

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE FÍSICA
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA

MONIKE LAIANA DOS SANTOS DA CRUZ

**ELABORAÇÃO DE UM PROTOCOLO DE RESSONÂNCIA
MAGNÉTICA PARA EXAMES DE COLUNA CERVICAL EM
PACIENTES QUE UTILIZAM APARELHOS ORTODÔNTICOS**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

CURITIBA

2017

MONIKE LAIANA DOS SANTOS DA CRUZ

**ELABORAÇÃO DE UM PROTOCOLO DE RESSONÂNCIA
MAGNÉTICA PARA EXAMES DE COLUNA CERVICAL EM
PACIENTES QUE UTILIZAM APARELHOS ORTODÔNTICOS**

Trabalho de Conclusão de Curso de graduação, apresentado à disciplina de Trabalho de Diplomação, do curso de Tecnologia em Radiologia do Departamento Acadêmico de Física – DAFIS - da Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR - Campus Curitiba, como requisito parcial para obtenção do título de Tecnólogo.

Orientadora: Prof. (a) Dr. (a) Frieda Saicla Barros

Co- orientador: Tecnólogo André Florão

CURITIBA

2017



**FOLHA DE APROVAÇÃO DO TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO
INTITULADO**

**“Elaboração de um protocolo de ressonância magnética para exames de
coluna cervical em pacientes que utilizam aparelhos ortodônticos”**

por

Monike Laiana dos Santos da Cruz

Este trabalho foi apresentado como requisito parcial à obtenção do título de TECNÓLOGO EM RADIOLOGIA pelo Curso Superior de Tecnologia em Radiologia da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR – Campus Curitiba, às 09h30min do dia 05 de julho de 2017. O trabalho foi aprovado, conforme a **Ata 219**, pela banca examinadora, composta pelos seguintes professores:

**Profa. Frieda Saicla Barros, Dra
UTFPR. Presidente.**

**Profa. Michele Patrícia M M Vieira, MSc
UTFPR**

**Profa. Danielle Filipov, Dra
UTFPR**

Visto:

**Prof.Danyel Scheidegger Soboll,Dr
Coordenador de TCC do CSTR**

A versão assinada da Folha de Aprovação está na Coordenação do CSTR da UTFPR-CT.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais e meu irmão.

AGRADECIMENTOS

A Deus;

À minha família;

Aos meus amigos;

A minha orientadora Prof. (a) Dr. (a) Frieda Saicla Barros;

Ao meu co-orientador Tecnólogo André Florão;

Ao físico Alessandro Mazzola.

Ao Centro de Diagnóstico Água Verde (CEDAV) pela disponibilidade.

EPIGRAFE

Procure ser uma pessoa de valor, em vez de procurar ser uma pessoa de sucesso. O sucesso é consequência...

Albert Einstein

RESUMO

Da CRUZ, Monike Laiana dos Santos. Elaboração de um Protocolo de Ressonância Magnética para exames de coluna cervical em pacientes que utilizam aparelhos ortodônticos. 2017. 40 f. Trabalho de conclusão do Curso Superior em Tecnologia em Radiologia – Departamento Acadêmico de Física, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2017.

Objetivo: O presente estudo tem como finalidade de salientar a elaboração de um protocolo de ressonância magnética para exames de coluna cervical a pacientes que utilizam aparelhos ortodônticos fixos. **Metodologia:** Foram realizados testes em um objetos simulador criado para a pesquisa e na pesquisadora pelo fato de ser usuária de aparelho ortodôntico fixo, utilizando-se o protocolo fornecido pela clínica para exame de coluna cervical e após feitas modificações em parâmetros para a redução da distorção geométrica. **Resultados:** Os resultados dos estudos realizados demonstraram a possibilidade da real redução dos artefatos de susceptibilidade magnética causados pela utilização de aparelhos ortodônticos. **Conclusão:**A criação de um protocolo devidamente ajustado para pacientes que utilizam aparelhos ortodônticos fixos que poderiam impedir o inconveniente da pausa do tratamento ortodôntico por alguns dias e o serviço de imagem economizaria com a possibilidade de retorno do cliente. Pois esse estudo ajudaria os pacientes na realização de exames de RM de coluna cervical, por meio ajuste de parâmetros para que o mesmo fique adequado. Assim criando em protocolo devidamente ajustado para os pacientes que utilizam aparelhos ortodônticos fixos. Como metodologia foram realizados testes com a finalidade de diminuir o artefato de susceptibilidade magnética provocados por aparelhos ortodônticos fixos.

PALAVRAS-CHAVE: Ressonância magnética. Aparelho ortodôntico. Artefato de susceptibilidade magnética.

ABSTRACT

Da Cruz, Monike Laiana dos Santos. Elaboration of a Magnetic Resonance Protocol for cervical spine examinations in patients using orthodontic appliances. 2017.. 2017. 40 f. Trabalho de conclusão do Curso Superior em Tecnologia em Radiologia – Departamento Acadêmico de Física, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2017.

Objective: The purpose of this study is to highlight the development of an MRI protocol for cervical spine exams in patients using fixed orthodontic appliances.

Methodology: We performed tests on a simulator objects created for the research and the researcher for the fact of being a fixed orthodontic appliance, using the protocol provided by the clinic for cervical spine examination and after making modifications in parameters for the reduction of distortion

Geometric Results: The results of the studies demonstrated the possibility of real reduction of the magnetic susceptibility artifacts caused by the use of orthodontic appliances.

Conclusion: The creation of a properly adjusted protocol for patients using fixed orthodontic appliances that could prevent the inconvenience of pausing orthodontic treatment for a few days and the imaging service would save on the possibility of client return. Because this study would help patients perform cervical spine MRI scans, by adjusting the parameters so that it is adequate. Thus creating in protocol properly adjusted for patients who use fixed orthodontic appliances. As a methodology, tests were performed with the purpose of reducing the magnetic susceptibility artifact caused by fixed orthodontic appliances.

KEY WORDS: Magnetic resonance. Orthodontic appliance . Magnetic susceptibility artifact.

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.	Átomo de hidrogênio. O núcleo é composto somente pelo próton.....	22
Figura 2.	O próton de hidrogênio pode ser visto como uma pequena esfera (1) que possui um movimento de giro (spin) em torno do seu próprio eixo (2). Por ser uma partícula carregada positivamente (3) irá gerar um campo magnético próprio ao seu redor (4) se comportando como um pequeno dipolo magnético (4) ou como um ímã (5) com um momento magnético(μ) associado.....	23
Figura 3.	Prótons de hidrogênio sob a ação do campo magnético externo aplicado. Os prótons se distribuem em dois níveis de energia, sendo que um pequeno número maior de prótons se alinha paralelamente.....	24
Figura 4.	Eixos de coordenadas usados em RM e o vetor momento magnético (μ) associado ao próton de hidrogênio.....	26
Figura 5.	<i>Spins</i> alinhados paralelamente e antiparalelamente ao campo magnético externo aplicado (eixo z) realizando movimento de precessão. Vetor magnetização resultante (M_0) de um elemento de volume do tecido.....	27
Figura 6.	Sinal de Indução Livre (SIL) gerado pelo retorno da magnetização para o alinhamento após a aplicação de um pulso de RF de 90°	28
Figura 7.	Sequência de Pulso Spin Eco. Pulso de 90° e aplicação no tempo ($TE/2$) do pulso de RF de 180° . O tempo entre sucessivos pulsos de RF de 90° é chamado de TR, ou tempo de repetição.....	29
Figura 8.	Imagens Spin Eco (SE) adquiridas com várias combinações de TR e TE para exemplificar as ponderações na imagem	

	(T1 e T2).....	30
Figura 9.	Sequência de pulso <i>Fast spin-eco</i>	31
Figura 10.	Parâmetros das sequências de pulsos: tempo de eco (TE) e tempo de repetição (TR).	32
Figura 11.	Retorno da magnetização longitudinal (Mz) ao alinhamento. O tempo T1 caracteriza este retorno.....	33
Figura 12.	Decaimento da magnetização transversal.....	35
Figura 13.	Ponderações em T1, T2 e PD respectivamente.....	36
Figura 14	Artefato produzido por aparelho dentário em diferentes sequências de pulso usadas em exames de rotina do encéfalo. (a) Sagital SE T1, (b) Axial Time-of-Flight (TOF) para angiografia do encéfalo, (c) Axial EPI SE e (d) Axial EPI GRE. É possível perceber que a o artefato é mais proeminente nas imagens gradiente eco (b), especialmente na sequência de pulso EPI GRE (d).....	37
Figura 15.	Sétima vértebra cervical (C7).....	42
Figura 16.	Anatomia das vértebras cervical (a) atlas, (b) axis e (c e d) C3-C7.respectivamente.....	43
Figura 17.	Posicionamento do paciente para exame de RM de Coluna Cervical.....	43
Figura 18.	Planos que o exame é realizado. (a) Plano Sagital em ponderação em T1; (b) Plano Sagital em ponderação em T2; (c) Plano Axial em ponderação em T2.....	44
Figura 19.	Plano Sagital T2 como ele é programado. (a) O FOV é marcado colocado no plano Sagital; (b) Cortes marcados no localizador no plano coronal.....	45
Figura 20.	Plano Sagital T1 como ele é programado.a) O FOV é marcado colocado no plano Sagital; (b) Cortes marcados no localizador no plano coronal.....	45
Figura 21.	Plano Axial T2 como ele é programado. a) O FOV é marcado colocado no plano Axial; (b) Cortes marcados no localizador	

	no plano Sagital.....	46
Figura 22.	Gráfico da relação de sinal com o tipo de bobina e profundidade no corpo.....	47
Figura 23.	Equipamento de Ressonância Magnética Signa HDxt	48
Figura 24.	Bobina de coluna <i>spine</i> com 6 canais.	49
Figura 25.	Objeto Simulador (OS) criado pela pesquisadora para o estudo.	49
Figura 26.	OS formado pelo aparelho ortodôntico, recipiente plástico e a solução de água e sulfato de cobre.(a) Aparelho Ortodôntico montado sobre o isopor; (b) Recipiente plástico; (c) Recipiente com a solução de água e sulfato de cobre; (d) Aparelho Ortodôntico envolto com papel filme; (e) Aparelho Ortodôntico imerso na solução; (f) Objeto simulador pronto para ser testado.....	50
Figura 27.	OS no equipamento de RM antes de iniciar os testes.....	51
Figura 28.	Autora do projeto no equipamento de RM antes de iniciar os testes.....	52
Figura 29.	Imagens do protocolo na sequência Sagital T2.....	54
Figura 30.	Imagens do protocolo na sequência Sagital T1.	55
Figura 31.	Objeto Simulador. (a) imagens em ponderação em T1 antes dos ajustes de parâmetros;(b) imagens em ponderação em T1 após os ajustes de parâmetros; (c) imagens em ponderação em T2 antes dos ajustes de parâmetros; (d) imagens em ponderação em T2 após os ajustes de parâmetros. Os contornos em VERMELHO demonstram a distorção geométrica.	56
Figura 32.	Imagens realizadas na autora da pesquisa. (a) imagens em ponderação em T1 antes dos ajustes de parâmetros; (b) imagens em ponderação em T1 após os ajustes de parâmetros; (c) imagens em ponderação em T2 antes dos ajustes de parâmetros; (d) imagens em ponderação em T2	

	após os ajustes de parâmetros. Os contornos em VERMELHO demonstram a distorção geométrica.....	57
Figura 33.	Imagens do OS com ponderação T1 mensuradas. (a) Antes dos ajustes de parâmetros; (b) Após os ajustes de parâmetros.....	59
Figura 34.	Imagens da pesquisadora com ponderação T1 mensuradas. (a) Antes dos ajustes de parâmetros; (b) Após os ajustes de parâmetros.....	59
Figura 35.	Imagens do OS com ponderação T2 mensuradas.(a) Antes dos ajustes de parâmetros; (b) Após os ajustes de parâmetros.....	60
Figura 36.	Imagens da pesquisadora com ponderação T2 mensuradas. (a) Antes dos ajustes de parâmetros; (b) Após os ajustes de parâmetros.....	60

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Quadro da ponderação da imagem em sequências SE.....	37
Tabela 2.	Parâmetros modificados em ponderação em T1.	54
Tabela 3.	Parâmetros modificados em ponderação em T2.	55
Tabela 4.	Mostra como ficaram os parâmetros do protocolo elaborado.....	60

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

RM	Ressonância Magnética
ROI	<i>Region of Interest</i> (Região de interesse)
RSR	Relação Sinal - Ruído
RCR	Relação Contraste - Ruído
VME	Vetor Magnetização Efetivo
TR	Tempo de Repetição
TE	Tempo de Eco
ET	Eco Trem
FOV	Field of View (Campo de visão)
NEX	Número de excitações
GAP	Espaçamento
FSE	<i>Fast spin eco</i>
TSE	Trem <i>spin eco</i> ou Turbo <i>spin eco</i>
PD	Ponderação de Prótons
OS	Objeto Simulador
Ni	Elemento químico Níquel
Cr	Elemento químico Cromo
MHz	Megahertz
MHz/s	Megahertz por segundo
MHz/T	Megahertz por Tesla
T	Tesla
G	Gauss
ω_0	Frequência de Precessão
mm ³	Milímetros cubicos
B_0	Campo Magnético
μ	Vetor momento magnético
M_0	Vetor de Magnetização Resultante
SIL	Sinal de Indução Livre
CC	Coluna Cervical

T1	Tempo de Recuperação
T2	Tempo de Declínio
GE	<i>General Electric</i>
EPI GRE	Pulso Eco Planar em Gradiente
EPI SE	Pulso Eco Planar em <i>Spin- Eco</i>
TOF	<i>Time-of-Fligth</i>
CEDAV	Centro de Diagnóstico Água Verde
DICOM	<i>Digital Imaging and Communication in Medicine</i>

SUMÁRIO

RESUMO	7
ABSTRACT	8
LISTA DE FIGURAS	9
LISTA DE TABELAS	13
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	14
CAPÍTULO 1- INTRODUÇÃO	18
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO	18
1.2 HIPÓTESE	19
1.3 JUSTIFICATIVA	19
1.4 OBJETIVOS	20
1.4.1 Objetivo Geral.....	20
1.4.2 Objetivos Específicos.....	20
1.5 ESTRUTURA DO TRABALHO	20
CAPÍTULO 2- FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	21
2.1 PRINCÍPIOS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA	21
2.1.1 Geração de imagem de RM.....	22
2.1.2 O movimento de precessão do núcleo	25
2.1.3 A ressonância do núcleo.....	26
2.1.4 O sinal de ressonância magnética.....	28
2.1.5 Sequência de pulso <i>spin-eco</i> (SE).....	36
2.1.6 A sequência de pulso <i>fast spin-eco</i> (FSE).....	38
2.1.7 Tempo de Repetição e Tempo de Eco.....	
2.1.9 Tempo de recuperação em T1.....	39
2.1.10 Ponderação em T1.....	41
2.1.11 Tempo de declínio em T2.....	41
2.1.12 Ponderação em T2.....	42
2.1.13 Ponderação em densidade de prótons (PD).....	42
2.1.14 Tempo de repetição e tempo de eco.....	43
2.2 CONSIDERAÇÕES QUANTO AO EQUIPAMENTO ORTODÔNTICO	44
2.2.1 O fenômeno da susceptibilidade magnética.....	45

2.3 PARÂMETROS DE AJUSTE.....	46
2.3.1 RSR.....	46
2.3.2 A banda de recepção.....	46
2.3.3 ET.....	47
2.3.3.1 <i>Espaço K</i>	47
2.3.4 A espessura de corte.....	47
2.3.5 O espaçamento (<i>Gap</i>).....	48
2.3.6 O campo de visão (FOV).....	48
2.3.7 O número de excitações (NEX).....	48
2.4 ANATOMIA DA COLUNA CERVICAL.....	
2.4.1 O EXAME RM DE COLUNA CERVICAL.....	
2.4.2 AS BOBINAS.....	
CAPÍTULO 3- MATERIAIS E METÓDOS.....	49
3.1 MATERIAIS E EQUIPAMENTOS.....	49
3.2 DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL.....	52
3.3 ELABORAÇÃO DO PROTOCOLO.....	53
CAPÍTULO 4- RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	57
4.1 IMAGENS ADQUIRIDAS NO EQUIPAMENTO.....	57
4.2 DESENVOLVIMENTO DO PROTOCOLO.....	59
4.3 IMAGENS APÓS AJUSTE DO PROTOCOLO.....	60
CAPÍTULO 5- CONCLUSÕES.....	64
6. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	64
7.REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	65

CAPÍTULO 1- INTRODUÇÃO

A Ressonância Magnética (RM) é um dos métodos diagnósticos por imagem que está em crescente desenvolvimento. Possui uma grande colaboração no meio clínico, não só porque utiliza radiação não ionizante, como também porque apresenta grande resolução para os tecidos moles (WESTBROOK, 2013).

