



RESSONÂNCIA MAGNÉTICA FUNCIONAL: princípios teóricos e possibilidade de ampliação da clínica psicológica

DOI: 10.22289/2446-922X.V9N1A9

Otávio Corrêa **Pinho**¹
Marcelo Fernandes da **Costa**

RESUMO

Há mais de um séc. a neuroimagem é utilizada para realização de testes diagnósticos, exames de imagem para investigações clínicas entre outros. A psicologia segue neste caminho se debruçando em técnicas baseadas em evidência, porém, quando o assunto é neuroimagem, poucos psicólogos atuantes na área se interessam pelo tema ou minimamente entendem como funciona e para que serve este tipo de conhecimento. Neste artigo trazemos um pouco da necessidade de um psicólogo, principalmente se este for neuropsicólogo ou trabalhar com déficits cognitivos a importância de se ter este tipo de conhecimento técnico para melhoria de sua atuação clínica e pesquisa.

Palavras-chave: Ressonância Magnética; fMRI; Neuroimagem; Psicologia.

FUNCTIONAL MAGNETIC RESONANCE: theoretical principles and the possibility of expanding the psychological clinic

134

ABSTRACT

For more than a century, neuroimaging is used to perform diagnostic tests, imaging exams for clinical investigations, among others. Psychology follows this path focusing on evidence-based techniques, however, when the subject is neuroimaging, few psychologists working in the area are interested in the topic or even minimally understand how it works and what this type of knowledge is used for. In this article we bring a little of the need for a psychologist, especially if he is a neuropsychologist or working with cognitive deficits, the importance of having this type of technical knowledge to improve their clinical performance and research.

Keywords: Magnetic Resonance; fMRI; Neuroimaging; Psychology.

RESONANCIA MAGNÉTICA FUNCIONAL: principios teóricos y posibilidad de expansión de la psicología clínica

RESUMEN

Hace más de un siglo, la neuroimagen se utiliza para realizar pruebas diagnósticas, exámenes de imagen para investigaciones clínicas, entre otros. La psicología sigue este camino, centrándose en

¹ Endereço eletrônico de contato: otavio.pinho@usp.br

Recebido em 04/01/2023. Aprovado pelo conselho editorial para publicação em 18/04/2023.



técnicas basadas en evidencia, sin embargo, cuando el tema es la neuroimagen, pocos psicólogos que actúan en el área se interesan por el tema o entienden mínimamente cómo funciona este tipo de conocimiento y para qué sirve. En este artículo traemos un poco de la necesidad de un psicólogo, sobre todo si es neuropsicólogo o trabaja con déficits cognitivos la importancia de tener este tipo de conocimientos técnicos para mejorar su desempeño clínico e investigativo

Palabras clave: Resonancia Magnética; fMRI; Neuroimagen; Psicología.

1 INTRODUÇÃO

A ressonância magnética existe há décadas, sendo também uma das primeiras imagens por contraste que permitiu a visualização do cérebro de seres humanos ainda vivos, uma coisa inimaginável no meio do século XX. Porém, o que temos em relação a RM (ressonância magnética) em bibliografias e literaturas da área é extremamente simples ou extremamente complexo, não havendo um meio termo, onde seja possível entender de forma aprofundada o que é e como funciona a parte teórica da ressonância magnética sem saber muito pouco ou sem ter que se debruçar durante meses em livros de física experimental (Mochvotich, 2014).

Neste artigo trazemos exatamente este meio do caminho, uma união de complexidade com estudo básico, onde será introduzido desde o princípio da molécula utilizada para a captação de radiofrequência, assim como movimentos intrínsecos a partículas elementares como seus spins. Este artigo é recomendado a todos aqueles da área da saúde, estudiosos ou curiosos que queiram entender não só a parte de interpretação de imagem, mas sim, como ocorre essa alteração de campo magnético para radiofrequência e a resposta do próton carregado em relação ao ambiente magnético para que se possa ir além de ser um bom clínico ou um bom identificador de imagens, além disso, um bom entendedor do processo.

Um senso comum para quem olha por fora a psicologia é que a área é repleta de pessoas que entendem o cérebro, profissionais capacitados e qualificados para qualquer tipo de coisa relacionada ao cérebro, inconsciente, entendedores do comportamento humano e do subconsciente, porém, podemos lembrar que enquanto psicólogos ou estudantes, o ciclo básico e as aulas de neurociências não foram as melhores possíveis e muito menos abrangentes do que deveriam ser para que seja possível falar que existe uma compreensão razoável de um funcionamento cerebral assim como aponta Sousa e colaboradores (2017). Você enquanto este profissional atuante na clínica e com casos de déficit cognitivo se sente capacitado de entender qual a necessidade de exames de neuroimagem de modo geral para a sua atuação profissional? Além disso, consegue interpretar um exame de neuroimagem funcional? Sabe para que servem?

