

Associação entre os Critérios Objetivo e Subjetivo na Classificação de Imagens Mamográficas Sujeitas a Compressão Fractal

Stéphany Vergütz & Antônio Cláudio Paschoarelli Veiga

Abstract—The objective of this study is to evaluate the performance of “Fractal Compression” technique onto mammograms through an association between the objective criteria, provided by Peak Signal Noise Ration (PSNR); and the subjective criteria, given by visual analysis of an expert physician. Visual analysis was performed comparing mammograms compressed to different extents (compression rate) with the original image, where experts classified the compressed images as “unacceptable”, “acceptable”, “good” or “great”. In doing so, the optimal compression rate and PSNR values of mammograms was achieved, where images are considered acceptable according to experts. In order to compare the performance of “Fractal Compression” technique with another compression method, visual analysis was also done on images compressed by JPEG2000 method.

Index Terms—Fractal Image Compression, Mammography, Peak Signal Noise Ratio.

Resumo—O objetivo deste trabalho é apresentar a avaliação do desempenho da Compressão Fractal aplicada a imagens mamográficas, fazendo uma associação entre o critério objetivo, fornecido pela relação sinal ruído de pico (PSNR - *Peak Signal Noise Ratio*), e o critério subjetivo, especificado pela análise visual de médicos especialistas. A análise visual foi feita através de comparações entre imagens mamográficas comprimidas com diferentes taxas de compressão e a imagem original, onde os especialistas classificaram as imagens comprimidas como “inaceitável”, “aceitável”, “boa” ou “ótima”. Dessa maneira, conseguiu-se associar até que taxa de compressão e valor de PSNR, as imagens são consideradas aceitáveis na opinião de especialistas. Para avaliar o desempenho da Compressão Fractal em relação a outro método de compressão, as análises visuais também foram realizadas em imagens comprimidas pelo método de Compressão JPEG2000.

Palavras chave—Compressão Fractal de Imagens, Mamografia, Relação Sinal Ruído.

I. INTRODUÇÃO

A utilização de imagens para detecção, diagnóstico e acompanhamento de casos de câncer de mama é bastante difundida. A mamografia é considerada o método mais importante para o rastreamento desse tipo de câncer [1].

A quantidade de informação (tamanho do arquivo em bits) gerada pelas imagens mamográficas pode ser um empecilho para algumas técnicas utilizadas em medicina como por exemplo a telemedicina ou mesmo no armazenamento dessas imagens. As técnicas de compressão de imagens desempenham um papel importante no processo de redução da quantidade de informação para fins de armazenamento, processamento e transmissão [2].

Existem diversos estudos sobre várias técnicas de compressão de imagens, e uma ainda relativamente nova é a Compressão Fractal de Imagens que foi introduzida pela primeira vez por Fischer. Essa técnica de compressão é baseada na Teoria dos Fractais [3]. A principal característica dos fractais é a auto-similaridade global existente nesse tipo de imagem. A Compressão Fractal de Imagens se baseia na auto-similaridade existente nas imagens reais, pois mesmo que elas não possuam a auto-similaridade global existente nos fractais, elas possuem partes que podem ser similares mesmo após alguma transformação ou rotação [4].

Este artigo apresenta uma aplicação da técnica de compressão de imagens baseada da Teoria dos Fractais na compressão de imagens mamográficas. O artigo está dividido nas seguintes seções: Introdução, Compressão Fractal de Imagens, Avaliação da Compressão Fractal e JPEG2000 em Imagens Mamográficas e Resultados e Discussões.

II. COMPRESSÃO FRACTAL DE IMAGENS

Fractais são definidos pela propriedade de auto-similaridade, apresentando a mesma complexidade de detalhamento independente da escala em que são observados, ou seja, partes do fractal são similares ao fractal como um todo. O termo fractal foi mencionado pela primeira vez por Benoit Mandelbrot em 1975, que o definiu como sendo uma forma que descreve padrões irregulares contendo uma auto-similaridade global. São ditos irregulares, pois possuem comprimento infinito, detalhes infinitos, entre outras características [5].

Essas estruturas são exatamente e globalmente auto-similares, e podem ser geradas tanto por transformações geométricas simples do próprio espaço métrico em si mesmo, quanto por equações recursivas muito bem definidas. Alguns exemplos dessas estruturas matemáticas fractais são: o

Manuscrito recebido em 30 de setembro de 2010; aceito em 18 de fevereiro de 2011.

S. Vergütz (svergutz@yahoo.com.br) e A. C. P. Veiga (acpveiga@ufu.br) pertencem a Universidade Federal de Uberlândia - UFU. Av. João Naves de Ávila, 2121 - Campus Santa Mônica - Uberlândia - MG - Brasil - 38400-902.

triângulo de Sierpinski, o conjunto de Cantor, a curva de Koch e o conjunto de Mandelbrot, conforme Figura 1 a seguir.

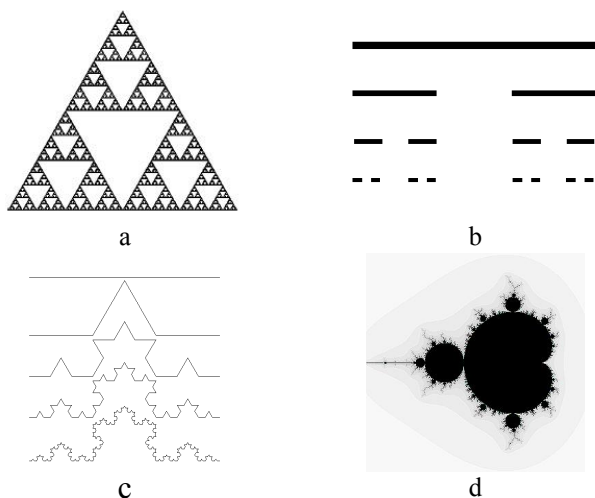


Fig. 1 - a) Triângulo de Sierpinski, b) Conjunto de Cantor, c) Curva de Koch e d) Conjunto de Mandelbrot.