Esse método de diagnóstico usa vários parâmetros como por exemplo: TR, TE, ET, NEX, Gap, espessura, para obtenção de imagens em três planos ortogonais (sagital, coronal e axial), sem reposicionamento do paciente.

Como em outros métodos de diagnóstico, a RM está sujeita ao aparecimento de artefatos na imagem que podem levar a uma conclusão errônea. Tais artefatos podem ser causados por problemas na aparelhagem empregada tendo como exemplo: falta de manutenção ou por ineficácia do método de ressonância magnética eleito (WESTBROOK, 2013).

Sendo assim, os artefatos podem prejudicar a aquisição da imagem, podendo gerar a repetição do exame ou até mesmo o cancelamento do mesmo (WESTBROOK, 2013).

Há artefatos devido à susceptibilidade magnética, que é a capacidade da substância tornar-se magnetizada, ou seja, aumentar o paramagnetismo ou o ferromagnetismo. O simples fato da presença de um material metálico pode alterar o campo magnético provocando a perda de sinal da região e também a distorção geométrica. (DOYON. D, 2000).

Geralmente a grande maioria dos aparelhos ortodônticos causam artefatos em imagens de RM de exames de cabeça e pescoço, sendo indicado para os seus usuários a retirada do material. Em se tratando de exames de coluna cervical que o foco deste trabalho é sugerido ao paciente a retirada do objeto metálico antes de se realizar o exame, devido aos artefatos que o mesmo pode gerar (MAZZOLA, 2009).

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

A presença de materiais ferromagnéticos em pacientes que realizam exames de Ressonância Magnética são cada vez mais comuns. O fato deles estarem fixos ou demorarem para serem removidos exige que o operador do equipamento tenha conhecimento técnico para diminuir os artefatos se susceptibilidade magnética.

Pois é fundamental adquirir imagens com qualidade diagnóstica para resultados eficazes.

1.2 HIPÓTESE

A elaboração de um protocolo devidamente ajustado para pacientes que utilizam aparelhos ortodônticos poderia impedir o inconveniente da pausa do tratamento ortodôntico por alguns dias possibilitando ao serviço de imagem uma potencial economia com um oportuno retorno do paciente ?

1.3 JUSTIFICATIVA

A RM é um método de diagnóstico por imagem com excelente qualidade diagnóstica, porém, tem sido limitada por artefatos devido a presença de materiais metálicos.

De acordo com o dicionário da língua portuguesa, o artefato seria conclusão enganosa derivada de ensaio científico ou de medição, e causada por problemas na aparelhagem empregada ou por ineficácia do método eleito, em se tratando de RM, podemos dizer que artefato é qualquer intensidade, sinal ou característica anormal que não possui correspondência com o objeto de estudo que se está adquirindo a imagem (HOUAISS, 2009).

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 Objetivo Geral

Elaboração de um protocolo de ressonância magnética para exame de coluna cervical em pacientes que utilizam aparelhos ortodônticos fixos.

1.4.2 Objetivo Específicos

- 1) Realização de testes no equipamento de RM por meio de um objeto simulador (OS) e na pesquisadora por meio do protocolo utilizado na rotina da clínica; Medir a distorção causada pelo aparelho ortodôntico fixos. Ajustar parâmetros para elaboração de protocolo em RM para pacientes que utilizam aparelhos ortodônticos fixos;
- 2) Definir parâmetros para protocolo de RM de Coluna Cervical.

1.5 ESTRUTURA DO TRABALHO

O presente Trabalho de Conclusão de Curso está organizado em cinco capítulos. O primeiro capítulo introduzirá quais serão as perspectivas do estudo, sua importância e suas possíveis contribuições. O segundo capítulo apresentará os objetivos gerais e específicos. Já o terceiro capítulo, discorrerá sobre a fundamentação teórica. No quarto capítulo, será abordado a apresentação das discussões e resultados. E por fim, ao longo do quinto capítulo, será exposta a conclusão da pesquisa.

CAPÍTULO 2- FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. PRINCÍPIOS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

O átomo é constituído de um núcleo central e elétrons em órbita dele. O núcleo atômico é formado por partículas menores que são nêutros e prótons. Os elétrons possuem carga elétrica negativa , já os prótons tem carga positiva e por sua vez os nêutrons não tem carga elétrica (WESTBROOK, 2013).

Na estrutura atômica pode-se observar movimentos como o dos elétrons ao redor do núcleo. São os movimentos dos elétrons girando sobre seu próprio eixo e dos núcleos girando também em torno de seus eixos (SPRAWLS, 2000; BUSHONG, 2003).

Os núcleos ativos em RM, são aqueles que possuem tendência de alinhar seu eixo de rotação a um campo magnético externo aplicado, em virtude das leis de indução eletromagnética. Estes núcleos possuem, logo, carga efetiva e, em rotação dentro de um campo magnético, adquirem um momento magnético, ou momento angular, ou rotação *spin* . O alinhamento, ou a somatória dos momentos magnéticos dentro de um campo magnético, pode ser expresso como um vetor somatório (LUFKIN, 1999).

2.1.1 GERAÇÃO DE IMAGEM EM RM

A grande maioria dos núcleos alinham-se na mesma direção (paralela) e a outra pequena parte na direção oposta (antiparalela) ao eixo do campo magnético (LANDINI *et al.*, 2005). Em se tratando de imagens de RM a sua geração é por meio do processo de alinhamento nuclear, devido a excitação dos prótons por radiofrequência, da codificação espacial e da formação de imagens. O magneto alinha os núcleos com baixa energia (*spins* paralelo ao campo magnético) e de alta energia (*spins* antiparalelo ao campo magnético). Por meio de uma fonte de radiofrequência, excita-se o vetor longitudinal para o plano

transversal, onde o sinal resultante é alcançado por uma antena receptora de radiofrequência (WESTBROOK,2013).

Sendo assim, o sinal de RM provém dos núcleos dos átomos de uma determinada região do corpo do paciente, devido a ação de um campo magnético homogêneo e uniforme (WESTBROOK,2013)

Os átomos que geram sinal na Ressonância Magnética são: hidrogênio, o sódio, o fósforo e o carbono. O átomo de hidrogênio é o mais importante por produzir a maior intensidade de sinal. Conforme a Figura 1. representação do átomo de hidrogênio. O núcleo é composto somente pelo próton (WESTBROOK,2013)

O isótopo de hidrogênio é um núcleo ativo em RM, sendo apenas formado por um próton. Seu número atômico é igual ao número de massa. É empregado o próton de hidrogênio por ser mais abundante no corpo humano, e porque seu próton individual fornece um momento magnético relativamente grande (WESTBROOK,2013).

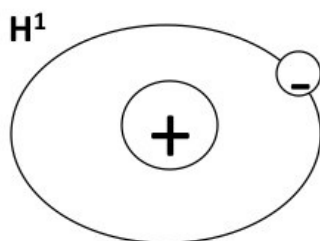


Figura 1. Átomo de hidrogênio. O núcleo é composto somente pelo próton. Fonte: Mazzola, 2009.

Segundo as leis do eletromagnetismo um campo magnético é criado quando uma partícula com carga elétrica se movimenta. Quando falamos do núcleo de hidrogênio ele tem um próton com carga elétrica positiva e em rotação, ou seja, com movimento. Desta forma, o núcleo de hidrogênio tem um campo magnético induzido em torno dele atuando como um pequeno magneto. O

magneto de cada núcleo de hidrogênio contém um pólo norte e um pólo sul de forças equivalentes (WESTBROOK, 2013). A Figura 2. representa o próton de hidrogênio pode ser visto como uma pequena esfera (1) que possui um movimento de giro (spin) em torno do seu próprio eixo (2). Por ser uma partícula carregada positivamente (3) irá gerar um campo magnético próprio ao seu redor (4) se comportando como um pequeno dipolo magnético (4) ou como um ímã (5) com um momento magnético (μ) associado (MAZZOLA, 2009).

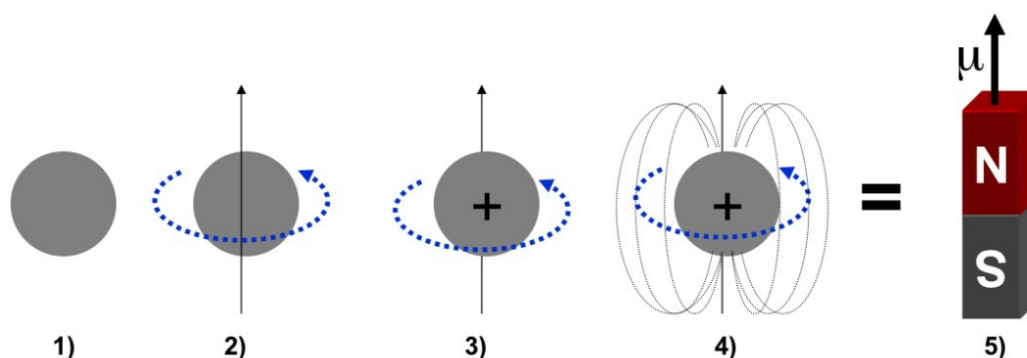


Figura 2. O próton de hidrogênio pode ser visto como uma pequena esfera (1) que possui um movimento de giro (spin) em torno do seu próprio eixo (2). Por ser uma partícula carregada positivamente (3) irá gerar um campo magnético próprio ao seu redor (4) se comportando como um pequeno dipolo magnético (4) ou como um ímã (5) com um momento magnético (μ) associado.

Fonte: Mazzola, 2009.

No exame de Ressonância Magnética, o paciente é colocado em campo magnético externo com potência fixa. A resultante deste campo é representada por um único vetor, denominado vetor de magnetização efetiva (VME).

O VME representa a diferença de energia entre prótons de hidrogênio de baixas e altas energias. Para que ocorra uma mudança na direção do VME de um determinado tecido do paciente, de um estado de baixa energia (paralela) para um estado de alta energia (antiparalela), basta acrescentar aos prótons em questão, energia na forma de ondas de rádio (WESTBROOK, 2013). A Figura 3.

representa os prótons de hidrogênio sob a ação do campo magnético externo aplicado. Os prótons se distribuem em dois níveis de energia, sendo que um pequeno número maior de prótons se alinha paralelamente.

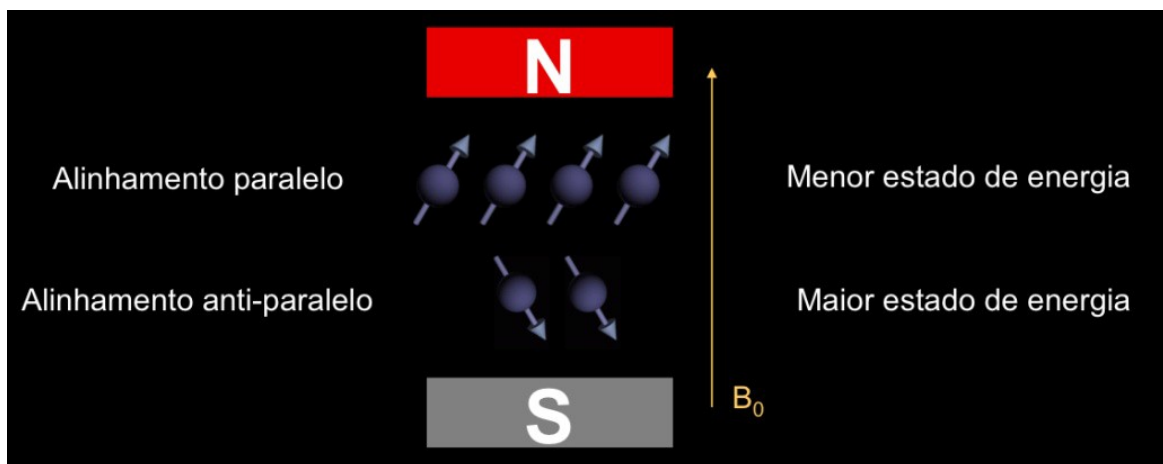


Figura 3. Prótons de hidrogênio sob a ação do campo magnético externo aplicado. Os prótons se distribuem em dois níveis de energia, sendo que um pequeno número maior de prótons se alinha paralelamente. Fonte: Mazzola, 2009.

Conforme uma maior quantidade de energia é inserida no sistema maior a quantidade de campos magnéticos protômicos que mudam para a direção oposta, de baixo para cima e maior, por isso, a intensidade do VME. Portanto, o VME é maior quanto maior for o campo magnético em que o paciente está inserido. Conseqüentemente, campos com alta potência, obtêm-se sinais melhores (WESTBROOK,2013).

