

## APLICAÇÃO DE AVALIADORES DE TEXTURA PARA IDENTIFICAÇÃO DE TIPO ÓSSEO EM PACIENTES COM INDICAÇÃO PARA IMPLANTES DENTÁRIOS

Souza, J.R.\*, Viandelli, M.\*\*\*, Costa, R. M.\*, Ribeiro-Rotta, R. F.\*\*\*, Galdino, L.O.\* Salvini, R.\*

\*Instituto de Informática/Universidade Federal de Goiás, Goiânia, Brasil

\*\*Centro Goiano de Doenças da Boca da Faculdade de Odontologia/Universidade Federal de Goiás, Goiânia, Brasil

ronaldomc12@gmail.com

**Abstract:** *The scientific and technological imaging diagnosis advances has been contributing in different fields of health science. The new methods are not restricted to X-rays, but include other sources of energy, allowing the visualization of the various parts of the human body. Maintenance of bone after tooth loss to improve or maintain facial esthetics and improved retention, function, and performance of removable restorations are only some of the advantages for the edentulous patient. The combination of tools available for Computer Science, associated with diagnostic imaging has been shown to be a promising way to aid in the diagnostic steps and planning in dental implant field. Special emphasis has been given to computer vision, with the use of texture analysis methods. This preliminary study aimed to contribute to the establishment of a prognostic index of bone assessment for dental implants treatment planning.*

**Palavras-chave:** Avaliador de Textura, Implante Dentário, Tipo Ósseo.

### Introdução

Os grandes avanços tecnológicos e científicos no campo do diagnóstico por imagens permitem hoje um diagnóstico muito preciso nas diversas áreas onde pode ser aplicado. Novos métodos de diagnóstico fornecem ao profissional uma imagem visual das diversas partes do corpo humano, qualquer que seja a fonte de energia utilizada (raios X, ultrassom, ondas de rádio-frequência, campo magnético, etc). Este avanço, em conjunto com a evolução dos dispositivos de digitalização torna cada vez mais acessível a visualização das imagens pelos profissionais.

Neste contexto, a tomografia computadorizada tem fornecido grandes contribuições no campo da implantodontia, por ser um método de imagem que permite a visualização tridimensional do sítio ósseo, bem como a análise separada dos componentes corticais e medulares da maxila e mandíbula, com grande contribuição na etapa de planejamento. Esta modalidade de imagem tem sido utilizada para análise da qualidade óssea, e em alguns estudos tem sido

considerada sinônimo de densidade óssea.[1][2][3]

Atualmente, os métodos de referência para análise da microarquitetura óssea são invasivos (microtomografia e histomorfometria), necessitam de espécimes ósseos advindos de biópsia para sua realização, ou seja, necessitam de um momento cirúrgico que já corresponde ao momento da instalação do implante.

Surge assim a necessidade de métodos que permitam a avaliação das características ósseas na etapa pré-operatória, para permitir uma melhor avaliação prognóstica do tratamento. Neste contexto, a utilização de ferramentas computacionais tem se mostrado promissora, principalmente no que diz respeito ao uso da análise de textura de exames por imagem [4].

A textura é definida através de um conjunto de medidas locais que descrevem as variações espaciais de intensidade de cinza ou cor da imagem. Sua utilização para análise de exames por imagem é descrita desde a década de 1970 [5].

Através deste método é possível a extração de características similares em diversas imagens que levam a formação de um grupo. A partir da formação de vários grupos é possível gerar um classificador que faça a distinção automática entre os mesmos.

Assim, o objetivo deste estudo é construir um modelo computacional, por meio da análise de textura de imagens radiográficas de sítios ósseos da maxila e mandíbula, que possa contribuir para obtenção de um índice de prognóstico para pacientes com indicação de tratamento com implantes dentários.

