aydos Villarinho.

1. Implantes dentários. 2. Densidade óssea. 3. Análise de textura. I. Shinkai, Rosemary Sadami Arai. II. Villarinho, Eduardo Aydos. III. Título.

Elaborada pelo Sistema de Geração Automática de Ficha Catalográfica da PUCRS  
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

Bibliotecária responsável: Salete Maria Sartori CRB-10/1363

**MAURÍCIO DO NASCIMENTO GERHARDT**

**ALTERAÇÃO ÓSSEA RADIOGRÁFICA PÓS-CARREGAMENTO EM PRÓTESES  
TOTAIS FIXAS IMPLANTOSSUPOORTADAS: ANÁLISE DE TEXTURA E NÍVEIS  
DE CINZA**

Dissertação apresentada como requisito para a obtenção do grau de Mestre em Odontologia, Área de Prótese Dentária, pelo programa de Pós-Graduação em Odontologia da Escola de Ciências da Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

Aprovada em: \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

**BANCA EXAMINADORA:**

---

Profa. Dr. Rosemary Sadami Arai Shinkai (Orientadora) (PUCRS)

---

Prof. Dr. Ahmet Özkömür (ULBRA)

---

Profa. Dr. Maria Ivete Bolzan Rockenbach (PUCRS)

PORTO ALEGRE  
2018

Dedico esta dissertação a todos  
aqueles que torcem por mim.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente à minha orientadora, Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Rosemary Sadami Arai Shinkai, pela confiança depositada em mim para a realização deste trabalho, pelos anos compartilhados que permitiram o meu crescimento no campo da pesquisa, e que culminam com a realização do sonho de dar o primeiro passo nesta jornada acadêmica.

À minha família, em especial meus pais, Amaury Gerhardt e Mare Oliveira do Nascimento, por terem feito de mim e meu irmão pessoas de bom caráter, por não terem medido esforços para nos dar a melhor educação que pudessem. Nada disso seria possível sem o amor de vocês. Amo-os!

Ao meu irmão, Matheus do Nascimento Gerhardt, por ser meu companheiro desde o nascimento, por juntos termos trilhado o caminho do bem que nos trouxe até aqui. Quando penso em ti, a única palavra que me vem à cabeça é “Sucesso”, porque sei que tua dedicação só pode te levar neste caminho.

Ao meu irmão e minha cunhada, André Gerhardt e Liliane Gerhardt, por terem me permitido vivenciar experiências que eu jamais imaginei, e por servirem de fonte de inspiração.

Aos meus amigos e demais familiares, que são fonte de felicidade e torcedores fiéis. Em especial, Vinícius Hoffmann, Manoella Pugliese, Silvio Hespanhol, Andressa Alencastro e Rafael Lourenci.

A todos meus companheiros de trabalho, que também são amigos e me dão o privilégio de poder compartilhar experiências e fazer o que mais amo nesta vida: devolver o sorriso às pessoas. Em especial, Dr. Nardier Borges Dutra e Dr<sup>a</sup> Gabriela Fagundes. Às auxiliares Janine Santos, Letícia Silva, Izar Fernandes, Marcela Pellenz e Bruna Pazzini. Sem vocês nossos trabalhos jamais poderiam ser concluídos.

Aos colegas do grupo de pesquisa, Eduardo Aydos Villarinho, meu co-orientador e peça fundamental para a finalização deste trabalho. Maria Paula Coltro, com quem dividi a clínica de radiologia para as consultas dos pacientes e Danilo Schneider por ter me ajudado na análise de textura. Aos demais membros do grupo de pesquisa que me precederam e contribuíram para a construção da base de dados utilizada na presente pesquisa - Ahmet Özkömür, Luis Gustavo Drummond, Bernardo Alievi Camargo, Gabriela Dias de Lima, muito obrigado.

Ao Dr. Marcos Naconecy pelo auxílio no desenvolvimento inicial deste projeto e no estudo piloto.

Agradeço às professoras da clínica de radiologia e todas as funcionárias pela receptividade e disposição em ajudar: Prof<sup>a</sup> Maria Ivete Rockenbach, Prof<sup>a</sup> Márcia Brücker e Prof<sup>a</sup> Helena Oliveira, funcionárias Ana e Cris.

Aos professores da UFRGS e estatísticos Rodrigo dos Reis e Álvaro Vigo pela colaboração fundamental na análise estatística deste trabalho.

Agradeço ao Curso de Odontologia da PUCRS por me acolher na minha formação de graduação e, agora, na pós-graduação *stricto sensu*.

Aos pacientes por colaborarem com esta pesquisa.

À CAPES pela bolsa de mestrado, fazendo com que esse sonho pudesse ser realizado.

À Deus, pela bondade com que olha para mim.



“Se uma pessoa não tem mais sonhos, perde o sentido de viver. Sonhar é preciso.”

Ayrton Senna

## RESUMO

A literatura tem mostrado que o tecido ósseo possui a capacidade de se modificar sob a ação de estímulos mecânicos. Portanto, há necessidade de avaliar se o carregamento protético por implantes osseointegrados pode alterar as características ósseas. O objetivo deste estudo foi avaliar a alteração óssea em implantes distais de próteses totais fixas implantossuportadas (PTFIs) por meio de análise de níveis de cinza e de parâmetros de textura em radiografias periapicais. A amostra foi constituída por 63 implantes distais de PTFIs. As radiografias foram obtidas após a instalação das próteses (T0), 1 ano (T1) e 3 anos (T3) das mesmas em função. As imagens de um mesmo implante em diferentes tempos foram sobrepostas utilizando o software onde foram delimitadas as Regiões de Interesse (ROIs) e analisadas as variáveis de níveis de cinza: média de níveis de cinza, desvio padrão e coeficiente de variação; e os parâmetros de textura: correlação, contraste, entropia e segundo momento angular. Os dados foram analisados através de modelos de regressão mistos ao nível de significância de 0,05. Houve efeito estatisticamente significativo do tempo de 1 ano ( $P < 0,05$ ) e 3 anos ( $P < 0,01$ ) e da força máxima de mordida ( $P < 0,01$ ) para aumento da média dos níveis de cinza. A interação entre tempo de 1 ano e bruxismo foi significativa ( $P < 0,01$ ) para a redução do coeficiente de variação. Os parâmetros de textura não tiveram efeito significativo ( $P > 0,05$ ). Os resultados sugerem um adensamento do osso perimplantar de implantes distais de PTFIs em um período de até 3 anos através do aumento da média dos níveis de cinza e redução do coeficiente de variação no período de 1 ano.

**Palavras-chave:** Implantes dentários. Densidade óssea. Análise de textura.

## ABSTRACT

The literature has shown that the bone tissue may undergo remodeling under mechanical stimuli. Therefore, it is necessary to assess if the prosthetic loading of dental implants can change the peri-implant bone characteristics. The aim of this study was to evaluate the bone changes in distal implants of implant supported fixed complete dentures (PTFIs) by means of gray levels and texture analysis in periapical radiographs. The sample consisted of 63 distal implants of PTFIs. The radiographs were taken after the prostheses installation (T0), 1 year (T1) and 3 years (T3) in function. The images of each implant at different times were superimposed using the software GIMP® and then exported to the software ImageJ®, where the Regions of Interest (ROIs) were selected for the analyses of the following gray levels variables: mean gray levels, standard deviation and coefficient of variation; and the texture variables: correlation, contrast, entropy and angular second moment. Data were analyzed by using mixed regression models at the significance level of 0.05. Statistically significant effects were found for time in one year ( $P < 0.05$ ) and in 3 years ( $P < 0.01$ ) and for maximum bite force ( $P < 0.01$ ) on mean gray levels increase. The interaction between time in one year and bruxism was significant ( $P < 0.01$ ) for reduction of the coefficient of variation. No significant effect was found for texture variables ( $P > 0.05$ ). The results suggest an increase of bone density close to distal implants of PTFIs in a period of time up to 3 years as measured by the increase in mean gray levels and reduction of coefficient of variation in a period of 1 year.

**Keywords:** Dental implants. Bone density. Texture analysis

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Tela de inicialização do software GIMP®.....	29
Figura 2 - Tela inicial do GIMP® e comando “Arquivo > Abrir como camadas...” .....	29
Figura 3 - Tomadas radiográficas abertas como camadas no GIMP®.....	30
Figura 4 - Desabilitação da tomada em T3 e redução da opacidade em T1 .....	30
Figura 5 - Seleção da ferramenta “Movimento” .....	31
Figura 6 - Aproximação das tomadas radiográficas com a ferramenta “Movimento” .....	31
Figura 7 - Seleção da ferramenta “Rotação” .....	32
Figura 8 - Rotação livre da tomada em T1 para nivelção com a angulação em BL .....	32
Figura 9 - Tomadas radiográficas sobrepostas .....	33
Figura 10 - Seleção da imagem a ser salva .....	34
Figura 11 - Comando “Arquivo > Exportar como...” .....	34
Figura 12 - Renomeio e exportação das imagens.....	35
Figura 13 - Comando para abrir a imagem no software ImageJ®.....	36
Figura 14 - Comando para colocação da imagem em 8bit.....	36
Figura 15 - Comando para normalização da radiografia .....	37
Figura 16 - Marcação das caixas “ <i>Normalize</i> ” e “ <i>Equalize Histogram</i> ” .....	37
Figura 17 - ROI desenhada e posicionada com o auxílio da ferramenta “ <i>Selection Rotator</i> ” .....	38
Figura 18 - Comando para acessar a ferramenta ROI Manager .....	38
Figura 19 - ROI's de um mesmo paciente salvas na ferramenta ROI Manager .....	39
Figura 20 - Definição das medidas de cinza .....	40
Figura 21 - Tela de resultados exibindo a média de níveis de cinza e o desvio padrão referente à ROI selecionada.....	40
Figura 22 - Comando para acessar o <i>Plugin GLCM Texture Tool</i> .....	41
Figura 23 - Definição dos parâmetros de textura e direção de análise em relação ao pixel referência .....	42
Figura 24 - Tela de resultados exibindo os dados dos parâmetros de textura para uma dada direção de análise .....	42
Figura 25 - Estrutura de dependência multinível para os dados dos implantes dentários .....	44

Figura 26 - Gráfico de médias estimadas para o efeito da força de mordida ao longo do tempo na média dos níveis de cinza .....	48
Figura 27 - Gráfico de médias estimadas para o efeito da interação tempo x bruxismo na redução do coeficiente de variação .....	48

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Análise descritiva da amostra.....	45
Tabela 2: Média (desvio-padrão) dos desfechos por tempo de avaliação .....	45
Tabela 3: Estimativa de efeito (Intervalo de Confiança de 95%) para as variáveis de níveis de cinza.....	47
Tabela 4: Estimativa de efeito (Intervalo de Confiança de 95%) para as variáveis de análise de textura .....	49

## LISTA DE SIGLAS

PTFI - Próteses totais fixas implantossuportadas

ROI - Região de interesse

CBCT - Tomografia computadorizada *cone beam*

MSCT - Tomografia computadorizada *multislice*

HU - Unidades Hounsfield

GLCM- *Gray Level Co-Occurrence Matrix*

SMA - Segundo momento angular

CONT - Contraste

COR - Correlação

ENT - Entropia

CV - Coeficiente de variação

FOPUCRS - Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

BL - *Baseline*

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>15</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>19</b>
<b>3 OBJETIVOS.....</b>	<b>25</b>
3.1 OBJETIVO GERAL .....	25
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	25
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>26</b>
4.1 AMOSTRA.....	27
4.2 REGISTRO DE FORÇA MÁXIMA DE MORDIDA .....	28
4.3 AQUISIÇÃO DAS IMAGENS RADIOGRÁFICAS .....	28
4.4 PROCEDIMENTOS DE ANÁLISES DAS IMAGENS RADIOGRÁFICAS .....	28
4.4.1 INSTRUMENTO DE PREPARO DAS IMAGENS .....	28
4.4.2 INSTRUMENTO DE ANÁLISE DAS IMAGENS .....	35
4.5 MÉTODO ESTATÍSTICO .....	42
<b>5 RESULTADOS.....</b>	<b>45</b>
<b>6 DISCUSSÃO .....</b>	<b>50</b>
<b>7 CONCLUSÕES .....</b>	<b>54</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>55</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>63</b>



## 1 INTRODUÇÃO

A reabilitação estética e funcional das arcadas dentárias através de implantes osseointegrados tem se mostrado previsível, dispondo de estudos longitudinais com taxas de sucesso superiores a 90% tanto nas reabilitações de mandíbula como de maxila (Romeo et al., 2002; Jemt e Johansson, 2006; Moraschini et al., 2016; Testori et al., 2017). Quanto às reabilitações com próteses totais fixas implantossuportadas (PTFI), a literatura apresenta taxas de sobrevivência de 89% a 100% em estudos com acompanhamento de 5 a 15 anos (Sailer et. al, 2012; Francetti et al., 2015; Krenmair et al., 2016; Moraschini et. al, 2016; Ayub et al., 2017).

Para o planejamento destas reabilitações, se faz necessária a avaliação da quantidade e qualidade óssea, a fim de buscar áreas aptas para a instalação dos implantes dentários. Não há na literatura um padrão para a avaliação do tecido ósseo. Os métodos de avaliação mais conhecidos são as classificações de Lekholm e Zarb e de Misch.

A classificação de Lekholm e Zarb, proposta em 1985, avalia o tecido ósseo tanto em qualidade como em quantidade, as quais podem tomar por base radiografias pré-operatórias e a sensação tátil do cirurgião durante a perfuração para a instalação dos implantes. Essa classificação considera a variação do osso trabecular na sua estrutura e, a variação do osso cortical circundante em espessura. A qualidade óssea é dividida em 4 categorias, sendo o osso tipo 1 aquele que apresenta cortical em quase sua totalidade, com pouco osso trabeculado; o osso tipo 2 apresenta cortical espessa e trabeculado denso; o osso tipo 3 mostra-se com cortical fina e trabeculado denso; e o osso tipo 4 apresenta cortical fina e trabeculado rarefeito. Em relação à quantidade, são cinco categorias, sendo “A” quando a maior parte do osso alveolar está presente; “B”, quando o osso apresenta reabsorção moderada do rebordo; “C”, quando há reabsorção avançada do rebordo residual, restando apenas osso basal; “D”, quando há reabsorção inicial do osso basal; e “E”, quando há reabsorção extrema do osso basal (Lekholm e Zarb, 1985).

Misch propôs uma classificação baseada em uma combinação dos 4 tipos de osso que podem ser organizados do mais denso para o menos denso, como descrito inicialmente por Frost e Roberts, constituindo assim, as categorias representadas por D1, D2, D3 e D4. O osso D1 é majoritariamente cortical denso. O osso D2 tem cortical óssea de densa para porosa e osso trabecular grosso. O osso tipo D3 tem cortical fina e trabeculado fino. O osso D4 tem cortical rarefeita e trabeculado fino. A avaliação também é feita através de exames pré-operatórios, sensação tátil ou pela localização geral (Misch, 1990). Essas análises levam em consideração uma estrutura óssea muito ampla e a avaliação tátil do cirurgião, sendo assim, muito subjetiva. No caso da classificação de Misch, a localização é mais consistente do que a variação do osso trabecular, podendo não representar a real diversidade encontrada nos pacientes (Jeong et al., 2013).

Quando se trata da instalação de implantes osseointegrados, o osso tipo IV é tido como um osso de baixa qualidade, o que aumenta as chances de insucesso do tratamento reabilitador. Regiões com tecido ósseo dessa característica, como a região posterior de maxila (tuberosidade), ainda que apresentem grande atividade osteogênica, são comumente apontadas como zonas de falha e evitadas clinicamente (Hermann et al, 2005; Jeong et al., 2013). Duas das causas que influenciam nessa caracterização do tipo IV como um osso de baixa qualidade, é o fato de que a estabilidade primária conseguida na instalação dos implantes é menor e a porcentagem de contato osso-implante também é baixa, representando assim, fatores importantes para a falha dos mesmos (Misch, 1990; Oh et al., 2012; Esposito et al, 2013; Herekar et al., 2014; Ribeiro-Rotta et al., 2014).

Todavia, a literatura tem demonstrado que o tecido ósseo possui a capacidade de se modificar sob a influência de diversos fatores como hormônios, vitaminas e influências mecânicas, sendo esta última, a mais importante (Walsh, 2017). Alguns autores observaram mudanças estruturais consequentes das influências mecânicas nos ossos maxilares. Yu et. al. (2016) observaram, em tomografias computadorizadas, variações na densidade óssea em torno dos dentes anteriores superiores, antes, durante e após o tratamento ortodôntico, notando uma redução na densidade durante o tratamento e a recuperação do

estado original após vários meses de utilização da contenção. Yonezawa et al. (2018) compararam histologicamente a cicatrização óssea em torno de implantes instalados no segmento posterior dos arcos em humanos, submetidos a carga ou não, após dois meses de cicatrização, com dentes naturais como antagonistas e, embora os resultados não tenham apresentado diferenças estatisticamente significativas, os implantes submetidos a carga tiveram maior porcentagem de osso neoformado, bem como maior porcentagem no total de osso mineralizado em contato com suas superfícies. Kamigaki et al. (2016) analisaram, através de tomografias computadorizadas *cone beam* (CBCT), as diferenças na estrutura óssea, na região do primeiro molar de cadáveres humanos dentados e edentados, e observaram uma espessura significativamente menor do osso cortical próximo a mucosa oral das amostras edentadas em comparação às amostras dentadas. Segundo a classificação de qualidade óssea do estudo, as amostras dentadas tiveram melhor qualidade em comparação às amostras edentadas.

Por volta de 1980, empiricamente, surgiu a idéia de que a estimulação ou carregamento gradual permitiria que o osso maturasse e crescesse mais denso, melhorando em qualidade. O osso mais denso suporta mais carga, permitindo assim o tratamento reabilitador com próteses dentárias (Roberts et al, 1989; Misch 1999). Roberts et al (1989) e Misch (1999) descreveram protocolos de carregamento progressivo, basicamente controlando a aplicação de carga nos implantes pelo tamanho da mesa oclusal, direção e localização dos contatos oclusais, ausência de *cantilevers* e consistência dos alimentos da dieta. No entanto, há poucas evidências da efetividade desses protocolos.

Os estudos que comparam os efeitos dos protocolos de carregamento dos implantes sobre o osso perimplantar concentram-se em mostrar a extensão da perda óssea marginal em torno dos implantes e o aumento da estabilidade dos mesmos, sem correlacionar esses desfechos com outras variáveis como a força de mordida e a utilização de prótese provisória fixa sobre os implantes, e limitam-se a tempos de acompanhamento de no máximo um ano (Esposito et al., 2013).

Os implantes, por estarem em íntimo contato com o osso, transmitem a carga que recebem, diretamente à região onde estão instalados, causando um processo de microtrauma e reparação, ou seja, um estado de constante

remodelação (Hoshaw et al., 1994). No que diz respeito a sobrecarga, os efeitos ainda não estão claros na literatura, uma vez que não é possível determinar a quantidade de estresse gerado na interface implante/osso, tornando impossível a correlação entre carga oclusal e falha dos implantes (Naert et al., 2012).

Van Kampen et al. (2005) e Jofré et al. (2010), investigaram a relação da força máxima de mordida com a perda óssea marginal, observada radiograficamente em torno dos implantes, em diferentes sistemas de retenção de overdentures e não encontraram relação entre eles. Os efeitos da força máxima de mordida sobre a remodelação óssea não foi observada.

Não há estudos que avaliem a alteração de densidade óssea radiográfica perimplantar causada pela força máxima de mordida, presença de bruxismo e tempo de carregamento protético superior a 1 ano.

Portanto, este estudo buscou avaliar em radiografias periapicais, a relação da força máxima de mordida, utilização de prótese provisória fixa sobre os implantes, localização do implante em maxila ou mandíbula, tempo de carregamento protético de até 3 anos e a alteração de densidade do osso perimplantar de implantes distais de próteses totais fixas implantossuportadas através dos níveis de cinza e análise de textura.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### Métodos de Avaliação da Densidade Óssea

A avaliação do tecido ósseo em implantodontia é de extrema importância, tanto na fase pré-operatória para o planejamento das reabilitações como no pós-operatório e controle clínico. O exame mais indicado para a avaliação do tecido ósseo, para a instalação dos implantes, é a CBCT, pois fornece informação espacial tridimensional (Shah et. al, 2014; Sharad, 2015).