2.1.2 O MOVIMENTO DE PRECESSÃO DO NÚCLEO

A precessão é um movimento secundário fazendo com que o VME descreva um movimento circular em torno do seu próprio eixo do campo magnético. O número de movimentos de precessão na unidade de tempo é denominado frequência de precessão e a sua unidade é megahertz (Mhz) (BROWN e SEMELKA, 2010).

A precessão de núcleos de baixa energia se faz em movimentos circulares para cima e, os de alta energia, para baixo. O valor da frequência de precessão de cada átomo é obtido por meio da equação de Larmor (Equação 1) (WESTBROOK, 2013):

$$W_o = B_o \cdot Y \quad [\text{Mhz/s}] \quad (1)$$

Onde:

W_o = Frequência de precessão

B_o = Potência do campo magnético

Y = Razão giromagnética

A razão giromagnética é a relação entre o momento angular e o momento magnético de cada núcleo ativo em RM. É uma constante para cada núcleo ativo, em um campo de 1,0 T. É expressa em Mhz/T. 1.0. Tesla (T) equivale a 10.000 Gauss (G) (WESTBROOK, 2013).

A razão giromagnética do átomo de hidrogênio é de 42,57 Mhz/T. Em diferentes magnetos, com diferentes potências de campo, o hidrogênio apresenta frequências de precessão variáveis (WESTBROOK, 2013).

2.1.3 A RESSONÂNCIA DO NÚCLEO

O fenômeno da ressonância ocorre quando um objeto é exposto a um ambiente no qual ocorre uma perturbação oscilatória de frequência, próxima à frequência natural de oscilação deste objeto (WESTBROOK, 2013).

Quando núcleos de quaisquer tipo de átomos, são colocados em um meio que apresenta uma oscilação semelhante à sua própria frequência, eles ganham energia e, se a frequência desta oscilação for exatamente igual à sua frequência de precessão (W_o), eles entram em ressonância (WESTBROOK, 2013).

Em se tratando do núcleo do hidrogênio, para que aconteça o

fenômeno da ressonância, quando se examina um paciente, é necessário aplicar ao meio magnético no qual ele se encontra, um pulso de radiofrequência exatamente igual à frequência de Lamor ou frequência de precessão do VME do hidrogênio (WESTBROOK, 2013).

Os núcleos ativos do corpo humano, quando alinhados com o campo magnético, não entram em ressonância pois, sua frequência de precessão difere da frequência de precessão do hidrogênio (63,85 MHz, tratando-se de um magneto de 1,5 T) (WESTBROOK, 2013).

A magnetização do tecido é possível devido ao tamanho do voxel que é a menor unidade da imagem com cerca de 1.0 mm^3 . A magnetização resultante de cada voxel é a soma vetorial de todos os *spin* que resultam do cancelamento recíproco. Para que exista equilíbrio, a magnetização resultante dispõe de um componente no plano horizontal ao longo do campo magnético B_0 (WESTBROOK, 2013).

As coordenadas espaciais são x, y e z no caso do hidrogênio, e o movimento de precessão ocorre em torno do eixo z (mostrando a direção de aplicação do campo magnético principal B_0). Já os planos x e y é conhecido como planos transversais. Na Figura 4. têm-se os eixos de coordenadas usados em RM e o vetor momento magnético (μ) associado ao próton de hidrogênio (MAZZOLA, 2009).

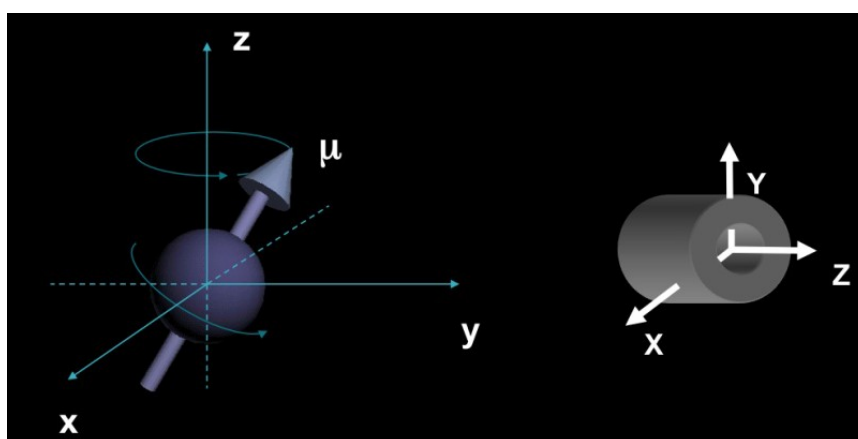


Figura 4. Eixos de coordenadas usados em RM e o vetor momento magnético (μ) associado ao próton de hidrogênio. Fonte: Mazzola, 2009.

Quando utilizamos o sistema de coordenadas observamos um determinado volume de tecido (voxel) o qual contém alguns *spins*. Os spins estarão se alinhando paralelamente e antiparalelamente. Fazendo um cancelamento mútuo ao vetor momento magnético dos que estão para cima com que estão para baixo, então uma componente de magnetização resultante M_0 aparecerá alinhada ao eixo longitudinal (WESTBROOK, 2013). A Figura 5. mostra *Spins* alinhados paralelamente e antiparalelamente ao campo magnético externo aplicado (eixo z) realizando movimento de precessão. Vetor magnetização resultante (M_0) de um elemento de volume do tecido.

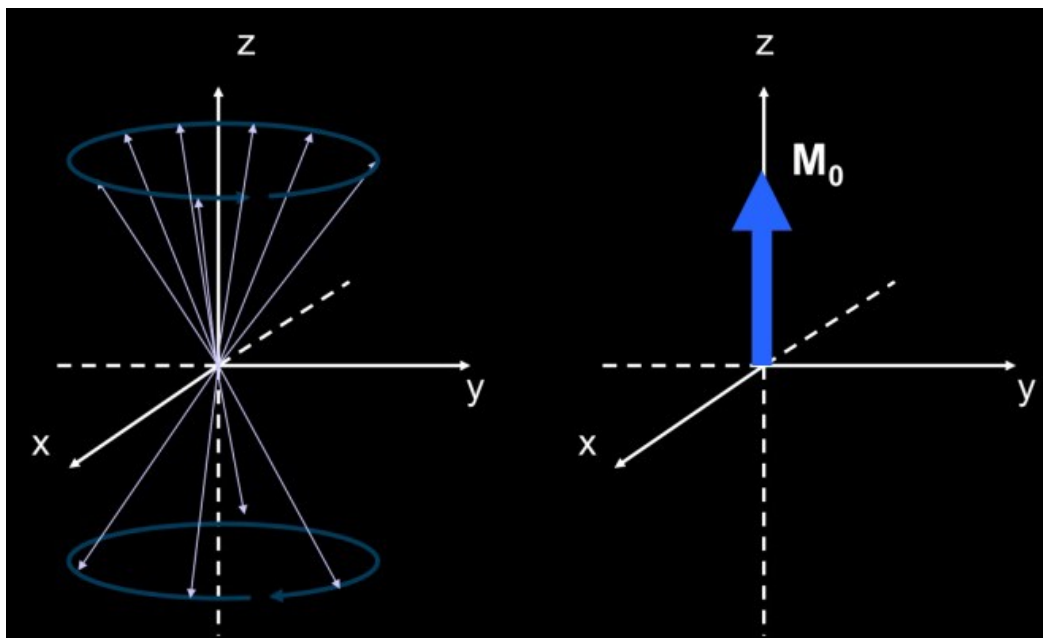


Figura 5. Spins alinhados paralelamente e antiparalelamente ao campo magnético externo aplicado (eixo z) realizando movimento de precessão. Vetor magnetização resultante (M_0) de um elemento de volume do tecido. Fonte: Mazzola, 2009.

2.1.4 O SINAL DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

O Sinal de Indução Livre (SIL) da RM surge quando a soma dos momentos dos átomos de hidrogênio em fase, é representada por um único vetor,

o VME, que situa-se em precessão a um ângulo de 90° em volta de B_0 como mostra a Figura 6. o Sinal de Indução Livre (SIL) é gerado pelo retorno da magnetização para o alinhamento após a aplicação de um pulso de RF de 90° . O vetor magnético caracteriza-se do mesmo modo cargas elétricas em movimento girando de forma cíclica, a uma frequência definida, gerando a presença de ondas eletromagnéticas (NISHIMURA, 1996).

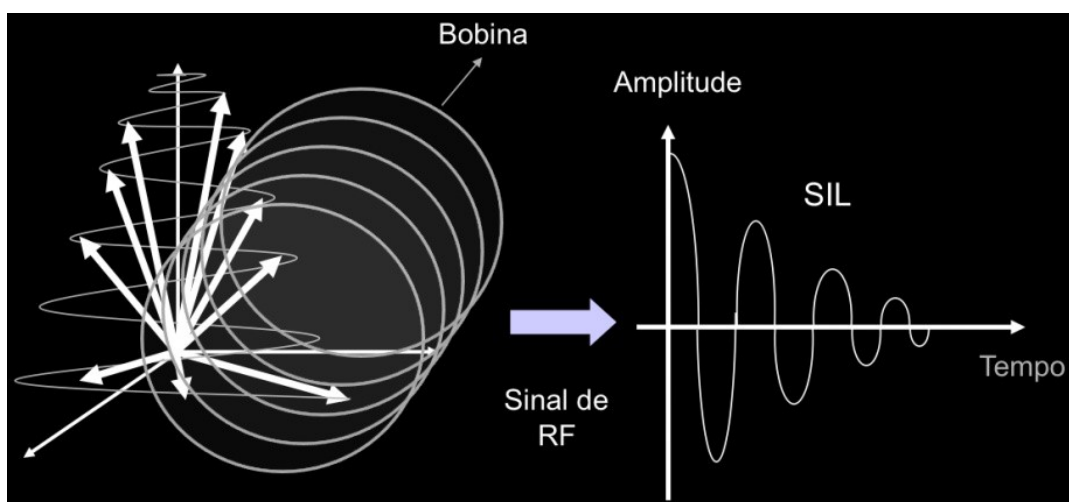


Figura 6. Sinal de Indução Livre (SIL) gerado pelo retorno da magnetização para o alinhamento após a aplicação de um pulso de RF de 90° . Fonte: Mazzola, 2009.

De acordo com as leis de indução de Faraday, uma onda eletromagnética induz certa tensão a uma bobina receptora, ou quando colocada próximo a ela (WESTBROOK, 2013).

Dessa forma, o VME em movimento coerente, ou seja, em fase no plano transversal, cria, em uma bobina colocada em suas proximidades, uma corrente elétrica feita pela diferença de potencial, que depende da localização do VME. Esta voltagem forma o sinal de ressonância magnética (MAZZOLA, 2009).

A frequência do sinal é a mesma da frequência de Lamor, em se tratando do hidrogênio. A magnitude deste sinal depende do grau de magnetização transversal, porque o sistema não realiza variações de tensão com o VME em sua posição (WESTBROOK, 2013).

2.3.2 SEQUÊNCIA DE PULSO *SPIN ECO* (SE)

A sequência de pulso *spin eco* normalmente utiliza um pulso de excitação de 90° , seguido de um pulso de 180° para mover o VME em direção do plano transversal. Em outras sequências SE utiliza-se um ângulo de inclinação (*flip angle*) variável, mas tradicionalmente o pulso de excitação tem uma magnitude de 90° . Como mostra a Figura 16. a sequência de Pulso Spin Eco. Um pulso de 90° e aplicação no tempo de eco (TE/2) do pulso de RF de 180° . O tempo entre sucessivos pulsos de RF de 90° é chamado de TR, ou tempo de repetição (WESTBROOK, 2013, e BUSHBERG, 2002).

Geralmente um eco pode ser empregado para a ponderação em T1, enquanto dois ecos são utilizados para a densidade de prótons (PD) e ponderação em T2. Elas costumam ser mais utilizadas, pois, promovem melhores respostas de Razão-Sinal- Ruído (RSR) e Razão Contraste- Ruído (RCR) ótimos. (WESTBROOK, 2013, e BUSHBERG, 2002). Conforme a Figura 17. mostra imagens *Spin Eco* (SE) adquiridas com várias combinações de TR e TE para exemplificar as ponderações na imagem (T1 e T2).

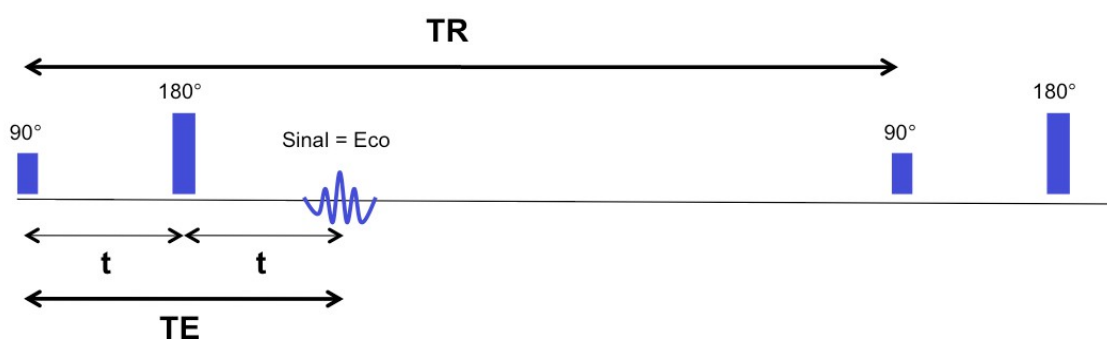


Figura 7. Sequência de Pulso Spin Eco. Pulso de 90° e aplicação no tempo de eco (TE/2) do pulso de RF de 180° . O tempo entre sucessivos pulsos de RF de 90° é chamado de TR, ou tempo de repetição. Fonte: Mazzola, 2009.

A Tabela 1. representa o tempo de repetição e o tempo de eco nas ponderações T1, T2 e DP nas sequências *Spin Eco*.

Tempo de Repetição (TR)	Tempo de Eco (TE)	Ponderação
TR Curto (< 500 ms)	TE Curto (5 a 25 ms)	T1
TR Longo (> 1500 ms)	TE Longo (> 90 ms)	T2
TR Longo (> 1500 ms)	TE Curto (5 a 25 ms)	DP

Tabela 1. Quadro da ponderação da imagem em sequências SE. Fonte: Mazzola, 2009.

