

**CENTRO ESTADUAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA PAULA SOUZA  
FACULDADE DE TECNOLOGIA DE BOTUCATU  
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA.**

**MALENA ROBERTA FELICIANO**

**RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NA AVALIAÇÃO FUNCIONAL DO ENCÉFALO**

Botucatu-SP  
Janeiro 2017

**CENTRO ESTADUAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA PAULA SOUZA  
FACULDADE DE TECNOLOGIA DE BOTUCATU  
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA.**

**MALENA ROBERTA FELICIANO**

**RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NA AVALIAÇÃO FUNCIONAL DO ENCÉFALO**

Orientador: Profa. Dra. Marjorie do Val Ietsugu

Relatório de Iniciação Científica  
apresentado à FATEC - Faculdade de  
Tecnologia de Botucatu, como  
exigência para cumprimento do  
Trabalho de Conclusão de Curso no  
Curso Superior de Radiologia.

Botucatu-SP  
Janeiro 2017

## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente a Deus, que permitiu que tudo isso acontecesse, pois Ele é o maior mestre que alguém pode conhecer.

Aos meus pais e amigos, pelo incentivo e apoio incondicional.

A minha orientadora, Profa. Dra. Marjorie do Val Ietsugu pelo entusiasmo apoio e confiança na elaboração deste trabalho.

A FATEC e seu corpo docente, direção e administração, pela oportunidade de fazer o curso e desenvolver este projeto.

“Tudo aquilo que o homem ignora, não existe para ele. Por isso o universo de cada um se resume no tamanho de seu saber.”

- Albert Einstein.

## RESUMO

Um dos grandes avanços da medicina é a ressonância magnética funcional que cada vez mais vem ganhando um grande espaço na neurologia, os principais métodos da ressonância para avaliação funcional do encéfalo são o efeito BOLD, espectroscopia, perfusão e difusão. Estas técnicas vêm contribuindo muito para o diagnóstico de doenças neuronais, pois além de não utilizar radiação ionizante é um método totalmente indolor e não invasivo. Visando demonstrar as técnicas de avaliação funcional do encéfalo através da ressonância magnética foi dirigida uma revisão de literatura integrativa através de artigos científicos e livros didáticos da área. A imagem por difusão forma-se através dos movimentos randômicos das moléculas no espaço extracelular devido à movimentação térmica aleatória, na perfusão se mede a qualidade do suprimento vascular sanguíneo, na espectroscopia se produz um espectro no lugar da imagem, que representa o deslocamento químico ou a diferença da frequência entre diferentes metabolitos, já o efeito BOLD explora uma diferença de suscetibilidade magnética entre a oxihemoglobina e deoxi-hemoglobina, com um aumento de fluxo sanguíneo cerebral com pouco ou nenhuma oxigenação.

Palavras chave: Encéfalo. Diagnóstico. Ressonância Magnética.

## LISTA DE FIGURAS

Figura	Páginas
1 AVE hemorrágico.....	10
2 AVE isquêmico.....	10
3 Imagens ponderadas em T1 (A), T2 (B), DP (C) e T2* (D).....	12
4 Retorno da magnetização na longitudinal.....	13
5 Retorno da magnetização na transversal.....	13
6 Sequência de pulso SE.....	14
7 Sequência de pulso SE Múltiplo.....	15
8 Sequência de pulso IR.....	15
9 Sequência de pulso GRE.....	16
10 Sequência de pulso EPI.....	16
11 Imagem ponderada por difusão com tecido comprometido em hiper sinal .....	20
12 Mapas de anisotropia fracionada. (A) em preto e branco e (B) em cores; (C) inserção para mostrar os eixos direcionais (x, y, z).....	21
13 Imagem de espectroscopia de paciente com 4 anos com meduloblastoma mostrando pico de Lac. invertido.....	23
14 Área em hipoperfusão indicada pela seta .....	24
15 Ativação do córtex auditivo.....	25
16 Estimulação visual bilateral .....	25

## LISTA DE QUADROS

Tabela	Páginas
1 Tempos de relaxação T1 e T2 Aproximados de alguns tecidos do corpo humano em um aparelho de 1,5T .....	14
2 Protocolo básico encéfalo .....	18
3 Especificações e aplicações de cada técnica de avaliação funcional do encéfalo..	26

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>8</b>
<b>1.1 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>9</b>
<b>1.1.1 ENCÉFALO .....</b>	<b>9</b>
<b>1.1.2 AVE .....</b>	<b>9</b>
<b>1.1.3 TUMOR .....</b>	<b>11</b>
<b>1.1.4 RESSÔNANCIA MAGNÉTICA .....</b>	<b>10</b>
<b>1.1.4.1 SEQUENCIAS DE PULSO .....</b>	<b>14</b>
<b>1.2 OBJETIVO .....</b>	<b>17</b>
<b>1.3 JUSTIFICATIVA .....</b>	<b>17</b>
<b>2. METODOLOGIA .....</b>	<b>18</b>
<b>3. RESULTADOS E DISCUSSÕES .....</b>	<b>19</b>
<b>3.1 DIFUSÃO .....</b>	<b>19</b>
<b>3.2 ESPECTROSCOPIA .....</b>	<b>21</b>
<b>3.3 PERFUSÃO .....</b>	<b>23</b>
<b>3.4 BOLD.....</b>	<b>24</b>
<b>4. CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>27</b>
<b>5. REFERENCIAS .....</b>	<b>28</b>

## 1. INTRODUÇÃO

A ressonância magnética (RM) é um método de diagnóstico por imagem não ionizante, estabelecida na prática clínica e em crescente desenvolvimento devido a sua alta capacidade de diferenciar diversos tipos de tecidos em todo o corpo humano, desde aspectos anatômicos a funcionais. A imagem de ressonância magnética (IRM) se dá através dos spins nucleares do hidrogênio em contato com um forte campo magnético que, entrando em ressonância, gera um sinal formando a imagem de diagnóstico (HAGE; IWASAKI, 2008).

Um dos métodos da RM que vem ganhando um grande campo na medicina neurológica é a avaliação funcional do encéfalo. Graças à RM podemos não só analisar a anatomia do paciente, mas também a parte fisiológica, podendo ir além e garantindo um melhor diagnóstico (ARCURI; McGUIRE, 2001).

As técnicas mais importantes que podemos estudar são: *Blood Oxygenation Level Dependent* (BOLD), espectroscopia, perfusão e difusão. O efeito BOLD utiliza dos níveis da hemoglobina e da deoxi-hemoglobina para gerar a imagem neuro funcional a qual é conhecida como ressonância magnética funcional (RMF) (WESTBROOK et al., 2013). A espectroscopia produz um espectro que representa o deslocamento químico ou a diferença da frequência entre diferentes elementos, sendo fundamental no estadiamento do câncer (RAMIN et al., 2003; WESTBROOK et al., 2013 ). A imagem por difusão dá-se através dos movimentos das moléculas de água no espaço extracelular devido à movimentação térmica aleatória (HAGMANN et al., 2006). E na perfusão observamos o suprimento sanguíneo, caracterizando-se por 3 principais parâmetros: fluxo, volume e tempo médio de transito do sangue (LEITE et al., 2011).

Mesmo sendo uma área que agrega muito para a tecnologia em radiologia a avaliação funcional do encéfalo ainda não é muito conhecida (ARCURI; McGUIRE, 2001), o que reveste de importância essa pesquisa qualitativa.

Com o auxílio da avaliação funcional do encéfalo aumentamos a qualidade na avaliação morfológica, podendo até mesmo antecipar alterações estruturais decorrente de patologias.