Para o acompanhamento longitudinal do tratamento reabilitador, a radiografia periapical é apontada como um recurso clinicamente aceitável para o diagnóstico da perimplantite, além de apresentar vantagens como o fato de ser um exame de fácil acesso ao clínico e expor o paciente a uma dose reduzida de radiação (Bohner et. al, 2017).

Em relação à avaliação de densidade óssea, nas tomografias computadorizadas *multislice* (MSCT) são utilizadas as unidades Hounsfield (HU), que expressam numericamente a densidade radiológica dos materiais (Turkyilmaz et al, 2007; Turkyilmaz et. al, 2008; Reeves et al, 2012).

Em odontologia, tem prevalecido o uso da CBCT, pois esta apresenta algumas vantagens em relação a MSCT, como por exemplo: menor custo, menor dose de radiação, simplicidade do aparelho, sendo assim, mais confortável para o paciente e operador (Scarfe et al, 2006; Benavides et al, 2012). Como desvantagem está o fato de que, embora possível e ainda utilizado em alguns estudos, não é ideal correlacionar os valores de HU em CBCT com a densidade óssea, pois devido às características do sensor único da CBCT, que apresenta largura maior do que a linha de sensores da MSCT, há um efeito de dispersão dos raios-x, gerando maior ruído e artefatos em torno de tecidos com valores menores de HU, tornando esses valores inválidos (Hua et al., 2009; Nackaerts et al., 2011).

Alguns autores têm sugerido a variação dos tons de cinza em CBCT, de maneira a superar a impossibilidade da utilização dos valores de HU para a avaliação da densidade óssea, uma vez que há uma correlação entre os tons de cinza em CBCT e as HU em MSCT (Nackaerts et al., 2011; Parsa, et al., 2012;

Reeves et al., 2012; Pauwels et al., 2013; Cassetta et al., 2014; Bastami et al., 2018).

Quando se trata da radiografia digital, podemos apontar inúmeras vantagens que acompanham esse tipo de exame desde que se apresentou como uma alternativa a técnica convencional, como por exemplo, a facilidade de armazenamento das imagens em mídia digital. Outras vantagens são a eliminação dos líquidos para processamento das imagens e necessidade de ambiente próprio para esse procedimento, reduzindo o tempo despendido e eliminando os erros relacionados ao processo, menor dose de radiação ao que o paciente é exposto e maior qualidade da imagem (Korner et. al, 2007).

A imagem digital, quando exibida em uma tela, é composta por um arranjo de linhas e colunas de *pixels*. Cada *pixel* possui brilho ou intensidade, que varia em uma escala de cinza, entre o preto e o branco e é representado por um número relativo a quantidade de exposição que o sensor recebeu (Miura, 2013). Podendo essa escala de variação dos tons de cinza ser utilizada para avaliar a densidade do tecido ósseo (Mundim et al., 2016; Khojastepour et. al, 2017).

Por ser um conjunto de números, fórmulas matemáticas podem ser aplicadas no pós-processamento, de maneira a alterar a imagem em uma forma específica que pode auxiliar no diagnóstico computadorizado (van der Stelt, 2005; Gormez & Yilmaz, 2009).

Alguns estudos longitudinais, que utilizaram técnicas de processamento de imagens como a normalização, também conhecida por *histogram stretching* ou *contrast stretching*, a qual faz com que uma imagem de 8bits com 256 níveis de cinza, com intensidades entre 50 e 180, estendam-se de 0 a 255, na qual 0 representa o preto e 255 o branco, foram capazes de mostrar o aumento da densidade óssea através do carregamento funcional (Appleton et al., 2005; Carneiro et al., 2012; Ghoveizi et al., 2013; Ramachandran et al., 2015).

Appleton et al (2005) utilizaram a normalização em radiografias e extraíram os valores médios dos níveis de cinza, de regiões de interesse específicas, em torno dos implantes em função ao longo de 12 meses, permitindo-lhes observar um aumento da densidade óssea principalmente em torno do terço cervical de implantes carregados progressivamente.

Carneiro et al (2012) também se valeram da ferramenta de *histogram stretching* para analisar a densidade óssea, após subtrair radiografias feitas em diferentes tempos durante um ano, e também observaram um aumento na densidade óssea principalmente a nível cervical dos implantes carregados progressivamente.

Ghoveizi et al (2013) também normalizaram radiografias periapicais para observar alteração de densidade óssea através dos níveis de cinza em implantes submetidos a cargas progressiva e convencional e observaram o aumento da densidade em ambos os grupos em um período de acompanhamento de um ano.

Zuki et al (2014) digitalizaram radiografias periapicais pré-operatórias e pós-operatórias para avaliar a alteração óssea em torno de implantes osseointegrados. As imagens foram processadas de modo que se aplicou o *contrast stretching* e a otimização do contraste dos níveis de cinza para então binarizar as imagens e analisar a quantidade de osso trabecular nas regiões de interesse. Os autores concluíram que houve um aumento da rede de trabéculas após a instalação dos implantes.

Ramachandran et al (2015) avaliaram em radiografias a alteração da densidade óssea de implantes osseointegrados através da média dos níveis de cinza após a normalização, e observaram um aumento da densidade óssea a nível apical dos implantes tanto para o grupo submetido à carga imediata como para o grupo submetido à carga progressiva. A nível de crista óssea, houve uma queda na densidade óssea do baseline para 3 meses, e um aumento significativo do terceiro mês para o sexto mês de acompanhamento. O curto período de tempo desse estudo deixa uma dúvida se os valores obtidos para a densidade óssea a nível de crista alveolar superaria a densidade observada no momento do *baseline*.

Sahrman et al (2017) avaliaram retrospectivamente a densidade óssea observada em radiografias periapicais digitais de implantes curtos (6mm) e longos (10mm), utilizando um coeficiente de calibragem obtido através da análise de áreas que não sofreriam alteração ao longo do tempo (zonas dos próprios implantes, restaurações ou dentina). Observaram uma tendência maior no aumento da densidade entre o momento da instalação e o primeiro ano de acompanhamento, sem grandes alterações nos demais tempos de observação.

Já Akoglan et al (2017) avaliaram, em CBCT, a alteração de densidade óssea em torno de implantes antes do carregamento e após carregamento imediato, precoce e tardio e também observaram um aumento da densidade óssea pelos diferentes tipos de carregamento no período de um ano.

### **Métodos de Análise de Textura Óssea**

A análise de textura é um campo de pesquisa que refere-se à aparência, estrutura e arranjo das partes de um objeto dentro da imagem e tem sido amplamente utilizado na área médica, pois algumas alterações histológicas podem provocar mudanças na textura das imagens, tornando-as possíveis de serem analisadas computacionalmente. Esse método tem sido aplicado com sucesso desde a segmentação de estruturas anatômicas específicas à análise de tecidos patológicos do fígado, tireóide, mamas, rins, próstata, coração e pulmões (Castellano G et al., 2004).

De uma maneira geral, texturas são padrões visuais complexos compostos de sub-padrões que possuem brilho, cor, tamanho e outras características próprias. Existem diversos métodos de análise de textura, porém os principais são: a abordagem espectral, a estrutural e a estatística, sendo esta última aplicável a imagens que não apresentam um padrão de micro textura, o que seria o caso do osso trabecular.

A abordagem estatística pode ser classificada em dois tipos mais comuns:

- a) A estatística de primeira ordem: leva em conta a distribuição dos níveis de cinza, informando as probabilidades de ocorrência de um determinado nível de cinza na imagem, estimando cada *pixel* individualmente e não considerando a sua posição espacial. Como exemplo, podem ser citadas a média dos níveis de cinza e o desvio padrão.
- b) A estatística de segunda ordem: estima os valores de propriedades de dois *pixels* ocorrendo em locais específicos e relacionados entre si.

Em 1973, Haralick et al. caracterizaram textura como um conceito bidimensional, no qual uma dimensão contém propriedades primitivas de níveis



de cinza (*pixels*) e outra corresponde a relação espacial entre eles e apresentaram uma metodologia de classificação das imagens baseada na estatística de segunda ordem, a partir de medidas de uniformidade, densidade, aspereza, regularidade, intensidade, entre outras. Estas características compõem o algoritmo conhecido como Matriz de Co-Ocorrência de Níveis de Cinza (*Gray Level Co-occurrence Matrix* – GLCM). Com base nessa matriz, 14 características estatísticas podem ser extraídas. Algumas dessas características são:

- a) Segundo momento angular (sma): conhecido como uniformidade ou energia. Mede a homogeneidade de uma imagem, ou seja, a repetição de pares de níveis de cinza;
- b) Contraste (cont): é uma medida de intensidade ou variação dos níveis de cinza entre um pixel referência e um pixel vizinho;
- c) Correlação (cor): mostra a dependência linear de um valor de nível de cinza na matrix de co-ocorrência. A correlação mostra o quanto um pixel referência está relacionado com o seu vizinho;
- d) Entropia (ent): está relacionado com a desordem de uma imagem;
- e) Coeficiente de variação (cv): retrata a dispersão dos valores em torno da média. Quanto menor é o CV, mais homogêneo são os dados;
- f) Energia: mede o número de pares repetidos, sendo assim uma medida de uniformidade da textura;
- g) Momento Inverso da Diferença: também chamado de homogeneidade, mede a homogeneidade local de uma imagem.

A relevância de cada característica varia de acordo com a área de estudo a ser aplicada, no entanto, contraste, correlação, entropia e segundo momento angular têm sido as características do método estatístico de Haralick et al. (1973) mais utilizadas nos estudos em saúde, tendo sido aplicado por Mundim et al (2016) em seu estudo para diferenciação dos tipos ósseos em radiografias periapicais e previsão da estabilidade primária de implantes osseointegráveis em sítios implantáveis.

A matriz de co-ocorrência dos níveis de cinza de Haralick define textura pela distribuição espacial dos valores de cinza de uma determinada região da imagem previamente determinada, considerando a relação entre dois pixels próximos entre si, o primeiro, conhecido como pixel referência e o segundo como pixel vizinho em uma distância  $d$  e uma direção angular  $\theta$  que pode ser horizontal (0), vertical (90) ou diagonal (45 e 135). As características são calculadas pela média das quatro matrizes direcionais (Haralick, 1979; Sebastian V, 2012).

### 3 OBJETIVOS

#### 3.1 OBJETIVO GERAL

- Avaliar radiograficamente as alterações de densidade óssea ao redor de implantes distais de próteses totais fixas implantossuportadas após carregamento protético em até três anos de acompanhamento.

#### 3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Analisar o efeito de possíveis preditores (tempo, arcada, presença de provisório, idade, bruxismo e força máxima de mordida) sobre cada um dos desfechos de parâmetros de textura (Segundo Momento Angular, Contraste, Entropia e Correlação) nos implantes distais.

- Analisar o efeito de possíveis preditores (tempo, arcada, presença de provisório, idade, bruxismo e força máxima de mordida) sobre cada um dos desfechos de níveis de cinza (média de níveis de cinza, desvio padrão e coeficiente da variação) nos implantes distais.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (CAAE - 69742517.8.0000.5336). Foi utilizado o material do banco de dados originado da pesquisa clínica “Fatores biomecânicos e complicações protéticas: estudo prospectivo em próteses totais fixas implantossuportadas”, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa - PUCRS (CAAE - 51696715.2.0000.5336) e utilizou o banco de dados já construído e pertencente ao grupo de pesquisa.

Foram analisadas as seguintes variáveis nas imagens radiográficas do banco de dados:

a) Variáveis dependentes:

Estatística de primeira ordem - Níveis de cinza:

- Média dos níveis de cinza: corresponde a média dos valores de cinza dos pixels dentro da região de interesse medida.
- Desvio padrão: medida da dispersão dos valores dos pixels dentro da região de interesse.
- Coeficiente de variação: medida da razão entre o desvio padrão e a média dos níveis de cinza.

Estatística de segunda ordem - Parâmetros de análise de textura

- Correlação: medida de dependência linear dos tons de cinza dos pares de pixels. O valor da Correlação tende a 1 conforme há uma maior similaridade entre os valores dos pixels da área medida.
- Contraste: medida da variação local presente na imagem. Baixos valores indicam uma maior homogeneidade.

- Entropia: medida da aleatoriedade dos tons de cinza na imagem. Quanto maior a aleatoriedade dos valores de cinza dos pixels, maior a entropia.
- Segundo momento angular: medida de homogeneidade da imagem. Quando a área de interesse apresenta uniformidade textural, o valor tende a 1, quando apresenta dissimilaridade entre os pares de cinza, o valor tende a 0.

b) Variáveis independentes:

- Tempo: 0 (*baseline* - momento da instalação das próteses definitivas), 1 e 3 anos das próteses em função;
- Arcada: maxila e mandíbula;
- Provisório: utilização de prótese provisória fixa sobre os implantes antes do *baseline* ou não;
- Lado: mesial e distal dos implantes;
- Idade dos pacientes: Foi considerada a idade dos pacientes no *baseline*;
- Bruxismo: presença de bruxismo ou não segundo auto-relato dos pacientes;
- Força máxima de mordida: medida em Newtons (N).

#### 4.1 Amostra

A amostra foi constituída, em T0 e T1, pelas imagens radiográficas de 63 implantes distais de próteses totais fixas implantossuportadas (27 maxila; 36 mandíbula) instalados em 30 pacientes (8 homens; 22 mulheres), com idade média de 62 anos  $\pm$  7.84 (mínima de 44 e máxima de 78 anos), submetidos a tratamento reabilitador nas clínicas da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (FOPUCRS). Em T3 a amostra foi de 43 implantes. As tomadas radiográficas foram feitas após a instalação das

próteses (T0: *baseline*), um ano (T1) e três anos (T3) das próteses em função. Estas imagens foram obtidas durante o projeto clínico supracitado.

#### 4.2 Registro da Força Máxima de Mordida

A força máxima de mordida foi registrada utilizando um transdutor de força compressiva de arco cruzado (Sensotec 13/2445-02, Columbus, OH, Estados Unidos). Após esclarecido o procedimento, foi solicitado ao participante que morderesse o transdutor com a máxima força possível, por cinco vezes. Para este estudo, foi utilizado o maior valor obtido durante as consultas de controle (Hatch et al., 2001).

#### 4.3 Aquisição das imagens radiográficas

As imagens radiográficas foram obtidas do banco de dados gerado do projeto guarda-chuva. Para cada paciente foram individualizados posicionadores para cada região a ser radiografada, através de um registro de mordida em silicone de adição fixado à haste de suporte do posicionador radiográfico. As imagens foram obtidas pela técnica periapical do paralelismo.

#### 4.4 Procedimentos de análises das imagens radiográficas

##### 4.4.1 Instrumento de preparo das imagens

O preparo inicial das imagens foi feito utilizando o software GIMP®, um software livre para manipulação e edição de imagens desenvolvido em novembro de 1995, com o intuito de ser um programa de fácil manipulação, por Peter Mattis e Spencer Kimball, dois alunos de Ciências da Computação da Berkeley University of California. Nesse programa foi feita a sobreposição das tomadas radiográficas, de modo a se obter todos os implantes na mesma posição para posterior análises da densidade óssea perimplantar utilizando o ImageJ®, um programa de processamento de imagens de domínio público, desenvolvido no *National Institutes of Health* – Bethesda, Maryland, EUA.

O processo de preparo das imagens foi feito conforme a descrição que segue:

Primeiramente, foi aberto o programa GIMP® (Figura 1) e então, através do comando “Arquivo >Abrir como camadas...” ou Ctrl + Alt + O (Figura 2), foram abertas todas as tomadas radiográficas (BL, T1 e T3) de um mesmo implante (Figura 3).

Figura 1: Tela de inicialização do GIMP®.



Figura 2: Tela inicial do GIMP® e comando “Arquivo > Abrir como camadas...”

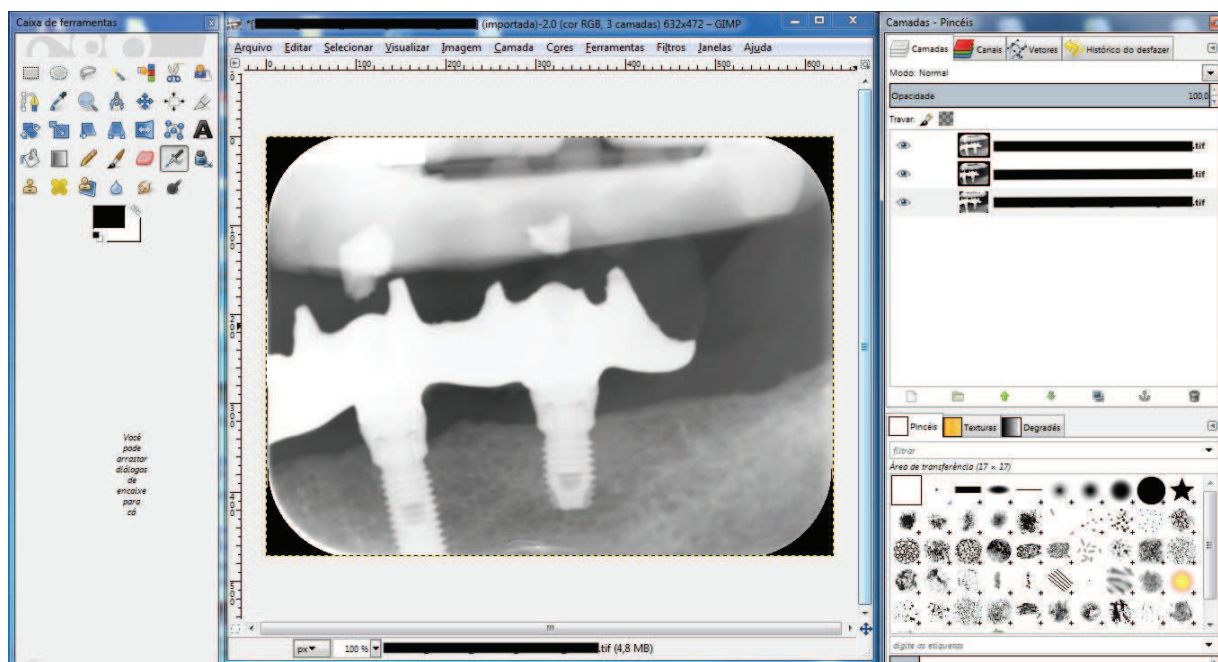
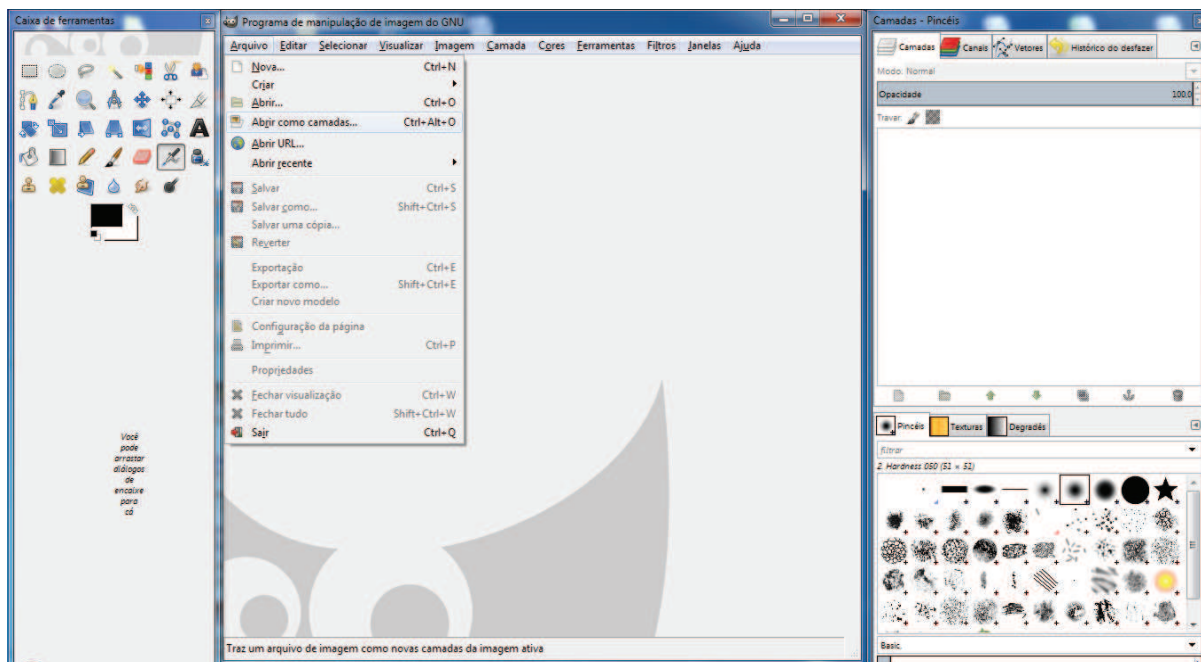
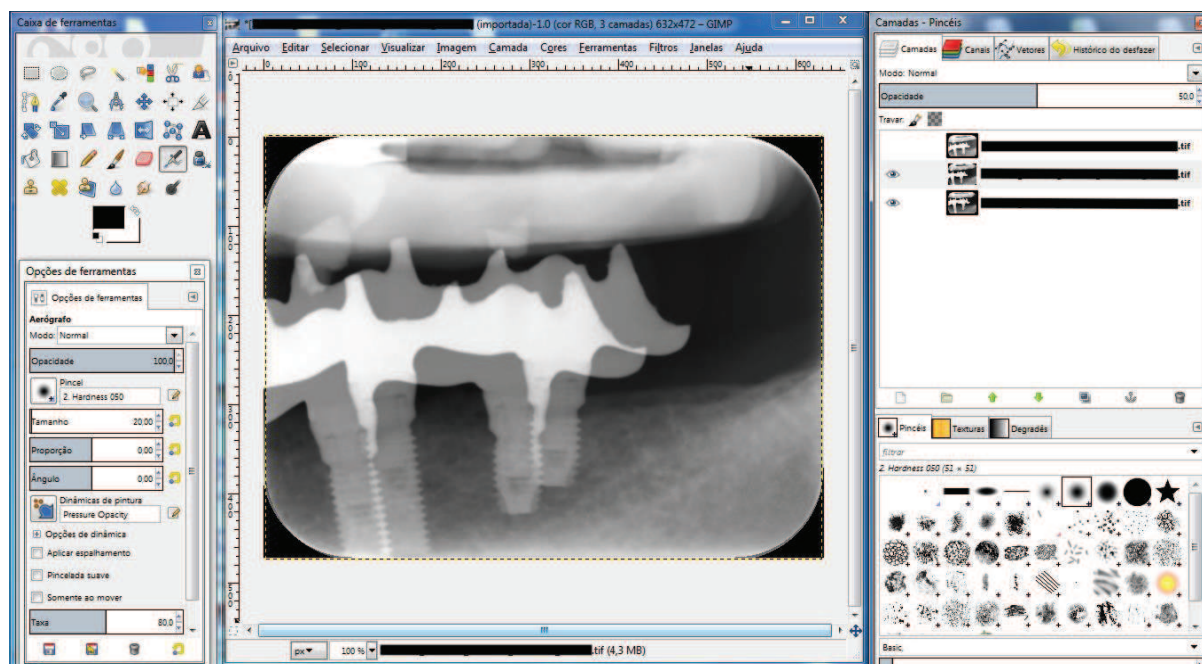


Figura 3: Tomadas radiográficas abertas como camadas no GIMP®.