Um dos métodos conhecidos para geração de fractais através de equações recursivas é o chamado “Sistema de Funções Iterativas” que é referenciado pela sigla IFS – *Iterated Function System*. Esse método foi desenvolvido pelo matemático inglês Michael Barnsley por volta de 1986. Esse método é baseado na aplicação de transformações afins sobre alguma imagem inicial arbitrária [6].

Para a geração de um fractal qualquer, as transformações afins são equações recursivas aplicadas, por exemplo, a um sistema de coordenadas (x,y) . Elas são aplicadas sucessivamente até que se gere o atrator, que é o próprio fractal. Cada atrator necessita de um número de transformações para ser gerado. O conjunto de transformações afins responsáveis pela geração de diversos fractais pode ser conforme Eq. (1) [4]:

$$w_i \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_i & b_i \\ c_i & d_i \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} e_i \\ f_i \end{bmatrix} \quad (1)$$

Onde:

w_i são as transformações afins;
 x e y são as coordenadas de uma imagem bidimensional;
 a, b, c, d, e, f são as constantes que serão relacionadas com as variáveis x e y para gerar as transformações afins.

Para um mesmo conjunto de transformações, independente da imagem de entrada, tem-se sempre a imagem final tendendo a um mesmo atrator. Para diferentes conjuntos de transformações, tem-se diferentes atratores. Uma limitação técnica das transformações afins que definem um fractal é que elas devem ser contrativas, ou seja, aproximar dois pontos quaisquer da imagem de entrada, para que, independente da imagem inicial, a aplicação recursiva do mapeamento

contrativo, resulte sempre na convergência para o mesmo atrator.

Ao contrário dos fractais, as imagens digitais reais não possuem auto-similaridade global, portanto, não se pode associar o método de geração de fractais (IFS) às imagens reais, descrevendo-as como um conjunto de transformações contrativas. No entanto, as imagens reais possuem algumas áreas que apresentam similaridades, mesmo que em diferentes escalas e diferentes posições. A Figura 2 a seguir mostra algumas áreas dentro de uma mesma imagem que apresentam similaridades.



Fig. 2 - Similaridades dentro da própria imagem.

Pode-se notar na imagem, parte do chapéu, parte do reflexo do chapéu no espelho e parte do braço da mulher, mesmo que em diferentes escalas e/ou posições, possuem similaridades. São essas similaridades encontradas dentro das imagens reais que são utilizadas para codificar a imagem através da técnica de Sistema de Funções Iterativas Particionadas (PIFS – *Partitioned Iterated Function System*), que é inspirada na técnica IFS.

A diferença entre as técnicas PIFS e IFS, é que na técnica PIFS a imagem é dividida em blocos, e é possível encontrar similaridades entre esses blocos [7]. O que se deseja é encontrar dentro da própria imagem um bloco que, depois de aplicadas determinadas transformações, melhor substitua outro bloco. Obviamente, um bloco dentro da imagem, mesmo depois de aplicadas as transformações, não substituirá outro bloco de maneira perfeita, pois não existe auto-similaridade global em imagens reais. Portanto, a imagem codificada pela técnica PIFS, após ser decodificada, será uma aproximação da imagem original e não será uma cópia idêntica da mesma. E é por isso que a Compressão Fractal de Imagens que utiliza a técnica PIFS é dita compressão com perdas, pois admite perda de qualidade da imagem.

A compressão Fractal de imagens baseia-se na Teoria dos Fractais no sentido de que a auto-similaridade existente em imagens reais é utilizada para codificar a representação das imagens ao invés de representá-las pixel a pixel. O que é armazenado são os coeficientes das transformações realizadas para identificar as auto-similaridades.

Os estudos desenvolvidos por Fischer trazem dois métodos básicos de compressão Fractal de imagens conhecidos como Método da Força Bruta e Método da Partição Quadtree. A diferença básica entre os dois métodos é na etapa de partição da imagem original, onde o primeiro método divide a imagem

em tamanhos iguais enquanto que o segundo método consegue distinguir partes mais detalhadas da imagem e assim dividir essas partes em blocos menores a fim de se obter uma qualidade melhor de reconstrução nesses pontos [4].

A. Método da Força Bruta

O primeiro método é conhecido como Método da Força Bruta, onde a imagem original é particionada em blocos não sobrepostos chamados *range blocks* de tamanho $n \times n$, e também particionada em blocos chamados *domain blocks* que podem ser ou não sobrepostos. Normalmente o tamanho dos *domain blocks* é o dobro dos *range blocks*, ou seja, $2n \times 2n$. A Figura 3 a seguir demonstra a divisão da imagem original em *range blocks* e *domain blocks*.

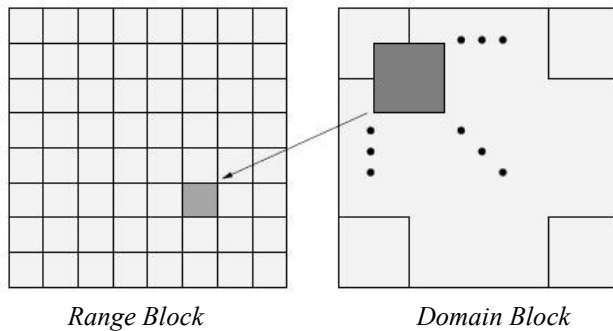


Fig. 3 - Range Block e Domain Block

Nos *domain blocks* são aplicadas transformações geométricas (rotação, inversão, redução) e ajuste de brilho e contraste, para que se encontre similaridade entre cada um dos *range blocks* e os *domains blocks*. As transformações geométricas são compostas primeiramente de uma redução do *domain block* para que ele fique do mesmo tamanho do *range block*, e possam ser comparados entre si. Depois são aplicadas 8 transformações: 4 rotações (0° , 90° , 180° , 270°) e 4 inversões (diagonal principal, diagonal secundária, vertical e horizontal) [8]. A Figura 4 a seguir mostra as 8 transformações que são aplicadas em cada *domain block*.