## **1.1 REVISÃO DE LITERATURA**

### **1.1.1 O encéfalo**

Os processos neurais necessários para rir, sentir fome, resolver uma equação, falar, correr, entre outras várias atividades ocorrem em diferentes regiões do encéfalo. Aproximadamente 100 bilhões de neurônios e de 10 a 50 trilhões de neuroglias compõem o encéfalo, em média, cada neurônio forma 1.000 sinapses com outros neurônios, o número total de sinapses, aproximadamente é de um quintilhão. O encéfalo é o centro de todas as decisões e emoções, nada passa despercebido por ele quando tudo está em homeostase (TORTORA; DERRICKSN, 2007).

Desenvolveu-se a partir do ectoderma disposto em uma estrutura tubular chamada de tubo neural. A parte anterior do tubo neural expande-se e aparecem constrições que criam três vesículas cerebrais primárias: prosencéfalo, mesencéfalo e rombencéfalo. O mesencéfalo dá origem à parte média do encéfalo e ao aqueduto do mesencéfalo. Tanto o prosencéfalo quanto o rombencéfalo se subdividem mais adiante, formando vesículas cerebrais secundárias. O prosencéfalo dá origem ao telencéfalo e ao diencéfalo que origina o cérebro, porém os hemisférios cerebrais são de origem telencefalica juntamente com os ventrículos laterais, e o rombencéfalo forma o metencéfalo e o mielencéfalo. O diencéfalo forma o tálamo, o hipotálamo, o epitálamo, o subtálamo e o terceiro ventrículo. O metencéfalo forma a ponte, o cerebelo e a parte superior do quarto ventrículo. O mielencéfalo origina o bulbo e a parte inferior do quarto ventrículo. E por fim a medula espinhal é formada pelo restante do tubo neural (TORTORA; DERRICKSN, 2007, DANGELO; FATINNI, 2011).

### **1.1.2 AVE**

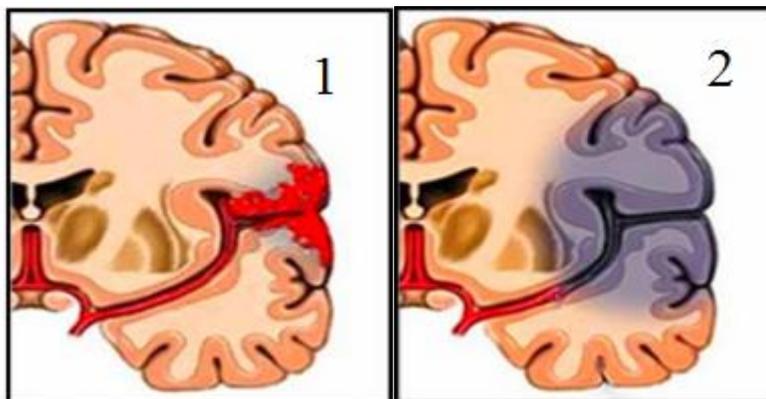
O acidente vascular encefálico (AVE) é a nomenclatura mais atual para acidente vascular cerebral (AVC). O AVE é a doença vascular que mais acomete o sistema nervoso central, apresentando-se como a segunda principal causa de morte, com importante impacto na saúde pública (OVANDO, 2009), correspondendo a pouco mais de 80% das internações pelo Sistema Único de Saúde (SUS) (SILVA et al, 2005). O AVE

é uma doença que deixa muitos pacientes incapacitados e que passam a depender de terceiros por tempo indeterminado (MC; VALLE, 2008).

Suas causas estão relacionadas com a redução crítica do débito sanguíneo devido à oclusão parcial ou total de uma artéria cerebral podendo ser causado por obesidade, hipertensão arterial, inatividade física, predisposição genética, tabagismo e *diabetes mellitus*. O AVE acomete cada vez mais pessoas e isso ocorre, pois a média da longevidade de vida dos seres humanos vem aumentando cada vez mais, dando à doença uma proporção epidemiológica. Pode ocorrer de duas maneiras, sendo elas na forma isquêmica ou hemorrágica. Para a população leiga, o termo mais usado é o “derrame” que caracteriza somente o AVE hemorrágico e acaba excluindo cerca de 80% de casos isquêmicos (SILVA et al., 2005).

O AVE isquêmico pode ser causado por uma placa de ateroma e o hemorrágico por uma aneurisma e ruptura dele. Os sintomas mais frequentes são: diminuição da força da face ou de membros, perda súbita na visão de um olho ou de ambos, alteração na fala, cefaleia, desequilíbrio e dor em apenas um lado do corpo (lado contra lateral da lesão). Existem mecanismos que agem para desencadear a recuperação, passando por diversos estágios que se iniciam imediatamente após a lesão e podem durar meses. A reparação acontece com o retorno gradual da função, porém isto não significa o retorno dos mesmos mecanismos motores perdidos após a lesão (SILVA et al., 2005). As figuras 1 e 2 representam um AVE hemorrágico e isquêmico respectivamente.

Figuras 1: AVE hemorrágico. Figura 2 – AVE isquêmico.



Fonte: Oliveira; Anchieta; Ferreira (2012)

### **1.1.3 Tumor**

No Brasil o câncer é a segunda maior causa de morte entre os adultos, o diagnóstico e tratamento dos diferentes tipos de câncer, em todas as idades, sofreram expressivos avanços nos últimos 20 anos (REVISTA ASSOCIAÇÃO MEDICA BRASILEIRA, 2004). O tumor é uma doença genética que, quando na forma maligna, é chamada de câncer, o que significa que pode se proliferar e atingir uma célula saudável através da transferência de genes tumorais, quando tais genes são transcritos provocam a síntese de proteína que geram perda ou ganho de sua função biológica. A mutação pode ser causada por agentes químico ou físico e por produtos tóxicos da própria célula (BELIZÁRIO, 2002).

Quando há um novo crescimento dessa massa chamamos de neoplasia, a diferença mais significativa entre uma célula normal e uma célula neoplásica é que a segunda persiste em um crescimento ou proliferação mesmo na ausência de fatores de crescimento (BELIZÁRIO, 2002). Quando isso ocorre uma determinada proteína chamada P53 é ativada, causando uma parada no ciclo celular, gerando um reparo no DNA através da apoptose; células tumorais geralmente apresentam deficiência na proteína P53 (GRIVICICH; REGNER; ROCHA, 2007).

Morfologicamente o que realmente distingue um tumor benigno de um tumor maligno é a sua forma e seu poder infiltrativo. Tumores benignos geralmente tem uma forma ovalada com bordas bem definidas e seu crescimento é expansivo, já o câncer tem sua forma irregular e espiculada, infiltrando-se nos tecidos adjacentes (BELIZÁRIO, 2002).

### **1.1.4 Ressonância Magnética**

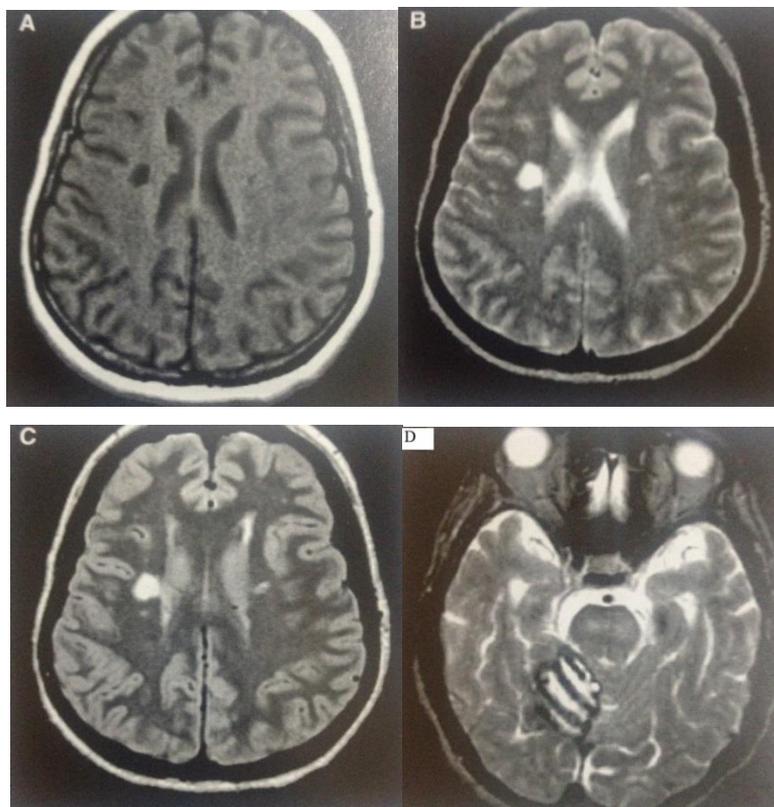
A descoberta da RM é atribuída a dois cientistas Felix Bloch e Edward Purcell que ganharam o premio Nobel em 1952 por descobrirem o fenômeno da RM independentemente em 1946. Entre 1950 e 1970 a RM foi desenvolvida e utilizada para análises moleculares físicas e químicas. Em 1971 Raymond Damadian demonstrou que havia diferença no tempo de relaxamento de diferentes tecidos e tumores, motivando os cientistas a considerar a RM como importante método de diagnóstico por imagem. A RM foi apresentada em 1973 por Paul Lauterbur (HAGE; IWASAKI, 2008).