Uma das principais faltas que vemos dentro da psicologia são testes psicológicos que saiam do empirismo em correlações se fulano está com déficit em linguagem e compreensão a partir de um relatório do WISC IV é proveniente de *alguma coisa* ali no lobo temporal (localizado o córtex



auditivo) ou na área de Wernicke (compreensão da linguagem, ligada ao córtex auditivo primário), porém, seria muito mais preciso se isto realmente fosse feito com imagens corticais pré e pós aplicações e reabilitação (caso necessário), porque assim poderíamos aferir 100% que houve uma melhora significativa (Flor, 2018). Além da grande problemática dos testes cognitivos, temos Moran e Zaki (2013) que nos dizem três motivos para nos preocuparmos enquanto psicólogos com a neuroimagem, sendo eles:

O uso de dados coletados a partir de neuroimagem julgar entre teorias psicológicas concorrentes por meio de inferência direta; Isolando marcadores neurais de processamento de informações para entender melhor tarefas complexas e fenômenos psicológicos por meio de inferência reversa probabilística e por fim utilizar atividade cerebral para prever futuros comportamentos (Moran, 2013).

Neuroimagiologia

Neuroimagiologia é o campo científico que utiliza de várias técnicas de imagem, da estrutura, diretamente ou indiretamente do sistema nervoso. Apesar de já se ter algumas décadas a área ainda é tida como recente. É sabido que os primeiros estudos de neuroimagem datam do começo de 1880 e com técnicas chamadas de equilíbrio da circulação humana e a pneumoencefalografia. A técnica de equilíbrio de circulação humana era uma técnica não invasiva que permitia visualizar a redistribuição sanguínea pelo córtex em estados emocionais e intelectuais, futuramente foi citado por William James (1890), um importante psicólogo.

A pneumoencefalografia se tratava de uma técnica em que se retirava o líquido cefalorraquidiano e no lugar se injetava ar, alterando a densidade relativa do cérebro e de seus arredores para que fosse possível ter uma visualização melhor nos raios-X (utilização de radiação ionizante para gerar imagens do corpo internamente). Essa técnica foi considerada perigosa para os pacientes devido ao risco de sequelas, pois o ar era injetado diretamente nos ventrículos laterais do cérebro. Após um período de utilização da técnica o ar foi substituído por iodo pois proporcionava um contraste melhor. (Beaumont, 1983).

Mais tarde nos anos 70 e 80 foram desenvolvidas técnicas mais seguras e algumas que são utilizadas até hoje, sendo elas: Tomografia Axial Computadorizada, rendendo o Nobel aos criadores; tomografia computadorizada por emissão de fóton único (SPECT); Tomografia por Emissão de Prótons (PET); Imagem por Ressonância Magnética (MRI) (Beaumont, 1983 & Tigeelen, 2002).

Todas estas técnicas de imagem podem ser utilizadas enquanto aporte teórico para psicólogos e pesquisadores da área que desejem se aprofundar em temáticas cognitivas e/ou minimamente

replicáveis e com validade estatística quando o assunto é predição ou afirmação/confirmação de resultados.

2 DESENVOLVIMENTO

A ressonância magnética (RM) é uma técnica de imageamento utilizada frequentemente em pesquisas dentro das neurociências, pois a mesma possibilita uma boa produção de imagens internas aos órgãos humanos com um excelente contraste (Weishaupt, et al. 2008).

A RM usa o sinal dos núcleos dos átomos de hidrogênio para gerar as imagens. Esses átomos são constituídos por um único próton e um único elétron orbitando o núcleo (figura 1) (Weishaupt, et al. 2008).

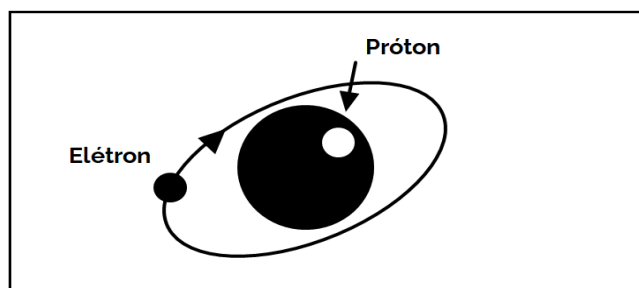


Figura 1.