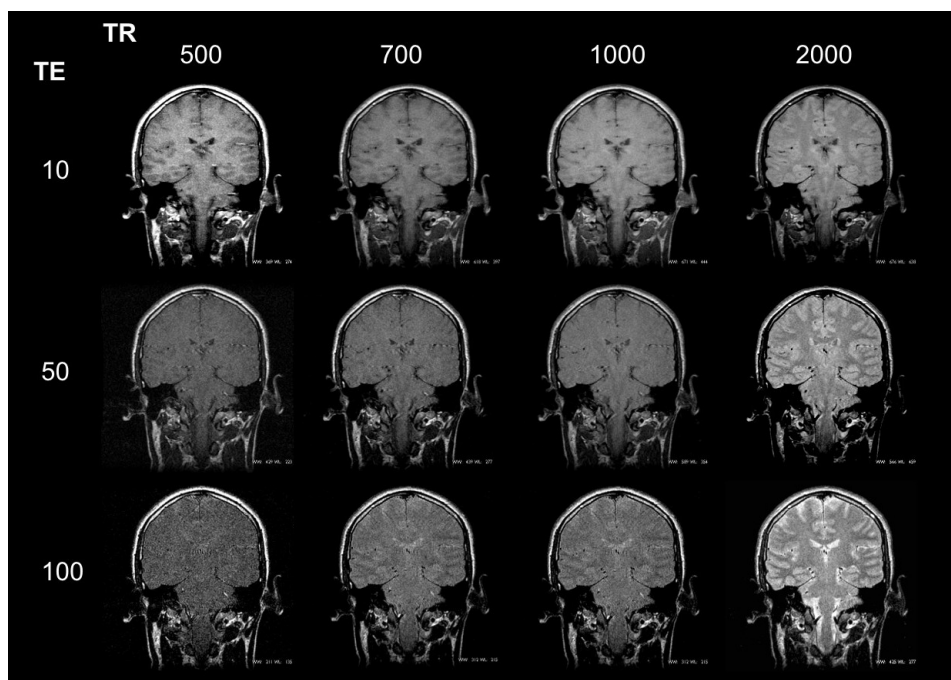


Figura 8. Imagens Spin Eco (SE) adquiridas com várias combinações de TR e TE para exemplificar as ponderações na imagem (T1 e T2). Fonte: Mazzola, 2009

2.3.3 A SEQUÊNCIA DE PULSO *FAST SPIN ECO* (FSE)

Por sua vez a sequência *fast spin eco* (FSE) ou *turbo spin eco* (TSE) utiliza um ângulo de inclinação de 90° seguido por pulsos de refazimento de 180° que produzem vários *spins ecos* para um determinado TR. Cada eco obtido irá

preencher uma linha diferente do espaço K, podendo reduzir o tempo total da aquisição do exame. Nas sequências *spins ecos* rápido, os dados de cada eco são colocados em uma imagem. Conforme demonstrada na Figura 18. a sequência de pulso *Fast spin-eco* (WESTBROOK, 2013 e BUSHONG, 2003).

O número de pulsos de refazagem de 180° feitos por TR corresponde ao número de ecos produzidos e ao número de linhas preenchidas no espaço K. Esse número é chamado de fator turbo ou comprimento do trem de ecos (WESTBROOK, 2013 e BUSHONG, 2003).

A sequência de pulso TSE possui um fator importante que é o TE efetivo. Pela geração de vários ecos em um mesmo TR o TE faz pensar que está técnica possuirá múltiplos tempos de eco. Já que o TE é responsável pelo preenchimento da linha central do espaço K (WESTBROOK, 2013 e BUSHONG, 2003).

PRINCÍPIOS FÍSICOS DA RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

FAST SPIN ECO (FSE) OU TURBO SPIN ECO (TSE)

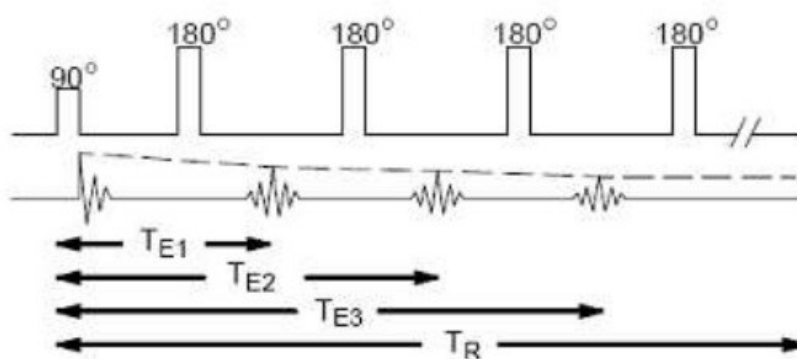


Figura 9. Sequência de pulso *Fast spin-eco*. Fonte: slidesplayer.net

2.3.9 TEMPO DE REPETIÇÃO E TEMPO ECO

O TR (Tempo de Repetição) é o tempo medido entre dois pulsos de RF de 90° . Já o TE (Tempo de Eco) é o tempo medido entre a aplicação de um pulso de RF inicial de 90° e a amplitude máxima do sinal de RM (WESTBROOK, 2013 e SPRAWLS, 2000). A Figura 22. demonstra os parâmetros das seqüências de pulsos: tempo de eco (TE) e tempo de repetição (TR).

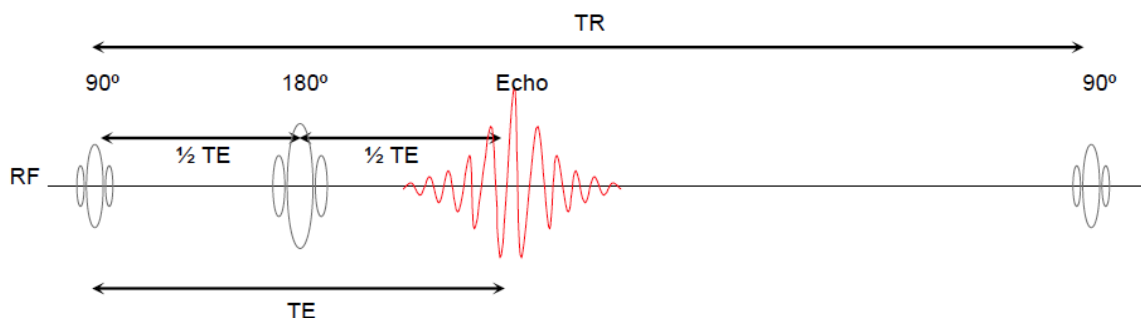


Figura 10. Parâmetros das seqüências de pulsos: tempo de eco (TE) e tempo de repetição (TR).
Fonte: BLINK, 2004.

2.3.4 TEMPO DE RECUPERAÇÃO EM T1

A recuperação em T1 acontece devido aos núcleos que liberam energia ao ambiente. Essa energia quando liberada faz com que os núcleos recuperem a sua magnetização longitudinal. A recuperação é um processo exponencial, com tempo constante denominado T1. Este é o tempo necessário para a recuperação de 63% da magnetização longitudinal no tecido. (WESTBROOK, 2013, e FERREIRA e NACIF, 2011). A equação 2 descreve o retorno da magnetização para o eixo longitudinal. Por sua vez a Figura 19. mostra o retorno da magnetização longitudinal (Mz) ao alinhamento. O tempo T1 caracteriza este retorno (MAZZOLA, 2009).

$$M_z = M_L = M_0 \cdot (1 - e^{-\frac{t}{T1}})$$

(2)

Onde:

M_z : Magnetização no eixo z

M_i : Magnetização longitudinal

M_0 : Magnetização inicial

T1: Ponderação T1

t: Tempo

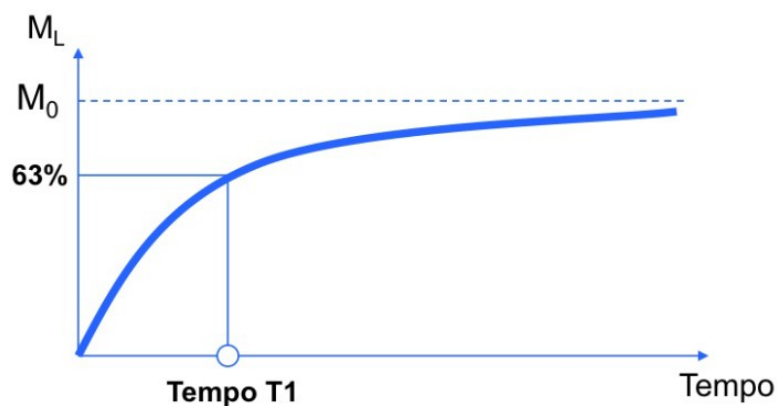


Figura 11. Retorno da magnetização longitudinal (M_z) ao alinhamento. O tempo T1 caracteriza este retorno. Fonte: Mazzola, 2009.

2.3.5 PONDERAÇÃO EM T1

No caso da ponderação em T1 é quando o contraste da imagem depende primordialmente das diferenças nos tempos T1 em relação entre a água e a gordura. É controlada por meio de um TR curto sendo que cada vetor de gordura se recupera antes que o corte sofra excitação pelo pulso de RF posterior, para

que ocorra a ponderação em T1 o TR tem de ser curto suficientemente para que nem a gordura nem a água retornem totalmente ao campo magnético (B_0), ou seja, a ponderação em T1 o TR e o TE são curtos. (WESTBROOK, 2013 e BUSHBERG, 2002).

2.3.6 TEMPO DE DECLÍNIO EM T2

O declínio em T2 é o resultado da interação entre os campos magnéticos dos núcleos ao redor, acarretando a perda da magnetização transversal. A recuperação é um processo exponencial, com tempo constante denominado T2. Este é o tempo necessário para a recuperação de 63% da magnetização transversal no tecido. (WESTBROOK, 2013 e BUSHBERG, 2002). A equação 3 descreve o decaimento da magnetização no plano transversal e a Figura 20. mostra o decaimento da magnetização transversal.

$$M_{xy} = M_T = M_0 \cdot e^{-\frac{t}{T2}}$$

(3)

Onde:

M_{xy} : Magnetização nos eixos x e y

M_T : Magnetização transversal

M_0 : Magnetização inicial

T2: Ponderação T2

t: Tempo

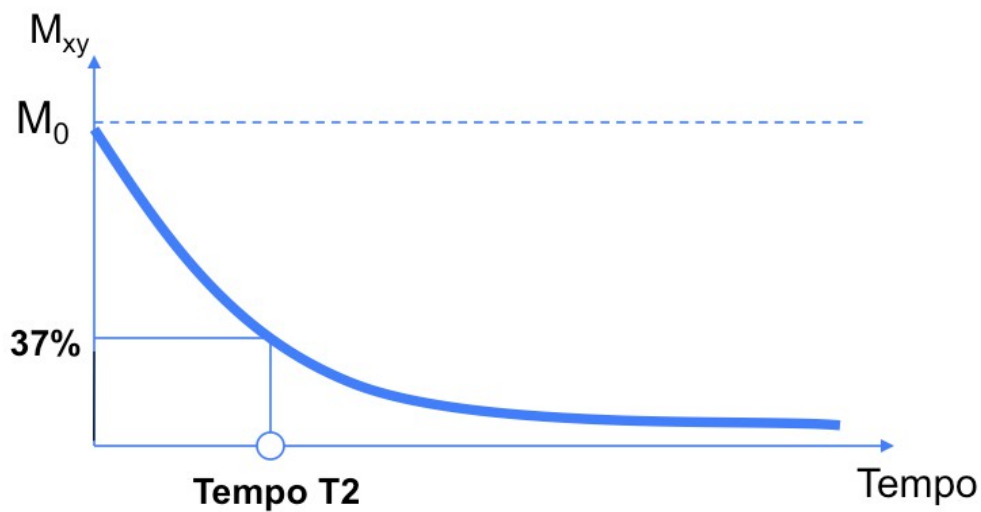


Figura 12. Decaimento da magnetização transversal. Fonte: Mazzola, 2009

2.3.7 PONDERAÇÃO EM T2

A ponderação em T2 ao contrário da T1, é controlada pelo TE que deve ser longo permitindo que a gordura e a água possam ter tempo suficiente para decair, ou seja, a ponderação em T2 o TR e o TE são longos. (WESTBROOK, 2013 e BUSHBERG, 2002).

2.3.8 PONDERAÇÃO EM DENSIDADE DE PRÓTONS (PD)

A ponderação em PD é aquela em que existe diferença entre os números de prótons livres de hidrogênio por unidade de volume do paciente, sendo o principal fator para determinar a formação do contraste. Ela deve apresentar um TR longo para permitir que tanto a gordura quanto a água possam recuperar totalmente sua magnetização longitudinal, podendo assim diminuir a redução da ponderação em T1 (FERREIRA e NACIF, 2011).

No caso de um TE curto não existe tempo suficiente para nem a água e nem a gordura decair, reduzindo então, a ponderação em T2, ou seja, a

ponderação em PD o TR é longo, porém, o TE é curto. (WESTBROOK, 2013 e BUSHBERG, 2002).

A Figura 21. representa as ponderações em T1, T2 e PD respectivamente no plano Sagital de um exame de crânio.

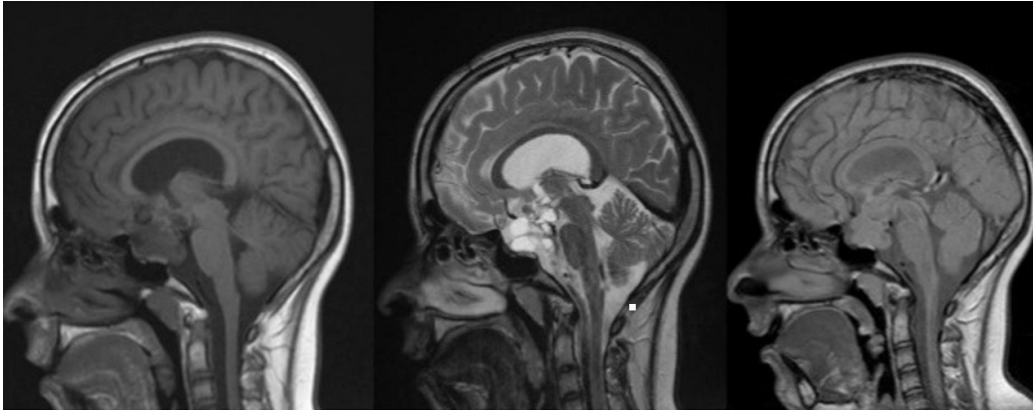


Figura 13. Ponderações em T1, T2 e PD respectivamente. Fonte: slideshare.net

2.4 CONSIDERAÇÕES QUANTO AO EQUIPAMENTO ORTODÔNTICO

O aparelho ortodôntico possui muitas vezes composição ferromagnética (geralmente Ni e Cr), e, pode causar perda de sinal e distorção geométrica causando o artefato que chamamos de artefatos de susceptibilidade magnética. Na figura 23 é possível perceber que o artefato é mais proeminente nas imagens gradiente eco (b), especialmente na sequência de pulso Pulso Eco Planar em Gradiente (EPI GRE) (d).