A RM é um método de diagnóstico por imagem não invasiva, cuja maior finalidade é avaliar tecidos moles, particularmente o encéfalo. A imagem se dá através

dos spins nucleares contidos nas células, que em contato com um forte campo magnético passa a precessar. Quando atingido por uma onda de radiofrequência (frequência de Larmor) entra em ressonância e se excita mudando seu vetor, a partir do momento que esses spins relaxam, emitem um sinal que é captado pelas bobinas de radiofrequência, formando a imagem diagnóstica. Cada tecido tem um tempo de relaxação que gera o contraste da imagem. (HAGE; IWASAKI, 2008).

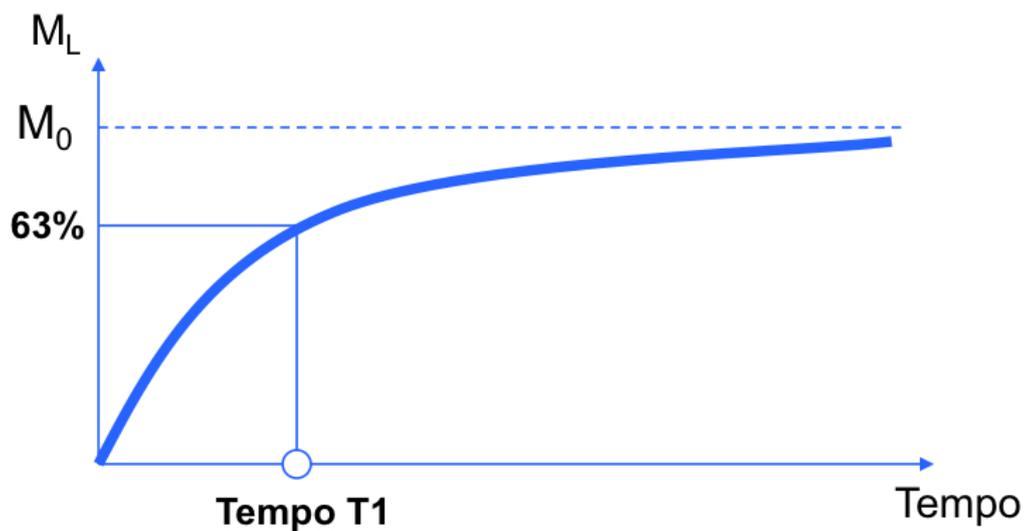
Na relaxação dos spins ocorre a formação do sinal, causada pela troca de energia entre o spin e seus adjacentes formando uma rede de spins ponderando a imagem em T1, T2, T2\* ou DP (figura 3) em T1 há uma influência relacionada à interação dos spins com a rede correspondendo ao tempo de retorno da magnetização para o eixo longitudinal (figura 4), e em T2 ocorre perda da magnetização no plano transversal (figura 5), tendo influência através da interação spin-spin. Além dessas constantes foi conveniente criar o T2\* que devido a um campo não homogêneo, descreve um decaimento adicional dessa magnetização. Essas inhomogeneidades podem ser causadas devido a variações teciduais do corpo humano ou defeito na fabricação e modificações no magneto (MAZZOLA, 2009).

Figura 3 – Imagens ponderadas em T1 (A), T2 (B), DP (C) e T2\* (D).



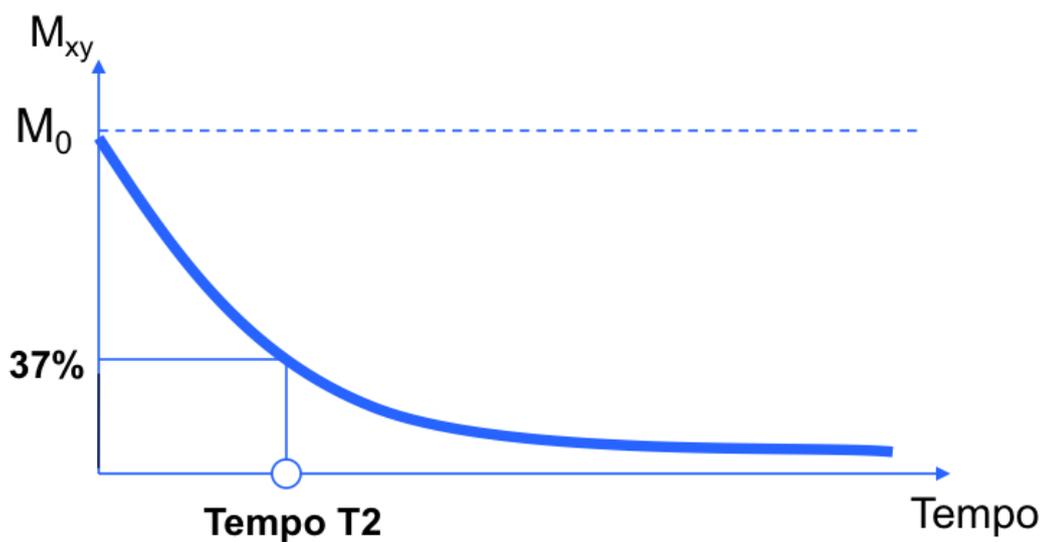
Fonte: Leite et al., (2011).

Figura 4 – Retorno da magnetização na longitudinal



Fonte: Mazzola (2009).

Figura 5 – Retorno da magnetização na transversal



Fonte: Mazzola (2009).

No quadro 1 podem-se observar os tempos de relaxação  $T_1$  e  $T_2$  de diversas partes do corpo humano.

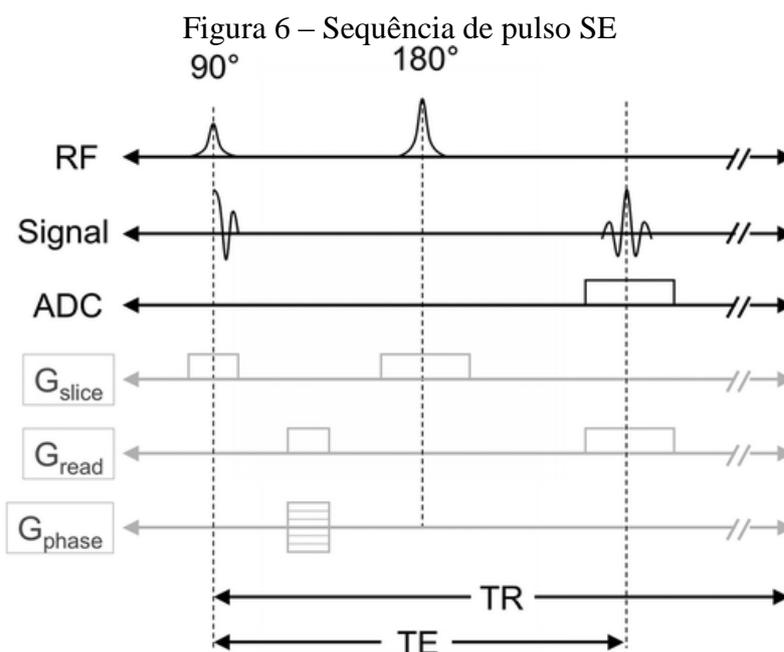
Quadro 1 – Tempos de relaxação T1 e T2 aproximados de alguns tecidos do corpo humano em um aparelho de 1,5T.