Um átomo de hidrogênio

137

Além de sua parte positiva, o próton age de forma giratória em torno de seu núcleo, sendo este movimento chamado de spin, uma propriedade intrínseca de quase todas as partículas elementares. Isso significa que o próton gira em volta de seu eixo como um peão. O próton possui duas propriedades. Uma massa rotativa e uma carga magnética. Como massa rotativa, o próton tem um *angular momentum* (Figura 2a), e age como um peão que se esforça para reter a orientação espacial de giro pelo seu eixo. Com uma massa giratória com uma carga elétrica, o próton adicionalmente possui *magnetic moment* (Figura 2b) e se comporta como um pequeno ímã. Portanto, o próton é afetado por campos magnéticos externos, eletromagnetismo, ondas e quando ele se move, produz uma voltagem que se assemelha a bobina receptora (explicada mais adiante). Com isso, quando descrevemos a rotação de um próton estamos nos referindo ao movimento magnético do eixo. Diferente de um peão normal que pode ser desacelerado até finalmente ficar parado, um próton não, ele possui sempre a mesma magnitude e não pode ser acelerado ou desacelerado, pois isso é uma propriedade elementar das partículas. “Spin is simply there all the time!” (Weishaupt, et all 2008 p.11)

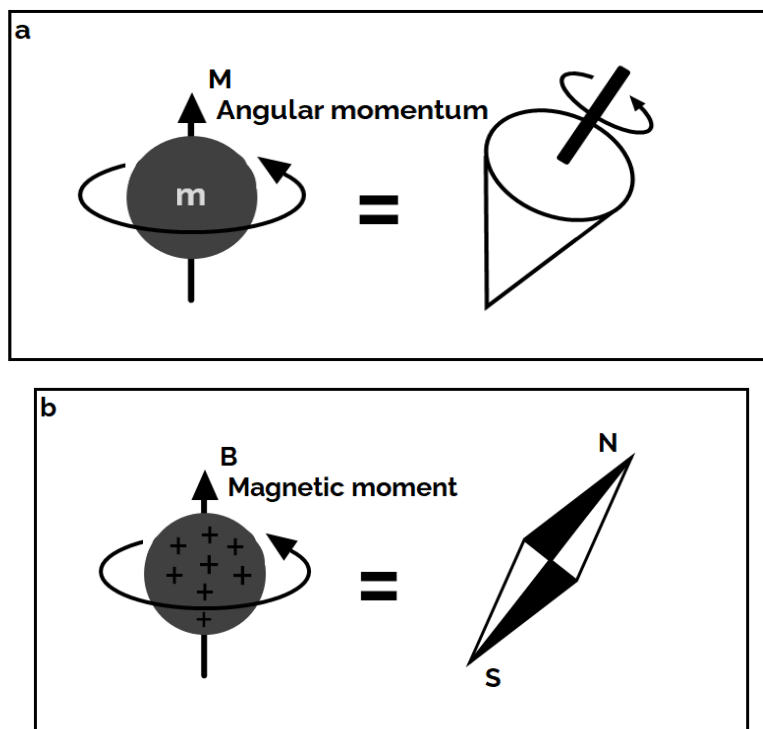


Figura 2.

a) angular momentum. b) magnetic momentum

138

Sendo assim, conseguimos entender que o corpo produz corrente magnético “por conta própria”. Com isso, temos cerca de 10% do nosso corpo sendo constituído por átomos de hidrogênio, sendo ele, um átomo necessário para a molécula de água que é formada por dois átomos de hidrogênio e um de oxigênio (H₂O) (Scott, et al.; 2017. Smith & Ranallo, 1989). É utilizado para propósitos de imagem porque o núcleo do átomo de hidrogênio é extremamente simples e pode ser encontrado com abundância na água e na gordura e se destacando por também ser possível gerar respostas 1000 superiores a outros tecidos humanos quando comparados ao hidrogênio (Berger, 2002; Mendonça, 2009).

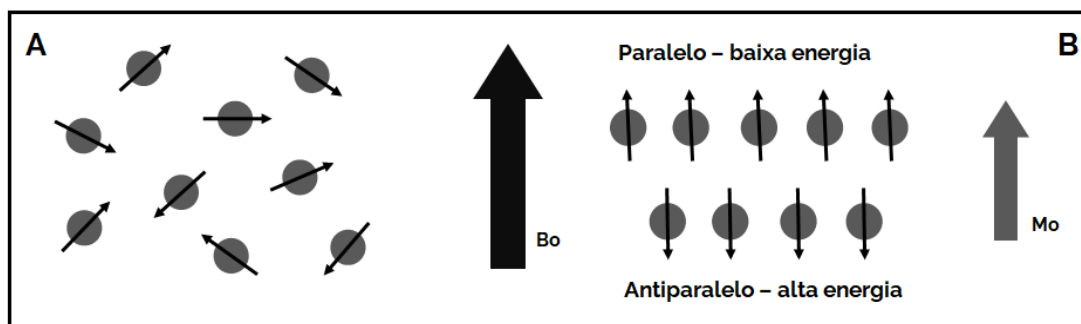
Sabemos que na RM há um sinal que é gerado pelo *momentum* magnético do próton. Esse sinal é uma corrente elétrica induzida em uma bobina receptora, entretanto, apenas um próton não é o suficiente para gerar um estímulo que seja percebido pela bobina, pois não atinge o limiar da mesma, sendo assim, muitos prótons precisam gerar em conjunto para que este sinal seja captado pela bobina. Para se produzir este sinal que seja detectável ao limiar da bobina, é necessário um alinhamento de prótons. (Hage & Iwasaki 2009; Slitcher, 1989; Smith & Ranallo, 1989).