### Materiais e Métodos

Este subprojeto originou-se do estudo intitulado: “Avaliação clínica, radiográfica, histomorfométrica e molecular de sítios para implantes da maxila e mandíbula”, o qual foi submetido e aprovado por pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Goiás (Parecer n.114/2007) e pelo Comitê Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP) (Pareceres n.418/2008 e 860/2009). Todos os indivíduos que concordaram em participar da investigação assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)

Para o desenvolvimento do método foram avaliadas imagens radiográficas periapicais, panorâmicas e tomográficas da maxila e mandíbula, obtidas de sítios ósseos edêntulos, de pacientes criteriosamente selecionados, com indicação de tratamento com implantes dentários.

Pacientes com história de diabetes ou qualquer outra doença sistêmica que gere impacto no processo cicatricial/osseointegração foram excluídos, assim como, aqueles casos em que o potencial sítio para implante não demonstrasse altura e espessura óssea suficientes para a inserção de um implante de pelo menos 3,75 x 10,0mm. Foram incluídos na amostra aqueles indivíduos com boas condições gerais de saúde, que apresentaram áreas edêntulas individuais e múltiplas na maxila e/ou mandíbula, as quais demonstraram altura e espessura para inserção de implante com as dimensões mencionadas.

As imagens radiográficas periapicais e panorâmicas, associadas à percepção tátil do cirurgião durante a instalação dos implantes foram utilizadas para classificação subjetiva dos tipos ósseos de acordo com critérios de Lekholm e Zarb [6] (Figura 1). A classificação foi realizada por três cirurgiões especialistas em implantodontia, devidamente calibrados.

A interpretação foi realizada em dois momentos distintos com intervalo pré-estabelecido sob condições propícias de interpretação radiográfica. Os examinadores receberam desenhos esquemáticos da apresentação do osso trabecular conforme esquemas originais da classificação dos autores mencionados, para servirem de referencial, conforme apresentado na Figura 1.

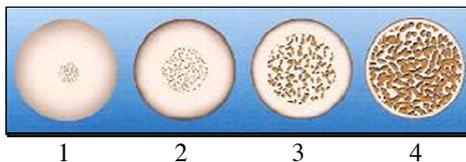


Figura 1: Ilustração dos quatro tipos ósseos, segundo a classificação de Lekholm e Zarb [6].

Após análises da quantidade e características ósseas, implantes sítio-específico foram selecionados e instalados em cada um dos pacientes, de acordo com normas de biossegurança. A reabilitação com próteses sobre implantes dos pacientes encontra-se em andamento.

Para a extração das características das imagens para a análise de textura, as radiografias periapicais e panorâmicas foram digitalizadas por meio de um método de aquisição de imagem indireto, utilizando uma câmera fotográfica digital Sony Cyber-Shot DSC-W210 com resolução de 12.1 megapixels e um zoom óptico de 2X. As imagens foram adquiridas com distância lente-filme de 50 centímetros e salvas no formato JPEG (2832 x 2128 pixels, 600 dpi e 255 níveis de tons de cinza). Durante a captura das imagens foi utilizado um negatoscópio com duas luzes

fluorescentes. A câmera digital foi posicionada em posição perpendicular ao negatoscópio, tanto no sentido vertical quanto horizontal.

Tres reconstruções tomográficas transversais das imagens de cada sítio implantável foram selecionadas. Para esta seleção, o marcador metálico instalado na boca do paciente no local preciso da instalação do implante foi o referencial. A imagem mais central, a mesial e a distal a dele foram as escolhidas.

**Extração de características das imagens** – Para cada imagem dos diferentes sítios ósseos, nas tres diferentes técnicas (Figura 2), foi extraído um vetor de características.

As características que compuzeram o vetor foram:

- Média dos níveis de cinza (Md)
- Desvio padrão dos níveis de cinza (Dp)
- Coeficiente de variação (Cv)
- Entropia (Ent)
- Contraste (Cont)
- Correlação (Cor)
- Segundo momento angular (SMA)

*Média dos níveis de cinza (md)* – representa o valor médio dos níveis de cinza nos setores estabelecidos.

*Desvio padrão dos níveis de cinza (dp)* – desvio padrão é o desvio dos níveis de cinza em torno da média nos setores estabelecidos.

