

CENTRO UNIVERSITÁRIO SÃO CAMILO

Tecnologia em Radiologia

Beatriz Silva Tavares

TRATOLOGRAFIA - MUITO ALÉM DO SISTEMA NERVOSO CENTRAL

São Paulo

2019

Beatriz Silva Tavares

TRATOLOGIA - MUITO ALÉM DO SISTEMA NERVOSO CENTRAL

Trabalho de conclusão de curso, orientado pelo Profº Me. Sérgio Ricardo Rios Nascimento e apresentado ao curso de tecnologia em radiologia do Centro Universitário São Camilo como requisito parcial para a obtenção do título de tecnóloga em radiologia.

São Paulo

2019

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Padre Inocente Radrizzani

Tavares, Beatriz Silva

Tratografia - muito além do sistema nervoso central / Beatriz Silva
Tavares. -- São Paulo: Centro Universitário São Camilo, 2019.
60 p.

Orientação de Sérgio Ricardo Rios Nascimento.

Trabalho de Conclusão de Curso de Tecnologia em Radiologia
(Graduação), Centro Universitário São Camilo, 2019.

1. Imagem de Ressonância Magnética por Tensor de Difusão 2.
Imagem de tensor de difusão 3. Tratografia de Difusão I. Nascimento,
Sérgio Ricardo Rios II. Centro Universitário São Camilo III. Título

CDD: 616.07548

Beatriz Silva Tavares

TRATOLOGRAFIA - MUITO ALÉM DO SISTEMA NERVOSO CENTRAL

São Paulo, 25 de novembro de 2019

Professor orientador (Sérgio Ricardo Rios Nascimento)

Professora Examinadora (Eliane Carmo de O. Peixoto)

Professor Examinador (Lúcio Leonardo)

São Paulo

2019

AGRADECIMENTOS

Aos poucos eu descobri que a melhor parte de conquistar algo é ter com quem dividir e comemorar. A conclusão desse curso foi uma conquista que eu não esperava que acontecesse tão cedo e a ficha ainda não caiu, mas mesmo com todas as dificuldades e pedras ao longo do caminho, *está acontecendo*. E embora a maior parte do esforço para chegar aqui tenha sido meu, tem algumas pessoas as quais eu gostaria de agradecer.

Gostaria de agradecer primeiramente a minha família. Meus pais, que me ensinaram desde tão cedo sobre responsabilidade, *paciência* e sobre correr atrás do que eu quero e preciso. E a minha irmã Bruna que me ajudou tanto em tudo, sempre cuidou de mim e sempre esteve ao meu lado, me irritando de tanto se preocupar, mas também segurando na minha mão quando ninguém mais o fez. Sem ela esse trabalho nunca teria acontecido. Sem ela, eu não estaria aqui.

É claro que eu não poderia deixar de fora um agradecimento aos meus amigos que estiveram do meu lado durante todos esses anos. Em especial a algumas pessoinhas como:

Luisa Jaccomo, meu bichinho de goiaba, que passou por tanta coisa junto comigo e esteve presente em cada partezinha da minha vida desde que éramos duas pirralhas que brincavam na rua. Essa minha pequena que eu ainda cuido como se fosse um bebê e que também sempre cuida de mim, que fez da sua família a minha, que sempre conseguiu me fazer rir até doer a barriga e que consegue fazer com que as madrugadas de mexer recheio na páscoa sejam momentos tão especiais e divertidos.

Maria Eduarda, minha florzinha de mandacaru, que esteve do meu lado durante toda a execução desse trabalho, virou madrugadas comigo, surtou comigo, comemorou comigo, e está nesse momento, em que escrevo esses agradecimentos, me ajudando a formatar o trabalho. Maria Duda, você foi um dos maiores presentes que essa faculdade me trouxe e eu tenho certeza que logo estaremos rindo de todo o sufoco que passamos nesse fim de semestre enquanto tomamos drinks caríssimos na Europa.

Phelipe Amorim, minha frô, que se tornou um dos meus melhores amigos ao longo desse curso, que sempre fez piadinhas bestas para me fazer rir enquanto eu estava brava, ouviu meus milhões de áudios revoltada com o mundo ou contando algum suuuuper babado, fechou a faculdade comigo em épocas que tínhamos que estudar ao máximo porque nenhum dos dois tinha tempo por causa do trabalho e que foi sempre tão parceiro.

Um super agradecimento também aos professores do Centro Universitário São Camilo, que além de professores se tornaram nossos amigos, sempre nos ajudaram muito e cuidaram de nós como filhos. Não tenho palavras para agradecer a todos vocês, e se eu citar cada um, esse agradecimento vai ter 10 páginas, mas saibam que eu sou muito grata a cada um por todo o conhecimento passado, por cada conversa que agregou tanto valor a minha vida, e todo o resto.

Porém não posso deixar de fazer um agradecimento especial ao meu orientador Sérgio Ricardo, o professor mais garboso dessa universidade. Obrigada, Sérgio, por tudo! Pela paciência que teve comigo até agora, por toda a ajuda desde o momento em que escolhi o meu tema, pelas aulas *maravilhosas* que fazem os alunos saírem da sala querendo voltar e pelas lições que vão muito além da sala de aula. Você inspira os alunos a serem mais. Parabéns pelo seu trabalho!

RESUMO

A tratografia é uma técnica de reconstrução tridimensional dos tratos que permite a visualização da orientação e integridade dos tratos e fibras de determinados tecidos, realizada por meio de um pós-processamento a partir de uma imagem gerada por tensor de difusão. Essa reconstrução é baseada no trajeto das fibras que é analisado, voxel a voxel, a partir da direção predominante da difusão da água. Objetiva-se com essa revisão bibliográfica demonstrar a aplicabilidade da tratografia além do sistema nervoso central, assim como o seu potencial para servir como técnica complementar em diversas situações clínicas. As possibilidades de aplicação da tratografia incluem avaliações estruturais do sistema nervoso periférico, músculos esqueléticos, coração, rins, pelve, assoalho pélvico e próstata. Trata-se, portanto, de uma técnica muito promissora embora não se possa negar que existam limitações técnicas e tecnológicas que necessitam de estudo e avanço, para que as aplicações da tratografia se tornem cada vez mais presentes nos estudos clínicos.

Palavras-chave: Imagem de Ressonância Magnética por Tensor de Difusão. Tratografia de Difusão. Imagem por Ressonância Magnética. Imagem por Tensor de Difusão.

ABSTRACT

Tractography is a technique of three-dimensional reconstruction of the tract that allows the visualization of the orientation and integrity of the tract and fibers of certain tissues. It is performed by post-processing from a diffusion tensor image. This reconstruction is based on the fiber orientation that is analyzed voxel to voxel, from the predominant direction of water diffusion. The aim of this literature review is to demonstrate the applicability of the tractography beyond the central nervous system as well as its potential to serve as a complementary technique in various clinical situations. The possibilities of application of the treatment include structural assessments of the peripheral nervous system, skeletal muscles, heart, kidneys, pelvis, pelvic floor and prostate. Therefore, it is a very promising technique, although, it cannot be denied that there are technical and technological limitations that need further study and advancement for the applications of tractography to become increasingly present in clinical studies.

Keywords: DTI MRI. Diffusion Tensor Imaging. Magnetic Resonance Imaging. Diffusion Tensor Tractography. Diffusion Tractography.

LISTA DE FÍGURAS

Figura 1 - O átomo	17
Figura 2 – Molécula de água.....	18
Figura 3 – Momento magnético.....	19
Figura 4 – Alinhamento dos núcleos com B_0	20
Figura 5 – Vetor de magnetização efetivo.	21
Figura 6 – Movimento de precessão	21
Figura 7 – Espectro eletromagnético destacando em laranja a faixa de radiofrequência.....	22
Figura 8 – Fase dos núcleos	23
Figura 9 – <i>Flip-angle</i> de diferentes pulsos.	24
Figura 10 - Sinal de Indução Livre (SIL) gerado pelo retorno da magnetização para o alinhamento após a aplicação de um pulso de RF de 90°	25
Figura 11 – Campo gradiente.....	26
Figura 12 – Sequência de pulsos simplificada	27
Figura 13 – Trem de ecos	28
Figura 14 – Difusão da molécula de água.....	28
Figura 15 – Sequência de pulso da DWI.....	29
Figura 16 – Comparação de imagens tratográficas entre paciente saudável e paciente acometido por síndrome do Túnel do Carpo.....	34
Figura 17 – Tratografia do plexo braquial.....	34
Figura 18 – Tratografia do plexo braquial demonstrando focos de endometriose.....	35
Figura 19 – Aplicações da tratografia em músculos esqueléticos	37
Figura 20 - Comparação entre o coração normal de um rato e um infartado	40
Figura 21 – Tratografia de um coração humano <i>in vivo</i>	41
Figura 22 – Comparação do cruzamento de fibras no DTI e no DSI.....	42
Figura 23 – Tratografia no coração fetal	43

Figura 24 – Comparação de um rim saudável com outros rins com funções comprometidas em diferentes graus	44
Figura 25 – Tratografia dos músculos do assoalho pélvico.....	47
Figura 26 – Orientação das fibras dos músculos pélvicos	48
Figura 27 - Tratos de fibras tridimensionais sobrepostos	50