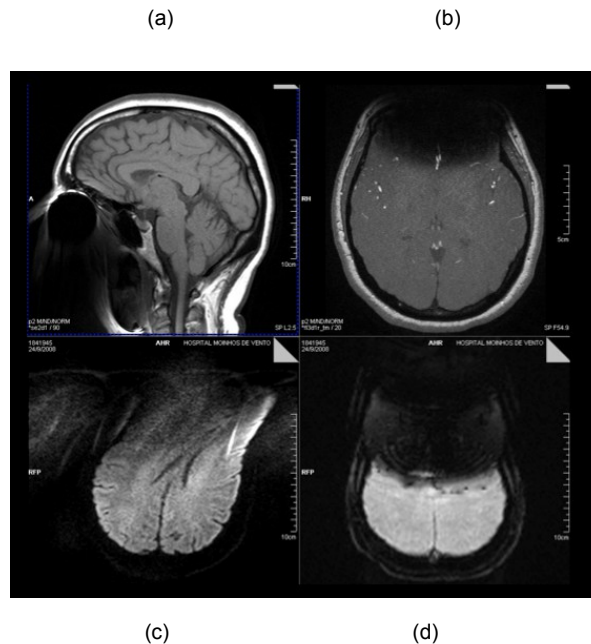


Figura 14. Artefato produzido por aparelho dentário em diferentes sequências de pulso usadas em exames de rotina do encéfalo. (a) Sagital SE T1, (b) Axial Time-of-Flight (TOF) para angiografia do encéfalo, (c) Axial EPI SE e (d) Axial EPI GRE. É possível perceber que o artefato é mais proeminente nas imagens gradiente eco (b), especialmente na sequência de pulso EPI GRE (d).

Fonte: Mazzola, 2009.

2.4.1 O FENÔMENO DA SUSCEPTIBILIDADE MAGNÉTICA

A susceptibilidade magnética é uma propriedade física demonstrada pela medida do quão magnetizada uma substância se encontra. Os tecidos apresentam diferentes formas de se magnetizarem e em diferentes graus, resultando uma diferença de frequência precessional e de frequência de fase, o que acarreta uma defasagem na interface dos tecidos e acarretando perda de sinal. Existem três tipos de substâncias, cada uma com diferentes susceptibilidades magnéticas que são usadas em RM: paramagnéticas, diamagnéticas e ferromagnéticas (HASHEMI *et al.*, 2003).

O paramagnetismo é encontrado em substâncias que possuem elétrons não emparelhados, ou seja, se tornam magnetizados quando estão sob influência

de um campo magnético externo e se desmagnetizam quando da ausência deste mesmo campo (WESTBROOK, 2013).

O diamagnetismo é uma característica de materiais que se alinham em um campo magnético não uniforme, expelindo parcialmente do seu interior o campo magnético no qual eles estão localizados (WESTBROOK, 2013).

Materiais ferromagnéticos são atraído fortemente pelo campo magnético, continuando permanentemente magnetizados mesmo quando desligados de seu campo magnético atuante (WESTBROOK, 2013).

A principal causa dos artefatos de susceptibilidade magnética é a presença de metal no volume da imagem. Ele fica mais evidente em sequências gradiente eco, pois, a reversão do gradiente não consegue fazer a compensação da diferença de fase na interface (WESTBROOK, 2013).

A possibilidade da utilização de uma sequência *spin-eco*, em vez de gradiente-eco, é devidamente muito eficaz na compensação de diferenças de fase entre gordura e a água, ao passo que as sequências gradiente eco não são. A redução do TE, uma vez que tempos de ecos muitos longos proporcionam a ocorrência de maior defasagem entre tecidos com suscetibilidade diferentes, reduz este artefato. Grandes larguras de banda de recepção também reduzem o TE, portanto, essa também é uma boa solução se lidar com esse artefato (MAZZOLA, 2009).

2.5. PARÂMETROS DE AJUSTE EM RM

2.5.1 Razão Sinal- Ruído (RSR)

Segundo (WESTBROOK, 2013), a RSR é a razão entre a amplitude do sinal recebido e a amplitude média de ruído. O sinal é a tensão induzida na bobina receptora pela precessão do VME no plano transversal. O ruído é gerado pela presença do paciente no magneto e pelo ruído elétrico de fundo do sistema.

O sinal pode ser definido como um valor médio do pixel dentro de uma Região de interesse (ROI). O ruído por sua vez é definido como variações

randômicas na intensidade de sinal desta mesma ROI (WESTBROOK, 2013 e SPRAWLS, 2000).

2.5.2. A BANDA DE RECEPÇÃO

A Banda de recepção é a faixa de frequências que são adquiridas durante a aplicação de um gradiente de leitura (*readout*). Quando reduzimos a banda de recepção o resultado em uma amostragem com menos ruído em relação ao sinal. Ou seja, a redução da largura da banda pela metade, aumenta a RSR em cerca de 40%, contudo também aumenta o tempo de amostragem ou janela de aquisição. Resultado, de uma redução da largura da banda, aumentando o TE mínimo disponível (WESTBROOK, 2013).

Quando se reduz a largura da banda de recepção o resultado é uma amostra com menos ruído em relação ao sinal devido a sua proporcionalidade (WESTBROOK, 2013).

2.5.3 Trem de Ecos (ET)

O Trem de Ecos (ET) ou fator turbo é um dos parâmetros das sequência *Fast Spin Eco* que corresponde ao número de ecos de pulsos refocadores de 180° feitos por um determinado tempo de repetição (TR) e ao número de linhas do espaço K que são preenchidas (WESTBROOK, 2013).

2.5.3.1 Espaço K

Consiste em um conceito teórico para entender as sequência de pulsos de RM. Pode ser pensado como uma matriz de tons de cinza e cada linha dela é preenchida por um eco coletado na sequência de pulso. Cada ponto da matriz corresponde a uma intensidade de sinal e a posição no tempo representa a amplitude do sinal recebido pela bobina naquele dado instante. Os eixos de

coordenadas (x e y ou k_y e k_x) deste espaço são, respectivamente, o gradiente de codificação de frequência e o gradiente de codificação de fase (MAZZOLA, 2009).

2.5.4 A ESPESSURA DE CORTE

A espessura do corte pode ser determinada por meio da largura de banda do pulso de excitação RF e pela amplitude do pulso de gradiente aplicado. Por meio da inclinação do gradiente de seleção de corte pode se estabelecer uma diferença na frequência precessional entre dois pontos sobre o gradiente (WESTBROOK, 2013).

Quando utilizamos inclinações maiores o resultado é uma diferença na frequência de precessão entre dois pontos do gradiente, já em inclinações menores o resultado é uma pequena diferença na frequência de precessão entre os menos dois pontos do gradiente (WESTBROOK, 2013).

É um parâmetro importante em RM, visto que cortes muito grosseiros degradam a resolução espacial, já cortes muito finos resultam em baixa RSR (CHEN, 2004, AAPM, 2010 e MAGNET TEST OBJECTS, 2004).

2.5.5 O ESPAÇAMENTO (*Gap*)

O intervalo (*gap*) entre os cortes é determinado pela inclinação do gradiente e pela espessura do corte. O tamanho do *gap* é importante na redução de artefatos de imagem. Em sequências de pulso *spin eco*, o gradiente de seleção de corte é ligado durante a aplicação do pulso de excitação de 90° e durante o pulso de anulação de 180° , para excitar e anular seletivamente cada corte (WESTBROOK, 2013).

2.5.6 O CAMPO DE VISÃO (FOV)

O FOV (*Field of View* – campo de visão) pode ser entendido como o tamanho máximo que um objeto pode ocupar dentro de uma matriz

(WESTBROOK, 2013).

2.5.7 O NÚMERO DE EXCITAÇÕES (NEX)

O NEX é o número de vezes que os dados com a mesma amplitude de inclinação que é o ângulo que controla a magnetização transversal que por sua vez, induz um sinal na bobina de codificação de fase. Ele controla os dados armazenados em cada linha do espaço K. Dentro dele há dados tanto do sinal quando do ruído. Pelo fato do ruído ser aleatório, encontra-se em uma posição diferente cada vez que os dados são armazenados. Entretanto, o sinal não é aleatório, ou seja, acontece sempre no mesmo lugar quando é coletado. Quando dobramos o NEX aumentamos apenas a RSR em 1,4. Ou seja, quando se aumenta o NEX pode não ser a melhor maneira de elevar a RSR (WESTBROOK, 2013).

2.2 ANATOMIA DA COLUNA CERVICAL

A região anatômica da Coluna Cervical (CC) é constituída por sete vértebras, sendo cinco ditas como típicas (C3 - C7). Conforme a Figura 7. Os seus processos transversos encontram-se na parte lateral, e cada um deles possui um orifício chamado forame transversário, por onde passa a artéria e a veia vertebral (SOBOTTA, 2000).

A 7° vértebra cervical é dita como proeminente, pois, tem o processo espinhoso muito longo e não bífido. Conforme a Figura 8.

As vértebras cervicais, figura 9, têm características particulares, sendo a primeira vértebra denominada Atlas e a segunda Áxis.

O Atlas não tem um corpo vertebral, porém, possui dois arcos, chamados arco anterior e posterior. Também não possui processo espinhoso. Na Atlas, há um grande forame vertebral preenchido parcialmente pela articulação vertebral com a segunda vértebra (SOBOTTA, 2000).

A segunda vértebra é chamada áxis, acima do corpo tem uma proeminência chamada Dente (processo odontóide). O áxis possui um processo espinhoso bifido. O dente do áxis (processo odontóide) é muito longo, com chegada ao nível do grande forame occipital (SOBOTTA, 2000).

A coluna vertebral se conecta à base do crânio através do Atlas, a nível das facetas articulares, em ambos os lados do grande forame do osso occipital (NETTER,2000).

SÉTIMA VÉRTEBRA CERVICAL (C7) - VISTA SUPERIOR

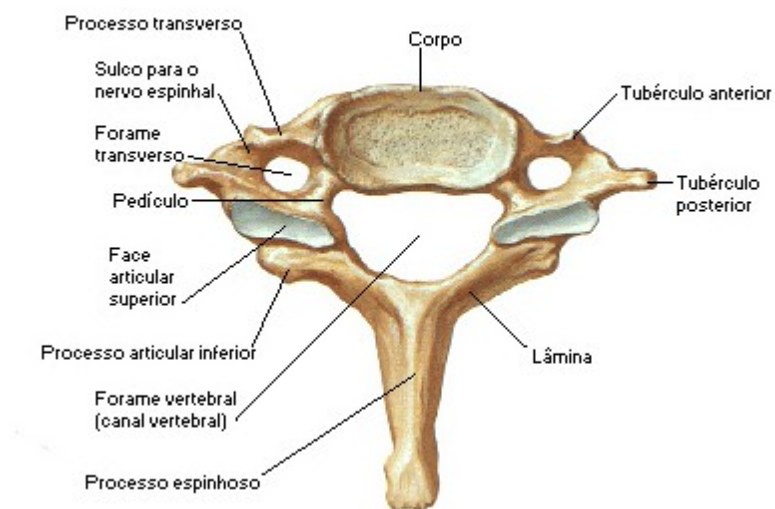


Figura 15. Sétima vértebra cervical (C7).Fonte: NETTER, Frank H.. Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

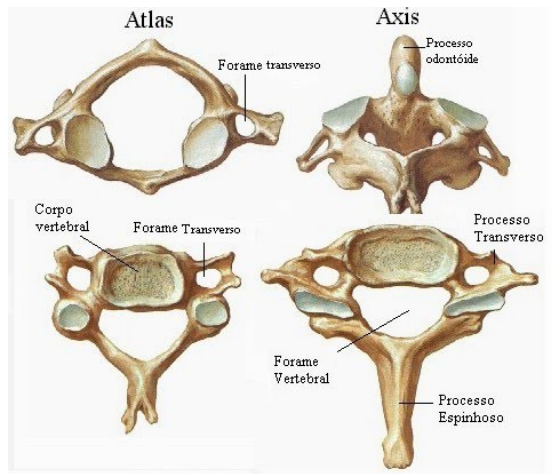


Figura 16. Anatomia das vértebras cervical atlas e axis respectivamente.

Fonte: SlidesShare.net.

2.2 O EXAME RM DE COLUNA CERVICAL

Atualmente o exame de ressonância magnética de coluna cervical é realizado utilizando a bobina de coluna (bobina de arranjo em fase) com o paciente posicionado em decúbito dorsal.



Figura 17. Posicionamento do paciente para exame de RM de Coluna Cervical. Fonte:

Hipermidia UTFPR.

São feitas geralmente sequências de pulso *spin eco* e *fast spin eco* ponderadas em T1 e T2 e normalmente feita nos planos sagital e axial. mostram Planos que o exame é realizado. Plano Sagital em ponderação em T1; Plano Sagital em ponderação em T2; Plano Axial em ponderação em T2. (Figura 12.); O Plano Sagital T2 como ele é programado. (Figura 13.); Plano Sagital T1 como ele é programado (Figura 14); E por fim Plano Axial T2 como ele é programado (Figura 15.).

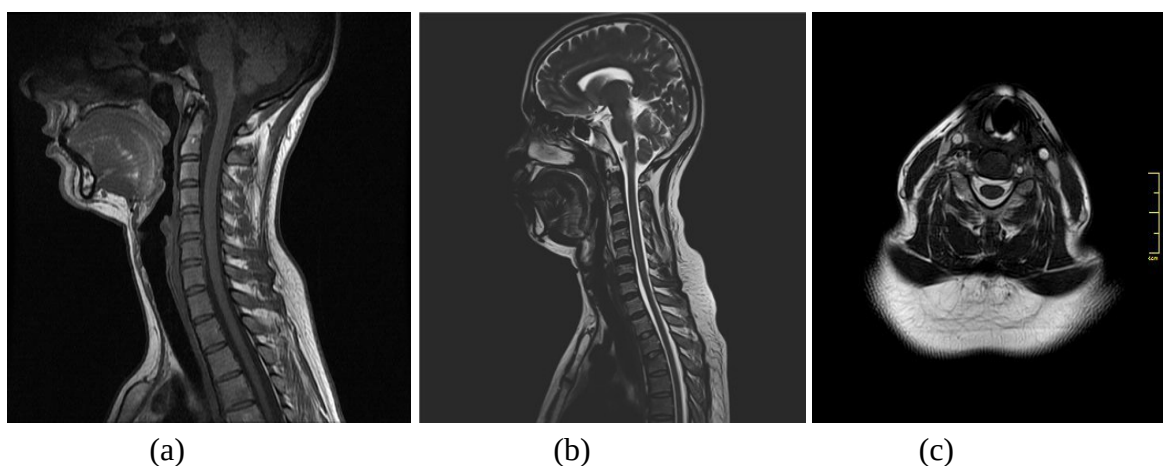


Figura 18. Planos que o exame é realizado. (a) Plano Sagital em ponderação em T1; (b) Plano Sagital em ponderação em T2; (c) Plano Axial em ponderação em T2. Fonte: Google imagens com montagem de própria autoria.



a)



(b)

Figura 19. Plano Sagital T2 como ele é programado. (a) O FOV é marcado colocado no plano Sagital; (b) Cortes marcados no localizador no plano coronal. Fonte: Guia de Protocolos GE.pdf.