Tecido	T1 (ms)	T2 (ms)
Substância branca	790	90
Substância cinzenta	920	100
Líquido cefalorraquidiano (líquor)	4000	2000
Sangue (arterial)	1200	50
Parênquima hepático	490	40
Miocárdio	870	60
Musculo	870	50
Lipídios (gordura)	260	80

Fonte: Adaptado de Mazzola (2009).

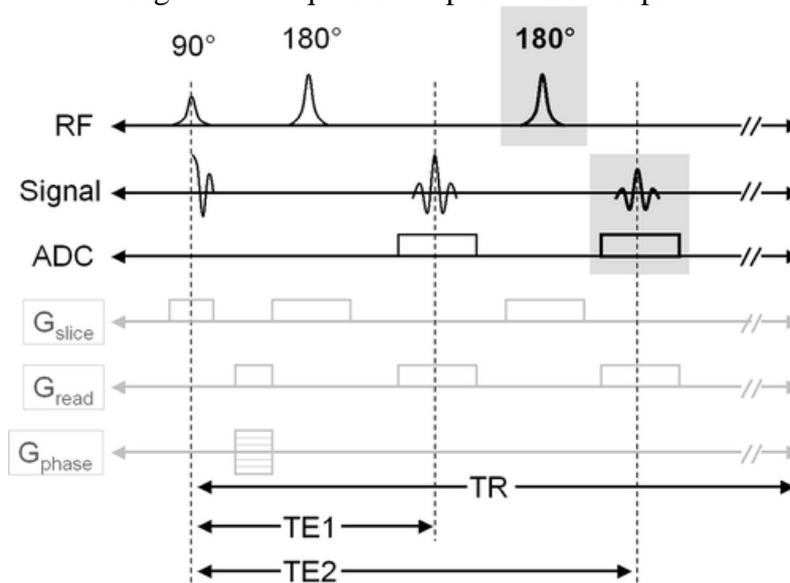
#### 1.1.4.1 Sequências de pulsos

Spin eco - Se inicia com um pulso de  $90^\circ$  que faz com que os spins precessem no plano transversal, logo em seguida é aplicado um pulso de inversão ( $180^\circ$ ), fazendo com que os spins entrem em fase fazendo com que um pico de sinal gere um eco (figura 6), o pulso de  $180^\circ$  pode ser repetido, a fim de gerar outro eco, formando assim a sequencia Spin Eco Múltiplo (figura 7) (POOLEY, 2005).



Fonte: Pooley (2005).

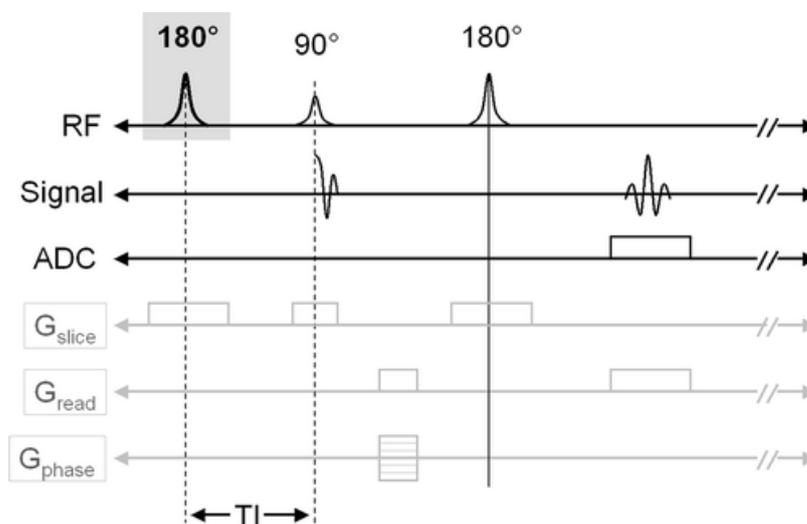
Figura 7 – Sequência de pulso SE Múltiplo



Fonte: Pooley (2005).

Recuperação e Inversão (IR) - Essa sequência é utilizada quando há necessidade de supressão de gordura ou líquidos. A diferença entre essa sequência e a spin eco, é que essa é iniciada com um pulso de  $180^\circ$  no lugar do de  $90^\circ$ , fazendo inversão na magnetização, levando os spins para a longitudinal, quando o sinal do tecido a ser suprimido cruza o eixo zero, é aplicado um pulso de  $90^\circ$  fazendo com que os spins voltem para a transversal, em seguida utiliza-se de um pulso de  $180^\circ$  para que todos entrem em fase e gere o eco (figura 8) (POOLEY, 2005).

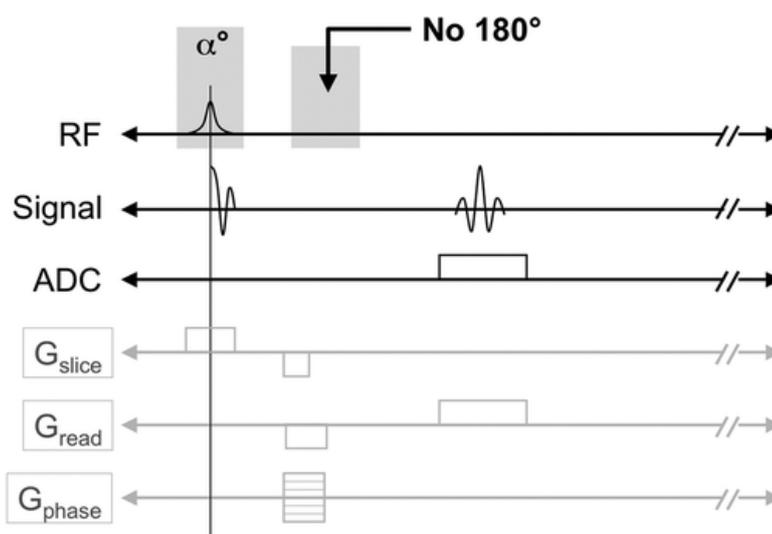
Figura 8 – Sequência de pulso IR



Fonte: Pooley (2005).

Gradiente Eco (GRE) - Na sequência GRE inicia-se com um pulso menor que  $90^\circ$ , e no lugar do pulso de  $180^\circ$  utiliza-se um gradiente do campo magnético para refazer a fase (figura 9), fazendo com que a sequência fique muito mais rápida (POOLEY, 2005).

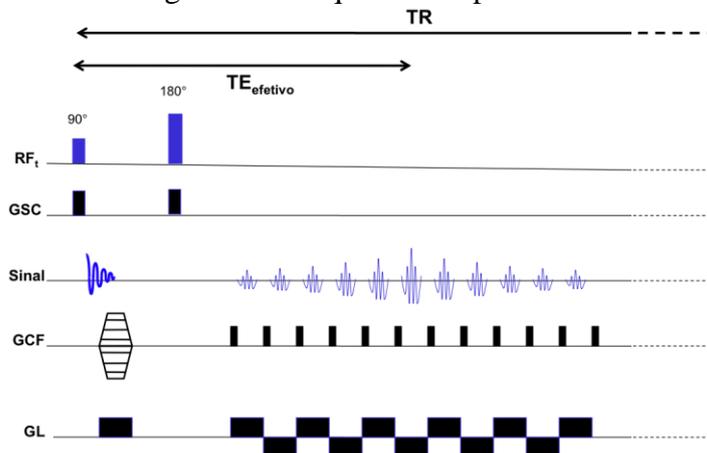
Figura 9 – Sequência de pulso GRE



Fonte: Pooley (2005).