LISTA DE SIGLAS

ADC	<i>Apparent Diffusion Coefficient</i> - Coeficiente de Difusão Aparente
B ₀	Usado para representar o campo magnético
AF	Anisotropia Fracionada
DM	Difusividade Média
DSI	<i>Diffusion Spectrum Imaging</i> - Imagem de Espectro de Difusão
DT	Densidade do Trato
DTI	<i>Diffusion Tensor Imaging</i> – Imagem por Tensor de Difusão
DWI	<i>Diffusion Weighted Imaging</i> – Imagem Ponderada por Difusão
HA	<i>Helix Angle</i> - Ângulo da Espiral
Hz	Hertz
MHz	Megahertz
RF	Radiofrequência
IRM	Imagem de Ressonância Magnética
SIL	Sinal de Indução Livre
SNR	<i>Signal-to-noise ratio</i> – Razão Sinal Ruído
T	Tesla
TE	Tempo de Eco
TR	Tempo de Repetição
VME	Vetor de Magnetização Efetivo

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 OBJETIVO.....	15
2.1 Objetivo geral	15
2.2 Objetivos específicos	15
3 METODOLOGIA.....	16
4 DESENVOLVIMENTO	17
4.1 Ressonância magnética	17
4.1.1 O átomo.....	17
4.1.2 Núcleos ativos em IRM.....	19
4.1.3 Interação do núcleo de hidrogênio com o campo magnético	19
4.1.4 Ressonância.....	22
4.1.5 Fase	23
4.1.6 Sinal da IRM.....	23
4.1.7 Relaxação	24
4.1.8 Campo gradiente	25
4.1.9 Sincronização de pulsos.....	26
4.2 Difusão	28
4.2.1 Imagem ponderada por difusão (DWI)	29
4.2.2 Sequências de pulsos da DWI	30
4.2.3 Tensor de difusão e anisotropia	31
4.2.4 Tratografia	31
4.3 Tratografia no sistema nervoso central	32
4.4 Tratografia além do sistema nervoso central.....	32
4.4.1 Sistema nervoso periférico	32
4.4.1.1 Tratografia do sistema nervoso periférico	33
4.4.1.2 Aplicabilidade da tratografia no sistema nervoso periférico.....	35

4.4.2 Músculo esquelético	36
4.4.2.1 Tratografia do músculo esquelético.....	36
4.4.2.2 Aplicabilidade da tratografia no músculo esquelético	37
4.4.3 Coração.....	38
4.4.3.1 Tratografia do coração	39
4.4.3.1.1 Espectro de difusão (DSI)	42
4.4.3.2 Aplicabilidade da tratografia no coração.....	43
4.4.4 Rim.....	44
4.4.4.1 Tratografia do rim	44
4.4.4.2 Aplicabilidade da tratografia no rim	45
4.4.5 Pelve	45
4.4.5.1 Assoalho pélvico	45
4.4.5.1.1 Tratografia do assoalho pélvico.....	47
4.4.5.1.2 Aplicabilidade da tratografia no assoalho pélvico	48
4.4.5.2 Próstata	49
4.4.5.2.1 Tratografia da próstata	49
4.4.5.2.2 Aplicabilidade da tratografia na próstata	51
5 DISCUSSÃO	52
5.1 Nervo periférico	52
5.2 Músculo esquelético	52
5.3 Coração.....	52
5.4 Rim	52
5.5 Assoalho pélvico	53
5.6 Próstata.....	53
6 CONCLUSÃO.....	54
REFERÊNCIAS.....	55

1 INTRODUÇÃO

A imagem de ressonância magnética (IRM) é um método de diagnóstico que por meio da interação de núcleos de hidrogênio com um campo magnético e da aplicação de pulsos de radiofrequência faz com que seja gerado um sinal que ao ser lido e interpretado pelo sistema é capaz de formar imagens de alto contraste entre os diferentes tecidos e estruturas do corpo. Para que haja contraste entre os tecidos existem técnicas de aquisição que utilizam tempos específicos para a aplicação do pulso de radiofrequência (RF) e para a leitura do sinal gerado, sendo esses o tempo de repetição (TR) e tempo de eco (TE), respectivamente. A manipulação desses tempos em conjunto com outros parâmetros possibilita a aquisição de imagens com diferentes contrastes, ou diferentes ponderações. Existem diversas ponderações usadas para a aquisição de imagens de IRM e cada uma delas atende a determinado objetivo (WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

A imagem de IRM ponderada por difusão (em inglês DWI - *Diffusion Weighted Imaging*), permite a análise do movimento das moléculas da água no espaço extracelular. A partir da DWI é adquirida a imagem por tensor de difusão (em inglês DTI - *Diffusion Tensor Imaging*), uma técnica que permite a visualização da orientação e integridade dos tratos e fibras de um tecido, gerando imagens que após serem processadas por *software* específico podem ser reconstruídas tridimensionalmente com um mapa de cores, resultando em uma tratografia (MCROBBIE *et al.*, 2017; WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

A tratografia é amplamente conhecida pelo seu uso no mapeamento dos tratos da substância branca do encéfalo, porém vem sendo cada vez mais estudada a aplicabilidade desta técnica em outros órgãos como sistema nervoso periférico, músculos esqueléticos, coração, rins, pelve, assoalho pélvico, próstata (OKAMOTO, 2012).

2 OBJETIVO

2.1 Objetivo geral

Demonstrar a aplicabilidade da tratografia fora do sistema nervoso central, apresentando suas aplicações em diversas partes do corpo e seu potencial em servir como técnica complementar em diversas situações clínicas.

2.2 Objetivos específicos

Descrever os aspectos físicos da aquisição da tratografia, elencando suas limitações e possíveis soluções, e apresentar a aplicação da tratografia no sistema nervoso periférico, nos músculos esqueléticos, no coração, nos rins, na pelve, no assoalho pélvico e na próstata, demonstrando seu valor como técnica complementar de diagnóstico.

3 METODOLOGIA

Foi realizada uma revisão bibliográfica de artigos científicos, teses, dissertações e livros disponíveis no acervo da biblioteca Pe. Inocente Radrizzani e nas bases de dados Google Acadêmico, Scielo e Pubmed usando os descritores: Imagem de Ressonância Magnética por Tensor de Difusão, Tractografia de Difusão, Imagem por Ressonância Magnética, Imagem por Tensor de Difusão, DTI MRI, Diffusion Tensor Imaging, Magnetic Resonance Imaging, Diffusion Tensor Tractography, Diffusion Tractography. Foram utilizados como critérios de inclusão publicações em periódicos científicos nacionais e internacionais datados de 2008 à 2018.

4 DESENVOLVIMENTO

4.1 Ressonância magnética

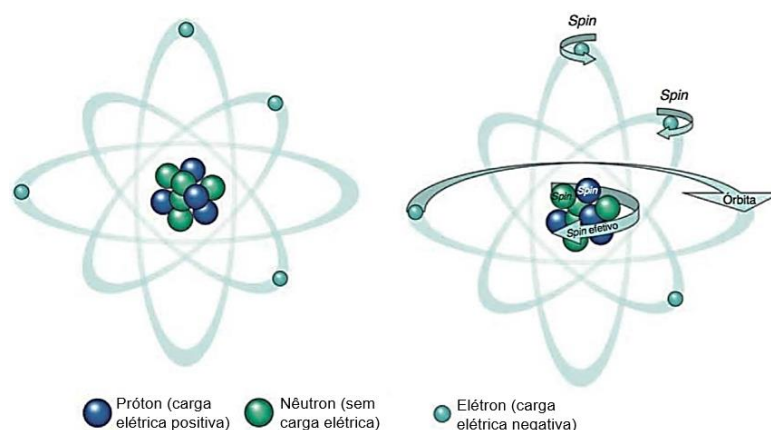
A ressonância magnética é um método de diagnóstico por imagem não invasivo, que possui alta capacidade na diferenciação de tecidos e que permite explorar aspectos anatômicos e fisiológicos de todas as partes do corpo humano (MAZZOLA, 2009).

A imagem por ressonância magnética é produzida por meio da interação dos núcleos de hidrogênio, que representam 9,5% da composição do corpo humano, com um intenso campo magnético produzido pelo equipamento. A interação do núcleo com o campo magnético cria condições para o envio de um pulso de radiofrequência que interage com o momento magnético do núcleo e permite que seja gerado um sinal que será coletado por uma bobina receptora. O sinal é codificado espacialmente por gradientes de campo magnético e processado, sendo então convertido em imagens que serão utilizadas para o diagnóstico médico (HELMENSTINE, 2019; MAZZOLA, 2015; WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

4.1.1 O átomo

Os átomos são estruturas microscópicas que consistem em um núcleo central orbitado por partículas ainda menores chamadas elétrons. O núcleo atômico, embora muito menor em volume do que o resto do átomo, contém toda a massa do mesmo, sendo ele formado por partículas chamadas de núcleons, que são subdivididas em prótons e nêutrons (figura 1) (WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