(a)



(b)

Figura 20. Plano Sagital T1 como ele é programado. a) O FOV é marcado colocado no plano Sagital; (b) Cortes marcados no localizador no plano coronal. Fonte: Guia de Protocolos GE.pdf

(a)

(b)

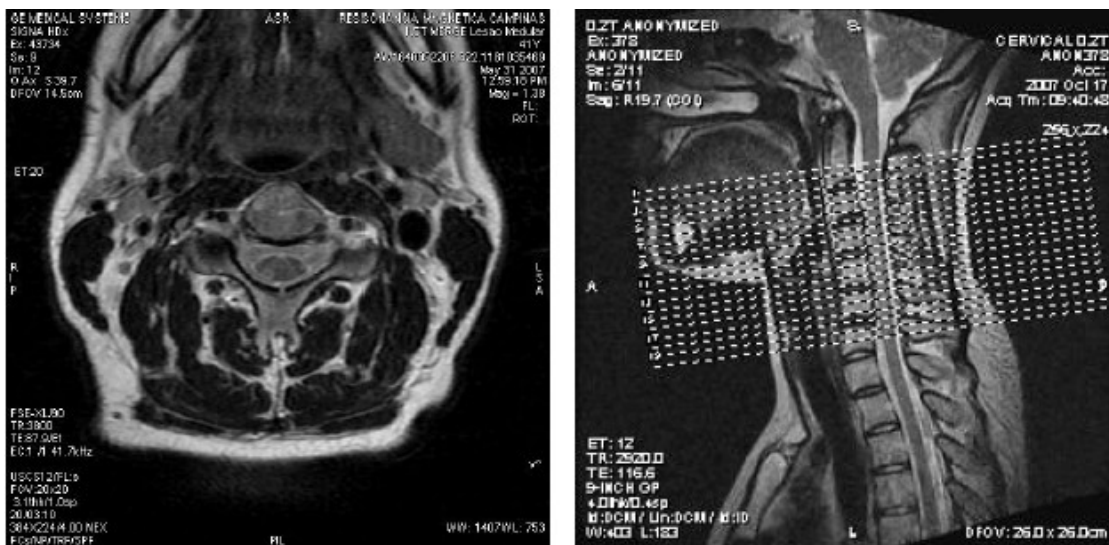


Figura 21. Plano Axial T2 como ele é programado. a) O FOV é marcado colocado no plano Axial; (b) Cortes marcados no localizador no plano Sagital. Fonte: Guia de Protocolos GE.pdf

Com a criação de um protocolo devidamente ajustado para pacientes usuários de aparelho ortodôntico poder impedir o inconveniente de aquisição de imagens com artefatos de susceptibilidade magnética que causa o comprometimento da possibilidade de visualização de patologias como: mielopatia cervical, radiculopatia cervical, traumatismo ou compressão da medula cervical, avaliação da magnitude de tumores ou infecção espinhal, diagnóstico de malformação de Chiari e siringomielia cervical e placas de Esclerose Múltipla na medula espinhal. Outra situação possível seria a pausa do tratamento ortodôntico do paciente por alguns dias para a retirada do material ferromagnético. Por meio de um protocolo apropriado o serviço de imagem obteria exames com qualidade de imagem adequada para diagnóstico.

2.3.1 AS BOBINAS

As bobinas são divididas em: bobinas de gradiente que são um conjunto de três bobinas independentes que produzem uma pequena variação no campo

magnético o mais linear o possível nas direções (x, y ou z). O fato de ter três direções de aplicação do gradiente dão origem espacial do sinal (localização) possibilitando a formação de imagens bidimensionais (2D) e tridimensionais (3D). As bobinas gradientes que são responsáveis por provocar variações lineares no campo magnético, facilitando a localização do sinal de RM. Os gradientes são utilizados em momentos específicos durante o processo de aquisição das imagens e emitem um ruído característico de funcionamento (MAZZOLA, 2009).

As bobinas de radiofrequência são responsáveis pela transmissão e recebimento do sinal de RM. Por meio, do envio de um pulso de radiofrequência provoca um desvio no vetor de magnetização produzindo a componente transversal da magnetização (xy) que será detectada pela mesma bobina que gerou o pulso. As bobinas de radiofrequência são utilizadas em regiões distintas do corpo do paciente, medindo a intensidade do sinal dos tecidos. São subdivididas em: bobinas de volume ou transceptoras, bobinas de arranjo em fase e bobinas de superfície (BUSHONG, 2003; FERREIRA; NACIF, 2011).

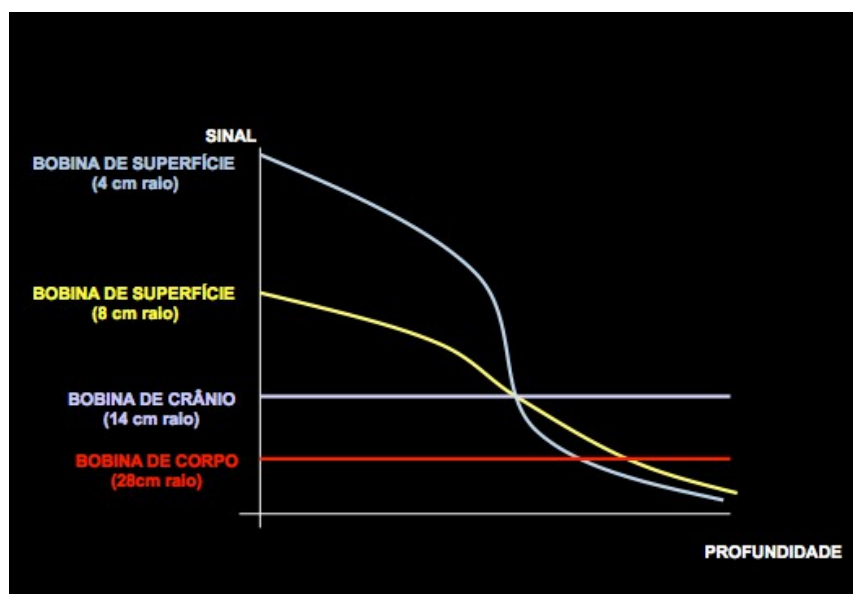


Figura 22. Gráfico da relação de sinal com o tipo de bobina e profundidade no corpo. Fonte: Mazzola, 2009.

CAPÍTULO 3- MATERIAIS E METÓDOS

3.1 MATERIAIS E EQUIPAMENTOS

Foram realizados testes por meio de um objeto simulador e na pesquisadora que é usuária de aparelho ortodôntico fixo, adquirindo-se imagens conforme o protocolo fornecido pela clínica e imagens realizadas após a modificação de parâmetros a fim de diminuir os artefatos de susceptibilidade magnética causados pelo o uso do aparelho ortodôntico.

Este estudo teve como base metodológica os testes que foram realizados em um equipamento de Ressonância Magnética de 1,5 T da marca Signa HDxt da General Electric (ano de instalação- 2009) na clínica CEDAV (Centro Diagnóstico Água Verde) conforme mostrado na Figura 24. o equipamento de Ressonância Magnética Signa HDxt da General Electric:



Figura 23. Equipamento de Ressonância Magnética Signa HDxt da General Electric.
Fonte: GENERAL ELECTRIC. Signa HDxt 1.5 T

No aparelho utilizou-se a bobina de coluna sendo ligados os canais 1 e 2 para os adquirir imagens da coluna cervical. Na Figura 25 está a bobina de coluna *spine* com 6 canais.



Figura 24. Bobina de coluna *spine* com 6 canais. Fonte: GENERAL ELECTRIC, 2016

Para realizar os testes foi utilizado um objeto simulador (OS) criado pela autora e ela mesma para que pudesse existir comparação no estudo proposto. Conforme a Figura 26:



Figura 25. Objeto Simulador (OS) criado pela pesquisadora para o estudo. Fonte. Autoria Própria

O objeto simulador (OS) foi montado a partir de um recipiente plástico contendo uma solução de 1,2 l de água e 0,125 g de sulfato de cobre que é a substância utilizada em *phantoms* de RM assim como o sulfato de zinco.(Standard Test Method for Evaluation of MR Image Artifacts from Passive Implants¹, 2003) conforme Figura 26. demonstra o objeto simulador finalizado. No meio da solução foi depositado um aparelho ortodôntico montado sob um corte de isopor em seguida o OS foi colocado dentro de uma bobina de coluna. Foram feitas imagens na sequência *spin eco* e *fast spin eco* ponderadas em T1 e T2.

A escolha dos materiais utilizados para a montagem do objeto simulador foi baseado na facilidade da compra, tais como: baixo custo e tempo de fabricação.

Para a criação do objeto simulador primeiramente foi montado um aparelho fixo com banda, arco e braquetes, em seguida foi feita a solução de água e sulfato de cobre, o aparelho foi envolto em papel filme e colocado no centro do recipiente plástico na posição vertical, depois foi colocado a solução de água e sulfato de cobre no recipiente e por fim ele foi fechado.

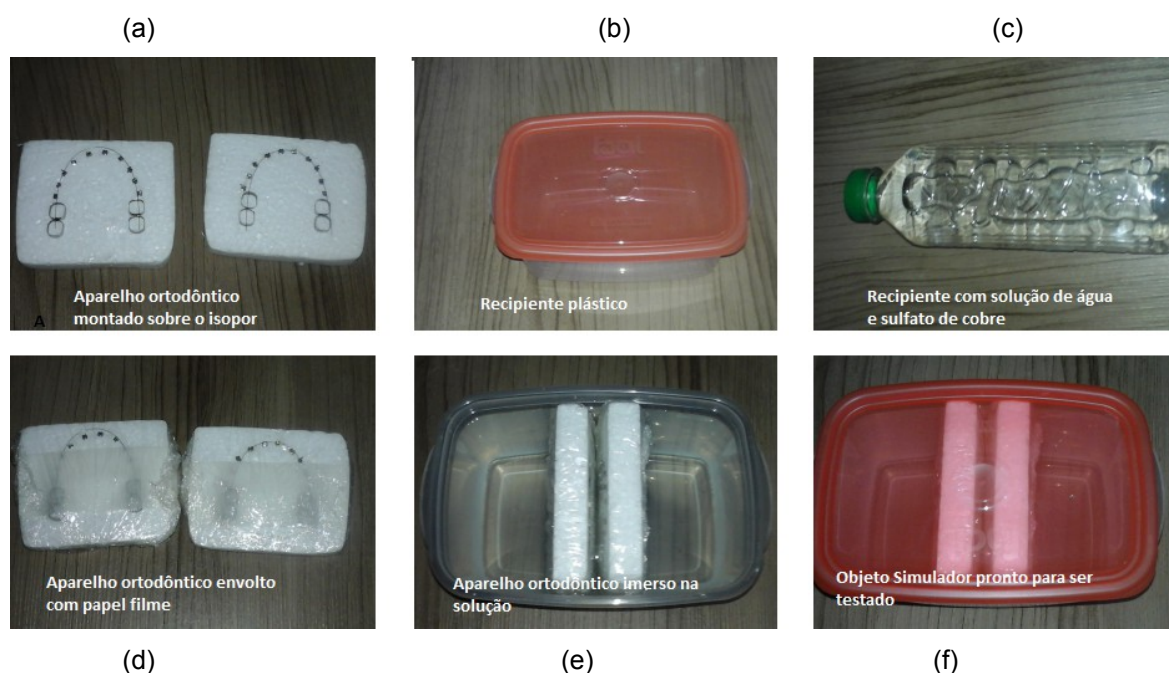


Figura 26. OS formado pelo aparelho ortodôntico, recipiente plástico e a solução de água e sulfato de cobre.(a) Aparelho Ortodôntico montado sobre o isopor; (b) Recipiente plástico; (c) Recipiente com a solução de água e sulfato de cobre; (d) Aparelho Ortodôntico envolto com papel filme; (e)

Aparelho Ortodôntico imerso na solução; (f) Objeto simulador pronto para ser testado. Fonte: Autoria própria.

3.2 DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL

O objeto simulador (OS) foi colocado dentro de uma bobina de coluna e foram feitas imagens na sequência *spin eco* e *fast spin eco* ponderadas em T1 e T2, conforme Figura 28. mostra OS no equipamento de RM antes de iniciar os testes.



Figura 27. OS no equipamento de RM antes de iniciar os testes. Fonte: Autoria própria.

Para mostrar a interferência do aparelho ortodôntico no exame de coluna cervical, a autora do projeto participou do mesmo, pois é usuária de aparelho ortodôntico, obtendo a sequência de imagens em ressonância magnética. Como mostra a Figura 29. a autora do projeto no equipamento de RM antes de iniciar os testes.



Figura 28. Autora do projeto no equipamento de RM antes de iniciar os testes. Fonte: Autoria própria.

Primeiramente, foram realizadas imagens de acordo com o protocolo utilizado pela clínica em sua rotina diária e em seguida foram adquiridas imagens ajustando-se os parâmetros como RSR, Banda, ET, Espessura de Corte, Gap, FOV e NEX.

Após a aquisição da imagens em formato DICOM utilizou-se a ferramenta *Addline ROI* do *software* do *RadiaAnt DICOM Viewer* , para serem feitas medidas da distorção causada pelo aparelho ortodôntico na imagem.

3.3 ELABORAÇÃO DO PROTOCOLO

Foi elaborado um protocolo com imagens nos planos sagitais e axiais ponderadas em T2 e em T1 e foram ajustados os seguintes parâmetros como RSR, Banda de Saturação, ET, Espessura de corte, Gap, FOV e NEX. Veja nas tabelas a seguir:

Tabela 3. PONDERAÇÃO EM T2. Parâmetros modificados em ponderação em T2. (Autoria própria).

	PARÂMETROS	PARÂMETROS
--	------------	------------

	ATUAIS	MODIFICADOS
RSR	100	93
BANDA	19	83,33
ET	14	20
ESPESSURA DE CORTE	3	3,5
GAP	0,3	0
FOV	24	26
NEX	4	8

Tabela 2. PONDERAÇÃO EM T1. Parâmetros modificados em ponderação em T1 (Autoria própria).