Imagem Eco Planar (EPI) - A sequência de pulso EPI é diferente das outras sequências, principalmente na forma como os gradientes são aplicados. Ela inicia-se com um pulso de  $90^\circ$  seguido de um pulso de  $180^\circ$ , a partir desse ponto uma serie de gradientes bipolares são aplicados para gerar um trem de ecos (figura 10), fazendo com que a sequencia seja extremamente rápida e cada vez mais utilizada para aquisições de imagens funcionais (MAZZOLA, 2009).

Figura 10 – Sequência de pulso EPI



Fonte: Mazzola (2009).

No quadro 2, segue um modelo das sequencias mais utilizadas em protocolos para o encéfalo.

Quadro 2 – Protocolo básico encéfalo

<b>ENCÉFALO</b>	
Protocolo geral	<ul style="list-style-type: none"> <li>- SE T1 axial</li> <li>- TSE T2 axial e COR</li> <li>- FLAIR axial</li> <li>- Difusão axial</li> <li>- GRE T2* axial</li> <li>- Após contraste SE T1 Axial (caso haja , fazer nos 3 planos).</li> </ul>
Observação	<p>Para protocolos específicos de neuroimagem, como abuso de drogas ilícitas, doença de Alzheimer, autismo, crise convulsiva, demência, depressão, doenças dos corpos de Lewi, esquizofrenia, hidrocefalia, doença de Parkinson, entre outros, basta acrescentarem outras sequências ao protocolo geral.</p>

Fonte: Adaptado de Ferreira; Nacif (2011).

## 1.2 OBJETIVO

O objetivo desse projeto foi explicar as características das técnicas de ressonância magnética na avaliação funcional do encéfalo comumente utilizadas.

## 1.3 JUSTIFICATIVA

A avaliação funcional do encéfalo é pouco conhecida, mas agrega muito para a área medica, portanto se torna um estudo indispensável para o crescimento e desenvolvimento da tecnologia em radiologia, gerando uma grande oportunidade de conhecimento e aperfeiçoamento para alunos e profissionais da área.

## **2 METODOLOGIA**

O método utilizado para a realização deste projeto deu-se através de um estudo com base em artigos científicos tanto em português como em inglês, e em livros voltados para a área de anatomia humana e de diagnóstico por imagem, no período de fevereiro de 2016 a agosto de 2016, encontrados na biblioteca da Faculdade de Tecnologia de Botucatu (FATEC) e nas bibliotecas virtuais, Scielo, PubMed, Bireme e Google Acadêmico. Foram incluídos os artigos e livros entre os anos de 2001 a 2016 com ênfase em ressonância magnética do encéfalo, anatomia encefálica e física da ressonância magnética, foram excluídos artigos cujo tema era voltado para qualquer outra parte do corpo humano.

Palavras-chaves: encéfalo, diagnóstico, funcional e ressonância magnética.

### 3 RESULTADOS E DISCUSSÕES

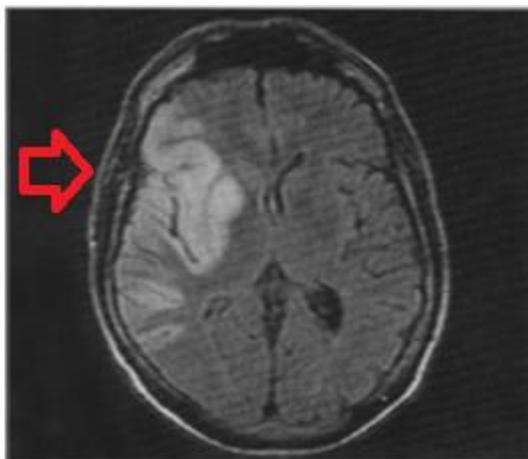
A ressonância magnética é um meio de diagnóstico por imagem que vem ajudando cada vez mais o ramo da imagiologia, devido ao fato de ser uma exame não invasivo e com uma alta resolução de imagem. A neurologia vem utilizando desses meios cada vez mais, sendo essencial para seu diagnóstico funcional e morfológico a realização das técnicas: difusão, espectroscopia, perfusão e BOLD.

#### 3.1 Difusão

A palavra difusão é usada para descrever o movimento randômico das moléculas de água (movimento browniano), que por estar em um ambiente fechado como o tecido biológico pode encontrar obstáculos em estruturas como: fibras de mielina, macromoléculas, axônios e membranas celulares, dentre outras barreiras (LEITE et al., 2011).

O Coeficiente de difusão aparente (*ADC apparent diffusion coefficient*) é definido pela movimentação das moléculas por uma determinada área do tecido. O ADC contribui para diagnosticar se um tecido é saudável, pois, se um tecido tem um alto ADC indicará que tem uma difusão livre, fazendo com que os spins desse campo mudem de fase e percam sinal, deixando a imagem em hiposinal, que é indicativo de tecido sadio. Caso o tecido tenha um ADC baixo isso mostrará uma difusão limitada fazendo com que esses spins estacionários não adquiram mudança de fase e conseqüentemente não haverá perda de sinal, gerando uma imagem brilhante, em hipersinal (figura 11) que é característica de um tecido patológico (WESTBROOK et al., 2013). Um exemplo do que acontece na isquemia, uma das primeiras alterações são as falências das bombas de  $\text{Na}^+/\text{K}^+$  que gera um influxo de água para o espaço intracelular, causando uma dificuldade na difusão das moléculas que por sua vez faz com que a área lesionada apareça na imagem mais brilhante (LEITE et al., 2011).

Figura 11 – Imagem ponderada em difusão com tecido comprometido em hiper sinal localizada a direita.



Fonte: Oliveira; Anchieta; Ferreira (2012).

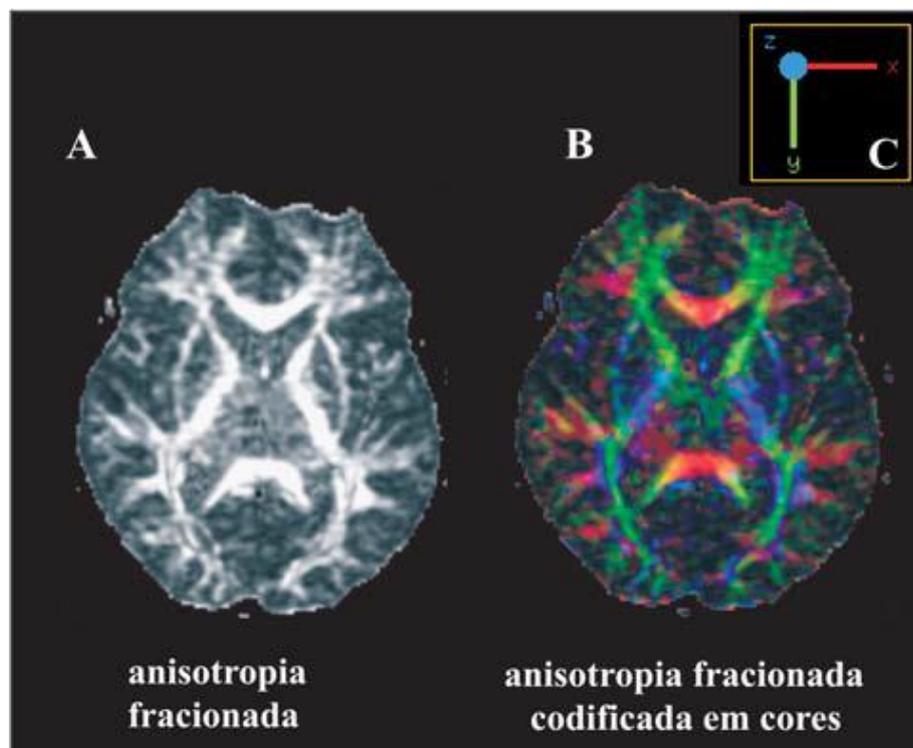
As informações acima citadas podem dar origem a um mapa esquemático onde a intensidade da coloração do mapa tem ligação direta à anisotropia fracionada, que logo após processamento permite visualizar a relação entre tumor e substância branca adjacente, permitindo uma ressecção máxima do tecido patológico. (ITAGIBA et al., 2010). Anisotropia fracionada é uma medida da difusão anisotrópica que representa a orientação do eixo das estruturas das fibras, na qual as moléculas se movem de forma preferencial e restrita ocorrendo normalmente na substância branca, em contra partida a difusão isotrópica acontece quando não há uma restrição ou quando essa restrição é diminuída por causa das funções características não alinhadas, sendo evidenciada na substância cinzenta e em tecidos patológicos (ENGELBARDT; MOREIRA 2008).