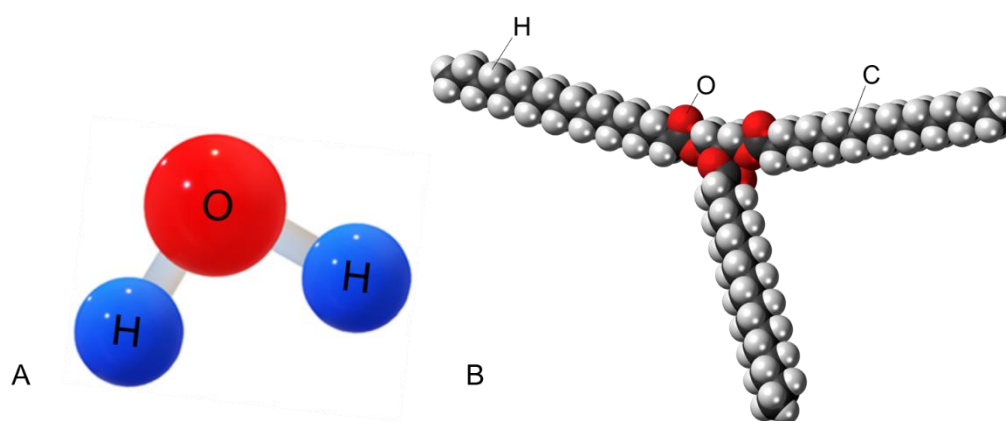
Figura 1 - O átomo



Fonte: Westbrook; Roth; Talbot, 2013

Todos os tecidos biológicos humanos são formados por átomos. Os átomos se organizam em moléculas (figura 2), e a molécula mais abundante encontrada no corpo humano é a molécula de água, onde dois átomos de hidrogênio formam um arranjo com um átomo de oxigênio (H_2O), representando 62% da composição do corpo; e nas moléculas de gordura, nas quais o hidrogênio forma um arranjo com os átomos de carbono e oxigênio (HELMENSTINE, 2019; WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

Figura 2 – Representação de uma molécula de água e uma de gordura.



Fonte: Almeida, 2010.

A) Representação de uma molécula de água. B) Representação das estruturas gerais de um triglicerídeo

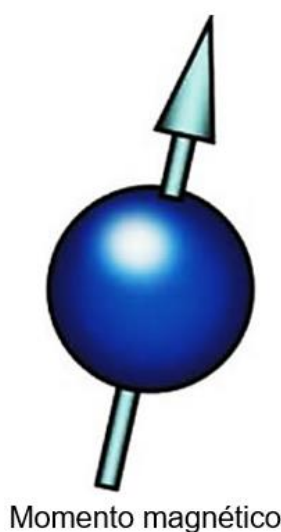
Em relação aos átomos encontrados no corpo humano, geralmente o número de prótons e nêutrons do núcleo é equivalente, de modo que tenham um número de massa par, porém existem alguns átomos que possuem mais ou menos nêutrons do que prótons, trazendo um número de massa ímpar. Átomos de um mesmo elemento que possuem o mesmo número de prótons, mas diferente número de nêutrons são chamados de isótopos (WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

O átomo de hidrogênio, possui como núcleo apenas um próton. Os prótons possuem uma propriedade chamada de spin ou momento angular. Para o próton de hidrogênio, o spin pode ser $+1/2$ ou $-1/2$, o que, fazendo uma analogia a um movimento giratório, pode representar o prótons girando para um lado ou para o outro (MAZZOLA, 2015).

4.1.2 Núcleos ativos em IRM

Os núcleos ativos em IRM possuem carga devido ao fato de terem mais prótons do que nêutrons. A lei da indução eletromagnética apresenta três forças individuais: movimento, magnetismo e carga elétrica, e afirma que se duas delas existirem, a terceira será automaticamente induzida. Núcleos ativos em IRM possuem carga elétrica efetiva e movimento (*spin*), então adquirem automaticamente um momento magnético, que faz com que o mesmo se comporte como um pequeno magneto, contendo polos norte e sul de força equivalente, tendo assim uma tendência a se alinhar a um campo magnético externo. Devido à sua abundância no corpo humano e ao fato de dispor de apenas um próton em seu núcleo, o momento magnético do hidrogênio é maior em relação a outros núcleos ativos, por isso é o núcleo mais utilizado em IRM. Podemos utilizar um vetor para descrever o momento magnético de cada núcleo, sendo aqui representado por uma seta, conforme demonstrado na figura 3 (MAZZOLA, 2015; WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

Figura 3 – Momento magnético



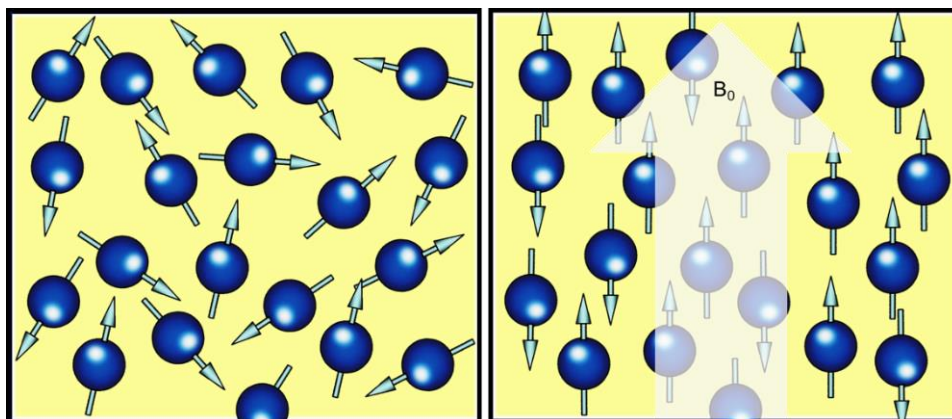
Fonte: Westbrook; Roth; Talbot, 2013

4.1.3 Interação do núcleo de hidrogênio com o campo magnético

Enquanto não estão sob influência de um campo magnético os momentos magnéticos dos núcleos de hidrogênio apresentam orientação aleatória. Entretanto, quando colocados sob um intenso campo magnético externo (representado por B_0), os momentos magnéticos dos núcleos de hidrogênio passam a se alinhar a esse

campo magnético. Alguns núcleos de hidrogênio se alinham paralelamente ao campo (no mesmo sentido), estes são os chamados núcleos *spin-up*, enquanto outros, que apresentam energia o suficiente para se opor ao campo, se alinham em antiparalelo (no sentido oposto), estes são os chamados núcleos *spin-down* (figura 4). (MCROBBIE *et al.*, 2017; WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

Figura 4 – Alinhamento dos núcleos com B_0



Fonte: Adaptado de Westbrook; Roth; Talbot, 2013

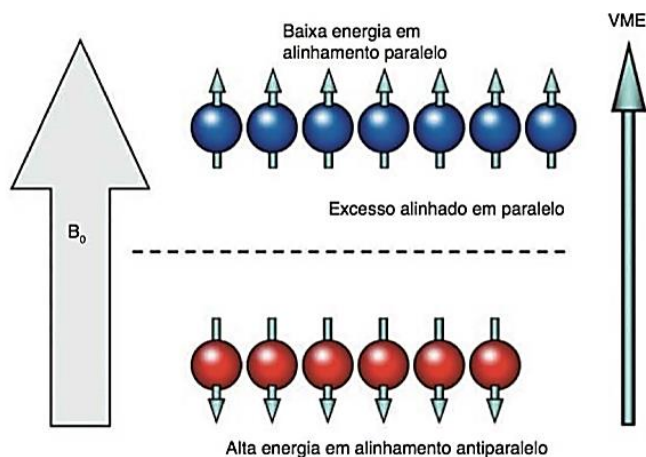
A intensidade magnética de um núcleo de hidrogênio sozinho é infinitamente pequena, então não é significativa, mas ao alinhar milhares de núcleos de hidrogênio, a soma dos momentos magnéticos juntos forma um componente macroscópico que é usado no exame de ressonância magnética (WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

O alinhamento dos núcleos está diretamente relacionado com a intensidade do campo magnético. Núcleos de alta energia térmica conseguem se opor à direção do campo magnético e se alinham em antiparalelo e núcleos de baixa energia mantêm seu alinhamento paralelo a ele, quanto maior a intensidade do campo magnético menos núcleos terão energia o suficiente para se opor a ele. Ambos os estados de alinhamento são possíveis, no entanto os núcleos podem trocar entre os dois estados simplesmente ganhando ou perdendo uma certa quantidade de energia (MCROBBIE *et al.*, 2017; WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

A energia térmica do núcleo é determinada principalmente pela temperatura térmica do corpo do paciente, o que não pode ser significativamente alterado. Isso é chamado de equilíbrio térmico. No equilíbrio térmico sempre há menos núcleos de baixa energia do que de alta energia, sendo assim, a soma vetorial dos momentos magnéticos dos núcleos de alta e baixa energia resultam em um momento magnético

efetivo paralelo ao campo, chamado de vetor de magnetização efetivo (VME) (figura 5) (WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

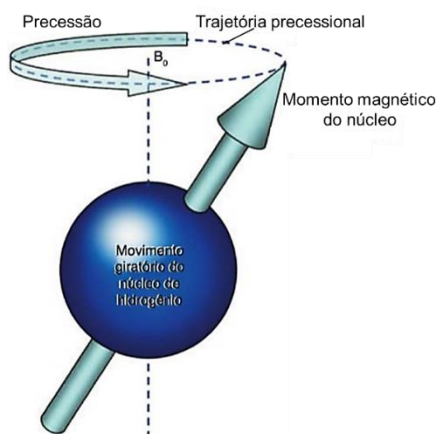
Figura 5 – Vetor de magnetização efetivo.