Os prótons no corpo possuem uma conformação completamente aleatório, sendo assim, não tem direcionamento, seus spins ficam totalmente soltos e livres. Com isso, seus quase inexistentes vetores de campo magnético são anulados uns pelos outros fazendo com que nenhum *momentum* magnético seja gerado (Figura 3A). Entretanto, caso sejam colocados em “contato” com

um campo magnético externo (B_0) de alta intensidade irá fazer com que os spins se alinhem na mesma direção do campo magnético externo, podendo fazer os spins se alinharem na mesma direção ou em direção contrária ao seu vetor. Uma quantidade menor de spins se alinha na mesma direção (estado de baixa de energia) do que ao sentido contrário (estado de alta energia). Por conta deste predomínio (diferença de spins para energia alta e baixa) os prótons acabam gerando uma sutil, mas significativa magnetização que é resultada do equilíbrio (M_0) no tecido (órgão). É este pequeníssimo, mas constante desequilíbrio, resultante que torna a RM possível (Figura 3B). Sendo assim, temos então que estatisticamente falando, em 1 milhão de spins teríamos apenas 5 prótons a mais que estão alinhados para o campo paralelo do que para o antiparalelo, é essa diferença que faz a RM ser possível, os spins irão se anular e irá sobrar 5, somando os 5 spins que sobraram teremos então o vetor chamado de magnetização (Hage & Iwasaki 2009).

Se pegarmos um tecido animal e colocarmos em um campo magnético (B_0) por tempo suficiente (5~10s), a magnetização resultante atinge um valor de equilíbrio M_0 que é ao mesmo tempo, proporcional em relação ao campo magnético externo (B_0), ou seja, o M_0 é alcançado quando acontece um valor de equilíbrio entre B_0 e o campo magnético dos prótons, resultando assim no valor M_0 . M_0 aponta e direciona no mesmo sentido que o campo magnético principal que é referido como eixo longitudinal ou eixo z. Os prótons não se alinham de forma totalmente precisa ao longo do eixo z, se movimentando em torno do mesmo, tal como se fosse um pião, evento conhecido como precessão (Figura 3C). A precessão depende somente da magnitude do B_0 , sendo assim, quanto maior o campo magnético, maior será a precessão do spin, evento chamado de frequência de Larmor. A precessão do spin nada mais é do que o spin tentando se alinhar ao B_0 , entretanto, ele não consegue e começa a se comportar como um peão balançando, esse movimento se chama precessão do spin, mais a frente, veremos que esse evento é primordial para o funcionamento da RM de forma adequada. (Asshuer & Sager, 1997; Hage & Iwasaki, 2009; Mendonça et al., 1996).

139



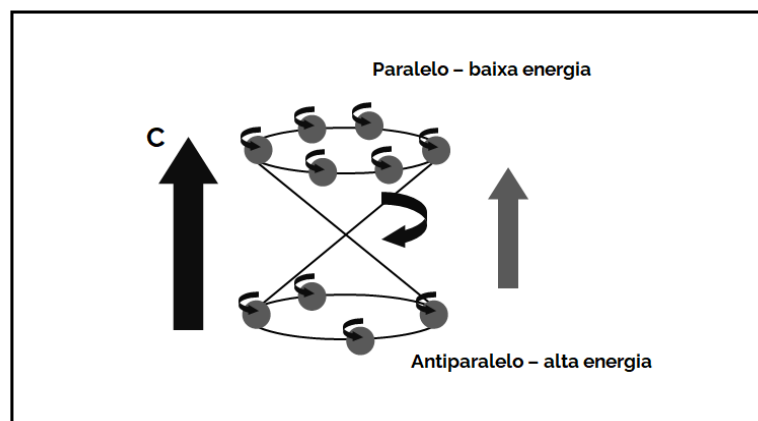


Figura 3.

A) Representação dos prótons em seus estados naturais. B) Alinhamentos dos prótons após serem colocados em um campo magnético forte. C) Representação em ampulheta da precessão dos prótons ao redor eixo z do campo magnético forte (B_0).

O valor de M_0 é muito baixo para poder ser medido, mesmo no eixo z atuando como um spin de alta magnitude por conta do B_0 . Entretanto, é possível fazer com que o M_0 seja medido a partir de uma alteração no posicionamento da magnetização tissular intrínseca quando desviada transversalmente, ou seja, iremos alterar de longitudinal para transversal, essa alteração é denominada (M_{xy}). Com isso, é possível desviar o M_0 para o plano transversal por utilização de radiação eletromagnética variando na frequência de Larmor do hidrogênio. Este pulso de Larmor é denominado pulso de 90° , é aplicado por tempo necessário para que se tenha a alteração da M_0 fazendo com que a magnetização altere em exatos 90° , com isso, ela pode ser medida e reconstruída para se produzir uma imagem. (Figura 4). O único jeito das bobinas receptoras de radiofrequência conseguirem detectar os sinais de rf é quando os prótons estão em estado de precessando (precessão) em fase, ou seja, estão indo de encontro com o campo magnético de maior intensidade, alterando a direção do spin (Hage & Iwasaki 2009; Lukfin, 1999; Villafana, 1988).