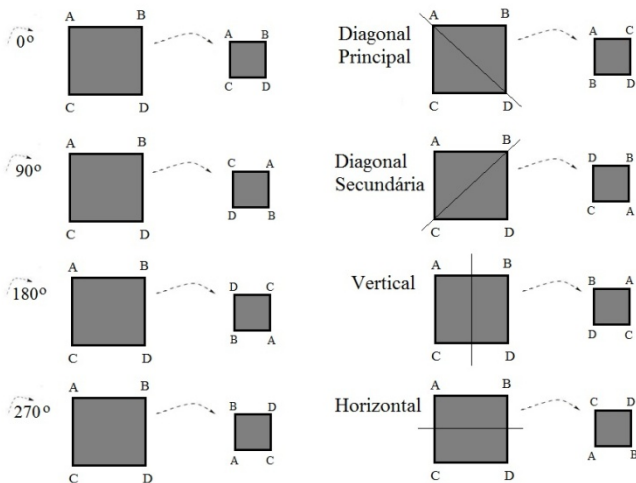


Fig. 4 - 8 transformações (4 rotações e 4 inversões).

A métrica utilizada para fazer a comparação entre cada *range block* extraído da imagem original e todos os *domain blocks*, também extraídos da imagem original e posteriormente transformados, é a chamada raiz quadrática da média dos valores (RMS – *Root Mean Square*), que chamamos de Erro RMS. Essa métrica é a medida de distância (erro) entre o *range block* e o *domain block* em questão. Matematicamente, para fazer a comparação entre os dois blocos, usamos a métrica RMS simplificada, conforme Eq. (2) [4]:

$$RMS = \sum_{k=1}^{n \times n} (s_i d_k + o_i - r_k)^2 \quad (2)$$

Onde:

- s é o contraste;
- o é o brilho;
- d é o *domain block*;
- r é o *range block*;
- i é o índice do *domain block* e do *range block* em questão;
- k é o índice do pixel dentre os $n \times n$ existentes;
- n é o tamanho do *domain block* e do *range block*.

A utilização da métrica RMS permite também encontrar os valores ótimos do contraste e do brilho para o *domain block* transformado, para que se tenha um menor valor de erro RMS entre ele e o *range block*. O valor mínimo para RMS calculado a partir da fórmula acima ocorre quando as derivadas parciais com respeito a s (contraste) e o (brilho) são zero e isto ocorre quando s e o tomam valores conforme Eq. (3) e Eq. (4):

$$s_i = \frac{n \times n \left(\sum_{k=1}^{n \times n} d_k r_k \right) - \left[\left(\sum_{k=1}^{n \times n} d_k \right) \left(\sum_{k=1}^{n \times n} r_k \right) \right]}{n \left(\sum_{k=1}^{n \times n} d_k^2 \right) - \left(\sum_{k=1}^{n \times n} d_k \right)^2} \quad (3)$$

$$o_i = \frac{\left(\sum_{k=1}^{n \times n} r_k \right) - s_i \left(\sum_{k=1}^{n \times n} d_k \right)}{n \times n} \quad (4)$$

Em cada *domain block* transformado é feito um ajuste de brilho e contraste utilizando-se a fórmula supracitada encontrada a partir da métrica RMS. Observa-se na fórmula que para encontrar os valores ótimos de brilho e contraste a fim de fazer o ajuste do *domain block* leva-se em conta os valores dos pixels tanto do *domain block* em questão quanto do *range block* em questão, já que esse ajuste é feito para minimizar o erro entre o *domain block* e o *range block*.

Após as transformações geométricas e o ajuste de brilho e contraste para cada um dos *domain blocks*, cada *range block* extraído da imagem original é comparado com cada *domain block* transformado e é encontrado então o melhor *matching*

entre cada *range block* e os *domain blocks* transformados. O melhor *matching* significa o menor erro RMS entre cada *range block* extraído da imagem original e os *domain blocks* transformados. A cada *range block* é associado a posição do *domain block* que obteve o melhor *matching*, o coeficiente da transformação geométrica, e de ajuste de brilho e contraste. Esses coeficientes associados a cada parte da imagem original (*range block*) é chamado CÓDIGO FRACTAL.

Para fazer a descompressão Fractal basta aplicar os coeficientes do código fractal em uma imagem inicial qualquer e então a aproximação da imagem original será reconstruída. Essa aproximação da imagem original é relacionada com o atrator da Teoria dos Fractais. Os coeficientes do código fractal são aplicados a cada nova imagem reconstruída, iterativamente. A Figura 5 a seguir mostra uma imagem inicial qualquer e as 5 primeiras iterações do processo de descompressão da imagem da Lena que foi comprimida pelo processo de compressão Fractal utilizando o método da Força Bruta.