Fonte: Westbrook; Roth; Talbot, 2013

Ao sofrer influência de um campo magnético externo (B_0) os núcleos produzem uma oscilação adicional dos momentos magnéticos em torno de B_0 , essa oscilação é chamada de precessão e os núcleos de cada elemento possuem frequências precessionais específicas, que dependem diretamente da intensidade de B_0 . A trajetória que os momentos magnéticos descrevem em torno de B_0 é chamada de trajetória precessional (figura 6), e a frequência em que oscilam em torno de B_0 é chamada de frequência precessional, medida em Hz (MCROBBIE *et al.*, 2017; WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

Figura 6 – Movimento de precessão



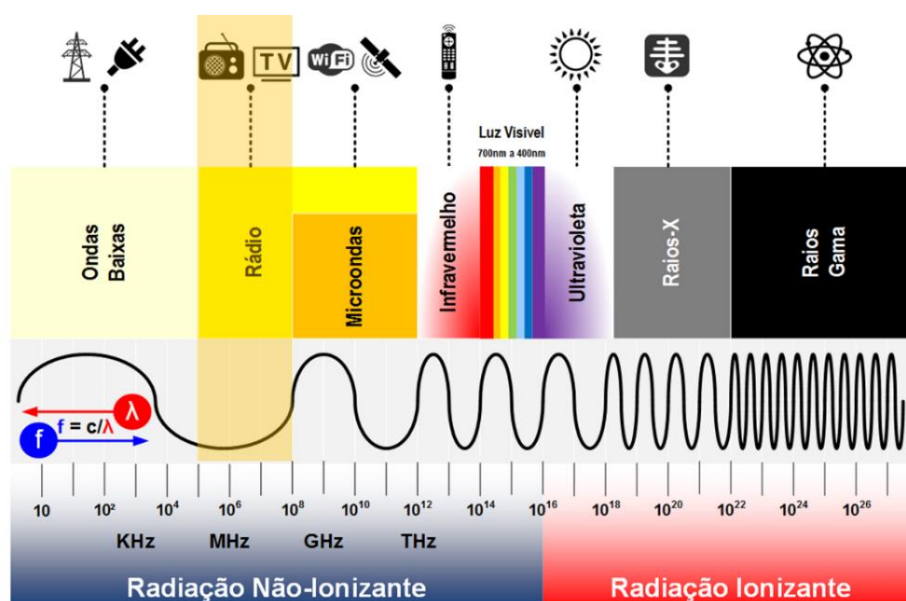
Fonte: Westbrook; Roth; Talbot, 2013

A frequência precessional do núcleo é diretamente proporcional à intensidade do campo. Em um campo de 1,0T a frequência precessional do hidrogênio é de 42,57MHz, em um campo de 1,5T é de 63,85MHz e em um campo de 3,0T é de 127,71MHz. Uma regra importante a ser sempre lembrada é qualquer alteração no valor do campo magnético irá alterar a frequência de precessão (MAZZOLA, 2015)

4.1.4 Ressonância

Ressonância é um fenômeno que ocorre quando algo é exposto a uma alteração oscilatória que tem uma frequência próxima à sua frequência natural de oscilação. O núcleo de hidrogênio possui uma frequência precessional, e se ele for exposto a uma oscilação com frequência exatamente igual à sua frequência precessional, receberá energia e entrará em ressonância. A frequência precessional do hidrogênio em todas as intensidades de campo na IRM clínica corresponde à faixa de radiofrequência (RF) do espectro eletromagnético, destacado em laranja na figura 7. Então, no caso da ressonância magnética clínica, a oscilação aplicada na mesma frequência do núcleo de hidrogênio para que ele entre em ressonância é um pulso de radiofrequência (WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

Figura 7 – Espectro eletromagnético destacando em laranja a faixa de radiofrequência

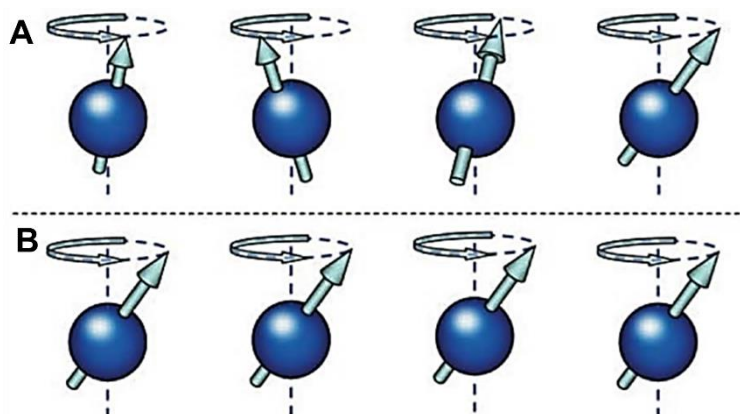


Fonte: adaptado de Brito, 2013

4.1.5 Fase

No momento em que são submetidos ao campo magnético, os núcleos de hidrogênio passam a se alinhar em paralelo ou antiparalelo a ele e precessionar em torno de B_0 na mesma frequência, porém não existe coerência de fase entre eles (figura 8A) e, portanto, não irá existir componente de magnetização no plano transversal. Ao entrar em ressonância, os núcleos passam a se mover em fase, ou seja, além de agora estar na mesma frequência, também estão se movimentando na mesma direção (figura 8B) (MAZZOLA, 2015; WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

Figura 8 – Fase dos núcleos

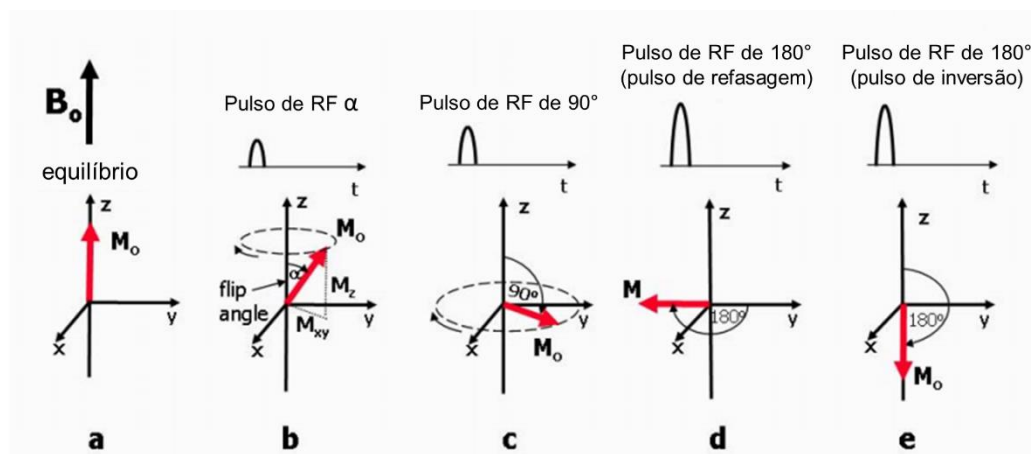


Fonte: Westbrook; Roth; Talbot, 2013

4.1.6 Sinal da IRM

Quando um pulso de radiofrequência é aplicado, ele entra em ressonância com os núcleos de hidrogênio cedendo energia para eles, isso faz com que a população de núcleos *spin-down* aumente pois agora mais núcleos tem energia o suficiente para se opor ao campo. A emissão deste pulso de RF é normalmente feita por uma bobina, chamada de bobina de corpo e a detecção do sinal é feita por uma bobina local. Quando isso ocorre, o vetor de magnetização efetivo se afasta de seu alinhamento com B_0 e passa a ter um ângulo em relação ao campo magnético chamado de ângulo de inclinação (*flip-angle*), demonstrado na figura 9 (MAZZOLA, 2015; WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

Figura 9 – Flip-angle de diferentes pulsos.



Fonte: Ridgway, 2010

O ângulo de inclinação depende da amplitude e da duração do pulso RF, como o VME é um vetor, mesmo que sejam usados ângulos diferentes de 90° sempre existirá um componente de magnetização a 90° do campo magnético (WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

Este componente de magnetização a 90° funcionará como um ímã, tendo um polo positivo e um polo negativo. Ao seguir o movimento de precessão dos núcleos a polaridade desse “ímã” será invertida, fazendo com que os elétrons próximos se movimentem, formando corrente elétrica (WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

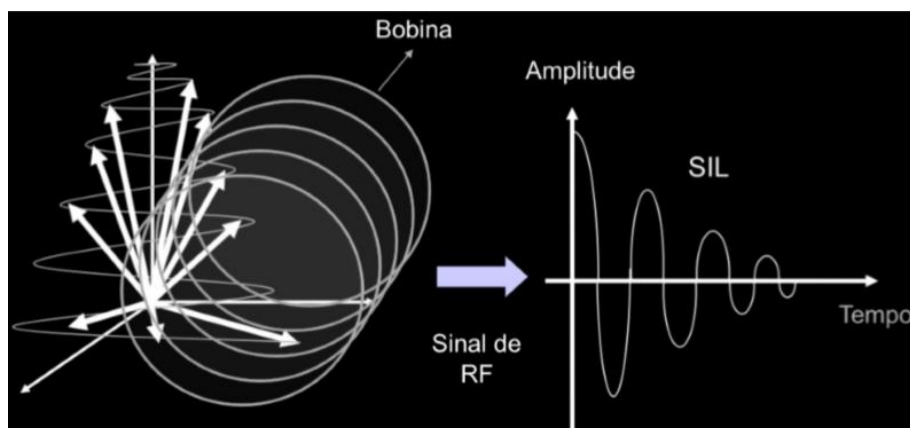
A bobina é um condutor elétrico e ao colocar um ímã invertendo polaridade perto de um condutor ele produzirá uma corrente nessa bobina, que é chamada de sinal. O sinal captado pela bobina receptora é enviado a um *software* para gerar a imagem (MAZZOLA, 2015; WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