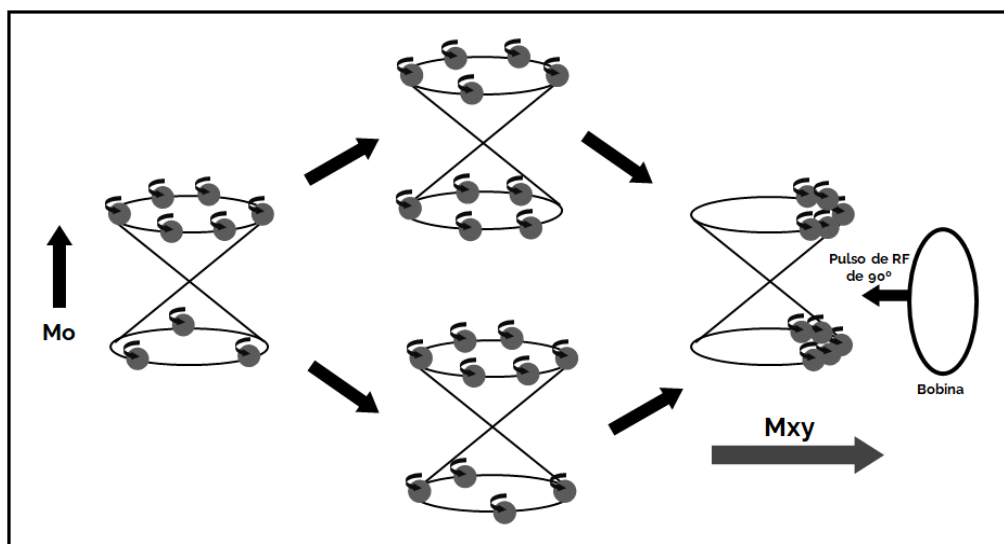


Figura 4.

Um pulso de radiofrequência de 90° adiciona energia ao sistema e faz com que ocorram dois fenômenos: a passagem de alguns prótons para o estado de maior energia e a precessão em fase desses prótons, desviando dessa forma o vetor de magnetização efetivo (M_0) para o plano transversal (M_{xy}).

Após terem sido estimuladas pela radiofrequência, os núcleos excitados voltam ao normal se denomina relaxação. Esta relaxação ocorre por meio de spin-lattice e spin-spin, sendo as duas formadas por constantes de tempo T1 (relaxamento longitudinal) e T2 (relaxamento transversal) respectivamente. (Hage & Iwasaki 2009, Thomson, et al., 1993)

141

Após a estimulação de pulso por radiofrequência o vetor (M_0) é movimentado em direção ao plano xy, gerando o M_{xy} (M_0 em equilíbrio e M_{xy} em direção ao transversal). Isso acaba acarretando em uma diminuição no valor de componente original de M_0 . Após um pulso de 90° (Frequência de Larmor) o tempo para o núcleo recuperar 63,2% do valor padrão de M_0 é denominado de T1 (Figura 4). Conforme a estimulação vai se perdendo, o valor longitudinal é recuperado, dando a ela o nome de relaxamento longitudinal. O valor de T1 é dependente da natureza química e do ambiente que envolve o núcleo excitado. Comumente, moléculas menores como a água tem uma demora maior para chegar ao relaxamento do que moléculas maiores, como lipídeos (gordura), portanto o valor da água ligada em tumores pode aumentar os valores de T1, o valor de água para relaxamento é de aproximadamente 3 segundos, enquanto que a de lipídio é de poucos milissegundos. Um tecido com T1 curto (como o lipídio) é examinado usando uma sequência de repetição do pulso de 90° relativamente mais longo, o sinal emitido pelo tecido é mais intenso. Se o tempo de repetição for mais rápido que o tempo necessário para a recuperação do núcleo, não haverá o equilíbrio antes do próximo pulso e assim o núcleo não irá emitir novos sinais, com isso, temos que o tecido está saturado porque não apresenta novos sinais. Sendo assim, a

intensidade do sinal aumenta proporcionalmente com a diminuição do tempo de relaxamento do tecido (Figura 5 e 6). (Hage & Iwasaki 2009, Thomson, et all., 1993)