Para iniciar o posicionamento das imagens, primeiro desabilitou-se a visualização da tomada em T3, clicando no “olho” ao lado da imagem na caixa “Camadas” à direita da tela. Também foi reduzida a opacidade em 50% da tomada em T1 (Figura 4).



Figura 4: Desabilitação da tomada em T3 e redução da opacidade em T1.



Na caixa de ferramentas à esquerda, foi selecionada a ferramenta de “Movimento” (Figura 5) e a camada correspondente a T1 foi posicionada de forma que o implante ficasse mais próximo em relação à tomada em BL (Figura 6).

Figura 5: Seleção da ferramenta “Movimento”.

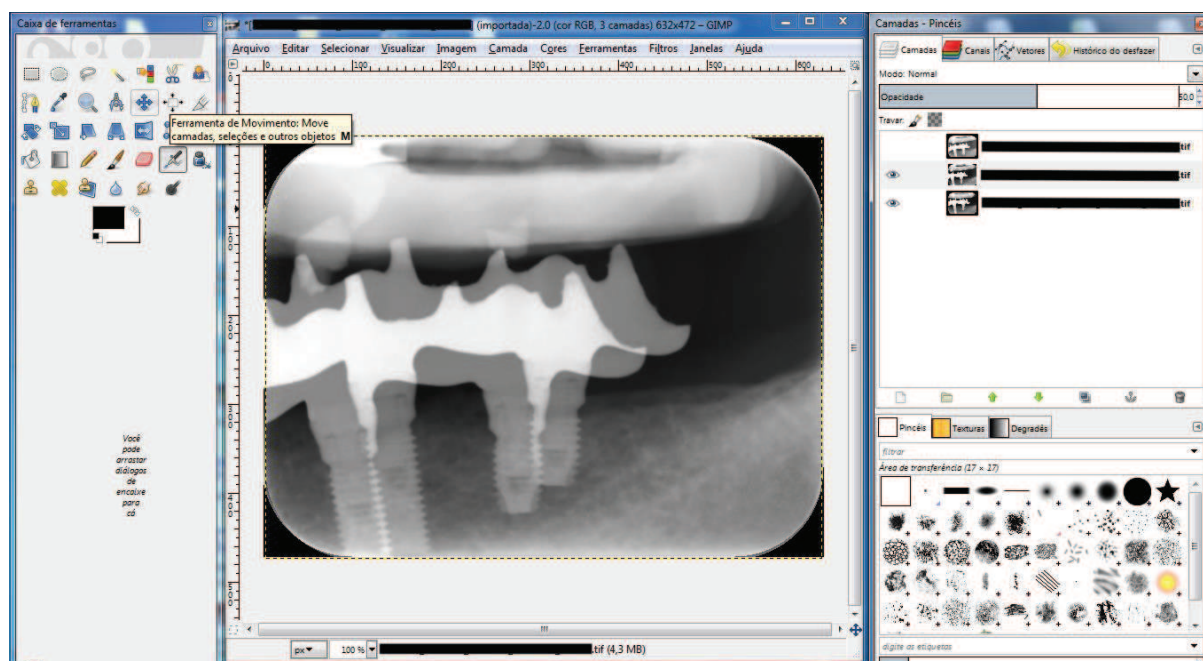
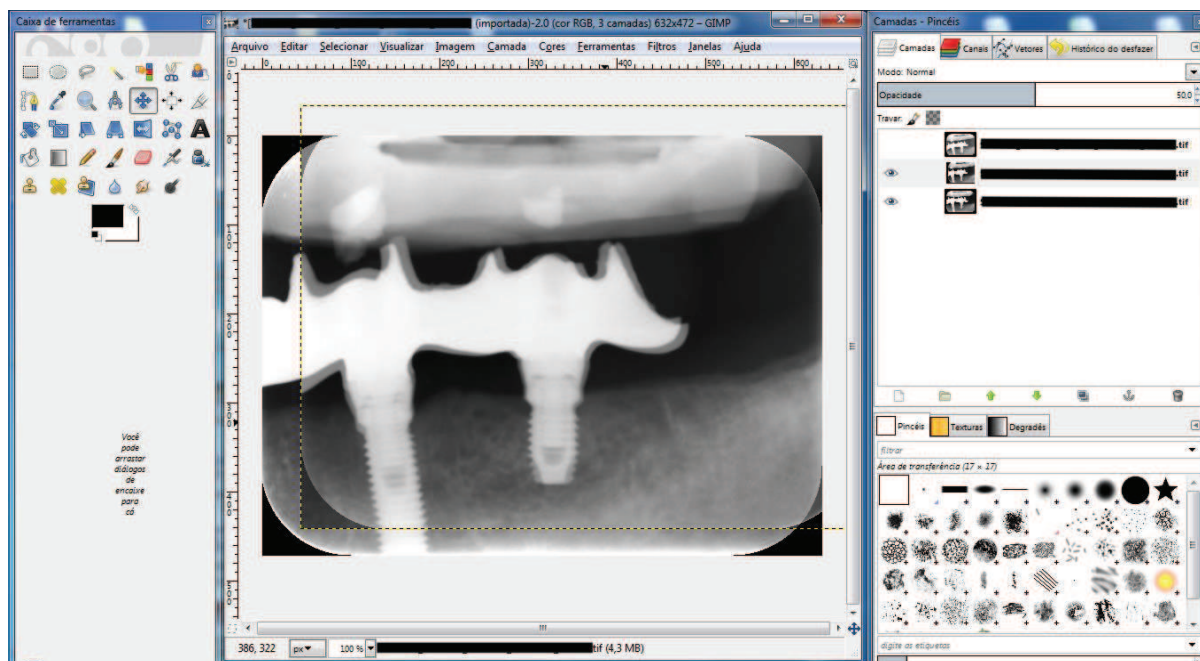


Figura 6: Aproximação das tomadas radiográficas com a ferramenta “Movimento”.



Após aproximar as imagens, utilizou-se a ferramenta “Rotação” para girar livremente a tomada T1 e colocar os implantes numa mesma angulação. Repetiu-se as operações de movimentação e rotação até que os implantes estivessem sobrepostos (Figuras 7, 8 e 9).

Figura 7: Seleção da ferramenta “Rotação”.

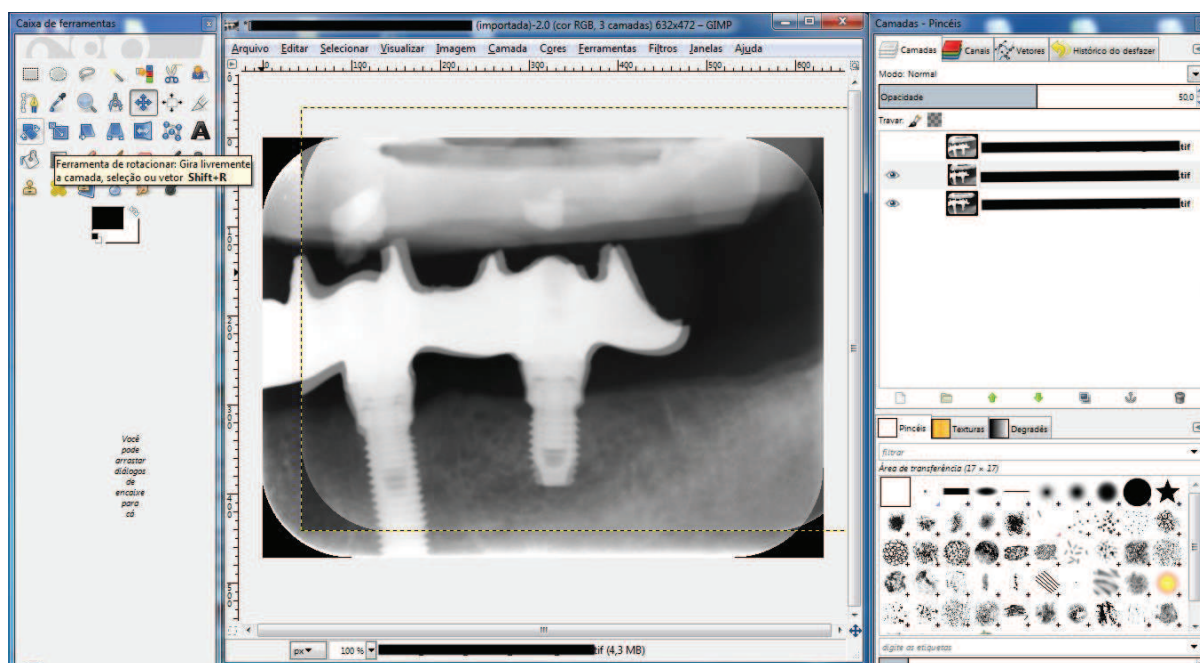


Figura 8: Rotação livre da tomada em T1 para nivelção com a angulação em BL.

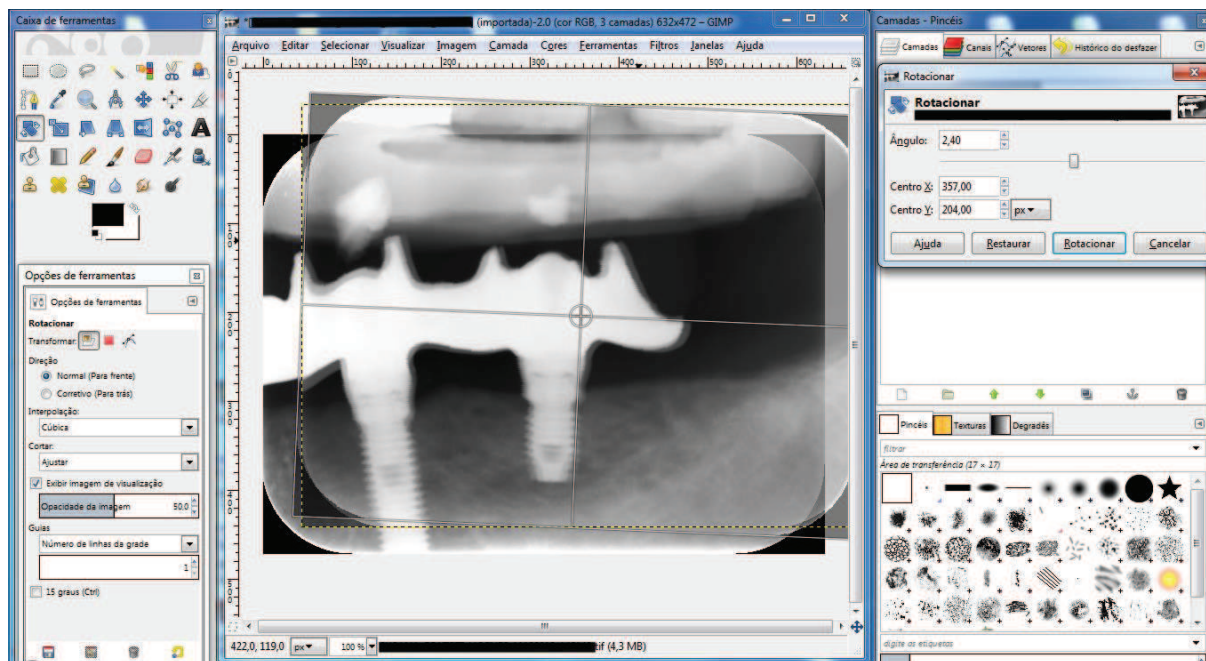
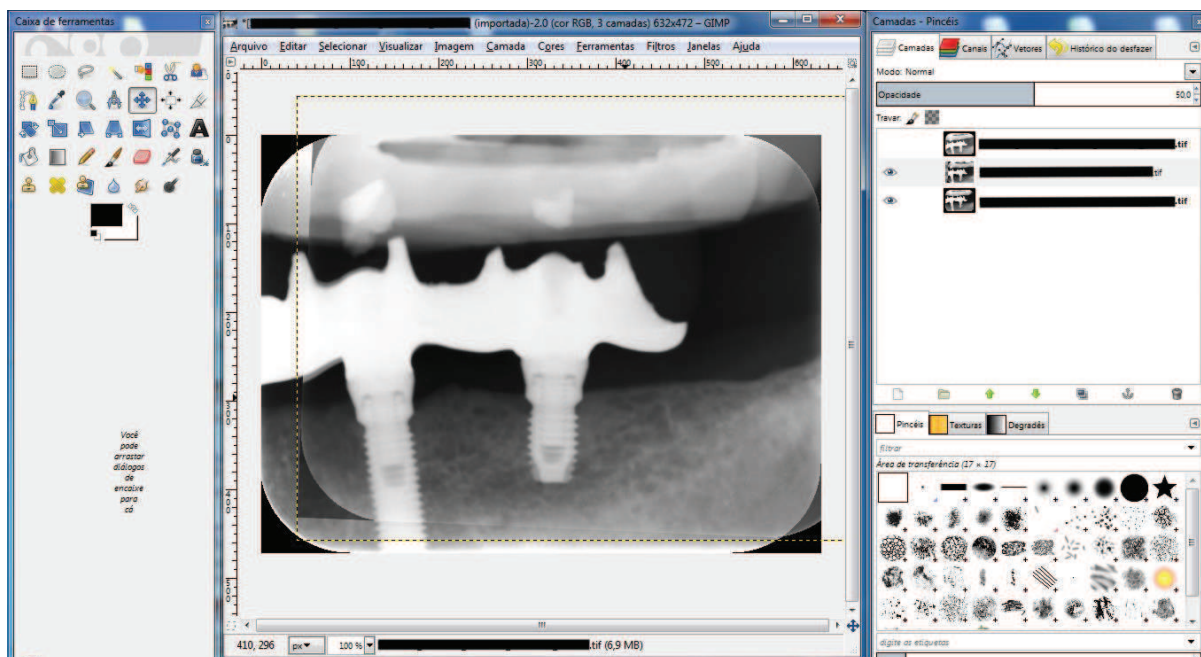


Figura 9: Tomadas radiográficas sobrepostas.



Após realizar essa operação para todas as tomadas radiográficas, as imagens foram exportadas. Para fazer isso, habilitou-se a visualização apenas da imagem a ser salva (clcando no “olho” ao lado da imagem de interesse na janela à direita) (Figura 10). Então, através do comando “Arquivo > Exportar como...” (Figura 11) a imagem foi renomeada de forma a identificar a tomada radiográfica de T1 ou T3 (a imagem em BL foi mantida com o nome original) e o quadrante do implante (01, 02, 03 e 04) e salvas no formato *.tif* (figura 12).

Figura 10: Seleção da imagem a ser salva

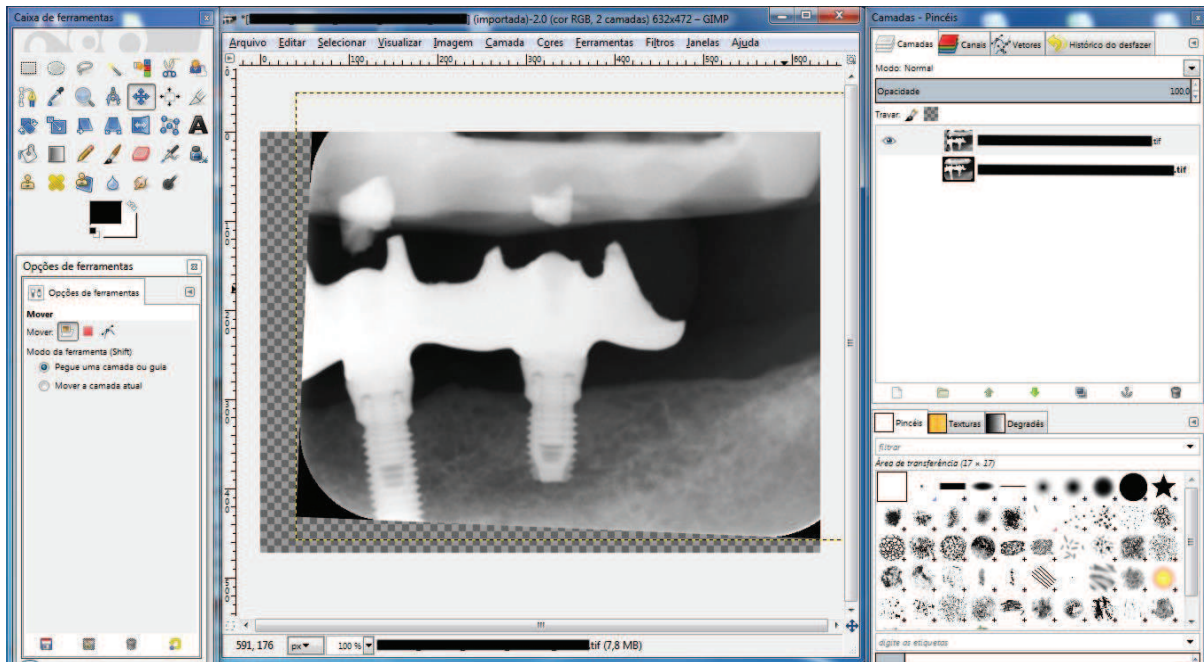


Figura 11: Comando “Arquivo &gt; Exportar como...”