A qualidade da imagem depende do número de iterações aplicadas à imagem inicial qualquer, do tamanho dos *range block* e *domain block* utilizados na etapa de compressão Fractal e também da sobreposição (quantidade de pixels sobrepostos) da etapa de construção do *Domain Pool*, que é o conjunto dos *domain blocks*. Quanto menores forem os *range blocks*, melhor será a qualidade da imagem reconstruída, mas menos eficiente será a compressão, no sentido de taxa e tempo de compressão. Quanto mais pixels sobrepostos na etapa de construção do *Domain Pool*, melhor será a qualidade da imagem reconstruída, mas menos eficiente será a compressão, no sentido de taxa e tempo de compressão.

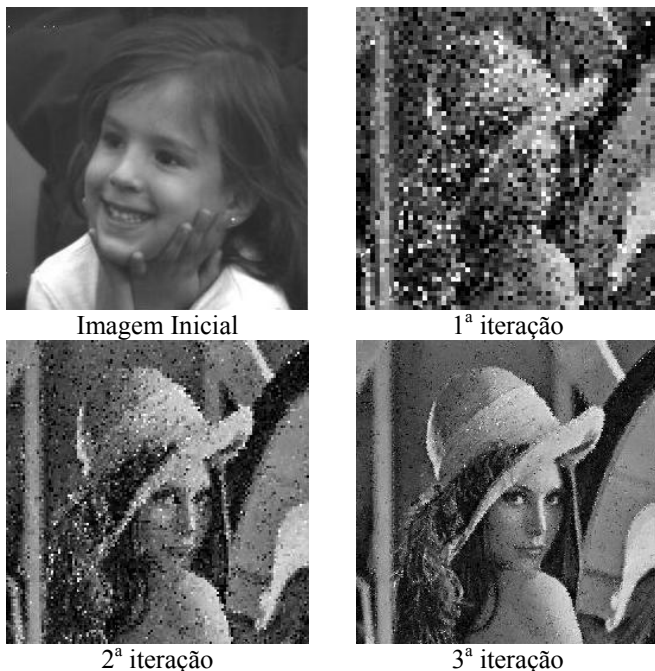


Fig. 5 - Imagem inicial e as 5 primeiras iterações do processo de decodificação (Compressão Fractal - método da força bruta).

Um método comum utilizado como medida de desempenho para diversas técnicas de compressão de imagens é a relação sinal/ruído (PSNR - *Peak Signal Noise Ratio*), que é a relação entre o máximo possível de potência de um sinal pela potência do ruído, quando comparamos um sinal antes e depois de um processo de degradação, ou seja, a imagem original e a imagem comprimida. Um valor alto de PSNR significa uma alta relação entre a potência da imagem original pela potência da imagem comprimida reconstruída. Em termos matemáticos, o valor do PSNR entre uma imagem original ($F(x,y)$) e uma imagem reconstruída ($F'(x,y)$) é dado pela Eq. (5) [4]:

$$PSNR = 10 \log_{10} \left(\frac{m \times m \times 255^2}{\sum_{x=0}^{m-1} \sum_{y=0}^{m-1} ((F(x,y)) - (F'(x,y)))^2} \right) \quad (5)$$

Onde:

m é o tamanho da imagem original e da imagem reconstruída.

B. Método da Partição Quadtree

Na compressão fractal de imagens utilizando o método da Força Bruta, os *range blocks* gerados a partir da imagem original, no início do processo de compressão, são todos do mesmo tamanho. Muitas imagens possuem alta diversidade em relação a riqueza de detalhes, onde existem áreas nessa imagem que com um tamanho não muito pequeno de *range block*, a imagem seria bem coberta e áreas que exigem um tamanho de *range block* bem menor para se ter um bom resultado. A partição Quadtree faz uma divisão não homogênea da imagem, cobrindo com blocos menores as áreas com detalhes finos e com blocos maiores as áreas mais uniformes da imagem [9].

A partição Quadtree representa a imagem como uma árvore, onde a cada nível a imagem é dividida em quatro sub-imagens. Essas sub-imagens também podem ser divididas em quatro outras sub-imagens e assim sucessivamente, conforme Figura 6 a seguir.

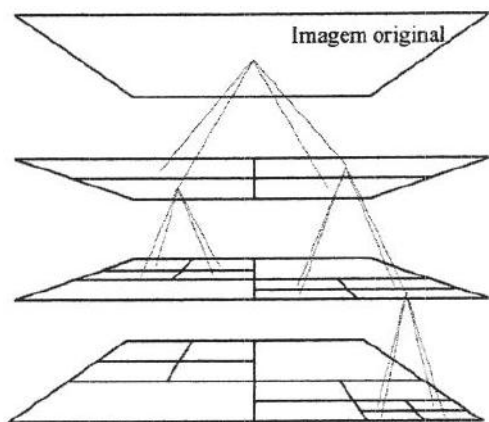


Fig. 6 - Representação em árvore da partição Quadtree

O que determina se a sub-imagem será novamente subdivida ou não é um limiar de erro pré-estabelecido entre o *range block* em questão (que é a própria sub-imagem) e os *domain blocks* possíveis para aquele *range block*.

A imagem inicial é primeiramente dividida em quatro sub-imagens que serão os quatro *range blocks* iniciais. Cada um desses quatro *range blocks* será analisado a fim de se encontrar o *domain block* que tem o melhor *matching*. Chamamos essa primeira divisão da imagem de nível 1 de partição. Para cada nível de partição tem-se um tamanho de *range block*, e então é construído o *Domain Pool* contendo *domain blocks* com o dobro do tamanho dos *range blocks*. O *range block* em questão é comparado com cada *domain block* do atual *Domain Pool*. Para fazer essa comparação, primeiramente cada *domain block* ($2n \times 2n$) é reduzido pela metade ($n \times n$) para ficar com o mesmo tamanho do *range block*. São aplicadas as 8 transformações (4 rotações e 4 inversões, como visto no método da Força Bruta), e é feito o ajuste de brilho e contraste para cada *domain block*, utilizando a mesma fórmula que foi utilizada no método da Força Bruta, que são encontradas a partir da fórmula do erro RMS. Faz-se então o cálculo do erro RMS entre o *range block* em questão e os *domain blocks* transformados. Após o cálculo com todos os *domain blocks* possíveis do *Domain Pool* atual, sendo que cada *domain block* se transforma em 8 novos *domain blocks* transformados, encontra-se o menor erro RMS. Se esse menor erro RMS que foi encontrado for maior que o limiar pré-estabelecido, o *range block* em questão é dividido em 4 sub-imagens que serão os novos *range blocks*.

