

# AVALIAÇÃO DO FATOR DE QUALIDADE DE IMAGEM POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NUCLEAR CORRELACIONADO COM GAP (CROSSTALK)

Letícia Souza Lemos<sup>1</sup>, Wender Cardoso da Silva<sup>2</sup>

Estudante do Curso de Tecnologia em Radiologia, e-mail:l.leticialemos@yahoo.com.br<sup>1</sup>  
Professor da Universidade de Mogi das Cruzes; e-mail: wendercardoso@yahoo.com.br<sup>2</sup>

Área do Conhecimento: Engenharia Biomédica

Palavras - Chave: Ressonância Magnética, Crostalk.

## INTRODUÇÃO

Este trabalho foi realizado para analisar as imagens de ressonância magnética que contêm um determinado gap e se esse interfere na qualidade da imagem na hora de sua aquisição para a correta interpretação da imagem é uma condição importante para o planejamento terapêutico, daí a qualidade da imagem desempenhar um papel importante na precisão do processo diagnóstico.

Na técnica de Ressonância Magnética (RM) aplicada à medicina trabalha-se principalmente com as propriedades magnéticas do núcleo de hidrogênio (<sup>1</sup>H), que é o menor núcleo que existe e consta de um próton. O próton tem carga positiva, e devido ao movimento giratório deste em torno do seu próprio eixo, gera-se um pequeno campo magnético, isto é, para cada próton temos também o que chamamos de um *spin* magnético (STARK, 1988).

A imagem de ressonância magnética baseia-se no sinal proporcionado pelo núcleo de hidrogênio <sup>1</sup>H, por duas razões: o sinal magnético do núcleo do <sup>1</sup>H é bem superior ao de outros núcleos magnéticos, e, o hidrogênio é o átomo mais abundante no corpo humano, principalmente devido à concentração da água, mas outros sinais de núcleos diferentes poderão ser obtidos, porém, com intensidade diferente. No corpo humano temos milhões de prótons. Quando os prótons não se encontram sob a influência de nenhum campo magnético exterior, o *spin* magnético de cada um deles está apontando para uma direção diferente, de maneira que a soma vetorial de todos eles é igual a zero. Fala-se que a magnetização total  $M_{tot}$  é igual a zero ( $M_{tot} = 0$ ) (WESTBROOK, 2000).

Para podermos obter um sinal de RM precisamos colocar o paciente a ser examinado dentro de um campo magnético alto, o qual pode variar de 0.2T a 3.0 T (Tesla) dependendo do aparelho. Este campo magnético, chamado de campo magnético externo  $B_0$ , é gerado pela corrente elétrica circulando por um supercondutor que precisa ser continuamente refrigerado até uma temperatura de 4K (Kelvin), por meio de hélio líquido, a fim de manter as características supercondutoras do magneto. O campo magnético é maior e mais homogêneo no centro do magneto, onde o paciente será posicionado. Após o paciente ser posicionado no centro do magneto, os spins começam a sofrer estímulo ao efeito do campo magnético externo ( $B_0$ ) e orientam-se em paralelo ou anti-paralelo ao  $B_0$ . Só existem estas duas possibilidades e cada uma destas orientações corresponde a um nível energético diferente. Para os spins poderem ficar em anti-paralelo ao  $B_0$  eles precisam de um pouco mais de energia (NOBREGA, 2001, WESTBROOK, 2000).

Por isso, no estado de equilíbrio, temos um pequeno excesso de *spins* em paralelo ao  $B_0$ . O resultado é que a soma vetorial de todos os spins já não é zero: temos uma

magnetização total ( $M_{tot}$ ) em paralelo ao  $B_0$ . O  $B_0$  tem um efeito a mais sobre os *spins*. Eles começam a fazer um movimento de precessão em torno do  $B_0$ , com uma frequência determinada, a frequência de Larmor  $\omega_L$ , a qual é proporcional ao  $B_0$  e à constante giromagnética  $\gamma$  de cada núcleo ( $\omega_L = \gamma \cdot B_0$ ), isto é, cada núcleo tem uma  $\omega_L$  característica (NOBREGA, 2001).