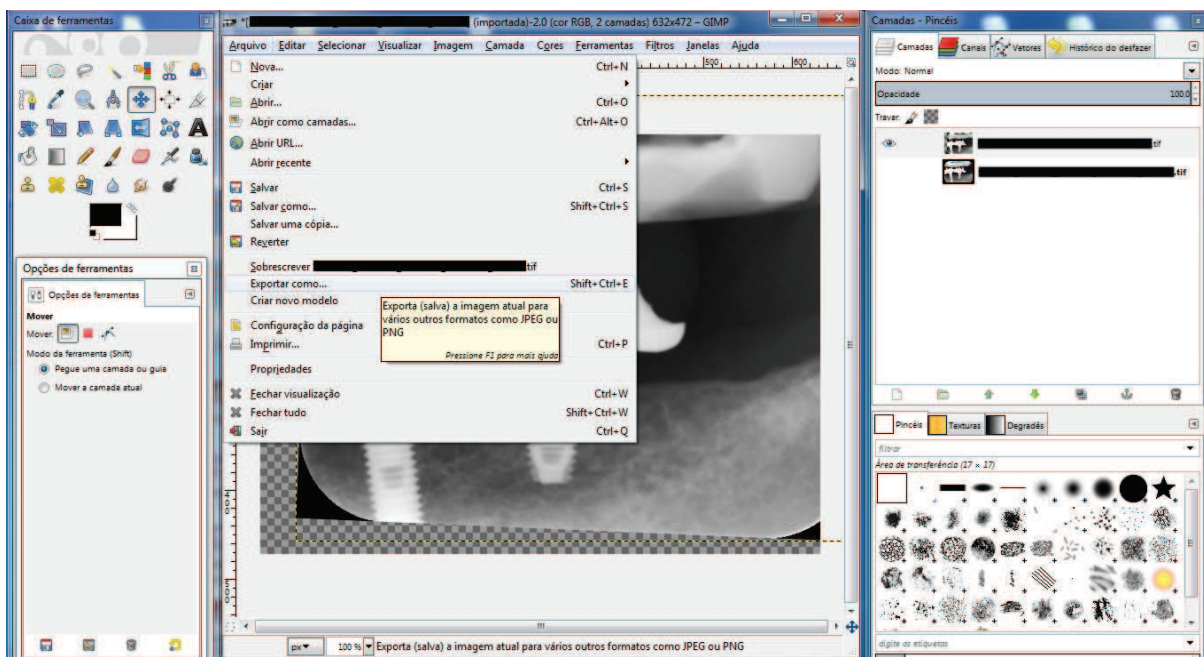
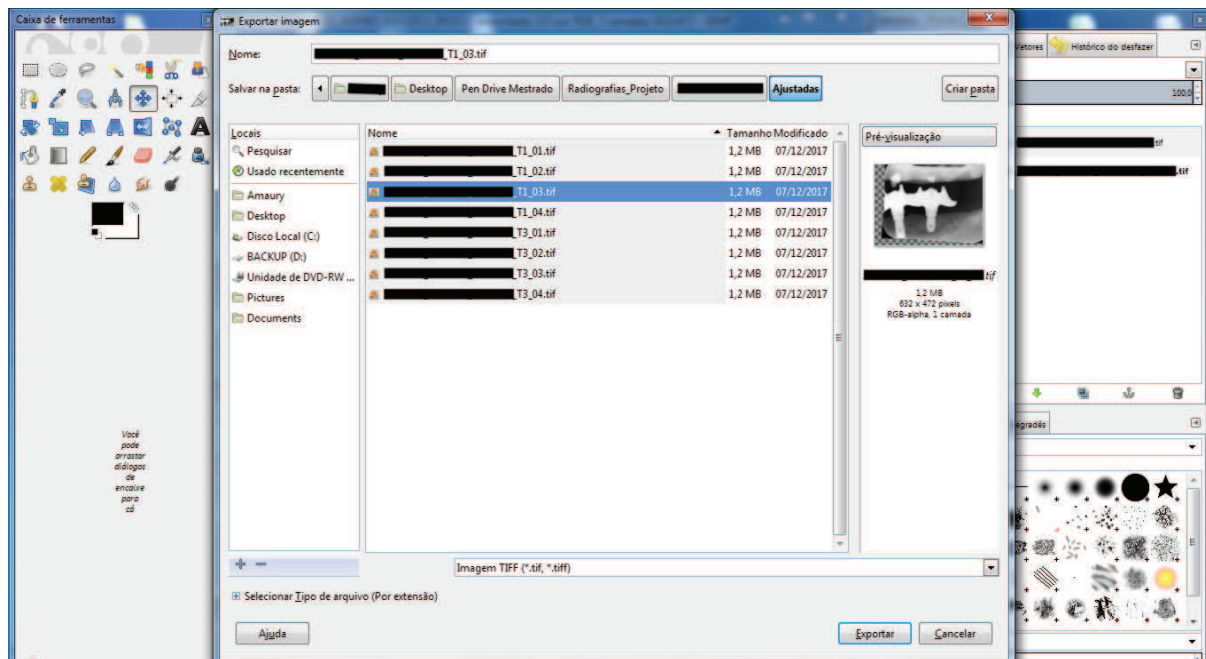


Figura 12: Renomeio e exportação das imagens.



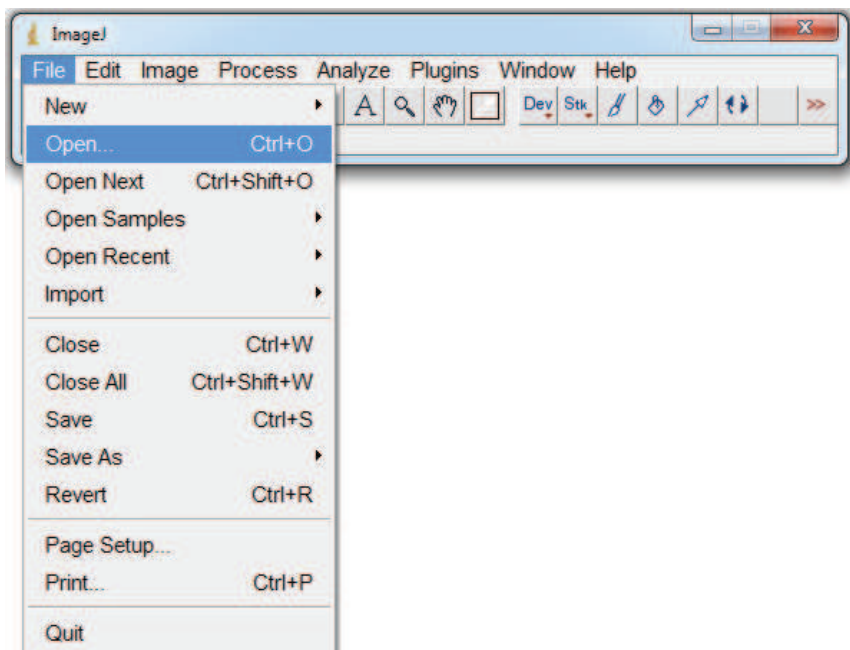
Depois de realizar a sobreposição de todas as imagens do banco de dados, as mesmas estavam prontas para a análise da densidade óssea no *ImageJ*, através das variáveis do estudo.

#### 4.4.2 Instrumento de análise das imagens

Para analisar as alterações na densidade óssea perimplantar, foram utilizados *plugins* do software *ImageJ*.

Com o programa *ImageJ* aberto, a radiografia do implante a ser analisada foi importada utilizando-se os comandos *File > Open* ou *Ctrl + O* e então localizado o arquivo na pasta em que se encontrava armazenado (Figura 13).

Figura 13: Comando para abrir a imagem no software ImageJ



Após abrir a radiografia, o primeiro passo foi padronizar a imagem em 8-bit, utilizando os comandos *Image > Type > 8-bit* (Figura 14).

Figura 14: Comando para colocação da imagem em 8bit

Após a padronização em 8-bit, a imagem passou pelo processo de normalização, utilizando os comandos *Process > Enhance Contrast* (Figura 15). Foram marcadas ambas as caixas *Normalize* e *Equalize Histogram*, e pressionado o botão *OK* (Figura 16).

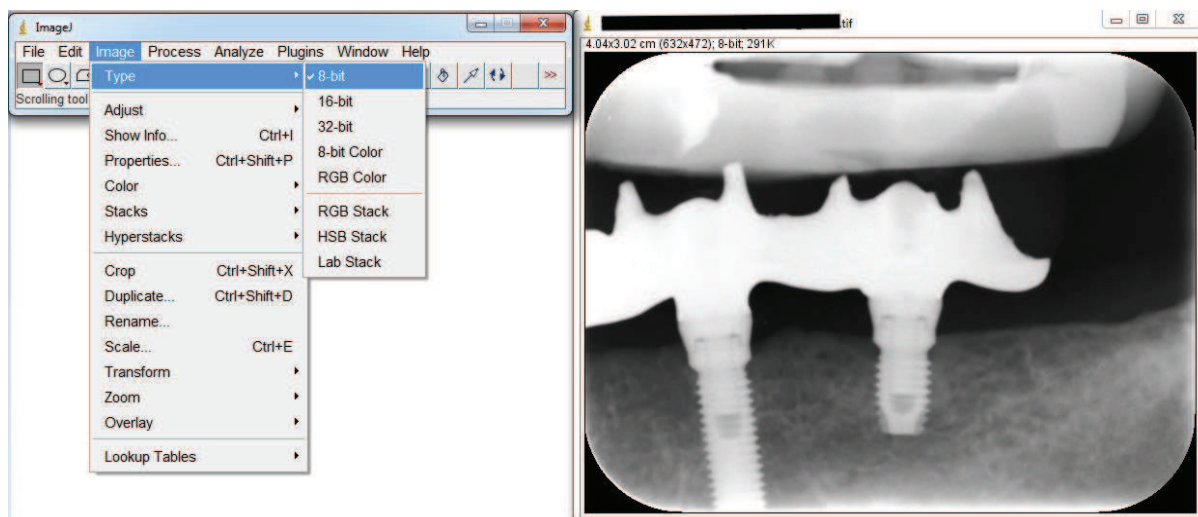


Figura 15: Comando para normalização da radiografia

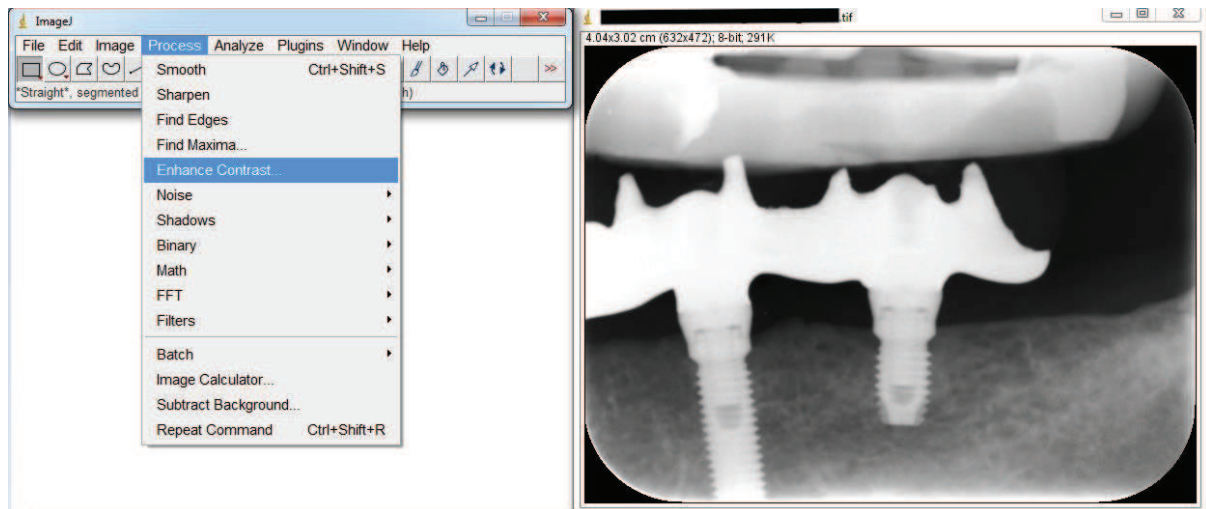
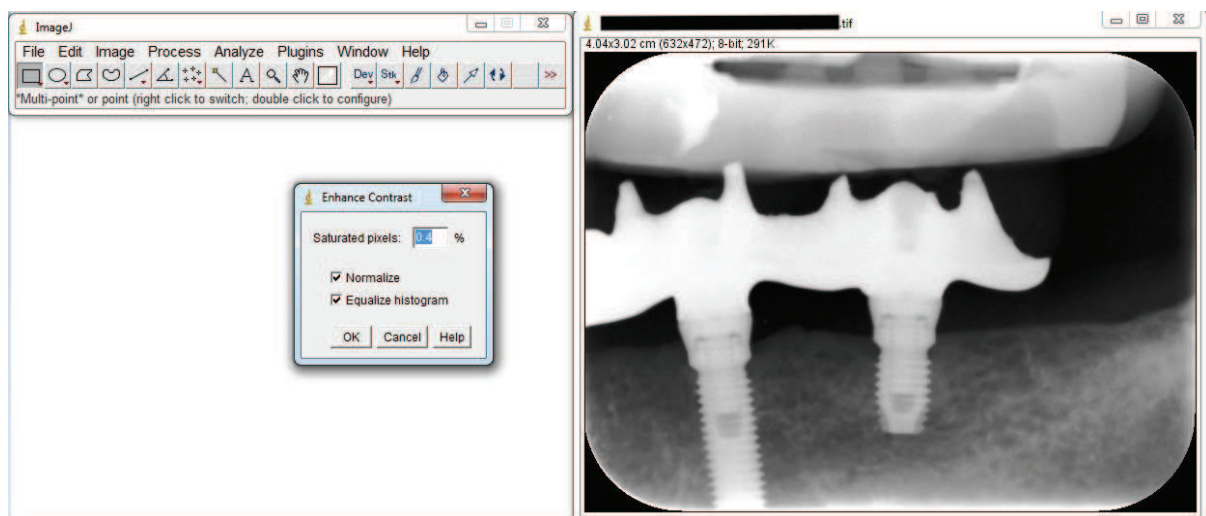


Figura 16: Marcação das caixas “Normalize” e “Equalize Histogram”

Após a normalização, a imagem estava preparada para as análises da densidade óssea.

Tomando por base a radiografia do T3, foi desenhado uma região de interesse (ROI) com a ferramenta de seleção retangular, de 20 x 20 pixels, de cada lado (mesial e distal), distando 2 pixels e posicionada paralelamente a superfície do implante, na altura da terceira rosca inserida no tecido ósseo a partir da cervical. Para posicionar a ROI paralelamente à superfície do implante



também foi utilizada a ferramenta de “Selection Rotator” (Figura 17). Cada ROI



marcada para os implantes de um mesmo paciente foi salva utilizando a ferramenta ROI Manager (Figuras 18 e 19).

Figura 17: ROI desenhada e posicionada com o auxílio da ferramenta “*Selection Rotator*”

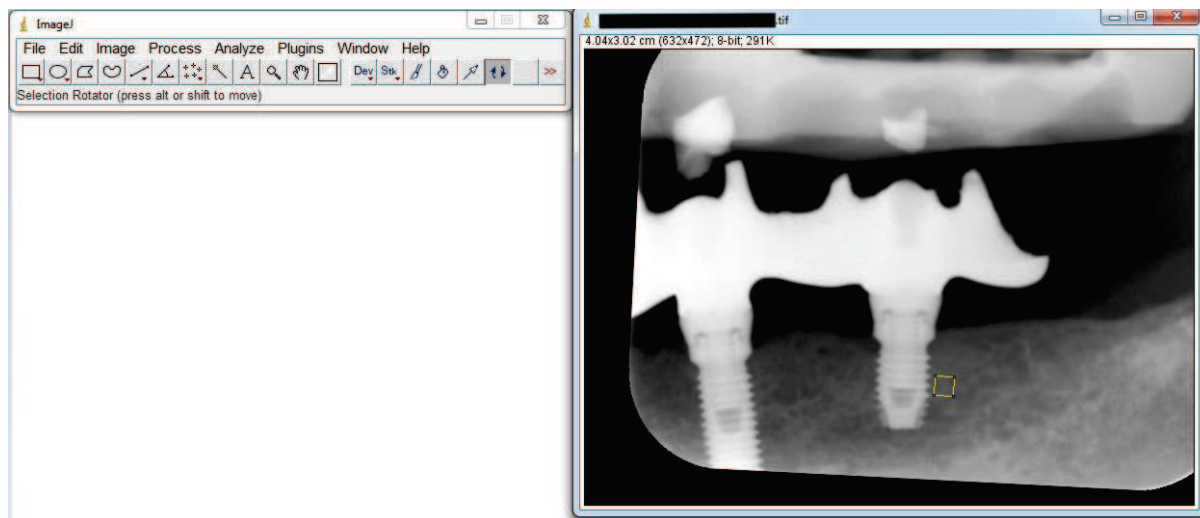


Figura 18: Comando para acessar a ferramenta *ROI Manager*

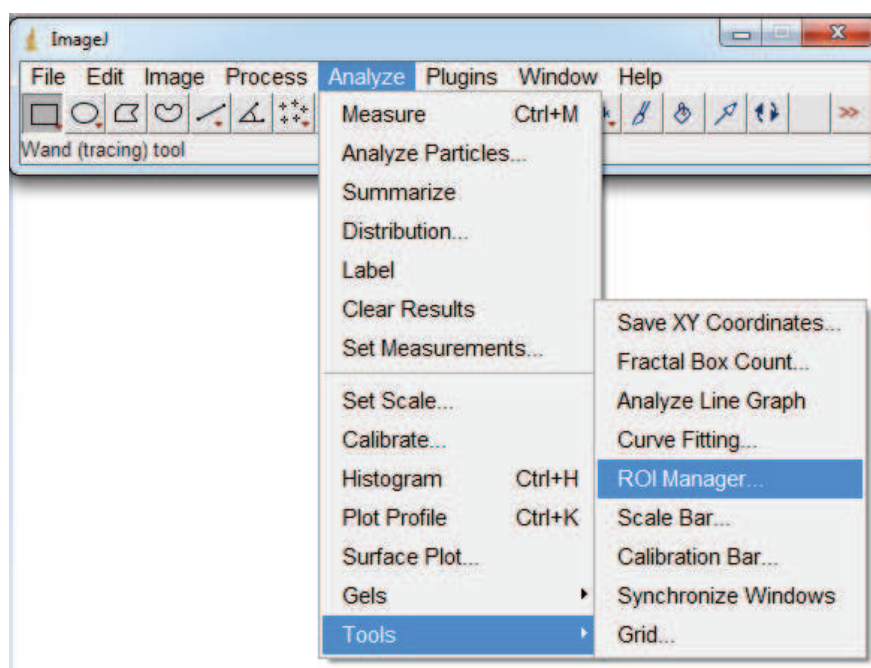
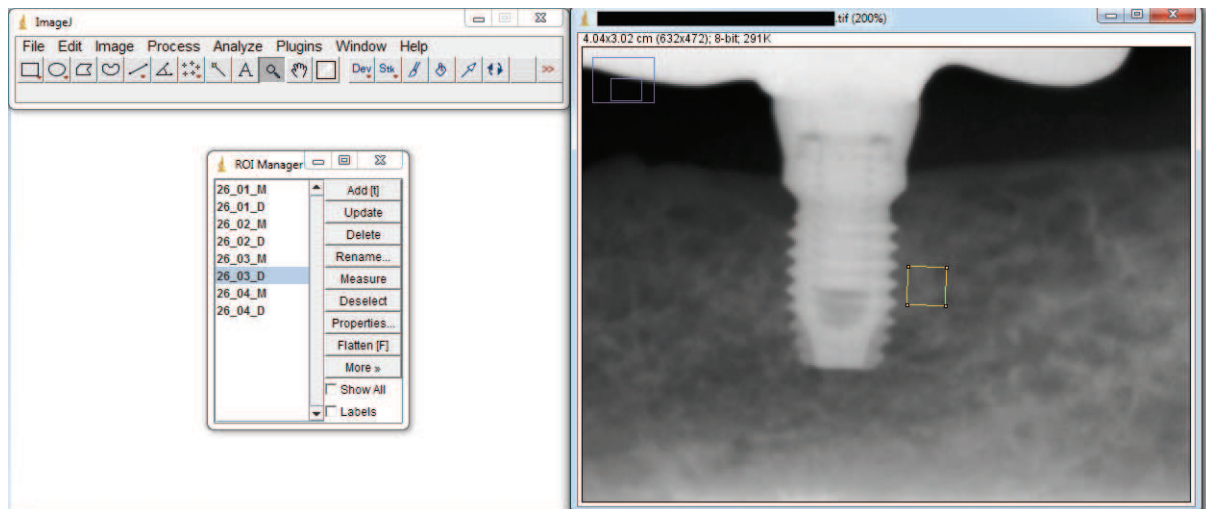


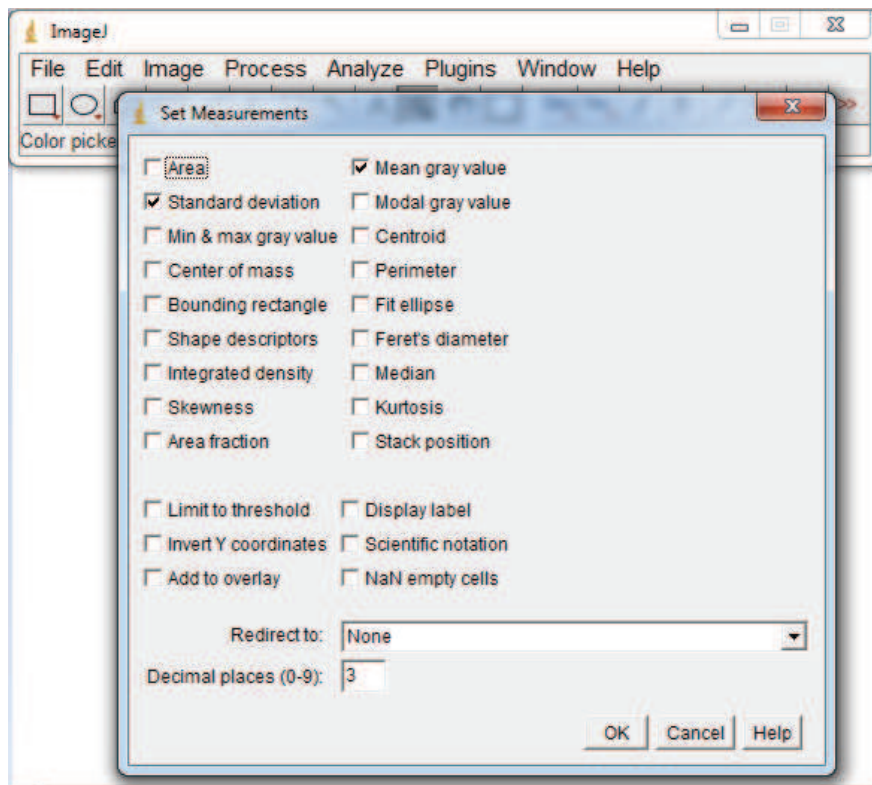
Figura 19: ROI's de um mesmo paciente salvas na ferramenta *ROI Manager*



Com as ROI's definidas, puderam-se extrair os dados referentes aos níveis de cinza e análise de textura.