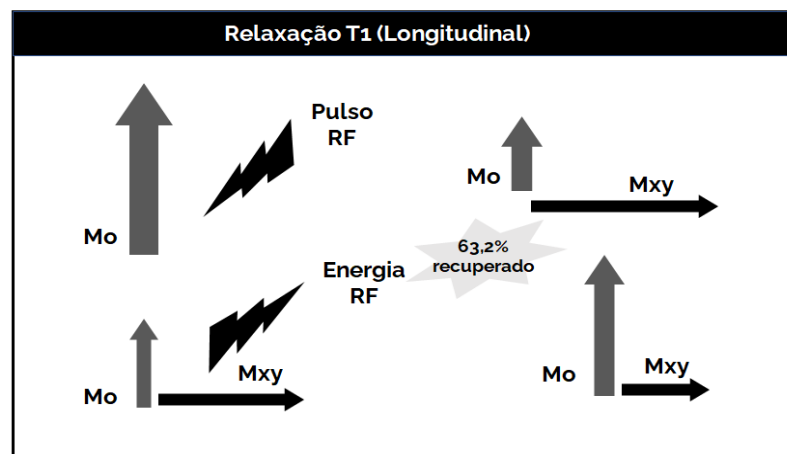


Figura 5.

Após a aplicação da radiofrequência, imediatamente o vetor Mo é movido em direção ao plano transversal Mxy. Isso causa uma diminuição no valor de Mo. Após um pulso de radiofrequência de 90° o tempo original para o núcleo recuperar 63,2% do valor original de Mo é o T1.

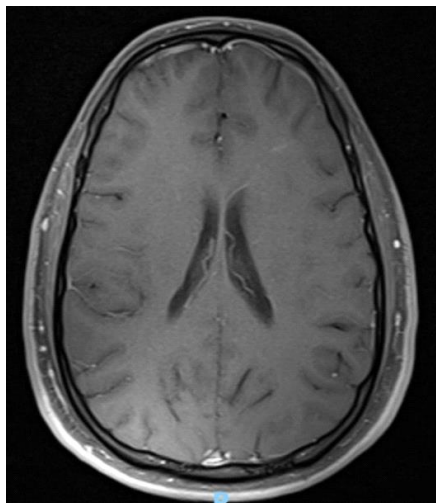


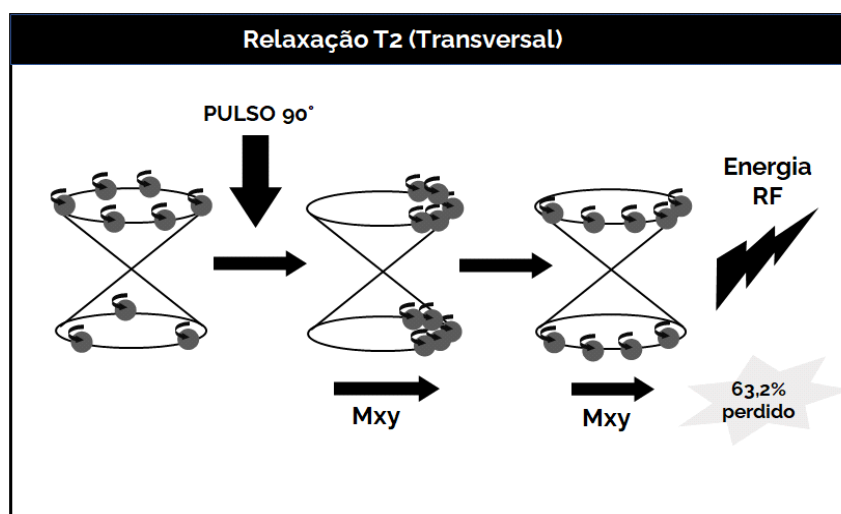
Figura 6.

Imagem por RM T1. A parte mais escura ao centro encontra-se o corpo caloso.

A relaxação T2 (spin-spin) acontece pela interação dos prótons com os campos magnéticos de outros núcleos e pela qualidade de inhomogeneidade intrínseco a B_0 . Tendo sido aplicado um pulso de radiofrequência, o núcleo excitado precessa em fase para os outros aos outros núcleos, gerando assim um alto valor de Mxy, porém, a coerência de fase se perde de forma muito rápida uma vez que cada um dos núcleos possui seu próprio campo magnético que interfere em relação aos outros, por isso o nome spin-spin. Essa interação transfere energia de um núcleo para o outro de forma que a frequência de precessão de alguns esteja acelerada e de outros mais atrasadas

fazendo com que a coerência de fase seja perdida. A constante de fase para a T2 é o tempo em que o 63,2% do sinal se perde (Figura 7) (Hage & Iwasaki 2009, Thomson, et all., 1993).

Os valores de T2 para a grande maioria dos tecidos encontra-se em torno de 50~100 milissegundos, enquanto o valor para o liquor cefalorraquidiano é de 250ms. Como em T1 a água ligada contra livre é o principal para identificar lesões. A água liberada aumenta os valores de T2. Como a relaxação de spin-spin ocorre no plano transversal (xy) ela é conhecida como relaxamento transversal. Valores mais longos estão relacionados a com sinais de maior intensidade, levando em consideração que o núcleo não perde a coerência de fase tão rapidamente (figura 8).