Outro dado de entrada existente para a compressão de imagens utilizando o método de partição quadtree é o máximo valor para o nível de partição. Como foi mencionado, chamamos a primeira divisão da imagem de nível 1 de partição, na próxima subdivisão chamamos de nível 2 de partição e assim sucessivamente. Quando o valor máximo do nível de partição for atingido, as sub-imagens não poderão mais ser subdivididas.

Portanto, a partição dos *range blocks* deve levar em conta tanto o limiar de erro RMS quanto o nível máximo de partição. Então, os *range blocks* são subdivididos enquanto o menor RMS encontrado seja maior que o limiar pré-

estabelecido ou que a profundidade da partição seja menor ou igual a máxima pré-estabelecida. Quando o menor RMS encontrado para um determinado *range block* é menor que o limiar, e/ou a profundidade da partição é menor ou igual o limiar, a posição do *domain block* que gerou esse menor RMS será armazenada, assim como a transformação afim, os parâmetros s (contraste) e o (brilho) relativos ao *domain block* que gerou o menor erro RMS, e o nível atual de partição. Tais coeficientes armazenados são o CÓDIGO FRACTAL para tal imagem original de entrada.

O processo de descompressão, assim como no método da força bruta, é feito através da aplicação iterativa dos coeficientes do código fractal em uma imagem inicial qualquer. A Figura 7 a seguir mostra uma imagem inicial qualquer e as 5 primeiras iterações do processo de descompressão da imagem da Lena que foi comprimida pelo processo de compressão Fractal utilizando o método da Partição Quadtree.



Fig. 7 - Imagem inicial e as 5 primeiras iterações do processo de decodificação (Compressão Fractal - método da partição quadtree).

III. AVALIAÇÃO DA COMPRESSÃO FRACTAL E JPEG2000 EM IMAGENS MAMOGRÁFICAS

O rastreamento mamográfico envolve tipicamente obter duas vistas da mama, que são as chamadas incidências básicas. Uma das incidências básicas é a vista superior da mama chamada vista crânio caudal (CC) e a outra incidência básica é uma vista angular da mama chamada vista médio lateral oblíqua (MLO), conforme mostra a Figura 8 a seguir. A vista médio lateral oblíqua (MLO) é obtida do centro da mama para a lateral, de um ponto de vista angular. Normalmente é utilizado um ângulo de 90°, pois uma maior parte do tecido mamário pode ser trabalhado no quadrante superior externo da mama e da axila. A vista crânio caudal (CC) é uma vista superior da mama e é obtida de cima para baixo [1].

Foram selecionados quatro casos de mamografia, onde cada caso possui imagens das duas mamas, nas duas incidências básicas: Mama direita vista MLO, Mama direita vista CC, Mama esquerda vista MLO, Mama esquerda vista CC. Portanto, foram utilizadas 16 imagens originais. As imagens originais utilizadas no trabalho foram retiradas de um banco digital de imagens, *Digital Database for Screening Mammography*, da *University of South Florida* [10], disponibilizado para fins de pesquisa.

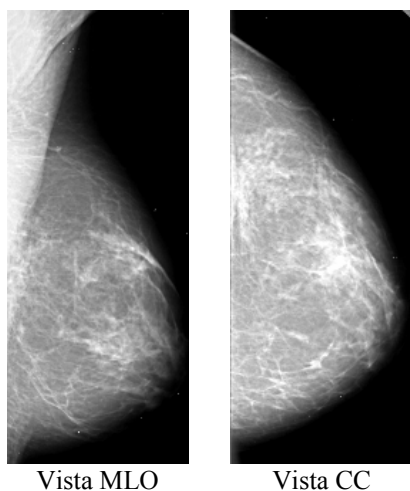


Fig. 8 - Vista MLO e vista CC

Foi desenvolvido um programa de Compressão Fractal de Imagens, em Matlab, baseado no método da partição quadtree desenvolvido por Fischer [4], utilizando como dado de entrada: nível máximo de partição igual a 4 e limiar de erro RMS igual a 70. As imagens originais selecionadas foram submetidas ao processo de compressão utilizando o programa desenvolvido.

Cada uma das imagens originais foi comprimida com 5 taxas de compressão diferentes. As 5 taxas de compressão foram obtidas alterando-se apenas um dos possíveis parâmetros de entrada do programa de compressão fractal utilizando a técnica de partição quadtree, que é o limiar do mínimo erro quadrático (RMS – *Root Mean Square*). O limiar RMS indica um valor máximo de erro RMS entre o *range block* e o *domain block* no momento da comparação entre os

dois. Caso o erro RMS seja maior que o limiar pré-estabelecido, o *range block* em questão é novamente subdividido, portanto quanto menor for o limiar de erro RMS, maior será a qualidade da imagem comprimida.

Para que se possa fazer uma comparação dos resultados da compressão Fractal, serão apresentados neste trabalho resultados de um outro método de compressão de imagens chamado JPEG2000 (*Joint Photographic Experts Group*). Na técnica de compressão JPEG2000, a Transformada Discreta Wavelet (*DWT - Discrete Wavelet Transform*) é aplicada na imagem de entrada através de um conjunto de filtros wavelet, a fim de reduzir a quantidade de informação contida na imagem.