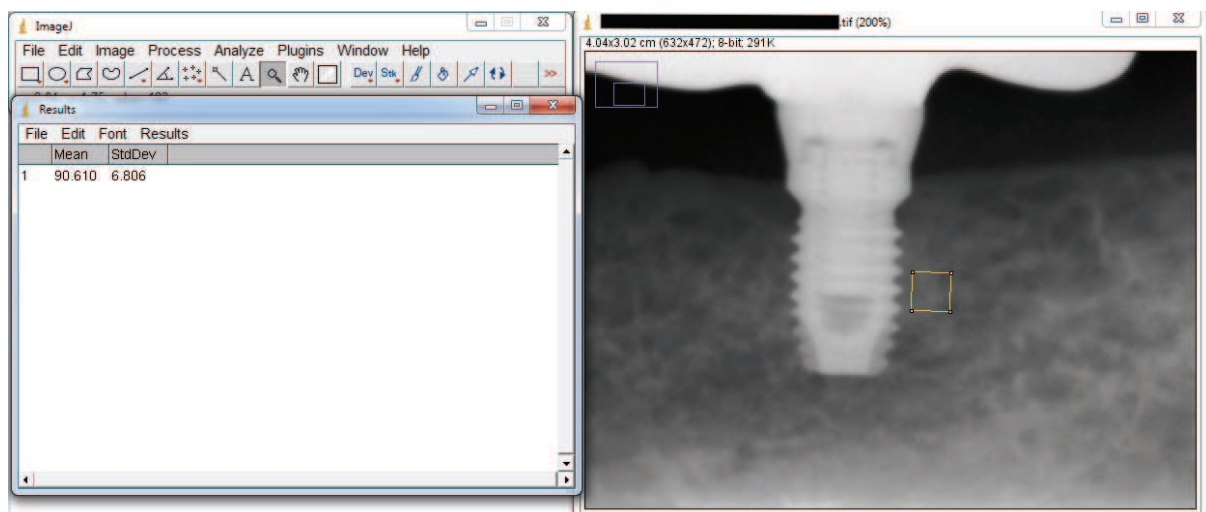
Para extração das variáveis referentes aos níveis de cinza, primeiramente se definiu as medidas de interesse através do comando *Analyze > Set Measurements*. As medidas selecionadas foram a média dos valores de cinza (*Mean Gray Value*) e desvio padrão (*Standard Deviation*) (Figura 20). Após definidas as medidas de interesse, o comando para extração dos dados pode ser executado a partir do *ROI Manager* clicando em "*Measure*" ou pelo comando *Analyze>Measure* ou pressionando as teclas Ctrl + M.

Figura 20: Definição das medidas de cinza



Ao clicar em Ok, as informações referentes a ROI analisada foi exibida em uma caixa de resultados (Figura 21).

Figura 21: Tela de resultados exibindo a média de níveis de cinza e o desvio padrão referente a ROI selecionada.



Os dados referentes aos níveis de cinza foram salvos em tabela *Microsoft Excel* para cada implante, em distal e mesial, em cada tomada radiográfica (BL,

T1 e T3). O coeficiente de variação foi calculado dividindo-se o desvio padrão pela média.

Após extraídos os dados referentes aos níveis de cinza, prosseguiu-se com as análises de textura, utilizando o plugin *GLCM Texture Tool*, previamente instalado na pasta de *Plugins* do programa.

Para acessar o *plugin*, foi utilizado o comando *Plugin>GLCM TextureTool* (Figura 22) e definiu-se os parâmetros a serem analisados: Segundo momento angular, Contraste, Entropia e Correlação (Figura 23). Após clicar em OK, os dados eram exibidos numa tela de resultados (Figura 24). Os parâmetros foram analisados em uma distância de 1 *pixel* em relação ao *pixel* referência e em 4 direções diferentes: 0°, 45°, 90° e 135°, conforme o método estatístico de Haralick. Após a obtenção dos valores de cada parâmetro de textura nas 4 direções, foi calculada uma média de cada um, de modo a se obter apenas um valor por parâmetro para os cálculos estatísticos. Os dados foram salvos na tabela *Microsoft Excel* para cada implante, em distal e mesial, em cada tomada radiográfica (BL, T1 e T3).

Figura 22: Comando para acessar o *Plugin GLCM Texture Tool*.

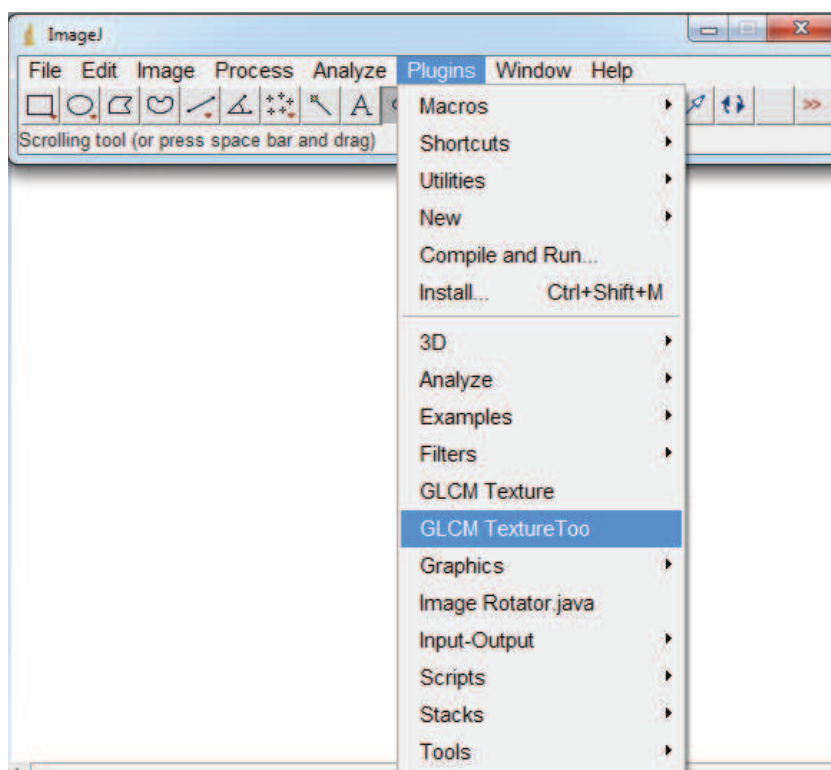


Figura 23: Definição dos parâmetros de textura e direção de análise em relação ao *pixel* referência.

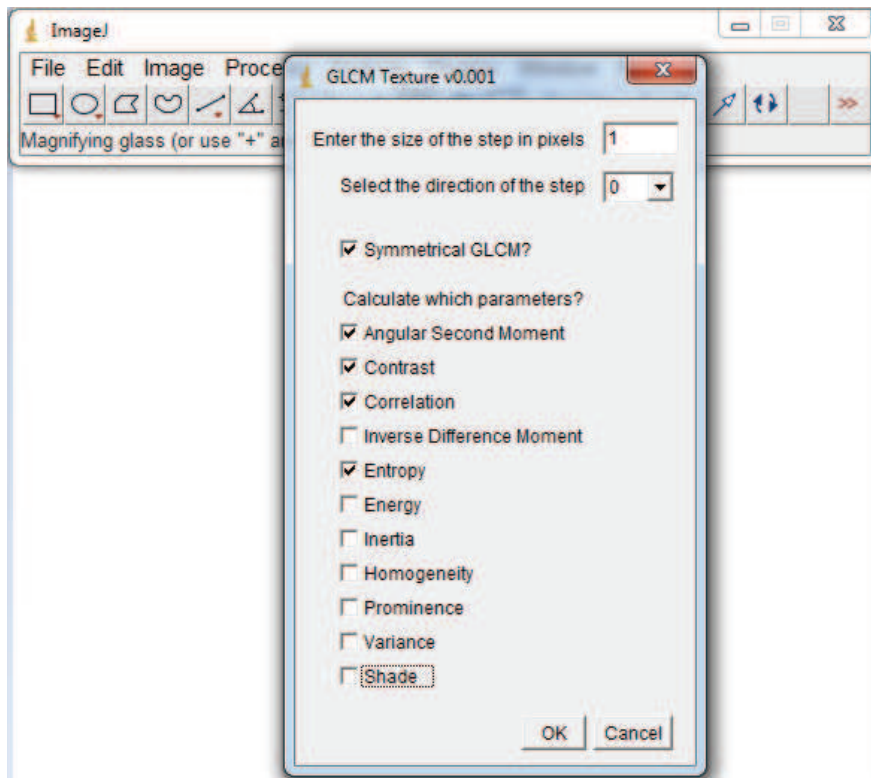
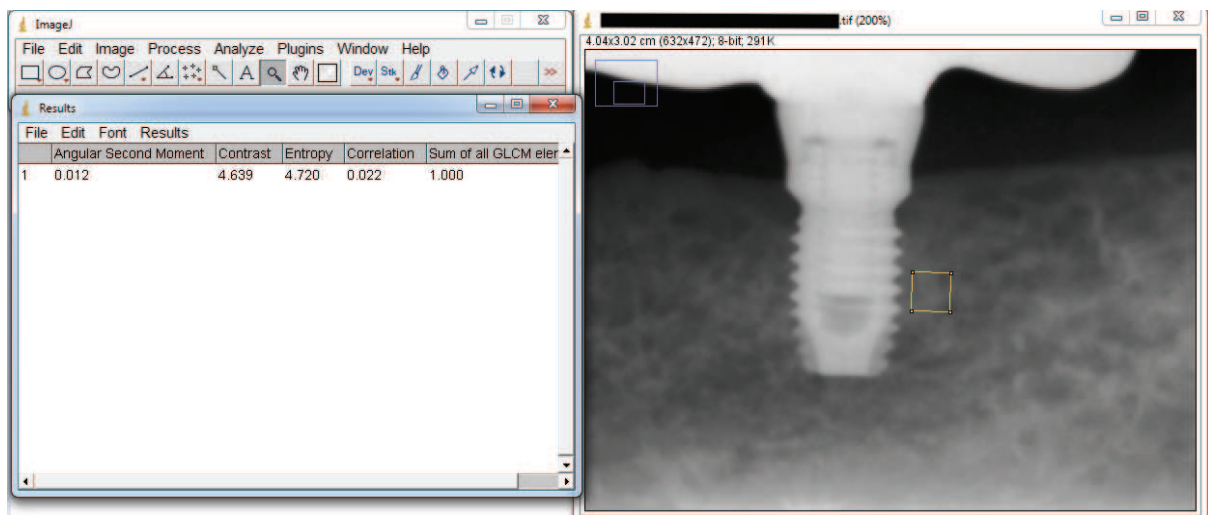


Figura 24: Tela de resultados exibindo os dados dos parâmetros de textura para uma dada direção de análise.



#### 4.5 Método Estatístico

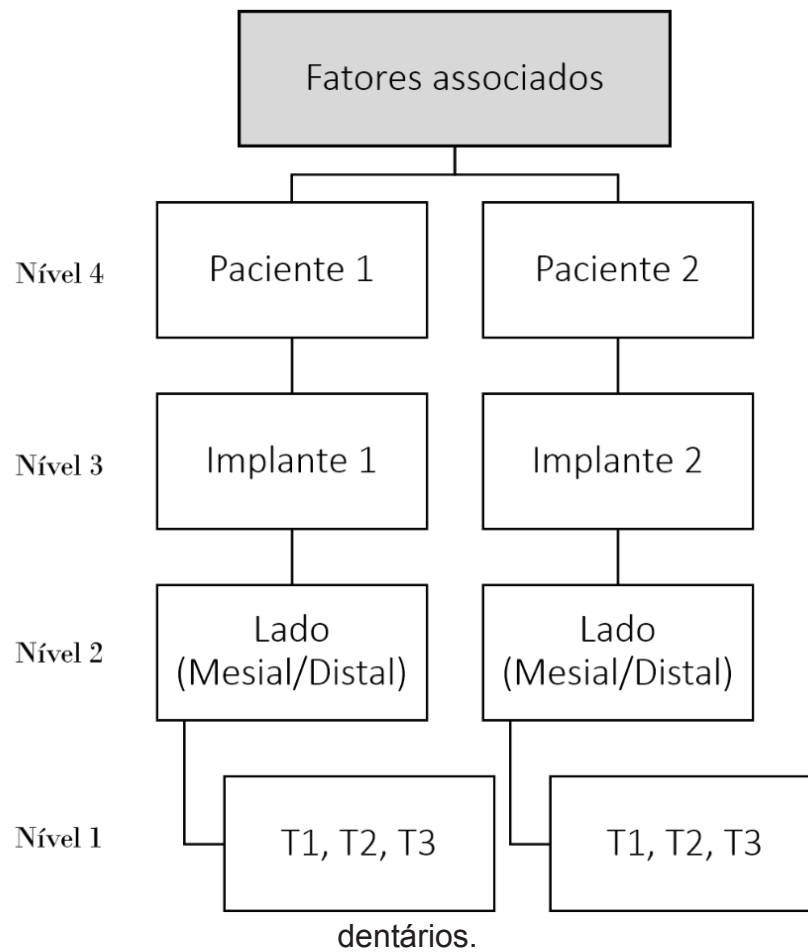
Para avaliar a relação entre as variáveis dependentes e as variáveis independentes (possíveis fatores associados), ao longo do tempo, foi utilizado o

modelo de regressão linear de efeitos mistos, o qual é uma generalização do modelo de regressão linear apropriada para quando são analisados dados correlacionados, também conhecido como dados aninhados ou estrutura multinível, ou seja, quando existem observações repetidas feitas em um mesmo indivíduo ao longo do tempo (mais de um implante instalados em um mesmo paciente). Este modelo acomoda a estrutura de dependência entre as observações através da inclusão de efeitos aleatórios, permitindo descrever a tendência temporal, levando em conta a correlação que existe entre medidas, como também estimar a variação na medida base e a taxa de mudança ao longo do tempo (Diggle et al., 1994; Draper & Smith, 1998; Fausto et al., 2008).

Os modelos foram ajustados separadamente para cada variável resposta. Inicialmente foi ajustado um modelo para cada fator associado e o fator tempo. Em seguida, foram ajustados modelos considerando múltiplos fatores associados e tempo. Por fim, foram ajustados modelos com efeito de interação entre o tempo e os fatores associados.

A estrutura de dependência entre as observações foi especificada considerando fatores paciente, implante aninhado em cada paciente e lado aninhado em cada implante e paciente como efeitos aleatórios. A estrutura aninhada (multinível) das observações pode ser exemplificada pela figura 25.

Figura 25: Estrutura de dependência multinível para os dados dos implantes.



Foi utilizado o método da máxima verossimilhança restrita (*restricted maximum likelihood*; REML) para a estimação dos parâmetros do modelo linear misto. A significância dos efeitos foi avaliada pelo critério de informação de Akaike (AIC). O nível de significância utilizado foi de 0,05.

## 5 RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta os dados descritivos da amostra do estudo.

Tabela 1: Análise descritiva da amostra.

63 implantes			30 Pacientes		
27 maxila		36 mandíbula	22 mulheres		8 homens
			Idade 62 anos $\pm$ 7.84 (44; 78)		
Provisório	Sim	Não	Auto-Relato de bruxismo	Sim	Não
	22 (34,9%)	41 (65,1%)		22 (73,3%)	8 (26,7%)
Força máxima de mordida			471N $\pm$ 142N		

A Tabela 2 apresenta as estatísticas descritivas (média e desvio padrão) das variáveis respostas observadas em mesial e distal combinadas, por tempo de avaliação.

Tabela 2: Média (desvio-padrão) dos desfechos por tempo de avaliação.

Variável	Baseline	T1	T3
Média de níveis de cinza	96,2 (32,7)	100 (31,8)	106 (35,1)
Desvio Padrão	7,52 (3,24)	7,32 (3,22)	7,04 (2,89)
Coefficiente de Variação	0,09 (0,05)	0,08 (0,04)	0,07 (0,03)
Segundo Momento Angular	0,02 (0,01)	0,02 (0,01)	0,02 (0,01)
Contraste	6,15 (3,97)	5,57 (3,62)	5,45 (3,83)
Entropia	4,53 (0,41)	4,51 (0,43)	4,49 (0,43)
Correlação	0,03 (0,03)	0,03 (0,03)	0,03 (0,03)

Na Tabela 3 podem ser visualizados os resultados dos modelos de regressão mista e o efeito estimado dos fatores associados. Os demais modelos



ajustados e respectivas tabelas de comparação gerados durante a análise preliminar estão dispostos no capítulo de Anexos.

Para a variável “Média de níveis de Cinza” os fatores tempo e força máxima de mordida foram significativos ( $P < 0,05$ ), sendo estimado um aumento de 4,19 e 9,15 na média dos níveis de cinza para o período de 1 e 3 anos, respectivamente, quando ajustados pela força de mordida. Estimou-se que para o aumento de uma unidade de força (1N) haveria um acréscimo de 0,1 na média de níveis de cinza (Tabela 3). Estes resultados podem ser visualizados pelo gráfico de médias estimadas (Figura 26). A associação entre os demais fatores e o tempo não foram significativas.

Quanto a variável “Coeficiente de Variação”, a interação entre os fatores tempo e presença de bruxismo foi significativa ( $P < 0,05$ ), sendo que o modelo com interação foi estatisticamente diferente do modelo sem interação ( $P = 0.003$ ). Para pacientes sem a presença de bruxismo após 1 e 3 anos, foi estimado uma diminuição no coeficiente de variação de 0.0028 e 0.0129, respectivamente. A redução foi estatisticamente significativa aos 3 anos ( $P < 0,01$ ). E a cada aumento de uma unidade na força de mordida (1N), o coeficiente de variação diminuiu 0.000062 ( $P < 0,05$ ). Já para pacientes com a presença de bruxismo, o coeficiente de variação diminuiu 0.0302 após 1 ano (a interpretação é feita pela soma do efeito estimado para o tempo de 1 ano com a interação desse tempo e bruxismo), sendo esse resultado estatisticamente significativo ( $P < 0,01$ ). Após 3 anos, os pacientes com bruxismo tiveram redução do coeficiente de variação em 0.0284 (a interpretação é feita pela soma do efeito estimado para o tempo de 3 anos com a interação desse tempo e bruxismo). No entanto, esse resultado não foi significativo ao nível de 5%. Para cada aumento de uma unidade na força de mordida (1N), o coeficiente de variação diminuiu 0.000062 (Tabela 3). Estes resultados podem ser vistos pelo gráfico de médias estimadas (Figura 27). No *baseline*, os pacientes com presença de bruxismo apresentaram coeficiente de variação 0.033 maior que os pacientes sem presença de bruxismo.