*Coeficiente de variação (cv)* – O coeficiente de variação é dado pela equação 1 e retrata o coeficiente de variação dos níveis de cinza nos setores selecionados.

$$cv = \frac{dp}{md} \quad (1)$$

onde: *dp* é o desvio padrão;  
*md* é a média;

*Entropia (ent)* – A entropia mede a desordem em uma imagem [5]. Quando a imagem não apresenta textura uniforme, os valores da entropia tendem a ser muito baixos. A entropia alcança seu valor máximo quando os pixels na área de interesse apresentam níveis de cinza com valores aleatórios. A entropia é dada pela equação 2.

$$ent = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \frac{p(i,j,d,\theta)}{i \cdot j} \cdot \log\left(\frac{i \cdot j}{p(i,j,d,\theta)}\right) \quad (2)$$

*Contraste (cont)* – Mede a presença de transição abrupta de níveis de cinza, isto é, as bordas. Baixos valores indicam a ausência de bordas na área de interesse. Neste caso, a matriz de co-ocorrência de níveis de cinza apresenta valores concentrados em torno de sua diagonal principal. O contraste é calculado pela equação 3 [5].

$$con = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \frac{(i-j)^2 \cdot p(i,j,d,\theta)}{i \cdot j} \quad (3)$$

onde:  $i$  é o total de linhas da matriz.

$j$  é o total de colunas da matriz.

$p(i, j, d, \theta)$  é o valor da célula de linha  $i$ , coluna  $j$  distância  $d$  e ângulo  $\theta$ .

*Correlação (cor)* – mede a dependência linear entre os níveis de cinza de pares de pixels [5]. Valores próximos a um implicam numa forte relação entre os níveis de cinza dos pixels. A correlação é dada pela equação 4.

$$cor = \frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \frac{i \cdot j \cdot p(i, j, d, \theta)}{i \cdot j} - \mu_i \cdot \mu_j}{\sigma_i \cdot \sigma_j} \quad (4)$$

$$\text{onde: } \mu_i = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \frac{i \cdot p(i, j, d, \theta)}{i \cdot j}$$

$$\mu_j = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \frac{j \cdot p(i, j, d, \theta)}{i \cdot j}$$

$$\sigma_i = \sqrt{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \frac{i^2 \cdot p(i, j, d, \theta)}{i \cdot j} - \mu_i^2}$$

$$\sigma_j = \sqrt{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \frac{j^2 \cdot p(i, j, d, \theta)}{i \cdot j} - \mu_j^2}$$

*Segundo momento angular (sma)* – Esta medida avalia a uniformidade textural, que é a repetição de pares de níveis de cinza [5]. Quando a área de interesse apresenta textura uniforme (valores de níveis de cinza próximos) o valor tende para 1. Caso a área não seja uniforme o valor tende a 0 (zero). O *sma* é dado pela equação 5.

$$sma = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n \left( \frac{p(i, j, d, \theta)}{i \cdot j} \right)^2 \quad (5)$$

Foram analisados um total de 114 sítios implantáveis, sendo eles, 41 sítios em radiografias panorâmicas, 38 sítios em radiografias periapicais e 35 em tomografias computadorizadas. A Figura 2 apresenta exemplos das imagens utilizadas.

Tendo em vista as imagens de tipos diferentes (periapicais, panorâmicas e tomografias computadorizadas) as informações dos vetores de características foram agrupadas de acordo com os tipos das imagens, para evitar distorções.

Um vetor de características médio foi gerado com a média aritmética de todas as características extraídas dos diversos sítios de cada tipo de imagem.

Primeiramente as imagens/sítios foram agrupados por tipo de imagem (periapical, panorâmica e tomografia), depois foram agrupadas por tipo ósseo. Então, o valor médio calculado para cada um destes grupos.

As características componentes deste vetor foram extraídas da Região de Interesse (Region of Interest –

ROI) nos sítios delimitados pelos especialistas. A Figura 3 apresenta uma exemplo desta seleção.