As mesmas imagens originais submetidas à compressão Fractal, foram submetidas ao processo de compressão JPEG2000. Para isso, foi utilizado o software *Jasper*, desenvolvido por Michael Adams, afiliado ao *Digital Signal Processing Group - DSPG* no Departamento de Engenharia Elétrica e de Computação da *University of Victoria*, Canadá [11]. As imagens originais foram comprimidas também com 5 diferentes taxas de compressão.

Tratando-se de imagens médicas, os critérios utilizados para definir se uma imagem que passou pelo processo de compressão pode ser considerada aceitável, deve estar associado a análise de um especialista. Os especialistas não estão habituados a trabalhar com medidas objetivas (PSNR), dessa forma existe uma grande dificuldade em relacionar os critérios objetivo e subjetivo. Portanto, foi feita uma associação entre os critérios objetivo e subjetivo, para que se possa definir um limite para que as imagens mamográficas comprimidas pelo método da compressão Fractal possam ser consideradas aceitáveis, e comparar os resultados com o método de compressão JPEG2000.

As imagens originais e comprimidas pela técnica de compressão Fractal e pela técnica JPEG2000, foram submetidas a análise de 3 médicos especialistas. Foi pedido a cada um deles que analisassem e comparasse cada uma das imagens comprimidas com diferentes taxas de compressão, com a imagem original, informando se cada uma das imagens foi considerada “ótima”, “boa”, “aceitável” ou “inaceitável”. Considerando os quatro casos, já que para cada imagem original existem cinco imagens comprimidas, e para cada caso existem quatro imagens originais, os médicos compararam 80 imagens comprimidas com as originais. As imagens comprimidas não foram mostradas aos médicos na ordem de compressão. Elas foram nomeadas aleatoriamente para não interferir na análise.

A princípio foi pedido aos médicos além de comparar as imagens comprimidas com as originais, que analisassem se na imagem original tinha sido encontrada alguma anormalidade, e se nas imagens comprimidas essa anormalidade podia ser também identificada. Segundo os médicos, anormalidades só podem ser apontadas com segurança se além das incidências básicas, as incidências complementares forem também colocadas juntas durante a análise. As incidências complementares esclarecem situações detectadas nas incidências básicas, estudando regiões específicas. As

incidências complementares são: crânio-caudal forçada (XCC), que é uma vista CC com ênfase na exposição do quadrante superior externo; cleavage (CV), que é uma vista CC com ênfase na exposição do quadrante inferior interno; médio-lateral ou perfil externo (ML ou P), também chamada de perfil absoluto, que inclui parte do prolongamento axilar; lateromedial ou perfil interno (LM ou contact), que também inclui parte do prolongamento axilar, porém com imagem "em espelho" (ao contrário); e caudocranial (RCC), que é uma vista CC com imagem "em espelho". [12].

Outro comentário dos médicos foi que para anormalidades serem identificadas, as imagens mamográficas devem ter um tamanho mínimo e devem ser lidas em monitores com tamanho e resolução específicos, podendo-se fazer alterações de contraste e brilho para melhor identificação de possíveis anormalidades. Na apresentação das imagens, originais e comprimidas, durante a análise dos médicos, não foram utilizados os recursos específicos para que pudesse ser feita a identificação de anormalidades. Dessa maneira, os médicos apenas fizeram uma comparação das imagens comprimidas com as originais, apontando até que ponto as imagens comprimidas eram consideradas aceitáveis.

Considerando os quatro casos, já que para cada imagem original, existem 5 imagens comprimidas, e para cada caso existem 16 imagens originais, os médicos compararam 80 imagens comprimidas com as originais.

IV. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo serão apresentados os resultados das análises feitas pelos três médicos, das imagens comprimidas pelas duas técnicas, compressão Fractal e JPEG2000. Cada uma das 16 imagens originais que possuem 8bpp (bits por pixel), foram comprimidas com 5 diferentes taxas de compressão. A Tabela I a seguir mostra o valor em bpp de cada uma das 5 taxas de compressão obtidas nas duas técnicas de compressão.

TABELA I
VALOR EM BPP DAS TAXAS DE COMPRESSÃO.

Taxas de Compressão	Compressão Fractal (bpp)	Compressão JPEG2000 (bpp)
1ª tx	2	0,47
2ª tx	1,19	0,46
3ª tx	0,74	0,29
4ª tx	0,44	0,19
5ª tx	0,32	0,14

A 1ª taxa de compressão é a mais baixa e a 5ª taxa de compressão é a mais alta, ou seja, a qualidade das imagens é melhor quanto menor a taxa de compressão. No método JPEG2000, consegue-se imagens com melhor qualidade a taxas de compressão mais baixas, por isso, as taxas de compressão (valores de bpp), foram menores que na técnica Fractal.

Primeiro, será apresentado um resumo das classificações das imagens comprimidas pela técnica de compressão Fractal. A Tabela II a seguir mostra, de forma geral, o resumo das classificações das 80 imagens comprimidas, pela técnica Fractal, analisadas por cada médico, mostrando a quantidade

de imagens classificadas para cada nível de classificação, "inaceitável", "aceitável", "boa" ou "ótima".

TABELA II
QUANTIDADE DE IMAGENS PARA CADA NÍVEL DE CLASSIFICAÇÃO POR MÉDICO (COMPRESSÃO FRACTAL).