A  $\omega_L$  do hidrogênio num  $B_0$  de 0.5 T é de aproximadamente 21,28 MHz. Embora tenhamos já uma magnetização diferente de zero, esta ainda não pode ser medida, para isso precisamos deslocar a magnetização para um eixo perpendicular ao  $B_0$ , o qual chamamos de eixo transversal. Para passar a magnetização do eixo longitudinal ao transversal precisamos de emitir uma onda eletromagnética da mesma frequência que  $\omega_L$ , o que chamamos de onda de radiofrequência (RF) com campo magnético de  $B_1$  (que corresponde à amplitude da onda) e perpendicular ao  $B_0$ . Como a frequência do  $B_1$  corresponde a  $\omega_L$  temos o que se descreve classicamente como efeito de ressonância, no qual o  $B_0$  é cancelado e a magnetização passa a ser estimulado pelo efeito do  $B_1$ , e com isso, passa a fazer um movimento de precessão em torno de  $B_1$ , no eixo transversal, sem deixar de girar em torno de  $B_0$  com a frequência de Larmor (WESTBROOK, 2000).

Quando a magnetização se aproxima ao eixo transversal a onda de radiofrequência será desligada e podemos começar medir a magnetização com o receptor no eixo transversal (DOYON, 2000).

O que nosso receptor registra é uma voltagem induzida pelo movimento de precessão da magnetização transversal em torno ao  $B_0$ , que oscila com  $\omega_L$  e cuja amplitude vai diminuindo exponencialmente. Este sinal é o que se chama de “*Free Induction Decay*” (FID) ou Decaimento de Indução Livre (DIL).

A amplitude do FID diminui com o tempo por causa do processo de relaxamento, que é o mecanismo pelo qual a magnetização vai voltar lentamente ao estado inicial de equilíbrio. Na realidade, a rapidez com que o conjunto de *spins* volta ao estado de equilíbrio depende do tipo de tecido. Em estado de equilíbrio o vetor de magnetização total está apontando na direção Z do campo magnético externo  $B_0$  ( $M_z = M_{tot}$ ) e não haverá nenhum componente de magnetização transversal ( $M_{xy} = 0$ ). No processo de relaxamento distinguimos dois tipos de relaxamento: relaxamento longitudinal ( $M_z \rightarrow M_{tot}$ ) e relaxamento transversal ( $M_{xy} \rightarrow 0$ ), os quais são descritos pelas constantes de tempo T1 (Tempo de Relaxamento 1) e T2 (Tempo de Relaxamento 2), respectivamente (NOBREGA, 2001).

A ponderação em T2 é sempre menor (ou igual) a T1, isto é, a magnetização transversal decresce mais rapidamente do que a magnetização longitudinal demora para voltar ao valor inicial. O valor de T1 e T2 depende da intensidade das interações entre os *spins* magnéticos e da frequência com que estas interações estão sendo moduladas. Pode se falar que T1 e T2 dependem das propriedades moleculares de cada tecido, e assim podemos diferenciar a gordura, a substância branca, a substância cinzenta, o edema ou o líquido através de seus diferentes tempos de relaxamento, já que T1 e T2 aumentam nesta ordem (NOBREGA, 2001).

Certos parâmetros que vão determinar se o contraste da imagem final vai ser ponderado em T1, T2 ou densidade de prótons (DP). Na imagem T1 tecidos com T1 longo aparecem com hipossinal e tecidos com T1 curto com hipersinal. Na imagem pesada em T2 tecidos com T2 curto aparecem com hipossinal e tecidos com T2 longo aparecem com hipersinal. Na imagem ponderada em DP, o contraste T1 e T2 é minimizado de tal maneira que o contraste final da imagem representa a densidade de prótons no tecido. Através da ponderação DP, onde houver presença de líquido em excesso, pode-se observar um hipersinal na imagem pesada em DP (MOELLER, 2003).

Na Ressonância Magnética é possível encurtar o T1 com contrastes externos intravenosos. Trata-se de contrastes paramagnéticos, em geral derivados de gadopentato de gadolínio, cuja função é diminuir os tempos de relaxação dos tecidos com os quais entram em contato. Os elétrons do gadolínio podem interagir intensamente com os *spins* magnéticos dos nossos prótons, fazendo com que estes relaxem rapidamente, ou seja, diminuimos o T1 e T2 dos nossos tecidos. Por isso, se obtêm imagens pesadas em T1 após a injeção do contraste, e desta maneira observar hipersinais nas regiões onde chegará o contraste paramagnético (NOBREGA, 2001).

Além destas imagens morfológicas através da técnica de Ressonância Magnética (RM) também podem se obter imagens pesadas em fluxo (angiografias), difusão, perfusão ou imagens funcionais (através das quais pode se estudar a ativação cerebral). Outra aplicação da Ressonância Magnética é a espectroscopia que representa uma análise bioquímica do tecido “*in vivo*” (HAAGA, 1996; WESTBROOK, 2000).