4.1.7 Relaxação

Com aplicação de um pulso de RF de 90° , a magnetização é transferida ao plano transversal e passa a induzir um sinal elétrico na bobina. Quando a aplicação do pulso de RF é encerrada, o sinal gradualmente decai como resultado do processo de relaxação ou de retorno do vetor magnetização para o equilíbrio, ou seja, para o alinhamento com o campo B_0 , conforme demonstrado na figura 10. Ao mesmo tempo, os momentos magnéticos sofrem defasagem, que é o mesmo que sair de fase. A relaxação leva ao mesmo tempo à recuperação do componente de magnetização

longitudinal e ao decaimento da magnetização do plano transversal (MAZZOLA, 2015; WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

Figura 10 - 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, 2015

A recuperação T1 é causada pelos núcleos liberando sua energia no ambiente e o VME retornando ao alinhamento com B_0 . O tempo que leva para que 63% da magnetização retorne para o eixo longitudinal é denominado tempo de relaxamento T1 (MAZZOLA, 2015; WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

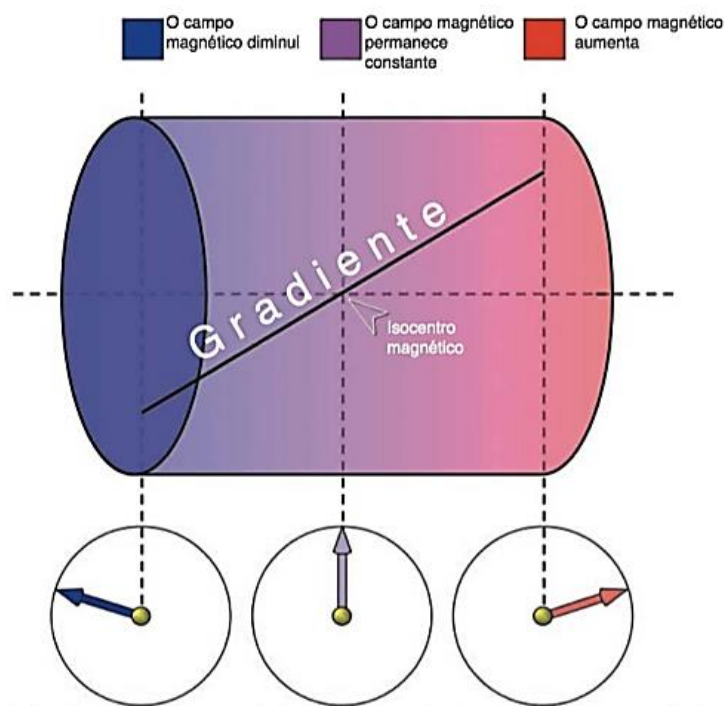
O decaimento T2 é causado pela interação dos campos magnéticos de núcleos vizinhos (interação spin-spin), fazendo com que ocorra a perda da magnetização do plano transversal. O tempo necessário para que haja 63% da redução da magnetização no plano transversal é denominado tempo de decaimento T2 (MAZZOLA, 2015; WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

4.1.8 Campo gradiente

O campo gradiente altera de forma linear o campo magnético na ressonância fazendo com que em um campo de 1,5T, por exemplo, em uma extremidade a intensidade do campo será um pouco maior do que 1,5T e na outra extremidade um pouco menor, como demonstrado na figura 11 (WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

A intensidade do campo magnético é diretamente ligada à frequência precessional, assim, o uso do gradiente altera não só o campo, mas também a fase e a frequência dos hidrogênios (MAZZOLA, 2015)

Figura 11 – Campo gradiente



Fonte: Westbrook; Roth; Talbot, 2013

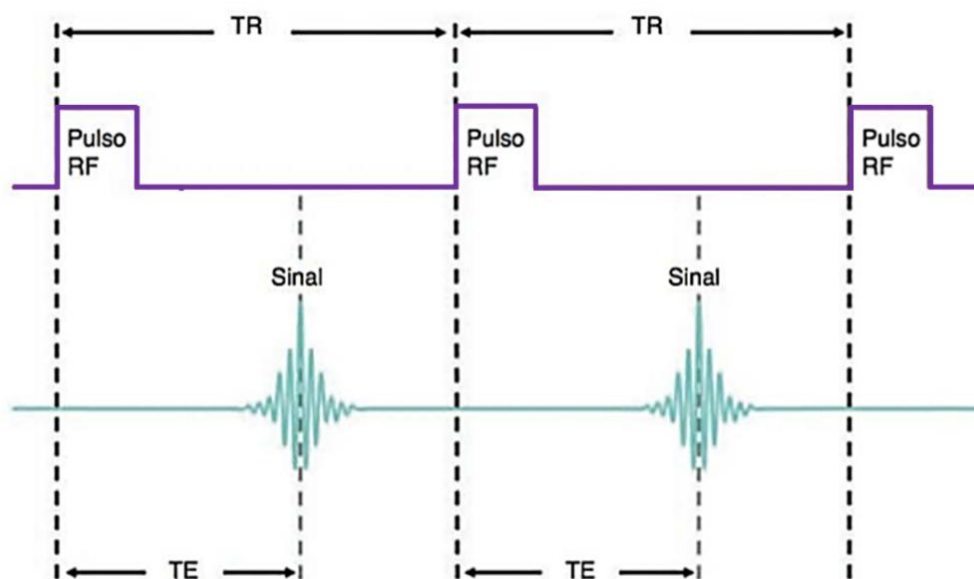
4.1.9 Sincronização de pulsos

A forma mais simples de uma sequência de pulsos consiste em uma combinação da aplicação de pulsos de radiofrequência, tempo da leitura do sinal e um período de recuperação, demonstrado na figura 12 (WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

O tempo de repetição (TR) é o intervalo de tempo entre a aplicação de um pulso de radiofrequência e o próximo. Ele determina a relaxação que ocorre entre a aplicação de um pulso de radiofrequência até o pulso seguinte (MAZZOLA, 2015; WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

O tempo de eco (TE) é o intervalo de tempo desde a aplicação do pulso de radiofrequência até o pico máximo do sinal induzido na bobina. Ele determina o quanto a magnetização transversal decaiu até a leitura do sinal (MAZZOLA, 2015; WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

Figura 12 – Sequência de pulsos simplificada



Fonte: Westbrook; Roth; Talbot, 2013

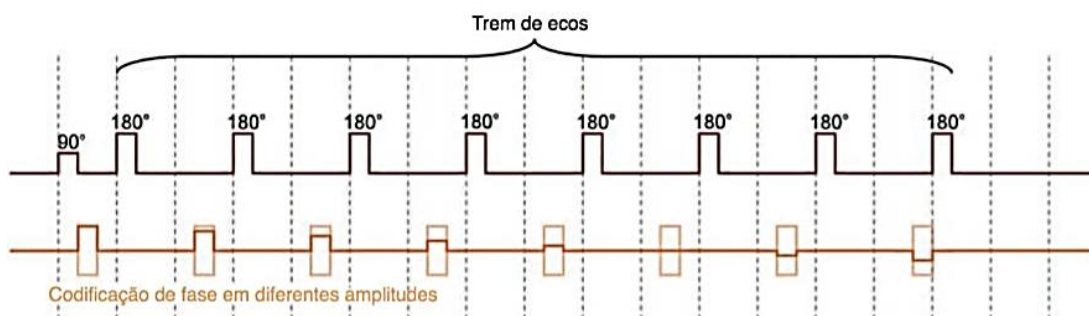
Na ressonância magnética existem diversas sequências de pulsos. A forma como elas são empregadas determina como o sinal será captado para a formação da imagem, influenciando assim o contraste e a qualidade da imagem (WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

A sequência de pulso spin-eco normalmente usa um pulso de excitação de 90° para mover o VME para o plano transversal. O VME precessiona no plano transversal induzindo uma voltagem na bobina receptora. Quando o pulso de 90° é removido, é produzido um sinal de decaimento de indução livre e um pulso de refasagem de 180° é utilizado para compensar a defasagem do sinal, captando se o sinal após um determinado tempo a depender da ponderação esperada. Depois da captação do sinal, outro pulso de 90° é aplicado iniciando um novo ciclo da sequência de pulso (MAZZOLA, 2015; MCROBBIE *et al.*, 2017; WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

Para adquirir uma imagem usando a sequência spin-eco, o pulso deve ser repetido a cada linha da imagem até preenchê-la por inteiro. Como o TR é um dos parâmetros que controla o contraste da imagem, não pode ser diminuído com o simples objetivo de diminuir o tempo da aquisição. Na sequência fast spin-eco vários pulsos de 180° são aplicados e os ecos de sinal são coletados após cada um deles (figura 13), onde cada sinal preenche uma linha do espaço K. Portanto, o tempo de aquisição pode ser diminuído proporcionalmente ao comprimento do trem de eco

(ETL). Assim, um trem de eco de 8, reduzirá em 8 vezes o tempo de aquisição, e assim sucessivamente (MCROBBIE *et al.*, 2017; WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