Classificação	Médico 1	Médico 2	Médico 3	TOTAL
Inaceitável	34	53	38	125
Aceitável	35	21	37	93
Boa	11	6	5	22
Ótima	-	-	-	-
TOTAL	80	80	80	240

De acordo com a Tabela II, do total de imagens analisadas, os médicos classificaram, em média, 47,92 % das imagens comprimidas com diferentes taxas de compressão como aceitáveis ou boas.

A Tabela III a seguir mostra a quantidade de imagens para cada taxa de compressão que foram classificadas como "inaceitável", "aceitável", "boa" ou "ótima". De acordo com a Tabela III, a 4ª e 5ª taxas de compressão, que são as taxas de compressão mais altas, tiveram a maioria das imagens classificadas como inaceitáveis.

TABELA III
QUANTIDADE DE IMAGENS PARA CADA TAXA DE COMPRESSÃO POR NÍVEL DE CLASSIFICAÇÃO (COMPRESSÃO FRACTAL).

Taxas de Compressão	Inaceitável	Aceitável	Boa	Ótima
1ª tx	3	26	19	-
2ª tx	10	35	3	-
3ª tx	21	27	-	-
4ª tx	43	5	-	-
5ª tx	48	-	-	-
TOTAL	125	93	22	-

Seguindo o objetivo do presente trabalho, que é associar critérios comumente utilizados na avaliação da qualidade das imagens comprimidas, com critérios visuais utilizados por médicos especialistas, deve-se associar os valores das taxas de compressão com a classificação dos médicos, para que se possa definir até que taxa de compressão as imagens comprimidas são consideradas aceitáveis.

A Tabela IV a seguir mostra o resumo das classificações feitas por cada médico, indicando a média de taxa de compressão para cada nível de classificação, em bits por pixel (bpp).

TABELA IV
MÉDIA DE TAXA COMPRESSÃO (COMPRESSÃO FRACTAL).

Classificação	Médico 1 (bpp)	Médico 2 (bpp)	Médico 3 (bpp)
Inaceitável	0,41	0,63	0,49
Aceitável	1,16	1,44	1,27
Boa	1,88	1,97	1,97
Ótima	-	-	-

De acordo com a Tabela IV, tomando-se o maior valor de taxas de compressão dos três médicos para as imagens consideradas inaceitáveis, imagens com taxas de compressão menores que 0,63 bpp são consideradas "inaceitáveis".

A Tabela V a seguir indica a média de valor de PSNR para cada nível de classificação.

TABELA V
MÉDIA DE PSNR (COMPRESSÃO FRACTAL).

Classificação	Médico 1	Médico 2	Médico 3
Inaceitável	33,67	34,98	34,64
Aceitável	38,61	41,74	38,82
Boa	44,50	42,58	46,56
Ótima	-	-	-

De acordo com as Tabelas IV e V, tomando-se o menor valor entre a classificação dos três médicos para imagens consideradas aceitáveis ou com classificação superior, pode-se dizer que são consideradas “aceitáveis” as imagens comprimidas pela técnica Fractal com taxas de compressão de no mínimo 1,16 bpp, que correspondem a um valor de PSNR de no mínimo 38,61.

Será mostrado agora, o resumo das classificações das imagens comprimidas pelo método da compressão JPEG2000.

A Tabela VI a seguir mostra, de forma geral, o resumo das classificações das 80 imagens comprimidas, pelo método JPEG2000, analisadas por cada médico, mostrando a quantidade de imagens classificadas para cada nível de classificação, “inaceitável”, “aceitável”, “boa” ou “ótima”.

TABELA VI
QUANTIDADE DE IMAGENS PARA CADA NÍVEL DE CLASSIFICAÇÃO POR MÉDICO (COMPRESSÃO JPEG2000).

Classificação	Médico 1	Médico 2	Médico 3	TOTAL
Inaceitável	-	24	38	62
Aceitável	13	56	32	101
Boa	60	-	10	70
Ótima	7	-	-	7
TOTAL	80	80	80	240

De acordo com a Tabela VI, verifica-se que do total de imagens analisadas, os médicos classificaram, em média, 25,83 % das imagens comprimidas com diferentes taxas de compressão como inaceitáveis. A quantidade de imagens consideradas inaceitáveis, foi maior na técnica Fractal, que foi de 52,08 % (Tabela II).

A Tabela VII a seguir mostra a quantidade de imagens para cada taxa de compressão que foram classificadas como “inaceitável”, “aceitável”, “boa” ou “ótima”.

TABELA VII
QUANTIDADE DE IMAGENS PARA CADA TAXA DE COMPRESSÃO POR NÍVEL DE CLASSIFICAÇÃO (COMPRESSÃO JPEG2000).

Taxas de Compressão	Inaceitável	Aceitável	Boa	Ótima
1ª tx	8	26	10	4
2ª tx	8	21	18	1
3ª tx	14	21	13	-
4ª tx	14	19	14	1
5ª tx	18	14	15	1
TOTAL	62	101	70	7

Na compressão JPEG2000, a diferença de qualidade das imagens, de uma taxa de compressão para outra, não é tão

nítida como no caso da compressão Fractal. Aconteceram casos em que imagens com taxas de compressão maior, e consequentemente qualidade pior, tiveram melhores classificações que imagens com taxas menores de compressão e consequentemente qualidade melhor.

A Tabela VIII a seguir mostra o resumo das classificações feitas por cada médico, indicando a média de taxa de compressão para cada nível de classificação, em bits por pixel (bpp) e a Tabela IX a seguir indica a média de valor de PSNR para cada nível de classificação.

De acordo com a Tabela VIII, tomando-se o maior valor de taxas de compressão dos três médicos para as imagens consideradas inaceitáveis, imagens com taxas de compressão menores que 0,30 bpp são consideradas “inaceitáveis”.

TABELA VIII
MÉDIA DE TAXA COMPRESSÃO (COMPRESSÃO JPEG2000).