	PARÂMETROS ATUAIS	PARÂMETROS MODIFICADOS
RSR	100	100
BANDA	35	83,33
ET	3	5
ESPESSURA DE CORTE	3	3,5
GAP	0,3	0
FOV	24	26
NEX	4	5

Os parâmetros como RSR, Banda de Recepção, ET e Nex são adimensionais já Espessura de corte, o Gap e o FOV são medidos em milímetros mm. Primeiramente conforme a literatura diz que o aumento da banda de recepção reduz o desvio químico entre a água e a gordura diminuindo a amplitude do artefato de susceptibilidade magnética, porém, com o aumento da largura da banda de recepção a RSR diminui em média 40% e para melhorar o sinal aumentamos a espessura de corte, o FOV, o NEX que por sua vez aumenta consideravelmente o tempo de exame e para diminuí-lo sem perder a qualidade de imagem aumentamos o eco-trem (ET).

As Figuras 30 e 31 mostram os ajustes feitos no software como os novos valores de Tempo de Repetição, Banda de Recepção, Eco Trem, Espessura de

Corte (Slice Thickness), Gap (Spacing) , Campo de Visão (FOV) e NEX. Nas ponderações em que os testes aconteceram T2 e T1 respectivamente.

The image shows a screenshot of an MRI protocol configuration interface. The interface is divided into several sections:

- Patient Information:** Includes fields for Accession Number (0000), Patient ID (0000), and Patient Name.
- Patient Protocols:** Includes a diagram of the human body with labels for Head, Neck/Cervical, Chest/Thoracic, Upper Extremities, Abdomen/Lumbar, Pelvis, Lower Extremities, and Other. A 'Sibs' button is also present.
- Protocol Settings:** Includes Patient Position (Supine), Patient Entry (Head First), Coil (CL 12), Series Description (SAG T2), Plane (SAGITAL), Mode, Pulse Seq (FSE), Imaging Options, Pod Name, and Protocol (COLUNA CERVICAL).
- Scan Timing:** A table with columns for parameter, Min, and Max. Values are: # of TEs per scan (1.0-2.0), TE (150), TE2 (1.0-1.5), TR (3800), Inv. Time (0-100000), T12 (50-4000), Flip Angle (90), Echo Train Length (20), Bandwidth (83.33), and Bandwidth2 (0.0-31.2).
- Additional Parameters:** Includes checkboxes for Graphic RX, Image Enhance, and Users CI's Screen.
- Acquisition Timing:** Includes Freq (480), Freq DIR (AVP), Phase (224), Flow Comp Direction, NE (8), Shim (Auto), Phase R/V, Phase Correct, Contrast, Acqs Before Pause, and Agent.
- Scanning Range:** Includes FOV (26), Min (5), Max (48), S/I, R/L, A/P, Start (1110.0), End (S100.0), # of Slices: Actual (12), End (S100.0), and Table Delta (0.00).

Figura 29. Imagens do protocolo na sequência Sagital T2. Fonte: Autoria própria.

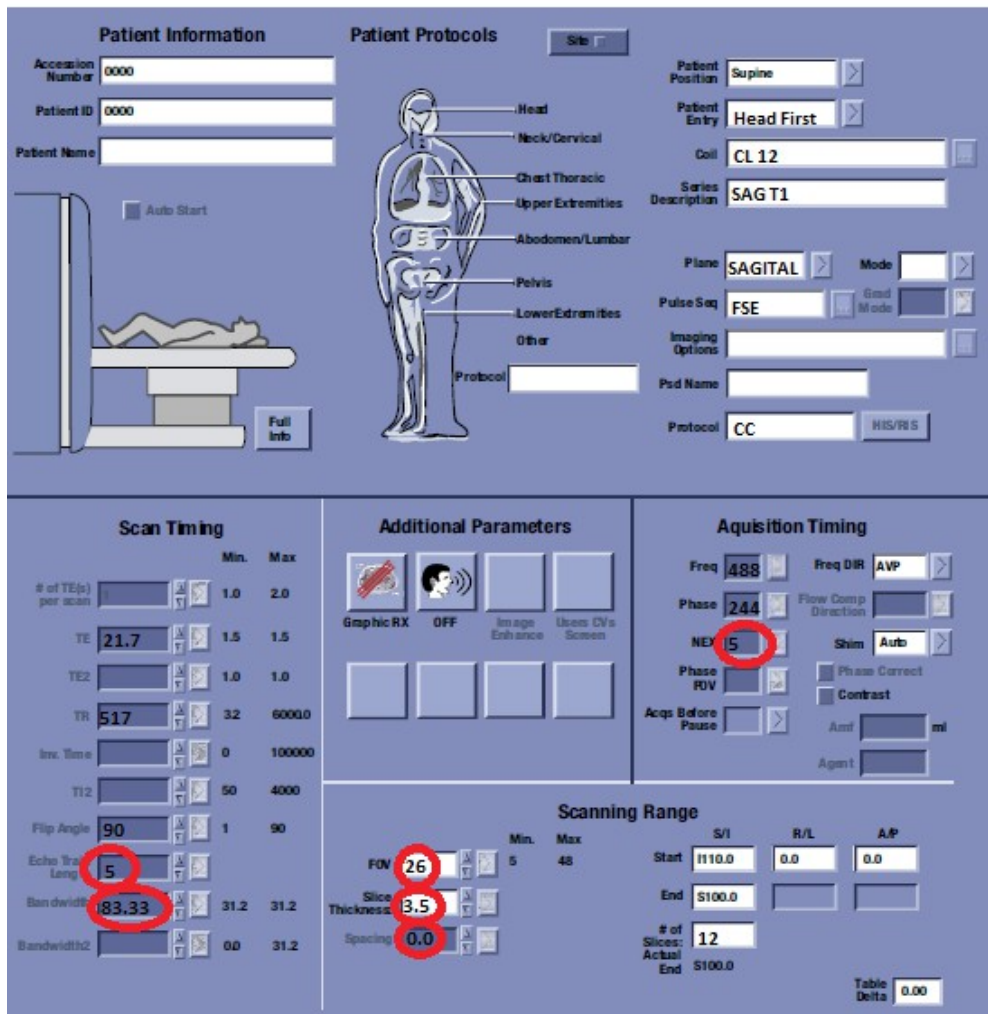


Figura 30. Imagens do protocolo na sequência Sagital T1. Fonte: Autoria própria.

CAPÍTULO 4- RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 IMAGENS ADQUIRIDAS NO EQUIPAMENTO

A Figura 31. apresenta as imagens do objeto simulador sendo (a) imagens em ponderação em T1 antes dos ajustes de parâmetros; (b) imagens em

ponderação em T1 após os ajustes de parâmetros; (c) imagens em ponderação em T2 antes dos ajustes de parâmetros;(d) imagens em ponderação em T2 após os ajustes de parâmetros. Observou-se o redução do artefato de susceptibilidade magnética.

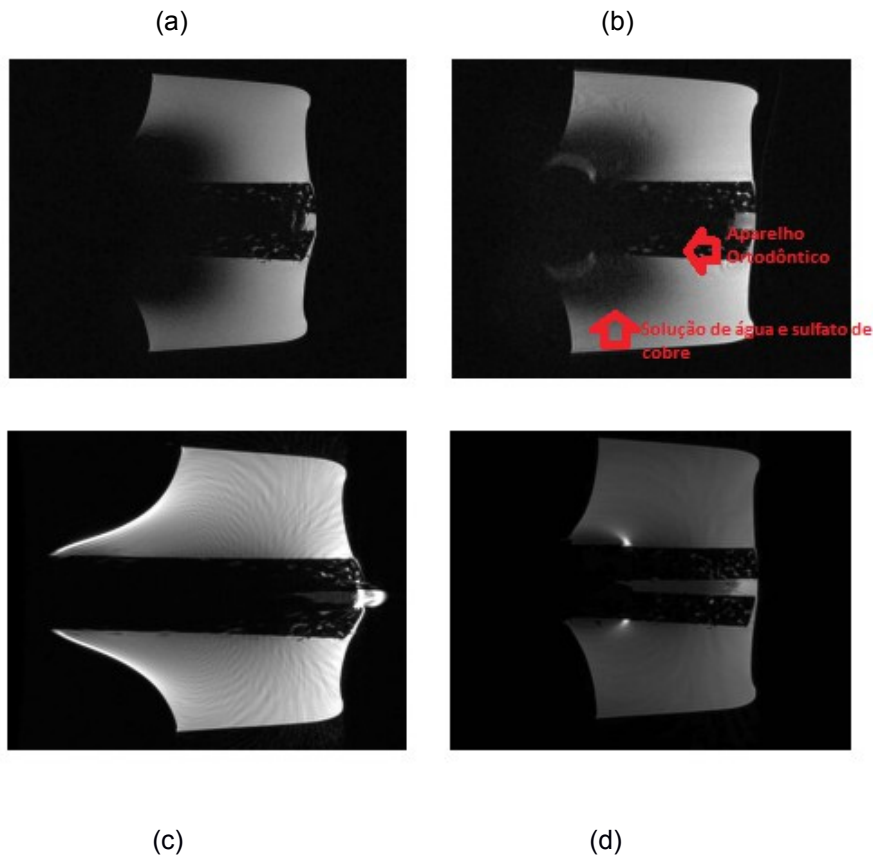


Figura 31. Objeto Simulador. (a) imagens em ponderação em T1 antes dos ajustes de parâmetros; (b) imagens em ponderação em T1 após os ajustes de parâmetros; (c) imagens em ponderação em T2 antes dos ajustes de parâmetros; (d) imagens em ponderação em T2 após os ajustes de parâmetros. Fonte: Autoria Própria.

A Figura 32. apresenta as imagens realizadas na autora do projeto sendo (a) imagens em ponderação em T1 antes dos ajustes de parâmetros; (b) imagens em ponderação em T1 após os ajustes de parâmetros; (c) imagens em ponderação em T2 antes dos ajustes de parâmetros;(d) imagens em ponderação em T2 após os ajustes de parâmetros. Observou-se o redução do artefato de

susceptibilidade magnética.

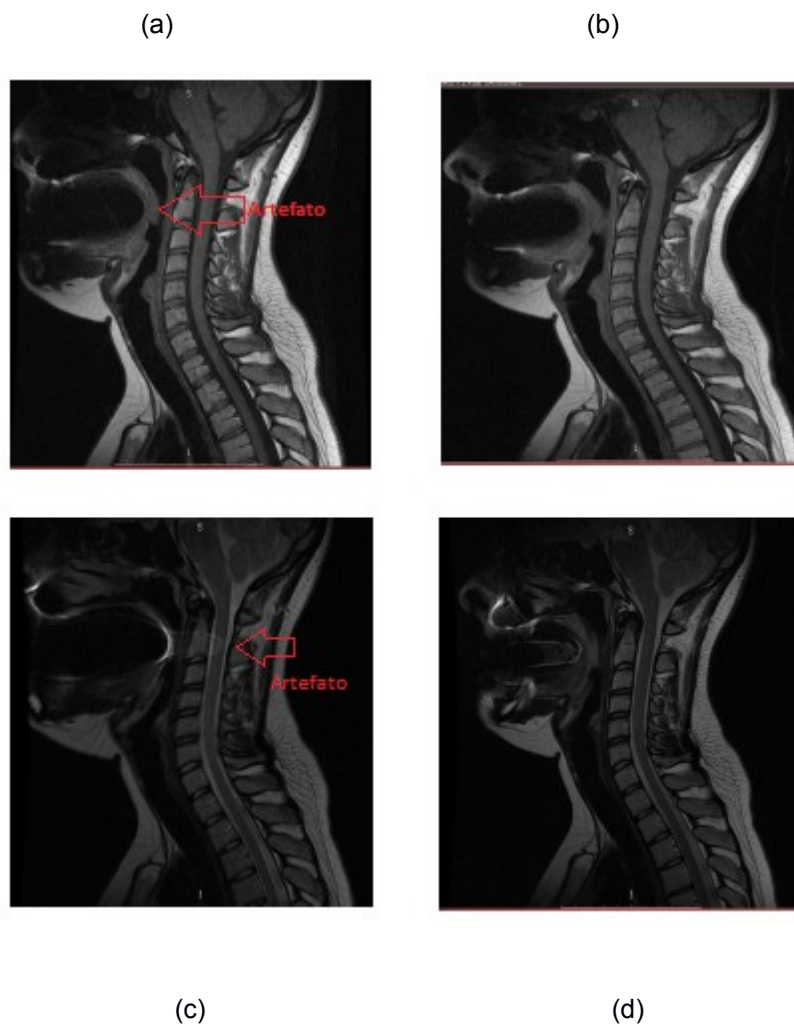


Figura 32. Imagens realizada na autora da pesquisa. (a) imagens em ponderação em T1 antes dos ajustes de parâmetros; (b) imagens em ponderação em T1 após os ajustes de parâmetros; (c) imagens em ponderação em T2 antes dos ajustes de parâmetros; (d) imagens em ponderação em T2 após os ajustes de parâmetros. Fonte: Autoria Própria.

4.2 DESENVOLVIMENTO DO PROTOCOLO

Durante a realização deste estudo foi elaborado o protocolo ajustando os parâmetros para diminuir a distorção geométrica causando pela presença do

aparelho.

O novo protocolo elaborado demonstrou uma significativa diminuição do artefato de susceptibilidade magnética possibilitando sua utilização para pacientes usuários de aparelhos ortodônticos.

Nas imagens no plano Sagital ponderadas em T1 a RSR antes era 100 e continuou assim, a largura da banda seu valor anterior era de 35 e foi modificado para 83,33, o ET anterior era de 3 neste e passou a ser 5, a espessura de corte era com o valor de 3 e passou a ser de 3,5, o gap era de 0,3 e foi alterado para 0, o FOV era de 24 e passou a ser 26 e por fim o NEX de 4 foi para 5. Conforme a Tabela 4. demonstra como ficaram os parâmetros do protocolo elaborado.

Já nas imagens no plano Sagital ponderadas em T2 a RSR antes era 100 e passou a ser de 93, a largura da banda seu valor anterior era de 19 e foi modificado para 83,33, o ET anterior era de 14 neste e passou a ser 20, a espessura de corte era com o valor de 3 e passou a ser de 3,5, o gap era de 0,3 e foi alterado para 0, o FOV era de 24 e passou a ser 26 e por fim o NEX de 4 foi para 8. Conforme a tabela 4.

Com o aumento da largura da banda de recepção a RSR diminuiu em média 40% e para melhorar o sinal aumentamos a espessura de corte, o FOV, o NEX que por sua vez aumenta consideravelmente o tempo de exame e para diminuí-lo sem perder a qualidade de imagem aumentamos o eco-trem (ET).

Tabela 4. Mostra como ficaram os parâmetros do protocolo elaborado. (Autoria própria).

	PARÂMETROS EM T1	PARÂMETROS EM T2
RSR	100	93
BANDA	83.33	83.33
ET	5	20
ESPESSURA DE CORTE	3.5	3.5
GAP	0	0
FOV	26	26
NEX	5	8

4.3 IMAGENS APÓS AJUSTE DO PROTOCOLO

As Figuras 34 e 35 apresentam as imagens no objeto simulador e na pesquisadora com ponderação em T1 medidas após a definição do protocolo final . Podendo observar a diminuição da distorção geométrica.