## **OBJETIVO**

Determinar e se houver, apontar o artefato presente na imagem de Ressonância Magnética Nuclear (RMN) correlacionado com a falta de espaçamento entre dois cortes consecutivos (*Gap-Crostalk*). Foi realizado uma análise, com um auxílio de um médico especialista na área de radiologia através de imagens adquiridas em 02 clínicas de radiodiagnóstico.

## **METODOLOGIA**

Para a realização deste trabalho foi realizada uma pesquisa a respeito do artefato por ressonância magnética realizada em livros e artigos científicos que abrangem este tema, como por exemplo o livro Introdução a Ressonância Magnética Nuclear de NOBREGA, após a realização da teoria, foi analisado imagens de RNM, da coluna lombar, adquiridas em centros de imagens junto ao médico radiologista.

## **RESULTADOS E DISCUSSÃO**

Na aquisição das imagens da amostra obtida, não houveram o artefato, nelas continham espaçamento (gap) entre 0 mm a 9 mm, para a realização do exame.

Como estas apresentaram nitidez tanto as imagens cujo gap possui o menor valor (0 mm), como o que possui o maior valor de espaçamento(9 mm) demonstra que temos 100% de aproveitamento visualização de imagens demonstrando que o gap, não interfere nas aquisições, e não forma o croostalk, pois este artefato é ocasionado pela sobreposição de informações dos sinais de radiofrequência, e não pela localização dos espaços.

A quantidade de imagens adquiridas corresponde a 100 % do valor total, logo, cada imagem segundo estatística corresponde a aproximadamente 5,26 % desse total.As imagens que tiveram um gap de 0 mm são o valor de duas imagens, onde não ocorreu o croostalk, as imagens de 1 mm são duas das quais também não ocorreu croostalk como as anteriores e as demais, e assim as que continham um gap de 2,3,4,5 mm também são duas de cada não ocorrendo o artefato, a de 6 mm é apenas uma as de 7,8 e 9 mm são duas de cada não obtendo artefatos na aquisição das imagens.

## **CONCLUSÃO**

Concluiu-se neste trabalho que o artefato croostalk é a superposição dos sinais de radiofrequência, e que o gap, não interfere e não está relacionado com a produção do mesmo na aquisição de imagens por ressonância magnética.Pois o espaço somente distancia um corte do outro e o artefato é sobreposição dos sinais, ou seja, um sinal

realizado sobre o outro em uma mesma estrutura; se esta distancia for de 0% o mesmo não ocorre tanto quanto em um espaçamento de 10%.A qualidade das imagens de ressonância magnética não se da ao espaçamento.

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

DOYON, D. CABANIS, E. A. Diagnóstico por Imagem em Ressonância Magnética. São Paulo: Medsi, 2000.

HAAGA, J. R.; LANZIERI, C. F.; SARTORIS, D. J.; ZERHOUNI, E. A. Tomografia Computadorizada e Ressonância Magnética do CorpoHumano. 3<sup>a</sup> Ed. São Paulo: Guanabara Koogan, 1996.

MOELLER, T.; REIF, E. RMN Parameters and Positioning. Editora Thieme; Prited in Germany, 2003.

NOBREGA, A.; LOPES, A. A.; MIRANDA, E. B. Introdução a Ressonância Magnética Nuclear. APTRAESP. São Paulo, 2001.

STARK, D. D.; BRADLEY, W. G.; Magnetic Ressonance Imaging. C. V. Mosby Company, 1988.

WESTBROOK, C., KAUT, C.; Ressonância Magnética Prática. 2<sup>a</sup> Ed. São Paulo: Guanabara Koogan, 2000.

.ABDALA,NITAMAR; SZEJNFELD JACOB.Ressonância Magnética, Indicações,preparo,técnica e cuidados.LMP,São Paulo,2007.

MAZZOLA, Alessandro André; HERDADE, Silvio Bruni; KOCH Hilton Augusto; CARVALHO Antonio Carlos Pires ;Protocolo de testes de aceitação em equipamentos de imagem por ressonância magnética.localizado em [http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S010039842005000300008&script=sci\\_arttext-](http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S010039842005000300008&script=sci_arttext-) Acessado dia 5 de março.

RINCK, Peter A.Ressonancia Magnética o livro-texto do European Magnetic Forum.5<sup>a</sup> Ed.São Paulo:Revinter,Santos, 2004.

LUFKIN,Robert B.Manual de Ressonancia Magnética.2<sup>a</sup> Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan,1999.