Para avaliar o tensor de anisotropia (taxas de difusão diferentes em direções diferentes) é preciso escolher a direção do gradiente de sensibilização aplicado na sequência ST (Stejskal-Tanner) utilizando o gradiente dos campos  $x$ ,  $y$  e  $z$  (STARK; BRADLEY., 2005).

A difusão tem uma forma elipsoidal cuja orientação tem 3 vetores chamados eivenvetores que representam os 3 eixos do elipsoide, e sua forma tem característica com 3 valores próprios, denominados eigenvalores que representam o grau de divisibilidade nessas 3 direções, as fibras tem uma direção arbitrária a essas gerando anisotropia as medidas de difusão. Essas características são usadas para calcular mapas de difusão e orientação. A coloração é pesada pela anisotropia fracionada, (figura 12) que se intende

por: vermelho para later-lateral, verde para antero-posterior, azul para inferior-superior e demais cores para fibras que não se encontram na mesma direção (ROSE et al, 2000).

Figura 12 – Mapas de anisotropia fracionada. (A) em preto e branco e (B) em cores; (C) inserção para mostrar os eixos direcionais (x, y, z).



Fonte: Engelhardt; Moreira (2008).

Na difusão utiliza-se o fator b que é uma junção de vários parâmetros característicos da sequência, entre eles estão: amplitude, duração do gradiente e o intervalo de tempo entre os dois gradientes. Para determinar o sinal através dos spins, quanto maior o fator b, maior será a atenuação e a sensibilidade do sinal de detectar uma difusão mais lenta, porém a imagem perde em relação sinal ruído.

No exame de difusão do encéfalo utiliza-se geralmente um fator b de 1.000 s/mm<sup>2</sup> (LEITE et al., 2011).

### 3.2 Espectroscopia

A espectroscopia diferentemente de outras técnicas da RM nos mostra um espectro no lugar da imagem anatômica, permitindo identificar *in vivo* e de modo não invasivo neurometabólicos pertencentes ao metabolismo intermediário (figura 13). É

importante ressaltar que os níveis desses metabólicos variam de acordo com a área do encéfalo a ser analisada, a idade do paciente e a presença de uma patologia (BRISSON; SANTOS, 2014).

O princípio físico por trás da espectroscopia de prótons é o desvio químico ou *chemical shift*, esse desvio é medido em ppm (partes por milhão) que é constante e representa o efeito do campo magnético gerado pelos elétrons em volta do hidrogênio. Cada metabólico tem um valor de ppm característico permitindo assim ser identificado (LEITE et al., 2011).

Os metabólitos que são utilizados na espectroscopia de rotina para a avaliação do encéfalo são: N-acetil aspartato (NAA), creatina (Cr), colina (Co), o lactato (Lac), lipídios (Lip) e mioinositol (mI);

✓ N-acetil aspartato (NAA) - É um neuronal marcador que está presente em neurônios, indica sua densidade e viabilidade. Devido a esses fatores, o pico em NAA na espectroscopia de prótons vai ser diminuído sempre que existir perda de neurônios, tal como no glioma, isquemia e doenças degenerativas, ppm 2.02.

✓ Creatina (Cr) - É um marcador do metabolismo de energia aeróbica do cérebro e células, está presente em concentrações maiores na substância cinzenta do que na branca. O pico de creatina é praticamente constante, por isso pode ser utilizada como um valor de controle em relação a outros metabólitos, uma redução no pico de Cr ocorre em tumores cerebrais, principalmente em metástases, ppm 3.94,

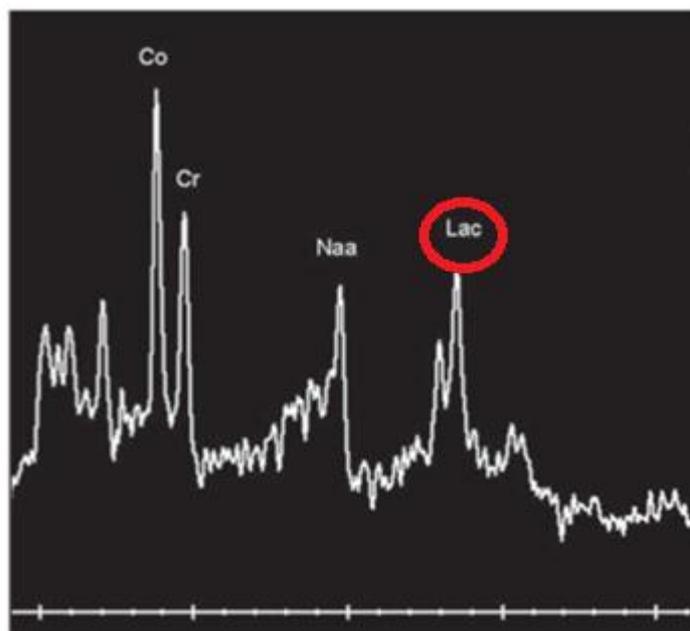
✓ Colina (Cho) - Sendo um constituinte da molécula do metabolismo fosfolipídico de membranas celulares. A sua concentração é um pouco maior na substância branca que na substância cinzenta. O aumento de colina indica maior síntese da membrana e a proliferação celular. A sua concentração é muito maior em casos de cérebro expansível e processos neoplásicos, ppm 3.2.

✓ Lactato - Este não é normalmente detectado na espectroscopia de prótons em tecido cerebral. A sua presença aponta uma condição patológica no metabolismo anaeróbico. O lactato pode ser identificado nos cistos, tecidos hipóxicos, isquemia e algumas neoplasias, ppm 1.33

✓ Lipídios - Geralmente não são detectados na espectroscopia, só aparecem em situações patológicas em que ocorre necrose, tal como em neoplasias malignas e inflamatórias e processos infecciosos, ppm 1.3.

✓ Mioinositol - Este é considerado um marcador glial, é um importante regulador de agente osmótico por volume da célula, apresenta redução em elevação da doença de Alzheimer, ppm 3,56 (RAMIN et al., 2003).

Figura 13 – Imagem de espectroscopia de paciente com 4 anos de idade com meduloblastoma mostrando pico de Lac. invertido.



Fonte: Fonte et al (2008).

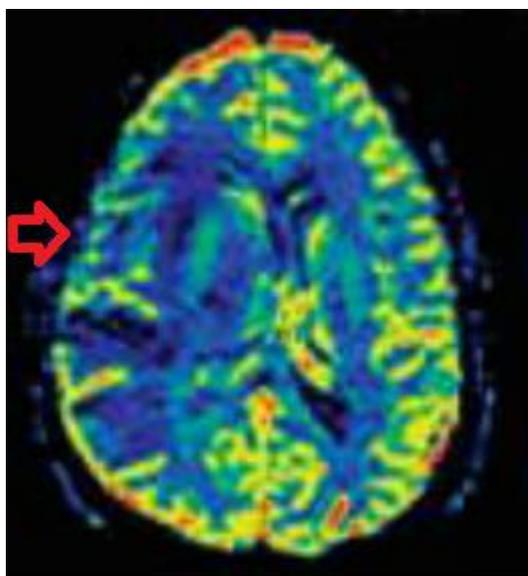
### 3.3 Perfusão

Em RM medimos a perfusão sanguínea através da marcação de moléculas de água no sangue arterial, essa técnica é utilizada para medir a qualidade do suprimento vascular, sendo empregadas no diagnóstico de doenças isquêmicas ou metabólicas (WESTBROOK et al., 2013).