Todos os demais desfechos relacionados aos níveis de cinza e parâmetros de textura não foram fatores significativos ao longo do tempo, bem como o tempo como fator principal, ao nível de significância de 5% (Tabelas 3 e 4).

Tabela 3: Estimativa de efeito (Intervalo de Confiança de 95%) para as variáveis de níveis de cinza.

Fator	Modelo		
	Media de níveis de cinza	Desvio Padrão	Coefficiente de Variação
Tempo 1 ano	4,190** (0,364 - 8,016)	-0,249 (-0,824 - 0,327)	-0,003 (-0,011 - 0,005)
Tempo 3 anos	9,155*** (4,789 - 13,521)	-0,553* (-1,207 - 0,101)	-0,013*** (-0,022 - -0,003)
Idade		-0,047 (-0,149 - 0,055)	
Sexo: Feminino		0,064 (-1,842 - 1,970)	
Força máxima de mordida	0,096*** (0,041 - 0,150)	0,0001 (-0,007 - 0,007)	-0,0001** (-0,0001 - -0,00000)
Bruxismo: Sim		0,914 (-0,715 - 2,544)	0,033*** (0,013 - 0,053)
Provisorio: Sim		0,179 (-1,342 - 1,701)	
Arco: Mandibula		0,863 (-0,478 - 2,204)	
Tempo 1 ano x Bruxismo			-0,027*** (-0,043 - -0,012)
Tempo 3 anos x Bruxismo			-0,016 (-0,033 - 0,002)
Constant	51,023*** (24,326 - 77,721)	9,560** (0,710 - 18,410)	0,108*** (0,079 - 0,138)

\*\*P < 0,05; \*\*\*P < 0,01.

Figura 26: Gráfico de médias estimadas para o efeito da força de mordida ao longo do tempo na média dos níveis de cinza.

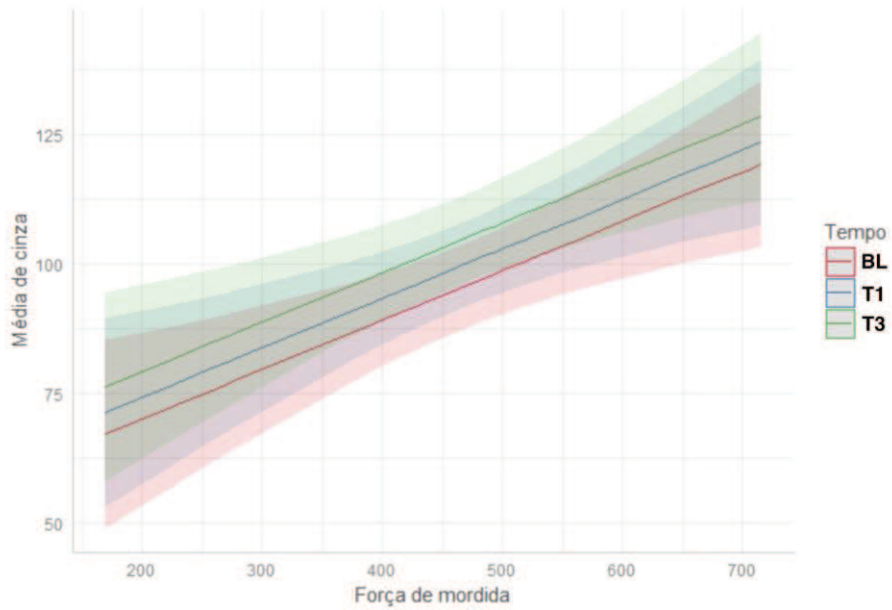


Figura 27: Gráfico de médias estimadas para o efeito da interação tempo x bruxismo na redução do coeficiente de variação.

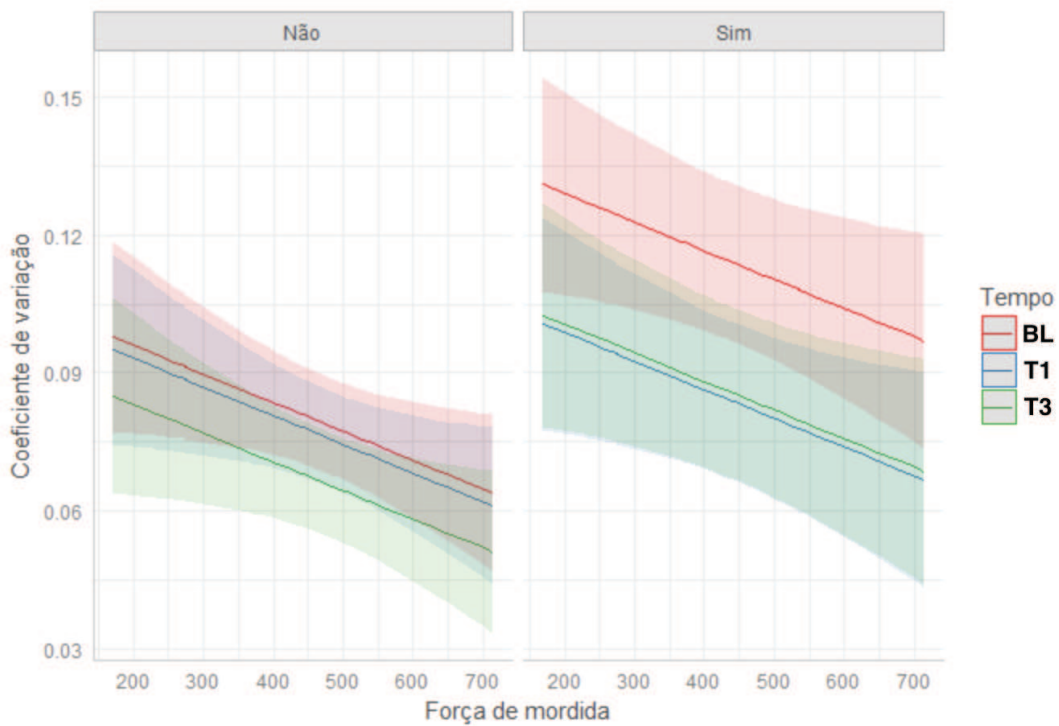


Tabela 4: Estimativa de efeito (Intervalo de Confiança de 95%) para as variáveis de análise de textura.

Fator	Modelo			
	Contraste	Entropia	Segundo Momento Angular	Correlação
Tempo 1 ano	-0,648 (-1,474 - 0,179)	-0,026 (-0,102 - 0,050)	0,001 (-0,001 - 0,002)	0,002 (-0,003 - 0,007)
Tempo 3 anos	-0,486 (-1,419 - 0,447)	-0,046 (-0,132 - 0,041)	0,001 (-0,001 - 0,002)	0,002 (-0,004 - 0,008)
Idade	0,036 (-0,078 - 0,149)	-0,008 (-0,023 - 0,006)	0,0002 (-0,0001 - 0,0004)	0,0005 (-0,0003 - 0,001)
Sexo: Feminino	0,598 (-1,536 - 2,732)	0,030 (-0,237 - 0,296)	-0,0005 (-0,005 - 0,004)	-0,001 (-0,015 - 0,014)
Força máxima de mordida	0,003 (-0,004 - 0,011)	0,0003 (-0,001 - 0,001)	-0,00001 (-0,00002 - 0,00001)	-0,00001 (-0,0001 - 0,00004)
Bruxismo: Sim	1,362 (-0,472 - 3,197)	0,112 (-0,116 - 0,341)	-0,002 (-0,006 - 0,002)	-0,007 (-0,019 - 0,006)
Provisorio: Sim	-0,946 (-2,594 - 0,703)	0,002 (-0,208 - 0,211)	-0,0001 (-0,004 - 0,004)	0,0005 (-0,011 - 0,012)
Arco: Mandibula	-0,204 (-1,621 - 1,214)	0,024 (0,157 - 0,206)	-0,001 (-0,004 0,003)	-0,008 (-0,019 - 0,002)
Constant	2,013 (-7,930 - 11,957)	4,858*** (3,621 - 6,095)	0,009 (-0,013 - 0,031)	0,010 (0,057 - 0,077)

\*\*P < 0,05; \*\*\*P < 0,01.

## 6 DISCUSSÃO

Este estudo mostrou que o tempo de carregamento protético foi um fator importante para a alteração da densidade óssea observada radiograficamente, através do aumento na média dos níveis de cinza. Estes achados estão de acordo com Appleton et. al (2005), Ghomeizi et al (2013); Zuki et. al (2014), Ramachandran et al (2015) e Akoglan et. al (2017), os quais usaram metodologias diferentes para quantificar as alterações ósseas em exames de imagem e mostraram uma tendência para o aumento da média dos níveis de cinza, para diferentes protocolos de carregamento protético de implantes unitários, no período de um ano. Já Carneiro et al (2012) observaram a mesma tendência para os implantes submetidos a carga imediata, mas uma diminuição dos valores de cinza para os implantes submetidos a carga convencional. Algumas limitações enfrentadas pelos autores citados acima foram a falta de padronização entre os exames, longo fluxo de ações para digitalização e análise das imagens e pequeno número de implantes na amostra.

Por outro lado, Sahrman et al (2017) avaliaram retrospectivamente a densidade óssea radiográfica em torno de implantes unitários curtos (6mm) e longos (10mm) por 3 anos após a instalação da prótese e observaram uma tendência maior no aumento da densidade entre o momento da instalação e o primeiro ano de acompanhamento, sem grandes alterações nos demais tempos de observação. No entanto, todos os resultados dos estudos citados acima são baseados na resposta do osso perimplantar aos estímulos da transferência de carga por próteses fixas unitárias, sendo que as conclusões devem ser analisadas com cuidado para reabilitações extensas.

O presente estudo analisou o tecido ósseo perimplantar de implantes distais de próteses totais fixas implantossuportadas. Portanto, os implantes estão localizados na região posterior de maxila e mandíbula em reabilitações extensas para arcada totalmente edentada. Optou-se por utilizar duas regiões de interesse (ROI's) de 20x20 pixels. O tamanho dos pixels de todas as radiografias foi de 64µm de altura por 64µm de largura, o que resultou em ROI's de 1,28mm<sup>2</sup>, e difere dos estudos de Appleton et al. (2005) e Carneiro et al.

(2012), que analisaram 9 ROI's em torno dos implantes, cada uma com 1mm<sup>2</sup> (63µm x 63µm pixel), distribuídas em mesial e distal em nível de crista, subcrista, terço médio, lateralmente na região de ápice e na região do ápice do implante.

Nas radiografias periapicais utilizadas, a imagem do tecido ósseo onde as ROI's seriam posicionadas (entre implantes) frequentemente era estreita. Por isso foi necessário delimitar o maior tamanho possível de ROI considerando todos os implantes da amostra, obtendo-se o tamanho de 20x20 pixels. As ROI's foram posicionadas na altura da terceira rosca do implante, a partir do primeiro contato osso-implante, tomando por base a última tomada radiográfica. Assim, evitou-se o posicionamento sobre regiões de perda óssea, o que fatalmente incluiria pixels escuros e levaria a uma interpretação errônea de diminuição da densidade óssea. Para este posicionamento das ROI's entendeu-se que estariam na zona do implante sujeita às maiores intensidades de carga, e onde poderia ocorrer a maior alteração na densidade óssea.

Em relação às alterações ósseas a partir da análise de textura, embora os dados descritivos tenham apresentado uma tendência ao adensamento ósseo, os resultados não foram estatisticamente significativos nos modelos de regressão mistos. Uma possível explicação seria a pequena área observada (ROI) em uma região óssea que pode ser classificada como um osso tipo IV segundo a classificação de Lekholm e Zarb, e que é de grande complexidade estrutural, com poucas e finas trabéculas conectadas entre si, conforme descrito por Ribeiro-Rotta et al (2014). No trabalho de Mundim et al. (2016), que encontrou relação entre o parâmetro de textura Entropia com os tipos ósseos, de acordo com a classificação de Lekholm e Zarb, bem como a Entropia e a Correlação para o torque de inserção e a frequência de ressonância como medida de estabilidade primária, as ROI's analisadas compreenderam uma área com 0,85mm de largura em cada face (mesial e distal) e altura dependendo do tamanho do implante, e a área apical com 0,85mm de altura e largura de acordo com o implante.

Os estudos que compararam diferentes protocolos de carregamento protético mostram uma menor perda óssea em torno de implantes carregados progressiva ou precocemente, ao mesmo tempo em que esses protocolos

aumentam a média de níveis de cinza na zona óssea mais cervical (Appleton et al., 2005; Carneiro et al., 2012; Ghomeizi et al., 2013; Esposito et al., 2013; Zuki et al., 2014; Ramachandran et al., 2015; Akoglan et al., 2017; Gjevold et al., 2017). Os resultados deste trabalho não mostraram diferença nas alterações ósseas ocorridas entre os implantes carregados provisoriamente e os de maneira convencional. No entanto, por se tratarem de pacientes atendidos nas clínicas da faculdade, onde os tratamentos podem variar em suas etapas clínicas, o período de provisionalização não foi padronizado, o que pode ter afetado a detecção de um possível efeito.

O presente trabalho mostrou que a força máxima de mordida foi um fator importante para o aumento da média dos níveis de cinza, sugerindo que o osso ao redor dos implantes se tornaria mais denso. Portanto, parece importante avaliar se há relação entre força máxima de mordida, adensamento ósseo e perda óssea marginal em torno dos implantes ao longo do tempo. Contudo, Van Kampen et al (2005) e Jofré et al (2010) não encontraram associação entre a força máxima de mordida e a perda óssea marginal em implantes suportando *overdentures*.

O Coeficiente de Variação (CV) diminuiu com a presença de bruxismo associado ao tempo, no sentido de tornar o osso mais denso. O CV é expresso pela divisão do Desvio Padrão (*sd*) pela Média dos níveis de cinza (*med*), ou seja,  $CV = sd / med$ . Para que haja redução do CV, deve haver uma redução de *sd* ou um aumento de *med*. Os resultados mostram não haver efeito significativo dos fatores sobre o Desvio Padrão, mas houve efeito do tempo e da força de mordida para a Média dos níveis de cinza. Portanto, uma possível explicação é que os pacientes com bruxismo poderiam ter força de mordida maior, o que possivelmente aumentaria a carga sobre os implantes e próteses. Contudo, Naert et al (2012) não encontraram relação entre sobrecarga oclusal e perda óssea marginal em implantes com saúde peri-implantar.

Em relação à arcada, não houve diferença estatística de alterações ósseas entre maxila e mandíbula. Turkyilmaz et al (2007) e Turkyilmaz et al (2008) encontraram diferenças de densidade entre maxila e mandíbula, porém antes da instalação de implantes. Já os estudos de Appleton et. al (2005), Zuki

et. al (2014), Ramachandran et al (2015) e Akoglan et. al (2017) mostraram alterações ósseas em radiografias, mas não compararam as mudanças ocorridas em maxila e mandíbula.

Uma limitação do presente estudo refere-se ao tamanho da amostra, que variou ao longo do tempo. A amostra inicial era de 63 implantes e se manteve constante até um ano de acompanhamento. Porém, esse número diminuiu no acompanhamento de três anos por razões de desistência ou por não atingir o período máximo de acompanhamento quando da conclusão do presente estudo. Além disso, as análises de alteração óssea foram feitas em radiografias periapicais, um exame de rotina, mas há limitações inerentes à técnica tais como a sobreposição de estruturas anatômicas e a visualização do osso periapical adjacente aos implantes apenas nas faces mesial e distal. O fato de ser um exame de rotina acessível ao clínico, de baixa exposição à radiação para o paciente e de relativo baixo custo justificam a utilização deste exame neste trabalho. Os presentes resultados e conclusões se aplicam a implantes distais de PTFI, ou seja, apenas um tipo de trabalho protético foi analisado. Os implantes utilizados nessas reabilitações são todos de plataforma do tipo hexágono externo, sendo que resultados distintos podem ocorrer devido à variabilidade de sistemas de implantes e de próteses. Além disso, seria interessante avaliar a possível relação entre os fatores estudados, seus possíveis efeitos na alteração da estrutura óssea e a perda óssea marginal ao redor dos implantes, tanto em exames bidimensionais como tridimensionais utilizando imagens de tomografias computadorizadas.



## 7 CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo, os resultados sugerem que foi possível observar radiograficamente as alterações ósseas em implantes distais de próteses totais fixas implantossuportadas após carregamento, em até três anos de acompanhamento.

Os fatores tempo e força máxima de mordida foram significativos para o aumento da média dos níveis de cinza, representando um adensamento do osso peri-implantar.

Já a interação entre tempo e bruxismo foi significativa para a redução do coeficiente de variação dos níveis de cinza, representando que, com o passar do tempo, os pacientes com bruxismo apresentaram uma menor variação dos níveis de cinza, aumentando a densidade da área observada.

Contudo, não foi possível detectar radiograficamente alteração óssea através dos parâmetros de análise de textura.

## REFERÊNCIAS

Akođlan M, Tatli U, Kurtođlu C, Salimov F, Kůrkçũ M. Effects of different loading protocols on the secondary stability and peri-implant bone density of the single implants in the posterior maxilla. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2017;19(4):624-31.

Appleton R, Nummikoski P, Pigno M, Cronin R, Chung KH. A radiographic assessment of progressive loading on bone around single osseointegrated implants in the posterior maxilla. *Clin. Oral Impl. Res.* 2005.16:161-167.

Ayub KV, Ayub EA, Lins Do Valle A, Bonfante G, Pegoraro T, Fernando L. Seven-Year Follow-up of Full-Arch Prostheses Supported by Four Implants: A Prospective Study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2017;32(6):1351.

Bastami F, Shahab S, Parsa A, Abbas F, Noori Kooshki M, Namdari M, et al. Can gray values derived from CT and cone beam CT estimate new bone formation? An in vivo study. *Oral and Maxillofacial Surgery*. 2018;22(1):13-20.

Benavides E, Rios HF, Ganz SD, An CH, Resnik R, Reardon GT, Feldman SJ, Mah JM, Hatcher D, Kim MJ, Sohn DS, Palti A, Perel ML, Judy KWM, Misch CE, Wang HL. Use of Cone Beam Computed Tomography in Implant Dentistry: The International Congress of Oral Implantologists Consensus Report. *Implant Dentistry*. 2012;21(2):78-86.

Bohner LOL, Mukai E, Oderich E, Porporatti AL, Pacheco-Pereira C, Tortamano P, et al. Comparative analysis of imaging techniques for diagnostic accuracy of peri-implant bone defects: a meta-analysis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*. 2017;124(4):432-40.e5.

Carneiro LS, da Cunha HA, Leles CR, Mendonça EF. Digital subtraction radiography evaluation of longitudinal bone density changes around immediate loading implants: a pilot study. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2012;41:241-247.

Cassetta M, Stefanelli LV, Pacifici A, Pacifici L, Barbato E. How accurate is CBCT in measuring bone density? A comparative CBCT-CT in vitro study. *ClinImplDentRelat Res*. 2014;16(4):471-478.

Castellano G, Bonilha L, Li LM, Cendes F. Texture analysis of medical images. *Clinical Radiology*. 2004;59:1061-1069.

Diggle, P. J., K-Y. Liang, and S. L. Zeger. 1994. *Analysis of Longitudinal Data*. Oxford: Clarendon Press.

Draper, N., and H. Smith. 1998. *Applied Regression Analysis*. 3rd ed. New York: John Wiley; Sons.

Esposito M, Grusovin MG, Maghaireh H, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2013:3.

Fausto, M. A., M. Carneiro, C. M. F. Antunes, J. A. Pinto, and E. A. Colosimo. 2008. "O Modelo de Regressão Linear Misto Para Dados Longitudinais: Uma Aplicação Na Análise de Dados Antropométricos Desbalanceados." *Cadernos de Saúde Pública* 24 (March). scielo: 513–24.