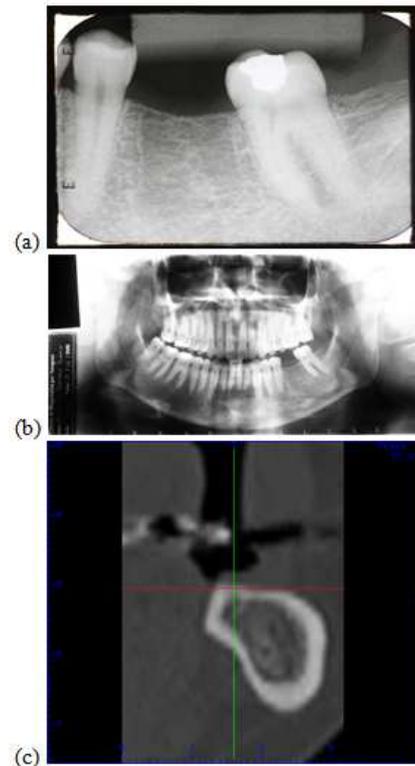


Figura 2: (a) Radiografia periapical (b) radiografia panorâmica (c) Tomografia Computadorizada.

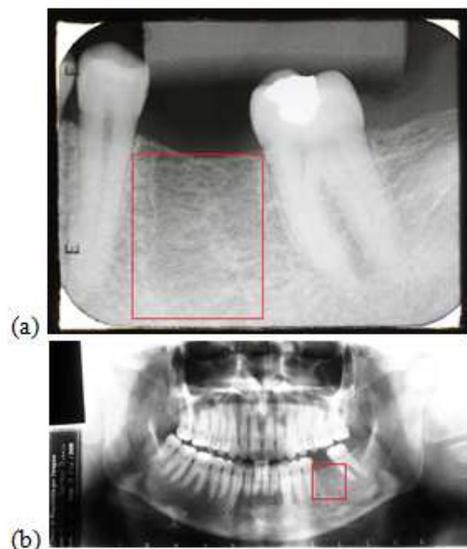


Figura 3: Exemplo da seleção de um sítio em uma radiografia (a) periapical (b) panorâmica.

**Resultados**

As tabelas 1, 2 e 3 apresentam os vetores de características médios para os respectivos 3 (três) tipos de imagens agrupados de acordo com os 4 (quatro) tipos ósseos.

Tabela 1: Vetor de características médio agrupado pelos tipos ósseos para as radiografias periapicais.

Tp	Md	Dp	Cv	Ent	Cont	Cor	SMA
1	203,74	16,94	0,0829	5,681	29394	0,000015	0,000005
2	171,53	14,65	0,0865	5,825	18787	0,000222	0,000009
3	162,52	21,33	0,1395	6,205	27164	0,001059	0,000008
4	162,17	24,20	0,1552	6,459	24728	0,000106	0,000008

Tabela 2: Vetor de características médio agrupado pelos tipos ósseos para as radiografias panorâmicas.

Tp	Md	Dp	Cv	Ent	Cont	Cor	SMA
1	149,06	10,63	0,0727	5,336	466,08	0,0002	0,00040
2	128,73	10,52	0,0951	5,287	463,40	0,0004	0,00047
3	137,53	9,47	0,0716	5,050	556,95	0,0012	0,00052
4	117,69	10,79	0,1251	5,191	502,91	0,0028	0,00051

Tabela 3: Vetor de características médio agrupado pelos tipos ósseos para as tomografias computadorizadas.

Tp	Md	Dp	Cv	Ent	Cont	Cor	SMA
1	769,63	242,66	0,3649	4,654	6042,0	0,0107	0,00193
2	104,25	35,43	0,3449	6,567	2115,1	0,0056	0,00013
3	98,41	33,98	0,3437	6,472	3825,1	0,0029	0,00026
4	101,04	37,32	0,3675	6,583	3527,7	0,0011	0,00027

A Tabela 4 os valores contidos na tabela 1 normalizados.