143

Figura 8.

Aplicação do pulso de 90°, após isso ocorre a precessão dos núcleos que durante seu relaxamento em 63,2% tem a emissão da radiofrequência.

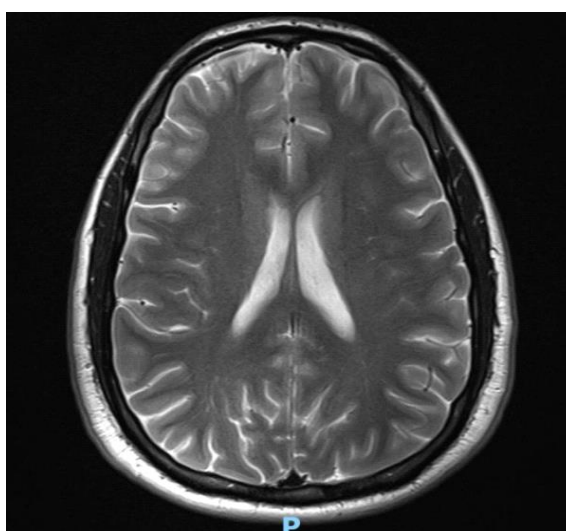


Figura 8.

T2 da cabeça de um ser humano onde a parte mais em branco localizada ao centro é corpo caloso.



Como já dito aqui, o contraste pode ser definido como a diferença de luminância entre dois objetos, imagens, cenas que se pareçam, seja o que for. Sendo assim, a RM utiliza a geração de contraste para que seja possível olhar e diferenciar os tecidos, áreas, ossos e afins.

O que é usado para que seja possível ser feito a diferenciação de contraste?

A densidade dos prótons, o número de spins excitáveis por unidade de volume determina o sinal máximo que será dado como pista. A densidade dos prótons pode ser enfatizada minimizando outros dois parâmetros, T1 e T2.

Estes sinais são então liberados em forma de radiofrequência e captados pelas bobinas. As bobinas (coils) irão pegar o sinal e montar a imagem com base na liberação de radiofrequência e a intensidade e duração em que ela foi emitida, fazendo assim a diferenciação de contraste (Gruber, et all 2018, Hanson, 2008). Com isso, podemos entender que o que vemos no monitor ou numa imagem de RM na verdade não é uma foto ou algo parecido, mas sim, uma imagem montada estatisticamente a partir de átomos excitados por liberação de radiofrequência (Weishaupt, et all 2008).

Contraste de Imagem

Tendo entendido como funcionam as respostas dos átomos ao relaxamento e excitação (T1 e T2), iremos discutir um pouco agora a relação ao contraste.

Temos 3 recursos intrínsecos biologicamente que colaboram para o sinal ser captado: A densidade do próton, o número de spin excitáveis por unidade de volume determina o máximo de sinal que é possível se obter sobre dado tecido. A densidade do próton pode ser enfatizada minimizando os outros dois parâmetros, T1 e T2. Assim como as imagens podem ser chamadas de *próton densidade-peso* ou simplesmente *imagens por densidade de prótons*.

O tempo de tecido de T1 é o tempo que o spin excitado demora em se recuperar e estar pronto para uma próxima excitação. Imagens de contraste por T1 são frequentemente definidos como T1W (*T1 weighted-images*).

O tempo de tecido de T2 é mais determinado com o quão rápido um sinal de ressonância magnética desaparece após a excitação, esse tipo de sinal pode ser manuseado pelo próprio operador da ressonância magnética. Imagens que sejam por T2 comumente são chamadas também de T2W (*T2 weighted images*).

Com isso, temos que a densidade de prótons T1 e T2 são recursos intrínsecos do aparato de tecidos biológicos e podem variar de um tecido para outro. Como já visto anteriormente, os tecidos com mais água terão maior tempo de retenção de sinal, tal qual tecidos constituídos em sua grande parte por lipídios terão um tempo de retenção muito mais curto. Dependendo do parâmetro



que for utilizado na RM, as imagens no contraste tecido-tecido podem variar a partir da ênfase dada pelos tempos (T1 e T2). (Duerk, 1997 & Weishaupt, et al 2008).

Para gerarmos uma imagem de RM é necessário que um pedaço do tecido seja excitado diversas vezes e o sinal resultante seja captado diversas vezes. Com isso, iremos adentrar o campo dos tempos de repetição (TR). TR nada mais é do que o intervalo entre dois suscetíveis períodos de excitação que são do mesmo tamanho, também tendo o tamanho do relaxamento entre dois períodos de pulsos de excitação e isto é crucial para o T1. (Nessaiver, 1996 & Weishaupt, et al 2008). Quando temos um TR longo, comprido, temos que mais spins excitados voltaram para o plano z (longitudinal) e contribui para recrescimento da magnetização longitudinal. Quanto mais excitado de forma longitudinal, mais raios magnéticos podem ser coletados no próximo pulso de RF. (Elster, et al 2001 & Weishaupt, et al 2008).

3. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com isto, temos então o princípio básico da ressonância magnética enquanto partículas, como seu campo se comporta em relação ao externo e geração de imagens T1 e T2 fora da maquinaria.

Há agora um conhecimento empírico e experimental além do puramente prático e nada teórico que comumente somos submetidos em graduações e cursos.

Exemplos práticos da importância deste conhecimento para psicólogos clínicos e para pesquisadores é evidenciado por autores como Vieira (2007) onde é explicitado como a neuropsicologia, avaliação psicológica podem ser beneficiadas pela neuroimagem. Também temos Moran (2013) com seu artigo intitulado "Neuroimagem funcional e psicologia: O que você tem feito por mim recentemente?" onde diversas respostas são explanadas e sanadas acerca da utilidade da ressonância magnética para psicólogos, tal qual:

O uso de dados coletados a partir de neuroimagem julgar entre teorias psicológicas concorrentes por meio de inferência direta; Isolando marcadores neurais de processamento de informações para entender melhor tarefas complexas e fenômenos psicológicos por meio de inferência reversa probabilística e por fim utilizar atividade cerebral para prever futuros comportamentos (Moran, 2013).

A partir do que se foi discutido neste estudo, podemos compreender então de forma simples o funcionamento teórico de uma ressonância magnética, tendo então um aporte técnico científico para desenvolvermos pesquisas, aplicações ou ampliações de áreas correlatas em práticas experimentais ou aplicadas.



4. REFERÊNCIAS

- Berger, A. (2002). How does it work?: Magnetic resonance imaging. *BMJ*, 324(7328), 35–35. doi:10.1136/bmj.324.7328.35
- Bloembergen, N. Purcell, E. M., & Pound, R. V. (1948). Relaxation effects in nuclear magnetic resonance absorption. *Physical Review*, New York, v.73, n.7, p. 679-712. doi: 10.1103/PhysRev.73.679
- Brainard D, Sekiguchi N, Williams D. (1993) Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America 90(21), 9770-9777.
- Duerk, J. L. (1997). All you really need to know about MRI physics. Moriel NessAiver. *Journal of Magnetic resonance Imaging*, 7(3), 613–614. doi:10.1002/jmri.1880070329
- Elster AD, Burdette JH (2001) Questions and answers in magnetic resonance imaging, 2nd edn. Mosby, St. Louis
- Flor, Cristiane Marx. Perfil cognitivo de uma criança com diagnóstico prévio de dislexia do desenvolvimento associada a distúrbio do processamento auditivo central: estudo de caso. *Rev. psicopedag.*, São Paulo , v. 35, n. 106, p. 104-115, 2018.
- Hage, M. C. F. N. S. & Iwasaki, M. (2009). Imagem por ressonância magnética: princípios básicos. *Ciência Rural*, 39(4), 1275-1283. Epub March 27, 2009. <https://doi.org/10.1590/S0103-84782009005000041>
- HEBEL, L.C.; SLICHTER, C.P. Nuclear spin relaxation in normal and superconducting aluminum. *Physical Review*, New York, v.113, n.6, p.1504-1519, 1959. doi:10.1103/PhysRev.113.1504
- Hukkoken, H., Näsänen, R., Rovamo, J. & Tiippana, K. (1993) Michelson contrast, RMS contrast and energy of various spatial stimuli at threshold. *Vision Research* 33(10):1431-1436. doi.org/10.1016/0042-6989(93)90049-3
- Lufkin, R.L. Manual de ressonância magnética. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999. 338p.
- Mochcovitch MD, da Rocha Freire RC, Garcia RF, Nardi AE. A systematic review of fMRI studies in generalized anxiety disorder: evaluating its neural and cognitive basis. *J Affect Disord*. 2014;167:336-42. doi: 10.1016/j.jad.2014.06.041
- Moran, J. M., & Zaki, J. (2013). Functional Neuroimaging and Psychology: What Have You Done for Me Lately? *Journal of Cognitive Neuroscience*, 25(6), 834–842. doi:10.1162/jocn_a_00380
- Smith, H.; Ranallo, F.N. A non-mathematical approach to basic mri. Wisconsin: Medical Physics, 1989. 203p.
- Sousa, Anne Madeliny Oliveira Pereira de, & Alves, Ricardo Rilton Nogueira. (2017). A neurociência na formação dos educadores e sua contribuição no processo de aprendizagem. *Revista Psicopedagogia*, 34(105), 320-33
- Tiggelen, V, R. (2002). In search for the third dimension: From radiostereoscopy to three-dimensional imaging. *Historical Article* (85): 266-270.



Villafana, T. Fundamental physics of magnetic resonance imaging. Radiologic Clinics of North America, Philadelphia, v.26, n.4, p.701-715, 1988.