Classificação	Médico 1 (bpp)	Médico 2 (bpp)	Médico 3 (bpp)
Inaceitável	-	0,22	0,30
Aceitável	0,29	0,35	0,31
Boa	0,30	-	0,32
Ótima	0,38	-	-

TABELA IX
MÉDIA DE PSNR (COMPRESSÃO JPEG2000).

Classificação	Médico 1	Médico 2	Médico 3
Inaceitável	-	45,96	56,84
Aceitável	54,92	62,73	56,90
Boa	56,89	-	67,21
Ótima	69,77	-	-

De acordo com as Tabelas VIII e IX, tomando-se o menor valor entre a classificação dos três médicos para imagens consideradas aceitáveis ou com classificação superior, pode-se dizer que são consideradas “aceitáveis” as imagens comprimidas pelo método JPEG2000 com taxas de compressão de no mínimo 0,29 bpp, que correspondem a um valor de PSNR de no mínimo 54,92.

A Tabela X a seguir mostra o comparativo entre as duas técnicas, Fractal e JPEG2000.

TABELA X
LIMITE DE TAXA DE COMPRESSÃO E VALOR DE PSNR PARA IMAGENS MAMOGRÁFICAS SUBMETIDAS A COMPRESSÃO FRACTAL E JPEG2000.

Medidas de desempenho	Fractal	JPEG2000
Tx de compressão (bpp)	1,16	0,29
PSNR	38,61	54,92

Com os resultados obtidos, consegue-se associar os critérios objetivo e subjetivo na classificação de imagens sujeitas à compressão Fractal, definindo o limite de taxa de compressão para que as imagens sejam consideradas aceitáveis pelos médicos especialistas.

Para as imagens comprimidas pela técnica de compressão Fractal, o limite de taxa de compressão para que as imagens sejam consideradas aceitáveis foi de 1,16 bpp, que corresponde a um PSNR de 38,61.

Em comparação com a técnica de compressão JPEG2000, onde o limite de taxa de compressão para que as imagens comprimidas sejam consideradas aceitáveis foi de 0,29 bpp, correspondente a um PSNR de 54,92, verifica-se que a técnica de compressão JPEG2000 gera resultados melhores que a técnica de compressão Fractal.

A técnica JPEG2000 é bastante popular e já vem sendo bastante utilizada. A técnica Fractal vem sendo conhecida aos poucos e cada vez mais estudada, por se tratar de um método bastante interessante de ser explorado, que utiliza as similaridades dentro da própria imagem para se fazer a compressão.

REFERÊNCIAS

- [1] Brasil. “Falando sobre Mamografia.” Viva Mulher – Programa Nacional de Controle do Câncer do Colo do Útero e de Mama. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. Coordenação de Prevenção e Vigilância (Conprev). Rio de Janeiro: MS/INCA, 2000. 81 p. ISBN: 85-7318-063-3
- [2] J. M. Silva; E. L. Flores. “Compressão de Imagens Médicas Usando Fractais.” VI Workshop de Informática Médica – WIM2006. 62 – 72 p. 2006.
- [3] A. L. M. Cruz; F. S. Silva; R. F. L. Chavez; Y. Iano. “Codificação Fractal de Imagens.” Revista Telecomunicações. Vol. 11, no. 01, Mai. 2008.
- [4] Y. Fischer. “Fractal Image Compression: Theory and Application.” Ed. Springer-Verlag, New York, USA. 1995. 341 p.
- [5] B. B. Mandelbrot. “The Fractal Geometry of Nature.” W. H. Freeman, Oxford, 1983.
- [6] M. F. Barnsley. “Fractals Everywhere.” Academic Press, San Diego, USA. 1993. 394 p.
- [7] D. V. Melkebeek; A. Bultheel. “On the relation between Iterated Function Systems and Partitioned Iterated Function Systems.” Report TW240, Department of Computer Science, K. U. Leuven, Mar. 1996.
- [8] A. E. Jacquin. “Fractal Image Coding: A Review.” IEEE, vol. 81, no. 10, Out. 1993.
- [9] Y. Fischer. “Fractal Image Compression.” San Diego, California. 1992. SIGGRAPH’92, Course Notes.
- [10] University of South Florida. “Digital Database for Screening Mammography.” Disponível em: <http://marathon.csee.usf.edu/Mammography/DDS/Thumbnails/normals/normal_01/overview.html> Acesso em: 26 de jun, 2009.
- [11] M. Adams. “The JasPer Project Home Page.” Disponível em: <<http://www.ece.uvic.ca/~mdadams/jasper/>> Acesso em: 30 de jul, 2009.
- [12] Brasil. “Mamografia: da prática ao controle.” Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. Rio de Janeiro: INCA, 2007. 109p.

Stéphany Vergütz nasceu em Patos de Minas, MG, em julho de 1983. Possui o título de Engenheira de Telecomunicações e de especialista em Engenharia de Segurança do Trabalho pela União Educacional de Minas Gerais – UNIMINAS, Uberlândia – MG, em 2006 e 2008 respectivamente. Cursa o mestrado na área de Processamento Digital de Sinais pela Universidade Federal de Uberlândia – UFU, Uberlândia – MG.

Desde 2009 é docente e coordenadora do curso de Engenharia de Telecomunicações da Faculdade do Noroeste de Minas – FINOM, Paracatu – MG.

Antônio Cláudio Paschoarelli Veiga possui o título de doutor em Engenharia Elétrica pela Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP, Campinas – SP, em 2002.

Desde 1988 é docente na Universidade Federal de Uberlândia – UFU, Uberlândia – MG. Desde 2002 é membro do colegiado da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia – UFU, Uberlândia – MG.