A marcação dessas moléculas de água pode ser feita de duas maneiras, a primeira com um contraste exógeno e a segunda com um contraste endógeno. Nos meios de contraste exógenos estão inclusos agentes paramagnéticos ou superparamagnéticos e verdadeiros (como exemplo oxigênio-17). Já na forma realizada com contraste endógeno há dois grandes métodos promissores, o primeiro é a técnica BOLD sendo utilizada em uma imagem ponderada em T2\*, e o segundo utiliza-se de pulsos de RF para marcação de spins para saturar prótons intravasculares que se misturam com o sangue não saturado alterando assim o realce da imagem ponderada em T1 (STARK; BRADLEY., 2005),

São adquiridas imagens do mesmo corte antes, durante e depois da injeção de contraste, com tempo de aquisição muito curto para poder acompanhar a mudança de sinal do tecido. Com a distribuição do material paramagnético nos vasos a homogeneidade do campo é afetada levando a irregularidade do campo em determinada localização, fazendo com que os spins passem a precessar com velocidades diferentes, o resultado é uma perda de sinal devido à rápida desmagnetização na transversal (figura 14). Conforme o gadolínio vai sendo eliminado do tecido a intensidade do sinal vai sendo revertida ao valor normal, chamado de linha de base (LEITE; et al., 2011).

Figura 14 – Área em hipoperfusão indicada pela seta.



Fonte: Graça; et al (2013)

### **3.4 BLOOD OXIGENATION LEVEL DEPENDENT (BOLD)**

Todo o campo de estudo na neurociência está demasiadamente aberto para a IRM, que pouco a pouco esta substituindo métodos mais complexos e agressivos como a PET CT (PEREIRA; REIS; MAGALHÃES, 2003).

A hemoglobina (Hb) é uma molécula de transporta oxigênio através dos vasos, pois contém ferro, causando uma ligação fácil com o oxigênio. Na ligação entre ambos temos a oxi-hemoglobina que se torna diamagnética já que as propriedades magnéticas do ferro são em grandes partes supridas, em contra partida quando não ocorre essa ligação se obtém a deoxi-hemoglobina que por sua vez se torna paramagnética (LEITE et al., 2011).

Quando ocorre uma ativação neural também ocorre um alto consumo de ATP (adenosina trifosfato) gerando um aumento na demanda por glicose e oxigênio. Para suprir essas necessidades ocorre um aumento localizado de atividade neural que é fundamental para a realização da técnica BOLD, em razão das propriedades magnéticas da hemoglobina que é responsável pelo transporte e difusão de oxigênio a nível celular. O efeito BOLD explora a diferença entre a suscetibilidade magnética da oxi-hemoglobina e a deoxi-hemoglobina, que é resultado do aumento no fluxo sanguíneo local com pouco ou algum consumo de oxigenação. Como a deoxi-hemoglobina é paramagnética quando ocorre um aumento considerável dessa molécula no vaso sanguíneo gera uma heterogeneidade do campo causando certa defasagem local e consecutivamente ocorre perda de sinal. Quando estimulado o fluxo sanguíneo aumenta para o córtex e os níveis de deoxi-hemoglobina caem e a oxi-hemoglobina (que é diamagnética) aumenta gerando um eco (figuras 15 e 16). Esse feito tem a vida extremamente curta então requer sequências mais rápidas como spin-eco ou gradiente-eco (WESTBROOK et al., 2013).

Figura 15 – Ativação do córtex auditivo.

Figura 16 – Estimulação visual bilateral



Fonte: Pereira; Reis; Magalhães (2003).



Fonte: Pereira; Reis; Magalhães (2003).

A RM cada vez mais vem mostrando suas grandes qualidades em imagens diagnósticas, tanto anatomicamente quanto morfológicamente, o maior exemplo dessa modalidade de exames é a RMF que se divide em quatro técnicas: BOLD, difusão, espectroscopia e perfusão.

A técnica BOLD tem como objetivo auxiliar na avaliação funcional do encéfalo, desde a parte de motricidade a cognição, sendo de extrema importância para o diagnóstico morfológico, pois, através desse exame são visualizadas as partes cefálicas que são ativadas, ou deveriam ser logo após um estímulo permitindo a descoberta da fonte real da lesão. Já a técnica de difusão é baseada nos movimentos das moléculas de água, permitindo a avaliação de AVEs de uma forma rápida e precisa. Na espectroscopia obtém-se um espectro no lugar da imagem, com o objetivo de avaliar tumores através das comparações de metabolitos, permitindo assim diagnosticar características como malignidade de um tumor. E com o auxílio da perfusão analisa-se a qualidade do suprimento vascular, sendo utilizado no diagnóstico de doenças isquêmicas e metabólicas.

Cada técnica é específica para determinado histórico clínico (quadro 3), sendo cada uma indispensável na hora do diagnóstico neurológico.

Esses exames são procurados recorrentemente devido sua indicação e melhor qualidade de imagem, e seu meio de contraste é mais seguro que o contraste iodado, porém, existem algumas restrições na realização do exame, mesmo não utilizando de radiação ionizante como por exemplo, contra indicação de pacientes com marca passo e clips neurológicos e falta de colaboração dos pacientes.

Quadro 3: Especificações e aplicações de cada técnica de avaliação funcional do encéfalo.

<b>Técnica</b>	<b>Diagnóstico</b>
BOLD	Funcional (cognição e motricidade)
Difusão	AVEs (hemorrágicos e isquêmicos)
Espectroscopia	Tumores, neoplasias e cânceres.
Perfusão	Doenças isquêmicas e metabólicas.

#### **4 CONSIDERAÇÕES FINAIS**

Cada técnica utilizada é específica para um determinado histórico clínico sendo de extrema importância o conhecimento de cada uma delas para se obter uma melhor qualidade no diagnóstico de diversas patologias neurológicas.

## 5 REFERENCIAS

ARCURI, S. M; MCGUIRE, P. K. Ressonância magnética funcional e sua contribuição para o estudo da cognição em esquizofrenia. **Revista Brasileira de Psiquiatria**, São Paulo v.23, Maio 2001. Disponível em: [http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1516-44462001000500012&script=sci\\_arttext](http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1516-44462001000500012&script=sci_arttext) Acesso em: 01 Abr. 2016.

BELIZARIO, J. E. O próximo desafio reverter o câncer. **Ciência Hoje**. São Paulo. v31 n184, jul. 2002.

BRISSON, T. R., SANTOS, A. A. S. M. D. A ressonância magnética no diagnóstico e estadiamento dos gliomas cerebrais: a aplicação da técnica da espectroscopia de prótons. **Revista Médica**, São Paulo v.93 n3, Jul./Set 2014. Disponível em <http://dx.doi.org/10.11606/issn.1679-9836.v93i3p135-145> Acesso em: 04 Ago. de 2016.

Câncer no Brasil: presente e futuro. **Revista Associação Médica Brasileira**. vol.50 n.1 São Paulo, 2004. Disponível em: [http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0104-42302004000100001&script=sci\\_arttext](http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0104-42302004000100001&script=sci_arttext) Acesso em: 01 Abr. 2016.h

DANGELO J. G; FATINNI C. A. SISTEMA NERVOSO. In\_\_\_\_\_. **Anatomia humana sistêmica e segmentar**. 3 Ed, Editora Atheneu, São Paulo, Rio de Janeiro, Belo horizonte, p.59-61, 2011

ENGELBARDT, E. MOREIRA, D. M. A substância branca cerebral. Localização dos principais feixes com anisotropia fracionada direcional – **Revista brasileira de Neurologia**. Rio de Janeiro, v.44 n2, p. 19-34, Abri/Jun, 2008. Disponível em: <http://files.bvs.br/upload/S/0101-8469/2008/v44n2/a19-34.pdf> Acesso em: 04 Ago. de 2016.