Tabela 4: Vetor de características médio agrupado pelos tipos ósseos para as radiografias periapicais normalizado.

Tp	Md	Dp	Cv	Ent	Cont	Cor	SMA
1	100	70	53	88	100	1	56
2	84	61	56	90	64	21	100
3	80	88	90	96	92	100	89
4	80	100	100	100	84	10	89

A Figura 4 apresenta o gráfico do vetor característica da Tabela 1 com os valores normalizados para o valor máximo em percentual. É possível observar que as linhas médias dos vetores de características das radiografias periapicais são discriminativas, atestando que o método pode ser utilizado para um prognóstico pré-cirúrgico.

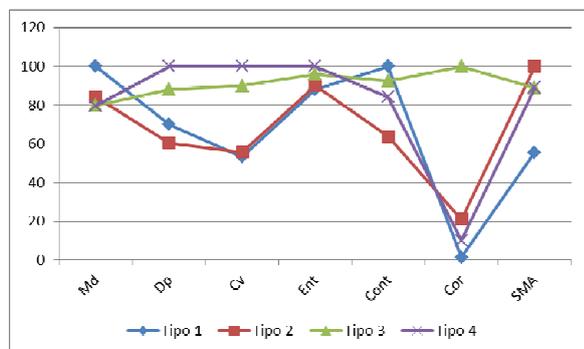


Figura 4: Gráfico do vetor médio das Radiografia Periapicais.

A Tabela 5 os valores contidos na tabela 2 normalizados.

Tabela 5: Vetor de características médio agrupado pelos tipos ósseos para as radiografias panorâmicas normalizado.

Tp	Md	Dp	Cv	Ent	Cont	Cor	SMA
1	100	90	58	100	84	7	77
2	86	97	76	99	83	14	90
3	92	88	57	95	100	43	100
4	79	100	100	97	90	100	98

A Figura 5 apresenta o gráfico do vetor característica da Tabela 2 com os valores normalizados para o valor máximo em percentual. É possível observar que as linhas médias dos vetores de características das radiografias panorâmicas também são discriminativas, atestando que o método pode ser utilizado para um prognóstico pré-cirúrgico.

A Tabela 6 os valores contidos na tabela 3 normalizados.

A Figura 6 apresenta o gráfico do vetor característica da Tabela 3 com os valores normalizados para o valor máximo em percentual. É possível observar que as linhas médias dos vetores de características das tomografias computadorizadas também são discriminativas, atestando que o método pode ser utilizado para um prognóstico pré-cirúrgico.

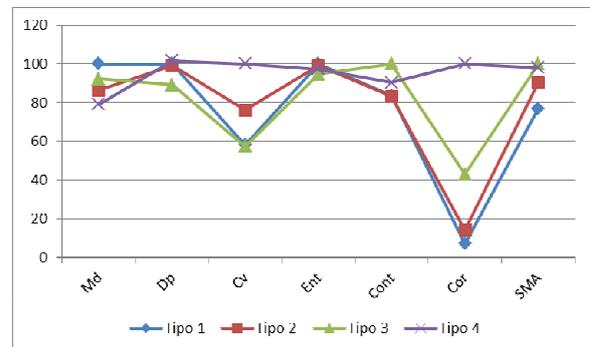


Figura 5: Gráfico do vetor médio das Radiografia Panorâmicas.

Tabela 6: Vetor de características médio agrupado pelos tipos ósseos para as tomografias computadorizadas normalizado.