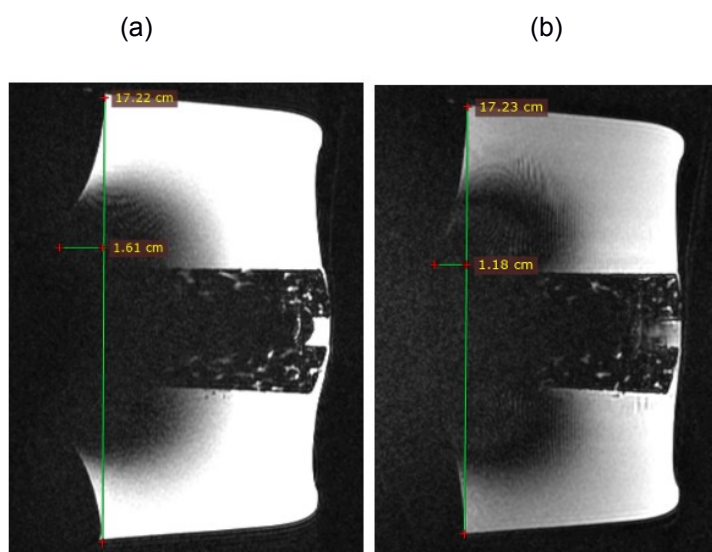


Figura 33. Imagens do OS com ponderação T1 mensuradas. (a) Antes dos ajustes de parâmetros; (b) Após os ajustes de parâmetros.

Fonte: Autoria própria.

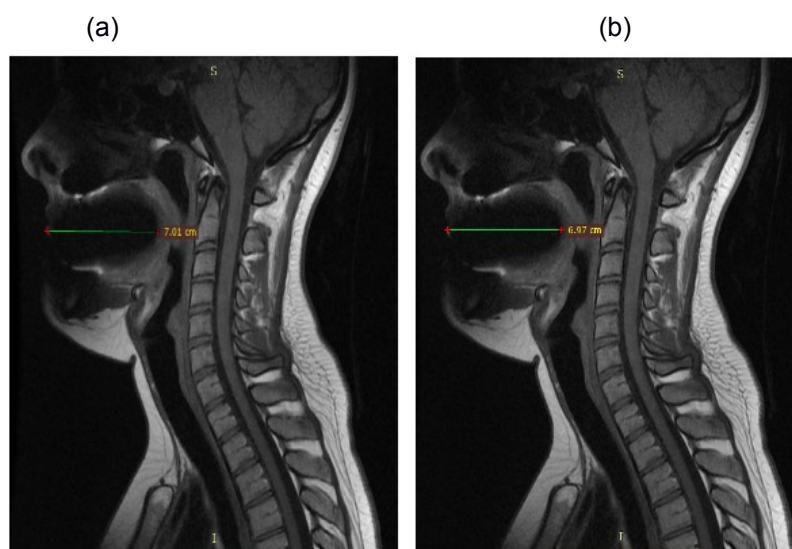


Figura 34. Imagens da pesquisadora com ponderação T1 mensuradas. (a) Antes dos ajustes de parâmetros; (b) Após os ajustes de parâmetros. Fonte: Autoria própria.

Já as Figuras 35 e 36 apresentam as imagens no objeto simulador e na pesquisadora com ponderação em T2 medidas após a definição do protocolo final . Podemos, também, observar a diminuição da distorção geométrica.

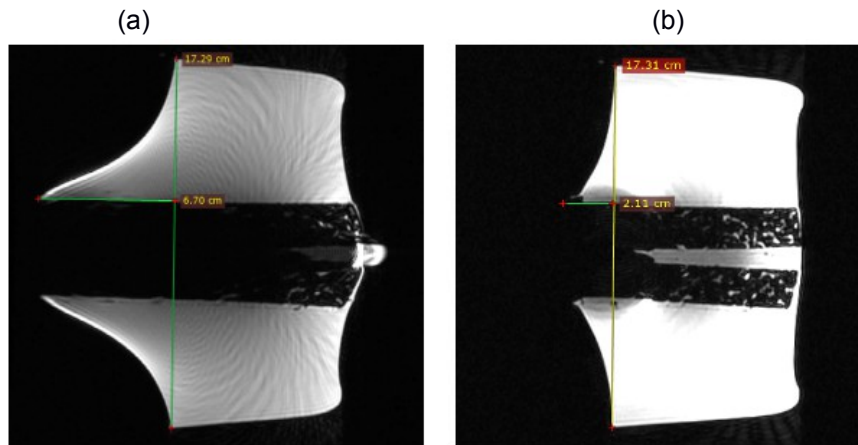


Figura 35. Imagens do OS com ponderação T2 mensuradas.(a) Antes dos ajustes de parâmetros; (b) Após os ajustes de parâmetros. Fonte: Autoria própria.

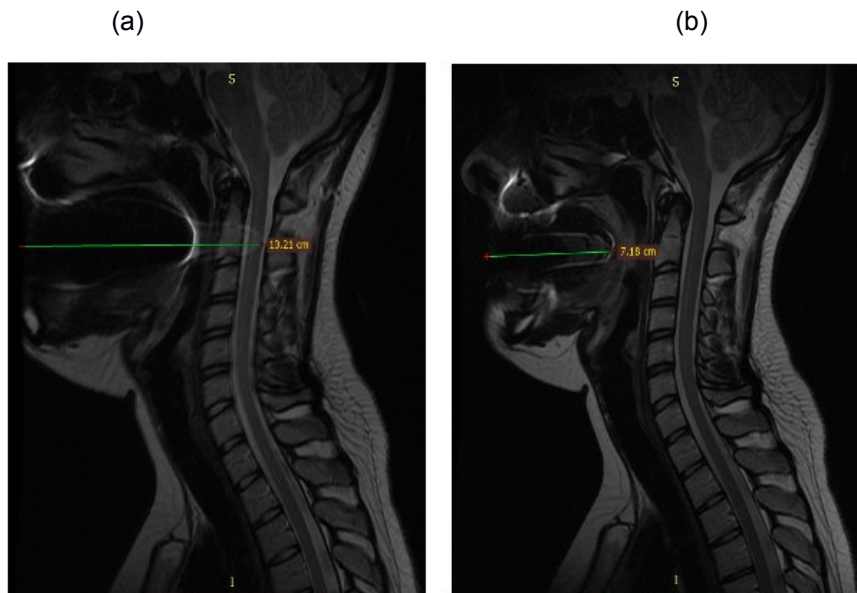


Figura 36. Imagens da pesquisadora com ponderação T2 mensuradas.(a) Antes dos ajustes de parâmetros; (b) Após os ajustes de parâmetros. Fonte: Autoria própria.

Conforme as medidas feitas no plano horizontal, a distorção geométrica ficou mais aparente, tanto no teste no Objeto Simulador quanto na voluntária havendo a diminuição do artefato de susceptibilidade magnética no novo protocolo. Nas imagens no OS ponderada em T1 a distorção geométrica diminuiu cerca de 0.58 % (Figura 34.), já nas imagens na voluntária também ponderada em T1 a distorção diminuiu cerca de 26.71% (Figura 35.). Em imagens realizadas na ponderação T2 no OS observou-se a diminuição na distorção geométrica em cerca 68,51% (Figura 36.), nas imagens na anatomia também ponderada em T2 a redução da distorção geométrica ficou por volta de 45.65% (Figura 37.). Consegue-se observar que a diminuição da distorção geométrica fica mais evidente em imagens ponderadas em T2.

Com os parâmetros modificados pode-se observar a diminuição dos artefatos de susceptibilidade magnética tanto nos testes realizados no OS quanto nos feitos na participante gerando imagens com qualidade para diagnóstico.

Nos artigos Mazzola (2009. p.89) e (Artifacts from Dental Casting Alloys in Magnetic Resonance Imaging, 2003), há a utilização de sequências *spin eco* e *fast spin eco*, nos testes apresentados modifica-se o eco-trem aumentando-o tanto na ponderação em T1 quanto na T2 reduzindo assim as perdas de sinal. Os demais parâmetros permanecem os mesmos sugeridos como a utilização de sequências *spin eco* ou *fast spin eco*, o aumento da banda de saturação, o aumento da espessura de corte, a diminuição do *gap*, o aumento de FOV e por fim o aumento de NEX .

A desvantagem apresentada neste novo protocolo seria o aumento no tempo de exame de RM de coluna cervical, porém, a possibilidade de um paciente usuário de aparelho ortodôntico fixo conseguir realizar um exame com diagnóstico de qualidade aprovado pela equipe médica não seria tão relevante.

CAPÍTULO 5- CONCLUSÕES

A grande intenção deste trabalho foi a elaboração de um protocolo que permitisse que o operador do equipamento de Ressonância Magnética consiga realizar exames de coluna cervical em pacientes usuários de aparelho ortodôntico fixos com qualidade diagnóstica.

A criação de um protocolo devidamente ajustado para pacientes que utilizam aparelhos ortodônticos fixos que poderiam impedir o inconveniente da pausa do tratamento ortodôntico por alguns dias e o serviço de imagem economizaria com a possibilidade de retorno do cliente. Pois esse estudo ajudaria os pacientes na realização de exames de RM de coluna cervical, por meio ajuste de parâmetros para que o mesmo fique adequado. Assim criando em protocolo devidamente ajustado para os pacientes que utilizam aparelhos ortodônticos fixos. Como metodologia foram realizados testes com a finalidade de diminuir o artefato de susceptibilidade magnética provocados por aparelhos ortodônticos fixos.

Os estudos realizados demonstraram a possibilidade da real redução dos artefatos de susceptibilidade magnética causados pela utilização de aparelhos ortodônticos fixos.

Futuramente a teoria deste trabalho pode ser testada em outros tipos de exames de RM e com outros tipos de materiais causadores de artefatos de susceptibilidade megnética.

6. TRABALHOS FUTUROS

6.1 Aplicar o protocolo desenvolvido em uma amostra significativa de usuários de aparelhos ortodônticos fixos.

6.2 Desenvolver protocolos para exames de RM de Crânio em pacientes usuários de aparelhos ortodônticos fixos.

7. REFERÊNCIAS

BLINK, Evert J. **Basic MRI Physics** – For anyone who does not have a degree in physics. 2004. Disponível em: < <http://www.mri-physics.net/bin/mri-physics-en-rev1.3.pdf>>. Acesso em 16 de setembro de 2016.

BROWN, M. A.; SEMELKA, R. C. **MRI: Basic Principles and Applications**. 4. ed. [S.l.]: Wiley-Blackwell, 2010. 264 p.

BUSHBERG, Jerrold T. *et al.* **The essential physics of medical imaging**. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002, xvi, 933 p.

BUSHONG, Stewart C. **Magnetic Resonance imaging: physical and biological principles**. 3rd ed. St. Louis: Mosby, 2003. 511 p.

(CHEN *et al.*, 2004, p. 283; AAPM, 2010, p. 16; **MAGNET TEST OBJECTS**, 2004, p. 10).

CROOKS, Lawrence E. **Image Formation Methods**. Magnetic Resonance imaging: physical and biological principles. Encyclopedia of Nuclear Magnetic Resonance. London: Wiley, 2002. 6490 p.

(DOYON. D *et al.* **Diagnóstico por imagem em ressonância magnética** 2 ed./ 2000. Rio de Janeiro RJ MEDSI).

EDELSTEIN, William A. **Radiofrequency Systems and Coils for MRI and MRS**. Magnetic Resonance imaging: physical and biological principles. Encyclopedia of Nuclear Magnetic Resonance. London: Wiley, 2002. 6490 p.

66

FERREIRA, Fernanda Guimarães M.; NACIF, Marcelo Souto. **Manual de técnicas em ressonância magnética**. 1 ed. Rio de Janeiro: Editora Rubio, 2011.

63

GENERAL ELECTRIC. Signa HDxt 1.5 T. Disponível em: <http://www3.gehealthcare.com/en/products/categories/magnetic_resonance_imaging/signa_hdxt_1-5t>. Acesso em: 30 de setembro 2016.

F. Shafiei ,E. Honda, H. Takahashi, [T. Sasaki](#) - **Artifacts from Dental Casting Alloys in Magnetic Resonance Imaging** -First Published August 1, 2003

HAGE, Maria Cristina Ferrarini Nunes S.; IWASAKI, Masao. Imagem por ressonância magnética: princípios básicos. **Ciência Rural**. Santa Maria, v.39, n.4, p.1287-1295, 2009.

HASHEMI, RAY H.; BRADLEY, Wiliam G.; LISANTI,. Christopher J. "**MRI – The Basic**", Lippincott Williams and Wilkins, 2^a edition, 2003.

HORNAK, J P. **The basic of MRI.** Disponível em : <<http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/> > Acesso em 20 de setembro de 2016.

HOUAISS A. **Dicionário Houaiss da Língua Portuguesa**. São Paulo: Objetiva. 2009.

LANDINI, L., Positano, V., & Santarelli, M. (2005). **Advance Image Processing in Magnetic Resonance Imaging**. Taylor & Francis Group, LLC.

LEVITT, Malcom H. **Spin Dynamics: Basics of Nuclear Magnetic Resonance**, 2 ed., West Sussex: John Wiley & Sons Ltd, 2008.

LUFKIN, R. B. **Manual de ressonância magnética**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999.

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 ⁶³ http://www.scielo.br/scielo.phpid=S010039842005000300008&script=sci_arttext Acessado dia 20 de setembro 2016.

MAZZOLA, Alessandro A. **Ressonância magnética: princípios de formação da imagem e aplicações em imagem funcional**. Revista Brasileira de Física Médica. 2009, 3(1), p. 117-29.

NETTER, Frank H.. **Atlas de Anatomia Humana**. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

NISHIMURA, D.G.; " **Principles of Magnetic Resonance Imaging**", Department Electrical Engineering, Standford University, CA, 1996.

SPRAWLS, Perry. **Magnetic Resonance Imaging: Principles, Methods, and Techniques**. 1st Ed. Medical Physics Publishing, 2000, 173 p. Disponível em: <<http://www.sprawls.org/mripmt/index.html>>. Acesso em 2 de outubro de 2016.

Standard Test Method for Evaluation of MR Image Artifacts from Passive Implants1, 2007 .

SOBOTTA, Johannes. Atlas de Anatomia Humana. 21ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000.

WESTBROOK, Catherine; KAUT, Carolyn. **Ressonância magnética na prática**. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

WESTBROOK, Catherine; KAUT, Carolyn; TALBOT, John. **Ressonância Magnética: aplicações práticas**. 4. Ed. Rio de Janeiro, RJ: Guanabara Koogan, 2013. 373 p.