Francetti L, Rodolfi A, Barbaro B, Taschieri S, Cavalli N, Corbella S. Implant success rates in full-arch rehabilitations supported by upright and tilted implants: a retrospective investigation with up to five years of follow-up. *Journal of Periodontal and Implant Science*. 2015; 48:210-215.

GNU Image Manipulation Program – GIMP [editor de imagens]. MATTIS, Peter, KIMBALL, Spencer. Berkeley (LA): 1995.

Ghoveizi R, Alikhasi M, Siadat M-R, Siadat H, Sorouri M. A Radiographic Comparison of Progressive and Conventional Loading on Crestal Bone Loss and Density in Single Dental Implants: A Randomized Controlled Trial Study. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*. 2013;10(2):155-63.

Gjelvold B, Kisch J, Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Clinical and radiographic outcome following immediate loading and delayed loading of single-tooth implants: Randomized clinical trial. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2017;19(3):549-58.

Gormez O, Yilmaz HH. Image Post- Processing in Dental Practice. *European Journal of Dentistry*. 2009;3(4):343-7.

Haralick RM, Shanmugam K, Dinstein I. Textural Features for Image Classification. *IEEE TRANSACTIONS ON SYSTEMS, MAN, AND CYBERNETICS*.1973;3(6):610-621.

Haralick RM. Statistical and structural approaches to texture. *Proceedings of the IEEE*. 1979;67(5):786-804.

Hatch JP, Shinkai RS, Sakai S, Rugh JD, Paunovich ED. Determinants of masticatory performance in dentate adults. *Arch Oral Biol*. 2001;46(7):641-8.

Herekar M, Sethi M, Ahmad T, Fernandes AS, Patil V, Kulkarni H. A Correlation between Bone (B), Insertion Torque (IT), and Implant Stability (ST: BITS Score). *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112(4): 805-810.

Herrmann I, Lekholm U, Holm S. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *Int J Oral Maxillofacial Implants*. 2005;20: 220-230.

Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1994;9(3):1-33.

Hua Y, Nackaerts O, Duyck J, Maes F, Jacobs R. Bone quality assessment based on cone beam computed tomography imaging. *Clin Oral Impl Res*. 2009;20:767–771.

ImageJ [plugin in Java]. Versão 1.52e. Desenvolvedor Wayne Rasband [Domínio Público].Bethesda (MD).

Jemt T, Johansson J. Implant Treatment in the Edentulous Maxillae: a 15-Year Follow-Up Study on 76 Consecutive Patients Provided with Fixed Prosthesis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2006;8(2):61-69.

Jeong KY, Kim SG, Oh JS, Jeong MA. Consideration of Various Bone Quality Evaluation Methods. *Implant Dentistry*. 2013;22(1): 55-59.

Jofré J, Hamada T, Nishimura M, Klattenhoff C. The effect of maximum bite force on marginal bone loss of mini-implants supporting a mandibular overdenture: a randomized controlled trial. *Clinical Oral Implants Research*. 2010;21(2):243-9.

Kamigaki Y, Sato I, Yosue T. Histological and radiographic study of human edentulous and dentulous maxilla. *Anatomical Science International*. 2017;92(4):470-82.

Khojastepour L, Mohammadzadeh S, Jazayeri M, Omid M. In vitro Evaluation of the Relationship between Gray Scales in Digital Intraoral Radiographs and Hounsfield Units in CT Scans. *Journal of Biomedical Physics and Engineering*. 2017;7(3):1-10.

Körner M, Weber CH, Wirth S, Pfeifer K-J, Reiser MF, Treitl M. Advances in digital radiography: physical principles and system overview. *Radiographics: a review publication of the Radiological Society of North America, Inc.* 2007;27(3):675.

Krennmair S, Weinländer M, Malek M, Forstner T, Krennmair G, Stimmelmayer M. Mandibular Full-Arch Fixed Prosthesis Supported on 4 Implants with Either Axial or Tilted Distal Implants: A 3-Year Prospective Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2016;00(00): 1-14.

Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T (eds). *Tissue Integrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985:199–209.

Misch CE. Density of bone: Effect on treatment plans, surgical approach, healing and progressive bone loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;6:23–31.

Misch, C.E. *Contemporary Implant Dentistry*. St Louis: Mosby. 1999;2nd edition, 595–608.

Miura, K. Basics of Image Processing and Analysis. Centre for Molecular & Cellular Imaging EMBL Heidelberg. 2v. 2013.

Moraschini V, Velloso G, Luz D, Cavalcante DM, Barboza E. Fixed Rehabilitation of Edentulous Mandibles Using 2 to 4 Implants: A Systematic Review. *Implant Dent.* 2016. p. 435-44.

Mundim MBV, Dias DR, Costa RM, Leles CR, Azevedo-Marques PM, Ribeiro-Rotta RF. Intraoral radiographs texture analysis for dental implant planning. *Computer Methods and Programs in Biomedicine.* 2016;36:89-96.

Nackaerts O, Maes F, Yan H, Couto Souza P, Pauwels R, Jacobs R. Analysis of intensity variability in multislice and cone beam computed tomography. *Clin Oral Impl Res.* 2011;22:873–879.

Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/ implant loss. *Clinical Oral Implants Research.* 2012;23:95-107.

Oh JS, Kim SG. Clinical Study of the relationship between implant stability measurements using Periotest and Osstell mentor and bone quality assessment. *Oral and Maxillofacial Surgery.* 2012;113(3): 35-40.

Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, Motroni A, van der Stelt P, Wismeijer D. Reliability of voxel gray values in cone beam computed tomography for preoperative implant planning assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27:1438–1442.

Pauwels R, Nackaerts O, Bellaiche N, Stamatakis H, Tsiklakis K, Walker A, Gosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K. Variability of dental cone beam CR grey values for density estimation. *Br J Radiol.* 2013;86: 1-9.

Ramachandran A, Singh K, Rao J, Mishra N, Jurel SK, Agrawal KK. Changes in alveolar bone density around immediate functionally and nonfunctionally loaded implants. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2015;1-6.

Reeves TE, Mah P, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in 83 cone beam CT: a clinical application. *Dento maxillofac Radiol.* 2012;41:500–508.

Ribeiro-Rotta RF, Oliveira RCG, Dias DR, Lindh C, Leles CR. Bone tissue microarchitectural characteristics at dental implant sites part 2: correlation with bone classification and primary stability. *Clinical Oral Implants Research*. 2014;25(2):e47-e53.

Roberts, W.E., Garetto, L.P. & DeCastro, R.A. Remodeling of devitalized bone threatens periosteal margin integrity of endosseous titanium implants with threaded or smooth surfaces: indications for provisional loading and axially directed occlusion. *Journal of the Indiana Dental Association*. 1989;68: 19–24.

Romeo E, Chiapasco M, Ghisolfi M, Vogel G. Long-term clinical effectiveness of oral implants in the treatment of partial edentulism. *Clin. Oral Impl. Res*. 2002;13(2):133–143.

Sahrmann P, Schoen P, Naenni N, Jung R, Attin T, Schmidlin PR. Peri- implant bone density around implants of different lengths: A 3- year follow- up of a randomized clinical trial.( Clinical report). *Journal of Clinical Periodontology*. 2017;44(7):762.

Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CHF, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clinical Oral Implants Research*. 2012;23(6):163-201.

Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. *J Can Dent Assoc*. 2006;72(1): 75-80.

Sebastian V B, Unnikrishnan A, Balakrishnan K. Grey level co-occurrence matrices: generalisation and some new features. *IJCSEIT*. 2012;2(2):151-157.

Shah N, Bansal N, Logani A. Recent advances in imaging technologies in dentistry. *World journal of radiology*. 2014;6(10):794.

Sharad S. Recent advances in imaging technologies in implant dentistry. *Journal of International Clinical Dental Research Organization*. 2015;7(3):19-26.

Testori T, Galli F, Fumagalli L, Capelli M, Zuffetti F, Deflorian M, et al. Assessment of Long- Term Survival of Immediately Loaded Tilted Implants

Supporting a Maxillary Full- Arch Fixed Prosthesis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2017;32(4):904.

Turkyilmaz I, Ozan O, Yilmaz B, Ersoy A. Determination of Bone Quality of 372 Implant Recipient Sites Using Hounsfield Unit from Computerized Tomography: A Clinical Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2008;10(4):238-44.

Turkyilmaz I, Tözüm TF, Tumer C. Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2007;34(4):267-72.

Van Der Stelt PF. Filmless imaging: The uses of digital radiography in dental practice: The uses of digital radiography in dental practice. *The Journal of the American Dental Association*. 2005;136(10):1379-87.

Van Kampen F, Cune M, Van Der Bilt A, Bosman F. The effect of maximum bite force on marginal bone loss in mandibular overdenture treatment: an in vivo study. *Clinical Oral Implants Research*. 2005;16(5):587-93.

Walsh JS. Normal bone physiology, remodelling and its hormonal regulation. *Surgery (Oxford)*. 2018;36(1):1-6.

Yonezawa D, Piattelli A, Favero R, Ferri M, Iezzi G, Botticelli D. Bone Healing at Functionally Loaded and Unloaded Screw- Shaped Implants Supporting Single Crowns: A Histomorphometric Study in Humans. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2018;33(1):181.

Yu J-H, Huang H-L, Liu C-F, Wu J, Li Y-F, Tsai M-T, et al. Does orthodontic treatment affect the alveolar bone density? *Medicine*. 2016;95(10):e3080.

Zuki ME, Omami G, Horner K. Assessment of trabecular bone changes around endosseous implants using image analysis techniques: A preliminary study. *Imaging Science in Dentistry*. 2014;44(2):129-35.



## ANEXOS

Tabelas suplementares da análise estatística.

Média de cinza

Tabela 5: Apresenta os resultados dos modelos simples ajustado por tempo e cada fator associado com os coeficientes do modelo de regressão estimados para a variável “Média de Cinza”

	Variável resposta					
	Média de cinza					
	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)
time1	4.190** (0.364, 8.016)	4.183** (0.355, 8.011)	4.190** (0.363, 8.017)	4.189** (0.362, 8.016)	4.199** (0.372, 8.026)	4.191** (0.364, 8.019)
time2	9.155*** (4.789, 13.521)	9.138*** (4.768, 13.508)	9.161*** (4.791, 13.532)	9.140*** (4.771, 13.510)	9.081*** (4.712, 13.450)	9.178*** (4.808, 13.549)
forca.de.mordida	0.096*** (0.041, 0.150)					
idade		-1.241** (-2.376, - 0.105)				
sexoFeminino			-6.492 (-27.707, 14.722)			
ar.bruxismoSim				-8.319 (-29.549, 12.911)		
provisorioSim					16.420* (-0.556, 33.396)	
archMandíbula						9.322 (-6.396, 25.040)
Constant	51.023*** (24.326, 77.721)	172.271*** (101.403, 243.139)	100.214*** (81.940, 118.489)	97.642*** (86.568, 108.715)	90.139*** (79.631, 100.646)	90.109*** (76.930, 103.287)
Observations	319	319	319	319	319	319

Note:

\*\* $p < 0.05$ ; \*\*\* $p < 0.01$

Tabela 6: A tabela a seguir apresenta as estimativas de efeito dos modelos nulo (0), ajustado por tempo e força de mordida (2), por tempo ajustado por idade e sexo (3), tempo, idade, sexo, bruxismo, provisório e arcada (4)

	Variável resposta			
	Média de cinza			
	(1)	(2)	(3)	(4)
time1		4.190** (0.364, 8.016)	4.183** (0.357, 8.009)	4.198** (0.371, 8.025)
time2		9.155*** (4.789, 13.521)	9.120*** (4.753, 13.487)	9.117*** (4.749, 13.485)
forca.de.mordida		0.096*** (0.041, 0.150)	0.097*** (0.027, 0.167)	0.070* (-0.006, 0.146)
idade			-0.530 (-1.693, 0.633)	-0.624 (-1.791, 0.543)
sexoFeminino			7.994 (-13.319, 29.307)	3.223 (-18.742, 25.188)
ar.bruxismoSim				-6.633 (-25.400, 12.133)
provisorioSim				13.524 (-3.842, 30.890)
archMandíbula				11.299 (-3.765, 26.362)
Constant	99.200*** (89.891, 108.508)	51.023*** (24.326, 77.721)	77.550 (-21.957, 177.056)	90.226* (-10.900, 191.352)
Observations	319	319	319	319

Note:

\*\* $p < 0.05$ ; \*\*\* $p < 0.01$

Tabela 7: Comparação entre os modelos testados para a Média dos Níveis de Cinza.

	gl	AIC	BIC	log- veros.	Desvio	Qui- quadrado	gl	valor p
(1)	5	2868.177	2887.003	-1429.088	2858.177			
(2)	8	2847.205	2877.327	-1415.603	2831.205	26.972	3	0.000
(3)	10	2849.134	2886.786	-1414.567	2829.134	2.072	2	0.355
(4)	13	2850.939	2899.886	-1412.469	2824.939	4.195	3	0.241

## Desvio padrão

Tabela 8: Apresenta os resultados dos modelos simples ajustado por tempo e cada fator associado com os coeficientes do modelo de regressão estimados para a variável “Desvio Padrão”.

	Variável resposta					
	Desvio padrão					
	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)
time1	-0.249 (-0.824, 0.325)	-0.250 (-0.825, 0.325)	-0.249 (-0.824, 0.325)	-0.249 (-0.824, 0.326)	-0.249 (-0.824, 0.326)	-0.246 (-0.822, 0.329)
time2	-0.562* (-1.214, 0.091)	-0.563* (-1.216, 0.089)	-0.563* (-1.216, 0.090)	-0.559* (-1.212, 0.093)	-0.563* (-1.216, 0.090)	-0.546 (-1.199, 0.107)
forca.de.mordida	0.001 (-0.004, 0.006)					
idade		-0.045 (-0.132, 0.041)				
sexoFeminino			0.087 (-1.453, 1.627)			
ar.bruxismoSim				1.080 (-0.408, 2.568)		
provisorioSim					0.086 (-1.277, 1.448)	
archMandíbula						0.909 (-0.307, 2.126)
Constant	7.111*** (4.766, 9.456)	10.327*** (4.931, 15.722)	7.454*** (6.100, 8.807)	7.238*** (6.414, 8.062)	7.489*** (6.614, 8.364)	6.989*** (5.973, 8.006)
Observations	319	319	319	319	319	319

Note:

\*\* $p < 0.05$ ; \*\*\* $p < 0.01$

Tabela 9: A tabela a seguir apresenta os resultados dos modelos nulo (0), ajustado por tempo (2), por tempo, idade e sexo (3), por tempo, idade, sexo, força de mordida, bruxismo, provisório e arcada (4)

	Variável resposta			
	Desvio padrão			
	(1)	(2)	(3)	(4)
time1		-0.249	-0.250	-0.249
		(-0.824, 0.326)	(-0.825, 0.325)	(-0.824, 0.327)
time2		-0.561*	-0.564*	-0.553*
		(-1.214, 0.091)	(-1.217, 0.089)	(-1.207, 0.101)
idade			-0.045	-0.047
			(-0.133, 0.043)	(-0.149, 0.055)
sexoFeminino			0.044	0.064
			(-1.498, 1.585)	(-1.842, 1.970)
forca.de.mordida				0.0001
				(-0.007, 0.007)
ar.bruxismoSim				0.914
				(-0.715, 2.544)
provisorioSim				0.179
				(-1.342, 1.701)
archMandíbula				0.863
				(-0.478, 2.204)
Constant	7.289***	7.518***	10.284***	9.560**
	(6.623, 7.956)	(6.778, 8.258)	(4.603, 15.965)	(0.710, 18.410)
Observations	319	319	319	319

Note:

\*\* $p < 0.05$ ; \*\*\* $p < 0.01$

Tabela 10: Comparação entre modelos testados para a variável “Desvio Padrão”.

	gl	AIC	BIC	log-veros.	Desvio	Qui-quadrado	gl	valor p
(1)	5	1560.454	1579.280	-775.227	1550.454			
(2)	7	1561.589	1587.945	-773.795	1547.589	2.865	2	0.239
(3)	9	1564.465	1598.352	-773.232	1546.465	1.124	2	0.570
(4)	13	1568.278	1617.225	-771.139	1542.278	4.187	4	0.381

## Coeficiente de variação

Tabela 11: Apresenta os resultados dos modelos simples ajustado por tempo e cada fator associado com os coeficientes do modelo de regressão estimados para a variável “Coeficiente de Variação”

	Variável resposta					
	Coeficiente de variação					
	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)
time1	-0.010*** (-0.018, -0.003)	-0.010*** (-0.018, -0.003)	-0.010*** (-0.018, -0.003)	-0.010*** (-0.018, -0.003)	-0.010*** (-0.018, -0.003)	-0.010*** (-0.018, -0.003)
time2	-0.017*** (-0.025, -0.009)	-0.017*** (-0.025, -0.009)	-0.017*** (-0.025, -0.009)	-0.017*** (-0.025, -0.009)	-0.017*** (-0.025, -0.009)	-0.017*** (-0.025, -0.009)
forca.de.mordida	-0.0001** (-0.0001, -0.00001)					
idade		0.0003 (-0.001, 0.002)				
sexoFeminino			0.002 (-0.019, 0.024)			
ar.bruxismoSim				0.021** (0.002, 0.041)		
provisorioSim					-0.017* (-0.035, 0.001)	
archMandíbula						0.006 (-0.012, 0.023)
Constant	0.121*** (0.091, 0.151)	0.070* (-0.006, 0.146)	0.086*** (0.068, 0.105)	0.082*** (0.072, 0.093)	0.094*** (0.083, 0.105)	0.085*** (0.070, 0.099)
Observations	318	318	318	318	318	318

Note:

\*\* $p < 0.05$ ; \*\*\* $p < 0.01$

Tabela 12: A tabela a seguir apresenta os resultados dos modelos nulo (0), ajustado por tempo, força de mordida e bruxismo (2), por tempo, bruxismo, idade e sexo (3), por tempo, força de mordida, bruxismo, idade, sexo, provisório e arcada (4) e por tempo, força de mordida, interação de 1 ano e bruxismo, interação de 3 anos e bruxismo (5).

	Variável resposta				
	Coeficiente de variação				
	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)
time1		-0.010*** (-0.018, - 0.003)	-0.010*** (-0.018, - 0.003)	-0.010*** (-0.018, - 0.003)	-0.003 (-0.011, 0.005)
time2		-0.017*** (-0.025, - 0.009)	-0.017*** (-0.025, - 0.009)	-0.017*** (-0.025, - 0.009)	-0.013*** (-0.022, - 0.003)
forca.de.mordida		-0.0001** (-0.0001, - 0.00000)	-0.0001** (-0.0002, - 0.00001)	-0.0001* (-0.0001, 0.00000)	-0.0001** (-0.0001, - 0.00000)
time1:ar.bruxismoSim					-0.027*** (-0.043, - 0.012)
time2:ar.bruxismoSim					-0.016* (-0.033, 0.002)
ar.bruxismoSim		0.019** (0.001, 0.037)	0.018* (-0.0001, 0.037)	0.019** (0.001, 0.036)	0.033*** (0.013, 0.053)
idade			-0.0004 (-0.002, 0.001)	-0.0004 (-0.002, 0.001)	
sexoFeminino			-0.011 (-0.033, 0.010)	-0.008 (-0.029, 0.014)	
provisorioSim				-0.013 (-0.030, 0.005)	
archMandíbula				0.002 (-0.014, 0.019)	
Constant	0.080*** (0.071, 0.089)	0.112*** (0.083, 0.142)	0.156*** (0.052, 0.261)	0.152*** (0.052, 0.253)	0.108*** (0.079, 0.138)
Observations	318	318	318	318	318

Note:

\*\* $p < 0.05$ ; \*\*\* $p < 0.01$

Tabela 13: Comparação entre modelos sem interação.

	<b>gl</b>	<b>AIC</b>	<b>BIC</b>	<b>log-veros.</b>	<b>Desvio</b>	<b>Qui-quadrado</b>	<b>gl</b>	<b>valor p</b>
(1)	5	-1184.131	-1165.320	597.065	-1194.131			
(2)	9	-1202.466	-1168.608	610.233	-1220.466	26.335	4	0.000
(3)	11	-1199.925	-1158.543	610.963	-1221.925	1.459	2	0.482
(4)	13	-1198.662	-1149.755	612.331	-1224.662	2.736	2	0.255

Tabela 14: Comparação entre o modelo sem interação (2) e o modelo com interação (5).