Figura 13 – Trem de ecos

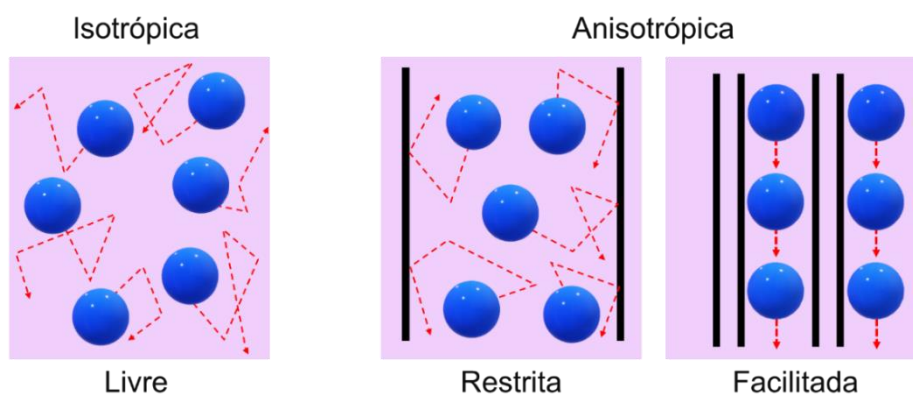


Fonte: Westbrook; Roth; Talbot, 2013

4.2 Difusão

A difusão descreve o movimento da molécula de água no espaço extracelular, podendo ocorrer de forma aleatória, restrita ou facilitada, conforme demonstrada na figura 14. A restrição à difusão ocorre devido a citoarquitetura dos tecidos. Na ausência de barreiras físicas as moléculas tendem a se movimentar de forma aleatória em todas as direções, esse tipo de movimento é denominado movimento isotrópico. Entretanto, na presença de barreiras físicas permeáveis ou semipermeáveis a difusão pode ser restrita por essas barreiras ou ocorrer na direção das mesmas, sendo assim facilitadas, o movimento da molécula sendo restrito ou facilitado é chamado de movimento anisotrópico (MANZO, 2017; WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

Figura 14 – Difusão da molécula de água

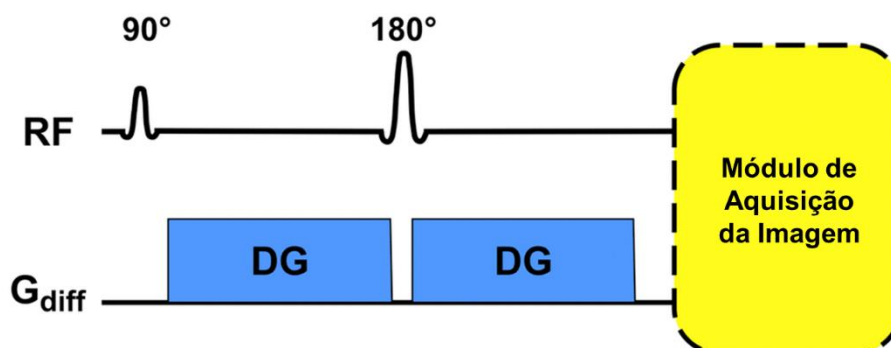


Fonte: Adaptado de McRobbie *et al.*, 2017

4.2.1 Imagem ponderada por difusão (DWI)

A imagem ponderada por difusão tem a capacidade de gerar contraste de imagem através da exploração da propriedade de difusão das moléculas de água nos tecidos. Para a aquisição da DWI dois gradientes de mesma magnitude e em direções opostas são aplicados em cada lado de um pulso de radiofrequência de 180° , como demonstrado na figura 15. O primeiro gradiente induz a mudança da fase e frequência dos núcleos, pois os núcleos estão experimentando intensidades de campo diferente de maneira linear. O segundo gradiente é ligado na direção inversa ao primeiro, fazendo com que os núcleos que antes possuíam uma frequência mais alta devido à alteração na intensidade do campo passem a diminuir sua frequência e os núcleos que antes possuíam uma frequência mais baixa passem a experimentar uma intensidade de campo maior, assim aumentando a sua frequência, então, o segundo gradiente reverte as alterações feitas pelo primeiro (MANZO, 2017; WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

Figura 15 – Sequência de pulso da DWI



Fonte: Elster, 2019

Ao experimentar os dois gradientes opostos a frequência do próton será aumentada com a aplicação do primeiro gradiente e depois diminuída na mesma proporção pela aplicação do segundo gradiente, ou vice-versa, assim o próton volta para a sua fase inicial. Mas para que isso ocorra é necessário que o próton esteja no mesmo lugar. Se houver movimento, o próton sofrerá a alteração causada pelo primeiro gradiente, porém o segundo gradiente não reverterá completamente as alterações feitas pelo primeiro, resultando em perda de sinal. Assim, tecidos em que a molécula da água apresenta grande mobilidade terão menor intensidade de sinal,

enquanto tecidos com mobilidade restrita da água produzem sinal mais intenso (MAZZOLA, 2009; MCROBBIE, 2017; WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

A difusão das moléculas por uma área de tecido por segundo é chamado de coeficiente de difusão aparente (ADC, *apparent diffusion coefficient*). Esse coeficiente de difusão aparente gera um mapa onde áreas com difusão restrita possuem um ADC é mais baixo, tendo hiperssinal, enquanto áreas de difusão livre possuem alto ADC e apresentam hipossinal (WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

O fator b é um parâmetro de contraste extrínseco escolhido pelo operador, assim como TE e TR, que controla o grau com que o ADC de um tecido contribui para a ponderação da imagem. Ele corresponde coletivamente à amplitude, duração e intervalo dos gradientes aplicados na aquisição da DWI. O fator b é expresso em s/mm^2 e seus valores variam entre 500 s/mm^2 e 1500 s/mm^2 (WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

Como as imagens ponderadas por difusão tem necessariamente um TE longo, logo, seu TR também é longo, se o seu fator b foi igual a 0; elas são imagens ponderadas em T2. Elevando o fator b, a ponderação da imagem muda de T2 para DWI (MCROBBIE *et al.*, 2017; WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

O mapa de ADC é obtido através de pós-processamento e pode ser calculado a partir de duas ou mais imagens de DWI com valores de b diferentes. Ele funciona como contraprova para as imagens de DWI. Quando uma região tem hiperssinal na DWI e hipossinal no mapa ADC, significa que a restrição à difusão é real (MCROBBIE *et al.*, 2017; WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

4.2.2 Sequências de pulsos da DWI

Para a aquisição da DWI, normalmente são usadas sequências spin-eco, nas quais são aplicados dois gradientes opostos, um de cada lado de um pulso de radiofrequência de 180° . Isso é feito por conta da necessidade de redução dos artefatos de fluxo, para que apenas o movimento da difusão da molécula da água seja medido (WESTBROOK; ROTH; TALBOT, 2013).

4.2.3 Tensor de difusão e anisotropia

Na aquisição da imagem de tensor de difusão (DTI), além dos campos gradientes nos três eixos do espaço é necessário aplicar a ponderação de difusão em várias direções diferentes. Quanto mais direções forem adquiridas, melhores são os resultados, porém, é preciso ponderar o aumento de direções, uma vez que quanto mais direções, maior o tempo de exame e quanto maior o tempo do exame, mais suscetível ele estará a artefatos de movimento (MANZO, 2017; MCROBBIE *et al.*, 2017).

Em muitos tecidos a difusão é restringida pela presença de fibras ou tratos fazendo com que haja uma direção preferencial para a difusão; esse tipo de comportamento é chamado de difusão anisotrópica. Para medir o grau de anisotropia é necessário aplicar o DTI (MCROBBIE *et al.*, 2017).

4.2.4 Tratografia

A tratografia é uma técnica de reconstrução tridimensional dos tratos e fibras realizada através de um pós-processamento da DTI. Essa reconstrução é baseada na orientação das fibras que é analisada a partir da direção predominante da difusão da água. Ela permite a visualização da orientação e integridade dos tratos e fibras de determinados tecidos (MCROBBIE *et al.*, 2017; RATZKOB; KOCH, 2016).

A tratografia é baseada principalmente em duas medidas adquiridas a partir da DTI. São elas a anisotropia fracionada (AF) e difusividade média (DM). A anisotropia fracionada mede a difusão direcional ao longo do feixe, enquanto a difusividade média está relacionada à magnitude do movimento global microscópico das moléculas de água (RATZKOB; KOCH, 2016; RIBAS; TEIXEIRA, 2011).

A técnica de tratografia convencional requer a seleção de um ponto de partida inicial e possui uma limitação importante que é o fato de que é baseada em informações indiretas de acordo com a difusão facilitada da água na direção do feixe. Além disso, cruzamento de fibras dentro de um voxel causa problemas na reconstrução da imagem pois o algoritmo usado para a construção da tratografia lê apenas a direção de maior intensidade dentro do voxel, fazendo com que informações sejam perdidas (THOMAS *et al.*, 2014).

Para uma melhor delimitação de percursos específicos, a tratografia é frequentemente combinada com imagens anatômicas de alta resolução devido à resolução reduzida dessa técnica (ALVES, 2016; RIBAS; TEIXEIRA, 2011).