FERREIRA, F. M.; NACIF, M.S. **Manual de técnicas em ressonância magnética**, Rio de Janeiro: Rubio, p. 1- 424, 2011 Disponível em: [https://books.google.com.br/books?hl=pt-BR&lr=&id=DWq\\_AwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PT6&dq=Ferreira%3B+Nacif+\(2011\).&ots=diLWFzjG7U&sig=dB1qa9ED7WIQ0xy34gZsHEzenWk#v=onepage&q=Ferreira%3B%20Nacif%20\(2011\).&f=false](https://books.google.com.br/books?hl=pt-BR&lr=&id=DWq_AwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PT6&dq=Ferreira%3B+Nacif+(2011).&ots=diLWFzjG7U&sig=dB1qa9ED7WIQ0xy34gZsHEzenWk#v=onepage&q=Ferreira%3B%20Nacif%20(2011).&f=false) Acesso em: 04 Ago. de 2016.

FONTE, M. V. M. et al. Meduloblastoma: correlação entre ressonância magnética convencional, difusão e espectroscopia de prótons – **Radiologia Brasileira**. São Paulo, v.41 n6, Nov/Dez 2008. Disponível em: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0100-39842008000600006hh](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-39842008000600006hh) Acesso em: 04 Ago. de 2016.

GRAÇA, J. et al. Avaliação dos gliomas cerebrais por técnicas avançadas de ressonância magnética - **ACTA medica portuguesa**. Lisboa, v.16, p. 17-123, 2003. Disponível em: <http://repositorio.hff.min-saude.pt/handle/10400.10/258> Acesso em: 04 Ago. de 2016.

GRIVICICH, I.; REGNER, A.; ROCHA, A. B. Morte celular por apoptose – **Revista brasileira de Cancerologia**. Canoas, v.53 n3, p. 335-343, 2007. Disponível em: [http://www.inca.gov.br/Rbc/n\\_53/v03/pdf/revisao4.pdf](http://www.inca.gov.br/Rbc/n_53/v03/pdf/revisao4.pdf) Acesso em: 04 Ago. de 2016.

HAGE, M. C. F. N. S.; IWASAKI, M. Imagem por ressonância magnética: princípios básicos - **Ciência Rural**. Santa Maria, v.39, n4, p.1287-1295, jul, 2008. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/cr/v39n4/a147cr1097> Acesso em: 01 Abr. 2016.

HAGMANN, P. et al. Understanding Diffusion MR Imaging Techniques: From Scalar Diffusion-weighted Imaging to Diffusion Tensor Imaging and Beyond– **RSNA RadioGraphics**, v26, n1 Oct 2006. Disponível em: <http://pubs.rsna.org/doi/full/10.1148/rg.26si065510> Acesso em: 01 Abr. 2016.

ITAGIBA, V. G. A. et al. Uso do tensor de difusão na avaliação dos padrões de acometimento da substancia branca em pacientes com tumores cerebrais: é uma diferença útil para um diagnostico diferencial? - **Radiologia Brasileira**, v43, p. 362-368. Nov/Dez2010. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/rb/v43n6/v43n6a06.pdf> Acesso em: 01 Abr. 2016.

LEITE, C.C. et al. Tecnicas de Obtenção da Imagens em Neurorradiologia. In: OTADUY, M.C.G, **Neurorradiologia: diagnóstico por imagem das alterações encefálicas**. 2ª Ed, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, Cap.1, p.1-43, 2011.

MAZZOLA, A. Ressonância Magnética: princípios de formação da imagem e aplicações em imagem funcional – **Revista brasileira de Física Médica**. Porto alegre v.3 n1, p. 117-129, 2009. Disponível em: <http://www.rbfm.org.br/index.php/rbfm/article/view/51> Acesso em: 04 Ago. de 2016.

MC, V., VALLE R. Estudo comparativo entre a relação do hemisfério acometido no acidente vascular encefálico e a evolução funcional em indivíduos destros – **Revista Brasileira de Fisioterapia**. São Carlos v.12 n2, p.113-120, Mar/Abr 2008. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/rbfis/v12n2/a07v12n2> Acesso em: 01 Abr. 2016.

OLIVEIRA, B. D., ANCHIETA, G. I. O., FERREIRA, K. C. Ressonância magnética como auxiliar na prevenção e diagnostico do acidente vascular cerebral – AVC – **Saúde e Ambiente**. Duque de Caxias v.7 n.2, p. 16-22, Jul/Dez 2012. Disponível em: <http://publicacoes.unigranrio.com.br/index.php/sare/article/view/1725> Acesso em: 04 Ago. de 2016.

OVANDO, A. C. Acidente vascular encefálico: comprometimento motor dos membros inferiores e alterações na marcha.- **Revista Digital**, Buenos Aires, n132, Mai 2009. Disponível em: <http://www.efdeportes.com/efd132/acidente-vascular-encefalico-na-alteracoes-na-marcha.htm> Acesso em: 01 Abr. 2016.

PEREIRA, J. R.; REIS, A. M.; MAGALHÃES, Z. Neuro anatomia funcional: anatomia das áreas activáveis nos usuais paradigmas em ressonância magnética – **ACTA medica portuguesa**, Lisboa v.16 p. 107-116, 2003. Disponível em: <http://www.fonovim.com.br/arquivos/61d5bdcd0257dd12de3000cc5852c334-Neuro-les--es-resson--ncia.pdf> Acesso em: 01 Abr. 2016

POOLEY, R. A. Fundamental physics of MR imaging.- **RSNA RadioGraphics**, San Pablo, v.25 n4, p. 1087-1099, Ago 2005. Disponível em: <https://mayoclinic.pure.elsevier.com/en/publications/fundamental-physics-of-mr-imaging> Acesso em: 01 Abr. 2016

RAMIN S. L. et al. Proton magnetic resonance spectroscopy: clinical applications in patients with brain lesion.- **Revista Paulista de Medicina**, São José do Rio Preto, p. 254-259 2003. Disponível em: [http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1516-31802003000600008&script=sci\\_arttext&tlng=es](http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1516-31802003000600008&script=sci_arttext&tlng=es) Acesso em: 01 Abr. 2016.

ROSE, S. E. et al. Loss of connectivity in Alzheimer's disease: an evaluation of white matter tract integrity with colour coded MR diffusion tensor imaging – **Journal of Neurology Neurosurgery Psychiatry**, London, v.69, p. 528-530, Mai 2000. Disponível em: <http://jnnp.bmj.com/site/help> Acesso em: 04 Ago. de 2016.

SILVA, L. L. M. et al. Fatores de risco para o acidente vascular encefálico - **Universitas Ciências da saúde**, Brasília, V.03, n01, p. 145-160, 2005. <http://publicacoes.uniceub.br/index.php/cienciasaude/article/view/551/371> Acesso em: 01 Abr. 2016.

GADO, M. H., BAKER, K. B., TRUWIT, C. L. Cérebro. In: STARK, D. D., BRADLEY, W. G. JR.- **Ressonância Magnética**. 3º Ed, Rio de Janeiro: Revinter, cap.4, p. 1143-1636, 2005.

TORTORA; G. J. Sistema nervosa central somático. In: \_\_\_\_\_. **Corpo Humano: Fundamentos de anatomia e fisiologia** 4ª Ed. Porto Alegre - Artmed, p.219-248, 2007.

WESTBROOK C., KAUT C., TALBOT J. Técnicas de Imagem Funcional. In: \_\_\_\_\_. **Ressonância Magnética: Aplicações Práticas**. 4ª Ed, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, cap. 12, p-338=349, 2013.