Tp	Md	Dp	Cv	Ent	Cont	Cor	SMA
1	100	100	99	71	100	100	100
2	14	15	94	100	35	52	7
3	13	14	94	98	63	27	13
4	13	15	100	100	58	10	14

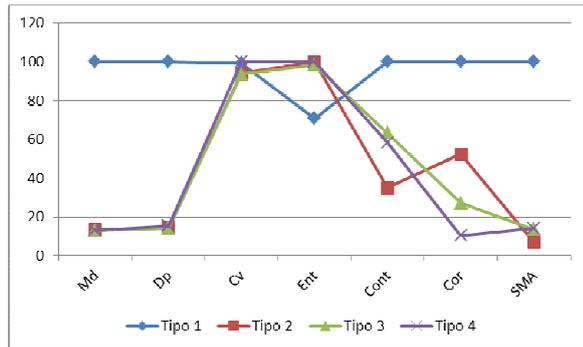


Figura 6: Gráfico do vetor médio das Tomografias Computadorizadas.

## Discussão

Apesar da média dos níveis de cinza e o desvio padrão apresentarem valores diferentes, indicando uma possível classificação, entende-se que não é adequado a sua utilização para classificação de tipo ósseo, visto ser uma medida que não avalia a posição do valor dentro de um conjunto. O que em casos de radiografias e exames médicos ser uma informação importantíssima e até mesmo determinante em alguns casos.

Porém as demais medidas de segunda ordem, que consideram a posição relativa do valor dentro do conjunto, apresentam um bom grau de classificação. E dentre estas, o contraste e a correlação se destacam.

Na avaliação das tomografias computadorizadas, por exemplo, a correlação praticamente é suficiente para classificar o tipo ósseo do sítio. Já nos casos em que apenas esta medida não é classificatória, a avaliação da mesma em conjunto com outras medidas pode apresentar um excelente grau de classificação.

Também é possível observar que os resultados e as medidas divergem de acordo com o tipo de imagem avaliada (radiografia periapical, radiografia panorâmica e tomografia computadorizada), indicando assim que um vetor de característica híbrido, contendo em um único vetor medidas extraídas dos diferentes tipos de radiografias, pode apresentar resultados mais eficientes.

## Conclusão

Com base nos resultados obtidos foi possível observar que o método proposto apresenta resultados eficientes no que diz respeito a classificação do tipo ósseo em sítios implantáveis.

Entende-se também que, a inclusão de outras medidas de avaliação de textura no método podem torná-lo mais robusto e eficiente.

E ainda, como mencionado, um vetor de características contendo dados dos diferentes tipos de radiografias pode aumentar a precisão do mesmo.

Mediante o exposto, conclui-se que o método é eficiente e pode ser utilizado como auxílio na classificação de tipo ósseo em pacientes com indicação para implante, criando assim um método de prognóstico menos invasivo aos pacientes.

## Agradecimentos

Aos profissionais e pacientes do Centro Goiano de Doenças da Boca da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás (CGDB-FO-UFG) que colaboraram com as informações para realização do trabalho.

## Referências

- [1] Misch,C.E. Density of bone – Effect on treatment plans, surgical approach, and progressive loading. *Int J Implant.* v.6, p.23-31, 1990.
- [2] Norton,M.R.; Gamble,C. Bone classification: an objective scale of bone density using computerized tomography scan. *Clin Oral Impl Res.* v.12, p.79-84, 2001.
- [3] Turkyilmaz,I.; Tumer,C.; Ozbek,E.N.; Tozum,T.F. Relations between the bone density values from computerized tomography, and implant stability parameters: a clinical study of 230 regular platform implants. *J Clin Periodontol.* v.34, p.716-22, 2007.
- [4] Ranjanomennahary,P.; Ghalila,S.S.; Malouche,D.; Marchadier,A.; Rachidi,M.; Benhamou,C.; Chappard,C. Comparison of radiograph-based texture analysis and bone mineral density with three-dimensional microarchitecture of trabecular bone. *Med Phys.* v.38, n.1, p.420-8, 2011.
- [5] Haralick, R.M.; Shanmugan, M.K. *Computer classification of reservoir sandstones.* *IEEE Trans. on Geoscience Electronics,* Vol.11, no. 4, 1973, p.171-177.
- [6] Lekholm,U.; Zarb,G.A. Patient selection and preparation. In: Brånemark, P-I; Zarb GA; Albrektsson T et al. *Tissue integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence Publ Co.; 1985. p.199-209.