4.3 Tratografia no sistema nervoso central

Atualmente a técnica de tratografia é altamente conhecida por ser utilizada para mapear as fibras da substância branca no encéfalo. As principais aplicações da técnica no encéfalo são para ressecção de tumor cerebral, onde a tratografia oferece informações importantes se as fibras estão infiltradas ou circundando o tumor, assim tratos não infiltrados podem ser mantidos e os com infiltração tumoral são retirados; Doença de Parkinson, em que mostrará alterações nas substâncias brancas de determinadas regiões; Doença de Alzheimer, esclerose múltipla, epilepsia, esquizofrenia, transtorno afetivo bipolar, transtorno de déficit de atenção e hiperatividade (TDAH) e depressão, onde são encontradas alterações nos valores de anisotropia fracionada e de difusividade média em determinadas regiões da substância branca, podendo aumentar ou diminuir esses valores dependendo da doença; AVE isquêmico, que identifica alterações nos valores de anisotropia fracionada e difusividade média e degradação nos tratos; e principalmente no planejamento de acesso cirúrgico, onde o médico avalia quais tratos seriam acometidos dependendo do acesso para uma cirurgia, podendo assim evitar acessos que acometeriam tratos de maior importância (RATZKOB; KOCH, 2016).

4.4 Tratografia além do sistema nervoso central

Embora a maior área de aplicação da tratografia ainda seja o encéfalo, ela passou a ser aplicada em outros órgãos e partes do corpo como o sistema nervoso periférico, músculos esqueléticos, coração, os rins, pelve, assoalho pélvico e próstata (OKAMOTO, 2012).

4.4.1 Sistema nervoso periférico

A parte periférica do sistema nervoso é composta por nervos e corpos celulares que conduzem impulsos que chegam e saem do sistema nervoso central. Uma fibra nervosa é composta por um axônio, seu neurolema e circundado pelo tecido conjuntivo endoneural. O neurolema é formado pelas membranas celulares das

células de Schwann, que circundam os axônios, separando-os uns dos outros (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014).

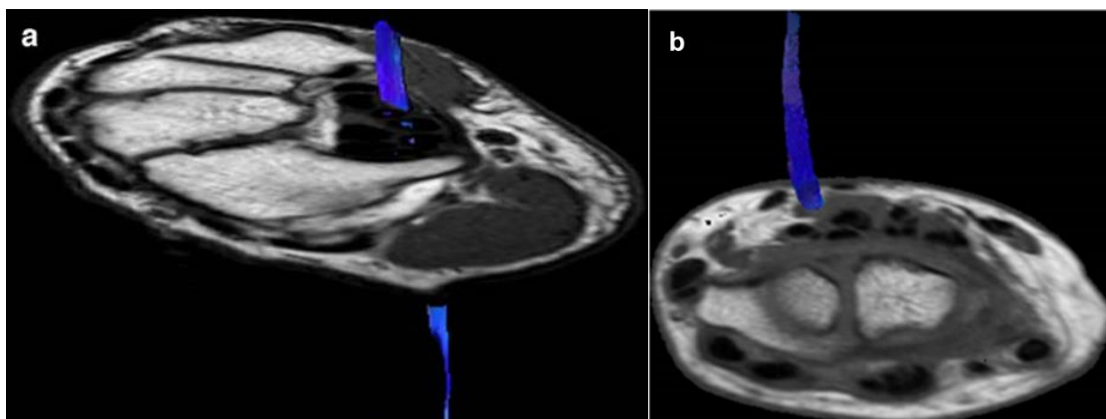
Os nomes dos nervos geralmente se dão devido a sua localização ou ao tecido ao qual inervam. Por serem constituídos de fibras, os nervos possuem difusão anisotrópica, podendo assim ser mapeados através da tratografia (KABAKCI; KOVANLIKAYA; KOVANLIKAYA, 2009).

4.4.1.1 Tratografia do sistema nervoso periférico

A tratografia pode ser usada para visualizar nervos e raízes espinhais em condições normais e patológicas. Geralmente as imagens tratográficas são associadas a uma imagem anatômica, isso se torna especialmente útil para os nervos. Até o presente momento os nervos mais estudados utilizando a tratografia foram o mediano, o radial, o ulnar, o fibular, o tibial e o ciático (ANDREISEK *et al.*, 2008; MANGANARO *et al.*, 2013).

As aplicações da tratografia são diversas, podendo ser usada para avaliação dos nervos em neuropatias compressivas, como a síndrome do túnel do carpo (figura 16), onde geralmente ocorre uma redução da AF no nervo comprimido; rastreamento do nervo na presença de neoplasia (figura 17), onde através da visualização do nervo é possível diferenciar tumores malignos e benignos, pois nos tumores benignos as fibras passam ao redor ou dentro do tumor sem serem destruídas, enquanto em tumores malignos, devido ao seu rápido crescimento, as fibras são destruídas e, consequentemente, interrompidas; visualização de infiltração de focos de endometriose (figura 18); acompanhamento da regeneração nas lesões do nervo; e planejamento cirúrgico. Na figura 17 é possível observar uma tratografia do plexo braquial com a presença de uma neoplasia (ANDREISEK *et al.*, 2008; COTTEN, 2015; KABAKCI; KOVANLIKAYA; KOVANLIKAYA, 2009; VARGAS *et al.*, 2010)

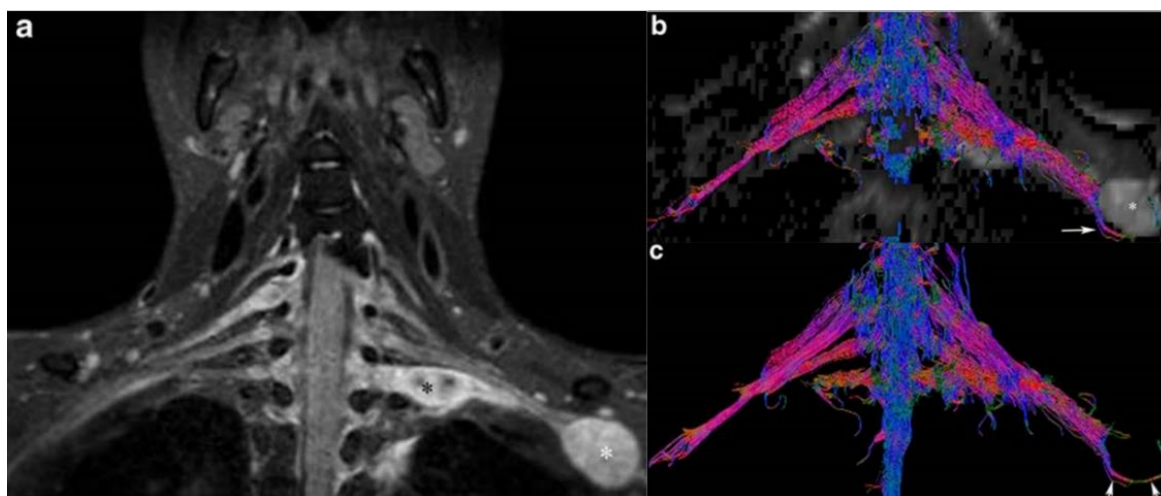
Figura 16 – Comparação de imagens tratográficas entre paciente saudável e paciente acometido por síndrome do Túnel do Carpo



Fonte: Khalil *et al.*, 2008

- a) Correlação de uma imagem T1 com uma tratografia do nervo mediano de um paciente saudável.
b) Correlação de uma imagem T1 com uma tratografia do nervo mediano de um paciente com síndrome do túnel do carpo.

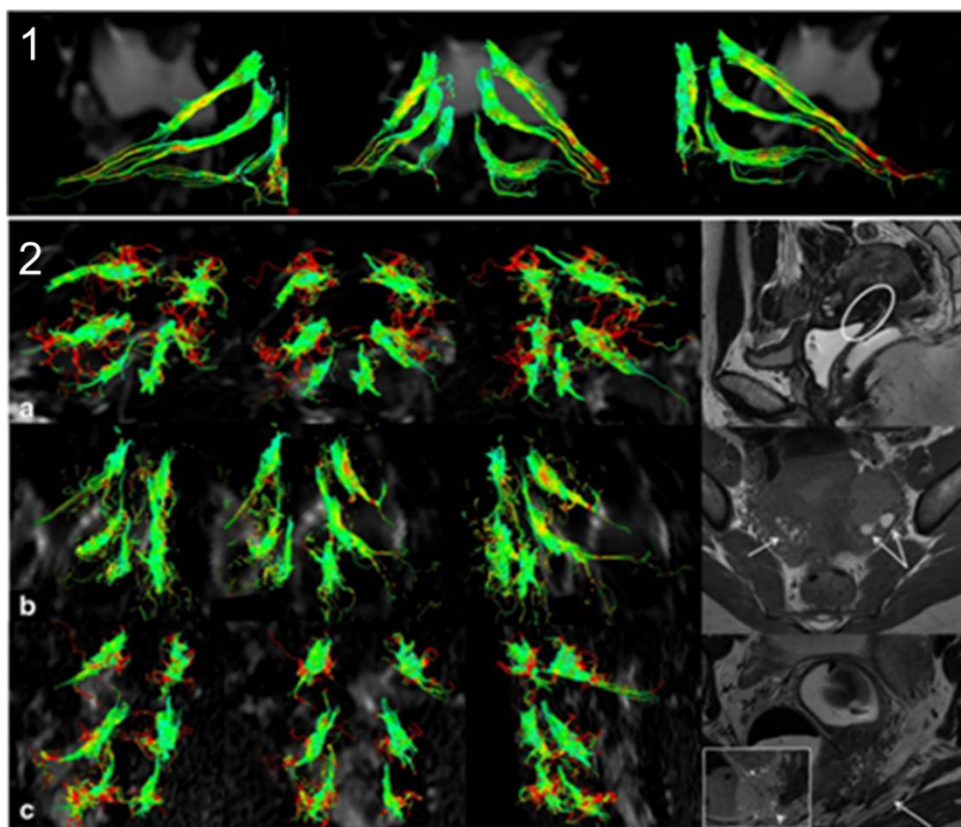
Figura 17 – Tratografia do plexo braquial



Fonte: Vargas *et al.*, 2010

- A) Reconstrução MIP Coronal da sequência 3D STIR SPACE mostrando um Schwannoma distal do plexo braquial (asterisco branco). B) Imagem ADC fundida e tratografia e C) tratografia isoladamente mostrando as fibras deslocadas da medula posterior (setas brancas) passando ao redor do Schwannoma (asterisco), sugerindo uma enucleação cirúrgica mais fácil. Os achados foram confirmados na cirurgia.