	<b>gl</b>	<b>AIC</b>	<b>BIC</b>	<b>log-veros.</b>	<b>Desvio</b>	<b>Qui-quadrado</b>	<b>gl</b>	<b>valor p</b>
(2)	9	-1202.466	-1168.608	610.233	-1220.466			
(5)	11	-1210.001	-1168.619	616.001	-1232.001	11.535	2	0.003

## Contraste

Tabela 15: Apresenta os resultados dos modelos simples ajustado por tempo e cada fator associado com os coeficientes do modelo de regressão estimados para a variável “Contraste”

	Variável resposta					
	Contraste					
	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)
time1	-0.646 (-1.474, 0.181)	-0.646 (-1.473, 0.182)	-0.646 (-1.474, 0.182)	-0.642 (-1.471, 0.187)	-0.646 (-1.473, 0.181)	-0.645 (-1.473, 0.183)
time2	-0.503 (-1.435, 0.430)	-0.501 (-1.434, 0.431)	-0.503 (-1.436, 0.430)	-0.504 (-1.437, 0.429)	-0.488 (-1.420, 0.444)	-0.498 (-1.431, 0.435)
forca.de.mordida	0.0003 (-0.005, 0.006)					
idade		0.020 (-0.078, 0.118)				
sexoFeminino			0.001 (-1.730, 1.731)			
ar.bruxismoSim				1.167 (-0.516, 2.850)		
provisorioSim					-0.727 (-2.154, 0.700)	
archMandíbula						0.255 (-1.038, 1.547)
Constant	6.038*** (3.389, 8.687)	4.915 (-1.224, 11.053)	6.168*** (4.624, 7.711)	5.867*** (4.897, 6.837)	6.409*** (5.422, 7.397)	6.020*** (4.857, 7.183)
Observations	318	318	318	318	318	318

Note:

\*\*p&lt;0.05; \*\*\*p&lt;0.01



Tabela 16: A tabela a seguir apresenta os resultados dos modelos nulo (0), ajustado por tempo (2), por tempo, idade e sexo (3), por tempo, idade, sexo, força de mordida, bruxismo, provisório e arcada (4).

	Variável resposta			
	Contraste			
	(1)	(2)	(3)	(4)
time1		-0.645 (-1.473, 0.182)	-0.646 (-1.474, 0.181)	-0.648 (-1.474, 0.179)
time2		-0.505 (-1.438, 0.427)	-0.499 (-1.433, 0.434)	-0.486 (-1.419, 0.447)
idade			0.020 (-0.080, 0.121)	0.036 (-0.078, 0.149)
sexoFeminino			0.018 (-1.744, 1.781)	0.598 (-1.536, 2.732)
forca.de.mordida				0.003 (-0.004, 0.011)
ar.bruxismoSim				1.362 (-0.472, 3.197)
provisorioSim				-0.946 (-2.594, 0.703)
archMandíbula				-0.204 (-1.621, 1.214)
Constant	5.804*** (5.054, 6.554)	6.169*** (5.290, 7.047)	4.889 (-1.572, 11.350)	2.013 (-7.930, 11.957)
Observations	318	318	318	318

Note: \*\*p<0.05; \*\*\*p<0.01

Tabela 17: Comparação entre modelos testados para a variável “Contraste”.

	gl	AIC	BIC	log-veros.	Desvio	Qui-quadrado	gl	valor p
(1)	5	1728.332	1747.142	-859.166	1718.332			
(2)	7	1729.801	1756.135	-857.900	1715.801	2.531	2	0.282
(3)	9	1733.629	1767.487	-857.814	1715.629	0.172	2	0.917
(4)	13	1737.662	1786.569	-855.831	1711.662	3.966	4	0.411

## Correlação

Tabela 18: Apresenta os resultados dos modelos simples ajustado por tempo e cada fator associado com os coeficientes do modelo de regressão estimados para a variável “Correlação”.

	Variável resposta					
	Correlação					
	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)
time1	0.002 (-0.003, 0.007)	0.002 (-0.003, 0.007)	0.002 (-0.003, 0.007)	0.002 (-0.003, 0.007)	0.002 (-0.003, 0.007)	0.002 (-0.003, 0.007)
time2	0.002 (-0.004, 0.008)	0.002 (-0.004, 0.008)	0.002 (-0.004, 0.008)	0.002 (-0.004, 0.008)	0.002 (-0.004, 0.008)	0.002 (-0.004, 0.008)
forca.de.mordida	-0.00002 (-0.0001, 0.00002)					
idade		0.0005 (-0.0002, 0.001)				
sexoFeminino			0.0003 (-0.012, 0.012)			
ar.bruxismoSim				-0.008 (-0.020, 0.004)		
provisorioSim					0.001 (-0.010, 0.011)	
archMandíbula						-0.009* (-0.019, 0.001)
Constant	0.036*** (0.018, 0.055)	-0.001 (-0.043, 0.041)	0.029*** (0.018, 0.040)	0.031*** (0.025, 0.038)	0.029*** (0.022, 0.036)	0.034*** (0.026, 0.043)
Observations	319	319	319	319	319	319

Note:

\*\* $p < 0.05$ ; \*\*\* $p < 0.01$

Tabela 19: A tabela a seguir apresenta os resultados dos modelos nulo (0), ajustado por tempo e arcada (2), por tempo, arcada, idade e sexo (3), por tempo, arcada, idade, sexo, bruxismo, provisório, força de mordida e arcada (4).

	Variável resposta			
	Correlação			
	(1)	(2)	(3)	(4)
time1		0.002 (-0.003, 0.007)	0.002 (-0.003, 0.007)	0.002 (-0.003, 0.007)
time2		0.002 (-0.004, 0.008)	0.002 (-0.004, 0.008)	0.002 (-0.004, 0.008)
archMandíbula		-0.009* (-0.019, 0.001)	-0.009** (-0.019, -0.00002)	-0.008 (-0.019, 0.002)
idade			0.001 (-0.0001, 0.001)	0.0005 (-0.0003, 0.001)
sexoFeminino			0.0002 (-0.011, 0.011)	-0.001 (-0.015, 0.014)
ar.bruxismoSim				-0.007 (-0.019, 0.006)
provisorioSim				0.0005 (-0.011, 0.012)
forca.de.mordida				-0.00001 (-0.0001, 0.00004)
Constant	0.031*** (0.025, 0.036)	0.034*** (0.026, 0.043)	0.002 (-0.040, 0.044)	0.010 (-0.057, 0.077)
Observations	319	319	319	319

Note: \*\* $p < 0.05$ ; \*\*\* $p < 0.01$

Tabela 20: Comparação entre modelos testados para a variável “Correlação”.

	gl	AIC	BIC	log-veros.	Desvio	Qui-quadrado	gl	valor p
(1)	5	-1441.794	-1422.968	725.897	-1451.794			
(2)	8	-1440.116	-1409.994	728.058	-1456.116	4.322	3	0.229
(3)	10	-1438.961	-1401.309	729.480	-1458.961	2.845	2	0.241
(4)	13	-1434.429	-1385.481	730.214	-1460.429	1.468	3	0.690

## Entropia

Tabela 21: Apresenta os resultados dos modelos simples ajustado por tempo e cada fator associado com os coeficientes do modelo de regressão estimados para a variável “Entropia”.

	Variável resposta					
	Entropia					
	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)
time1	-0.026 (-0.102, 0.051)	-0.026 (-0.102, 0.051)	-0.026 (-0.102, 0.051)	-0.026 (-0.102, 0.051)	-0.026 (-0.102, 0.051)	-0.026 (-0.102, 0.051)
time2	-0.045 (-0.132, 0.041)	-0.046 (-0.132, 0.041)	-0.046 (-0.132, 0.041)	-0.045 (-0.132, 0.041)	-0.046 (-0.133, 0.041)	-0.045 (-0.132, 0.042)
forca.de.mordida	0.0004 (-0.0003, 0.001)					
idade		-0.010* (-0.022, 0.001)				
sexoFeminino			-0.003 (-0.218, 0.211)			
ar.bruxismoSim				0.100 (-0.113, 0.314)		
provisorioSim					0.037 (-0.148, 0.222)	
archMandíbula						0.034 (-0.133, 0.201)
Constant	4.361*** (4.041, 4.681)	5.169*** (4.441, 5.897)	4.532*** (4.344, 4.720)	4.503*** (4.387, 4.620)	4.517*** (4.397, 4.637)	4.509*** (4.367, 4.652)
Observations	319	319	319	319	319	319

Note:

\*\* $p < 0.05$ ; \*\*\* $p < 0.01$

Tabela 22: A tabela a seguir apresenta os resultados dos modelos nulo (0), ajustado por tempo (2), por tempo, idade e sexo (3), por tempo, idade, sexo, força de mordida, bruxismo, provisório e arcada (4).

	Variável resposta			
	Entropia			
	(1)	(2)	(3)	(4)
time1		-0.026 (-0.102, 0.051)	-0.026 (-0.102, 0.051)	-0.026 (-0.102, 0.050)
time2		-0.045 (-0.132, 0.041)	-0.046 (-0.132, 0.041)	-0.046 (-0.132, 0.041)
idade			-0.010* (-0.022, 0.002)	-0.008 (-0.023, 0.006)
sexoFeminino			-0.013 (-0.221, 0.195)	0.030 (-0.237, 0.296)
forca.de.mordida				0.0003 (-0.001, 0.001)
ar.bruxismoSim				0.112 (-0.116, 0.341)
provisorioSim				0.002 (-0.208, 0.211)
archMandíbula				0.024 (-0.157, 0.206)
Constant	4.509*** (4.416, 4.602)	4.529*** (4.427, 4.632)	5.181*** (4.415, 5.947)	4.858*** (3.621, 6.095)
Observations	319	319	319	319

Note: \*\* $p < 0.05$ ; \*\*\* $p < 0.01$

Tabela 23: Comparação entre modelos testados para a variável “Entropia”.

	gl	AIC	BIC	log-veros.	Desvio	Qui-quadrado	gl	valor p
(1)	5	276.961	295.787	-133.480	266.961			
(2)	7	279.844	306.200	-132.922	265.844	1.117	2	0.572
(3)	9	280.753	314.640	-131.377	262.753	3.091	2	0.213
(4)	13	287.110	336.058	-130.555	261.110	1.643	4	0.801

## Segundo momento angular (SMA)

Tabela 24: Apresenta os resultados dos modelos simples ajustado por tempo e cada fator associado com os coeficientes do modelo de regressão estimados para a variável “Segundo momento angular”

	Variável resposta					
	SMA					
	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)
time1	0.001 (-0.001, 0.002)	0.001 (-0.001, 0.002)	0.001 (-0.001, 0.002)	0.001 (-0.001, 0.002)	0.001 (-0.001, 0.002)	0.001 (-0.001, 0.002)
time2	0.001 (-0.001, 0.002)	0.001 (-0.001, 0.002)	0.001 (-0.001, 0.002)	0.001 (-0.001, 0.002)	0.001 (-0.001, 0.002)	0.001 (-0.001, 0.002)
forca.de.mordida	-0.00001 (-0.00002, 0.00000)					
idade		0.0002** (0.00001, 0.0004)				
sexoFeminino			0.0002 (-0.004, 0.004)			
ar.bruxismoSim				-0.002 (-0.006, 0.002)		
provisorioSim					-0.001 (-0.004, 0.003)	
archMandíbula						-0.001 (-0.004, 0.002)
Constant	0.019*** (0.014, 0.025)	0.002 (-0.011, 0.015)	0.015*** (0.012, 0.019)	0.016*** (0.014, 0.018)	0.016*** (0.014, 0.018)	0.016*** (0.013, 0.019)
Observations	319	319	319	319	319	319

Note:

\*\* $p < 0.05$ ; \*\*\* $p < 0.01$

Tabela 25: A tabela a seguir apresenta os resultados dos modelos nulo (0), ajustado por tempo (2), por tempo, idade e sexo (3), por tempo, idade, sexo, força de mordida, bruxismo, provisório e arcada (4).

	Variável resposta			
	(1)	(2)	(3)	(4)
time1		0.001 (-0.001, 0.002)	0.001 (-0.001, 0.002)	0.001 (-0.001, 0.002)
time2		0.001 (-0.001, 0.002)	0.001 (-0.001, 0.002)	0.001 (-0.001, 0.002)
idade			0.0002** (0.00001, 0.0004)	0.0002 (-0.0001, 0.0004)
sexoFeminino			0.0004 (-0.003, 0.004)	-0.0005 (-0.005, 0.004)
forca.de.mordida				-0.00001 (-0.00002, 0.00001)
ar.bruxismoSim				-0.002 (-0.006, 0.002)
provisorioSim				-0.0001 (-0.004, 0.004)
archMandíbula				-0.001 (-0.004, 0.003)
Constant	0.016*** (0.014, 0.018)	0.015*** (0.014, 0.017)	0.002 (-0.012, 0.015)	0.009 (-0.013, 0.031)
Observations	319	319	319	319

Note: \*\* $p < 0.05$ ; \*\*\* $p < 0.01$

Tabela 26: Comparação entre modelos testados para a variável “Segundo momento angular”.

	gl	AIC	BIC	log-veros.	Desvio	Qui-quadrado	gl	valor p
(1)	5	-2223.195	-2204.369	1116.598	-2233.195			
(2)	7	-2220.142	-2193.785	1117.071	-2234.142	0.946	2	0.623
(3)	9	-2220.373	-2186.486	1119.187	-2238.373	4.232	2	0.121
(4)	13	-2215.038	-2166.090	1120.519	-2241.038	2.665	4	0.615

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE  
CATÓLICA DO RIO GRANDE  
DO SUL - PUC/RS



## PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Alteração óssea sob carregamento em próteses fixas implantossuportadas: análise de textura e níveis de cinza em radiografias periapicais

**Pesquisador:** Rosemary Sadami Arai Shinkai

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 69742517.8.0000.5336

**Instituição Proponente:** UNIAO BRASILEIRA DE EDUCACAO E ASSISTENCIA

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 2.137.613

#### Apresentação do Projeto:

A literatura tem demonstrado que o tecido dos ossos maxilares possui a capacidade de se modificar sob a influência de fatores como os estímulos mecânicos. Por volta de 1980, empiricamente, surgiu a idéia de que a estimulação ou carregamento gradual dos implantes permitiria que o osso maturasse e crescesse mais denso, no entanto, há poucas evidências da efetividade dessa técnica. Há uma necessidade de se avaliar se o carregamento protético por implantes osseointegrados é capaz de alterar as características ósseas. O objetivo deste estudo é avaliar a alteração óssea em torno dos implantes distais de próteses fixas implantossuportadas por meio da análise dos níveis de cinza e parâmetros de textura em radiografias periapicais.

Este estudo observacional utilizará material do banco de dados originado do projeto "Fatores biomecânicos e complicações protéticas: estudo prospectivo em próteses totais fixas implantossuportadas", aprovado pelo CEP-PUCRS 51696715.2.0000.5336.

#### Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Geral:

-Avaliar a alteração óssea radiográfica em torno dos implantes distais de próteses fixas implantossuportadas, após carregamento funcional.

**Endereço:** Av. Ipiranga, 6681, prédio 50, sala 703

**Bairro:** Partenon

**CEP:** 90.619-900

**UF:** RS

**Município:** PORTO ALEGRE

**Telefone:** (51)3320-3345

**Fax:** (51)3320-3345

**E-mail:** cep@puhrs.br



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE  
CATÓLICA DO RIO GRANDE  
DO SUL - PUC/RS



Continuação do Parecer: 2.137.613

**Objetivos Específicos:**

- Comparar os níveis de cinza e os parâmetros de análise de textura em função do tempo de carregamento (1 e 3 anos), arcada (maxila e mandíbula) e tipo de carregamento (imediate e convencional).

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

**Riscos:**

Os riscos aos participantes da pesquisa são mínimos, pois se trata da análise de banco de dados de pesquisa clínica previamente aprovada pelo CEP.

**Benefícios:**

Este trabalho deverá contribuir para a comunidade científica e prática clínica estabelecendo um método objetivo para a avaliação da alteração óssea ao longo do tempo, como resposta à aplicação de cargas funcionais exercidas através de implantes osseointegrados. Os achados da pesquisa devem contribuir para o entendimento da análise de textura óssea de forma longitudinal e sua aplicação clínica em implantodontia.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Serão analisadas as seguintes variáveis nas imagens radiográficas do banco de dados:

- a) Variáveis dependentes: média e desvio padrão de níveis de cinza, parâmetros de análise de textura (coeficiente de variação, correlação, contraste, entropia, segundo momento angular).
- b) Variáveis independentes: tempo (0, 1 e 3 anos), arcada (maxila x mandíbula) e tipo de carregamento (imediate x convencional).

A amostra será constituída pelas imagens radiográficas de 62 implantes distais de próteses fixas implantossuportadas instalados em 29 pacientes submetidos a tratamento reabilitador nas clínicas da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (FOPUCRS). As tomadas radiográficas foram feitas após a instalação das próteses (T0: baseline), um ano (T1) e três anos (T3) com as próteses em função.

Para analisar as alterações na densidade óssea perimplantar, serão utilizadas ferramentas para manipulação de imagens digitais do software ImageJ.

**Endereço:** Av. Ipiranga, 6681, prédio 50, sala 703  
**Bairro:** Partenon **CEP:** 90.619-900  
**UF:** RS **Município:** PORTO ALEGRE  
**Telefone:** (51)3320-3345 **Fax:** (51)3320-3345 **E-mail:** cep@pucls.br

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE  
CATÓLICA DO RIO GRANDE  
DO SUL - PUC/RS**



Continuação do Parecer: 2.137.613

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Todos os termos foram apresentados.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Não há pendências.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Diante do exposto, o CEP-PUCRS, de acordo com suas atribuições definidas na Resolução CNS nº 466 de 2012 e da Norma Operacional nº 001 de 2013 do CNS, manifesta-se pela aprovação do projeto de pesquisa proposto.

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_920297.pdf	13/06/2017 21:48:39		Aceito
Outros	autorizacao_chefe.pdf	13/06/2017 21:47:58	Eduardo Aydos Villarinho	Aceito
Outros	Termo_de_compromisso_de_dados.pdf	08/06/2017 16:45:55	Eduardo Aydos Villarinho	Aceito
Outros	Carta_Ecaminhamento_Apresentacao.pdf	08/06/2017 16:45:16	Eduardo Aydos Villarinho	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Justificativa_ausencia_TCLE.pdf	30/05/2017 00:14:32	Eduardo Aydos Villarinho	Aceito
Orçamento	Orcamento.pdf	30/05/2017 00:13:36	Eduardo Aydos Villarinho	Aceito
Cronograma	Cronograma.pdf	30/05/2017 00:09:26	Eduardo Aydos Villarinho	Aceito
Outros	Lattes_Eduardo_Villarinho.pdf	29/05/2017 23:42:01	Eduardo Aydos Villarinho	Aceito
Outros	Lattes_Mauricio_Gerhardt.pdf	29/05/2017 23:41:08	Eduardo Aydos Villarinho	Aceito
Outros	Lattes_Shinkai.pdf	29/05/2017 23:40:24	Eduardo Aydos Villarinho	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Documento_Unificado_Projeto_Pesquisa.pdf	29/05/2017 23:38:03	Eduardo Aydos Villarinho	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto.pdf	29/05/2017 23:37:26	Eduardo Aydos Villarinho	Aceito

**Situação do Parecer:**

**Endereço:** Av. Ipiranga, 6681, prédio 50, sala 703  
**Bairro:** Partenon **CEP:** 90.619-900  
**UF:** RS **Município:** PORTO ALEGRE  
**Telefone:** (51)3320-3345 **Fax:** (51)3320-3345 **E-mail:** cep@pucls.br

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE  
CATÓLICA DO RIO GRANDE  
DO SUL - PUC/RS



Continuação do Parecer: 2.137.613

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

PORTO ALEGRE, 26 de Junho de 2017

---

**Assinado por:**  
**Paulo Vinicius Sporleder de Souza**  
**(Coordenador)**

**Endereço:** Av. Ipiranga, 6681, prédio 50, sala 703

**Bairro:** Partenon

**CEP:** 90.619-900

**UF:** RS

**Município:** PORTO ALEGRE

**Telefone:** (51)3320-3345

**Fax:** (51)3320-3345

**E-mail:** cep@pucrs.br