Figura 18 – Tratografia do plexo braquial demonstrando focos de endometriose



Fonte: Manganaro *et al.*, 2013

A Imagem 1 é uma tratografia de um plexo sacral saudável. A imagem 2 é a reconstrução do rastreamento da fibra em três mulheres afetadas pela endometriose do compartimento (A) posterior, (B) do meio e (C) de ambos

4.4.1.2 Aplicabilidade da tratografia no sistema nervoso periférico

A tratografia não substitui as imagens já presentes na ressonância magnética para visualização dos nervos, no entanto pode fornecer informações adicionais sobre a estrutura da fibra, o que nem sempre é fácil de visualizar com imagens anatômicas sozinhas (VARGAS *et al.*, 2010).

Apesar de apresentar algumas dificuldades, a tratografia de nervos é uma técnica promissora no diagnóstico de patologias que envolvam a integridade do nervo, e também nas suas outras aplicações descritas anteriormente. (COTTEN, 2015; KABAKCI; KOVANLIKAYA; KOVANLIKAYA, 2009)

Dentre as dificuldades apresentadas na aquisição da tratografia dos nervos, a maior delas foi o tamanho do voxel, que devido ao pequeno tamanho da fibra nervosa,

teria que ser pequeno o suficiente para obter uma boa resolução espacial, mas grande o suficiente para garantir que tenha um sinal razoável, causando uma perda na SNR. Portanto é importante que outros parâmetros sejam associados para a melhora na resolução espacial (KABAKCI; KOVANLIKAYA; KOVANLIKAYA, 2009; KHALIL *et al.*, 2008; VARGAS *et al.*, 2010).

Em conclusão, a aplicabilidade da tratografia foi reconhecida, sendo este o único método capaz de fornecer uma visão indireta da microestrutura do tecido nervoso e também a trajetória da fibra. (COTTEN, 2015; KASPRIAN *et al.*, 2015; VARGAS *et al.*, 2010).

4.4.2 Músculo esquelético

Os músculos esqueléticos são músculos estriados voluntários que compõem o sistema muscular e servem para movimentação e estabilidade de ossos e outras estruturas (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014).

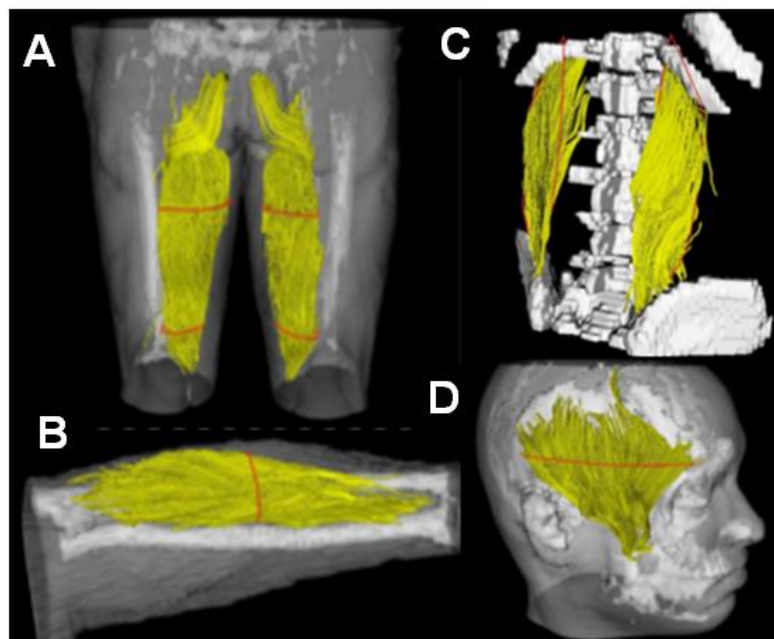
Um músculo se estende de um ponto de origem a um ponto de inserção, na maioria dos casos se cruzando com um tendão ou uma articulação. O músculo sempre vai estar ligado ao osso através de um ligamento (DAMON; BUCK; DING, 2011).

O músculo estriado esquelético é um tecido altamente ordenado e possui um arranjo anisotrópico de fibras, fazendo com que a difusão do tecido ocorra preferencialmente ao longo das fibras musculares, permitindo seu rastreamento através da tratografia (KERMARREC *et al.*, 2010)

4.4.2.1 Tratografia do músculo esquelético

A tratografia por DTI é uma ferramenta não invasiva que usa medição da difusão anisotrópica da molécula de água nos tecidos para adquirir informações sobre a orientação, parâmetros arquitetônicos (comprimento, ângulo de torção, direção e curvatura) e a organização arquitetônica da fibra muscular em várias regiões do corpo humano, por exemplo a perna, o antebraço, o coração, a coluna, a pelve e a língua. A figura 19 demonstra a aplicação da tratografia em músculos de diversas regiões (ALVES, 2016; DAMON; BUCK; DING, 2011; KERMARREC *et al.*, 2010; OUDEMAN *et al.* 2015; OUDEMAN *et al.* 2016).

Figura 19 – Aplicações da tratografia em músculos esqueléticos



Fonte: Froeling *et al.*, 2011b

A) Músculos semimembrâneo e semitendíneo esquerdo e direito. B) Músculo flexor profundo dos dedos. C) Músculo iliocostal lombar. D) Músculo temporal

Dentre as aplicações da tratografia, está o mapeamento da conectividade do tecido fibroso. Nesse caso, a técnica rastreia as fibras musculares integrando-as a cada voxel, levando assim, à descrições da trajetória 3D da fibra (DAMON; BUCK; DING, 2011).

Alterações na estrutura muscular devido a condições fisiopatológicas (inflamação, trauma, atrofia) podem ser avaliadas por IRM nas imagens ponderadas em T1 ou T2, porém as alterações fisiopatológicas geralmente começam a nível celular, tornando a detecção precoce através do T1 ou T2 inviável. A tratografia DTI pode fornecer uma leitura de imagem muito sensível do tecido, tornando-se uma ferramenta importante na detecção precoce de alterações na arquitetura muscular (OUDEMAN *et al.*, 2015).

4.4.2.2 Aplicabilidade da tratografia no músculo esquelético

A DTI associada a tratografia tem sido utilizada com sucesso para a visualização das fibras dos músculos esqueléticos (GHARIBANS *et al.*, 2011). No entanto as fibras reconstruídas geralmente continuam ao longo do tendão ou fascículo, superestimando o tamanho original da fibra. Para solucionar esse problema

foi proposto um método de aquisição através da densidade do trato (DT), o que ofereceu estimativas mais precisas do comprimento médio do fascículo muscular. Na aplicação dessa técnica é estimado um valor de densidade do trato para as fibras musculares e a aquisição da tratografia é realizada. Se o valor de DT ultrapassar o valor estimado anteriormente, a tratografia é interrompida, pois entende-se que há a presença de um tendão, aponeurose, fáscia ou um artefato (OUDEMAN *et al.*, 2016).

Um estudo realizado por Froeling *et al.* (2011b) diz que em todos os músculos do antebraço a tratografia mostrou uma correspondência visual convincente com as dissecções de um cadáver humano. A aplicabilidade da tratografia *in vivo* dos músculos da coxa humana também foi relatada por Kermarrec *et al.* (2010). Atualmente não há outra técnica não invasiva para o mapeamento da microestrutura da arquitetura muscular que se equipare a tratografia.

4.4.3 Coração

O coração é um dos órgãos mais importantes presente no corpo humano, sendo responsável principalmente pelo bombeamento do sangue para todos os locais do corpo. Ele é dividido em quatro câmaras, dois átrios e dois ventrículos, e consiste em duas bombas musculares adjacentes que atuam em série, dividindo a circulação em pulmonar e sistêmica (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014).

O sangue rico em dióxido de carbono chega ao átrio direito do coração através da veia cava superior e veia cava inferior. Do átrio direito o sangue vai para o ventrículo direito através da valva atrioventricular tricúspide, onde é bombeado para o pulmão através do tronco pulmonar, que se bifurca em artérias pulmonares esquerda e direita. Nos capilares pulmonares o dióxido de carbono é trocado por oxigênio e o sangue rico em oxigênio é reconduzido ao coração através das veias pulmonares, chegando ao átrio esquerdo. Do átrio esquerdo o sangue, agora rico em oxigênio, vai para o ventrículo esquerdo, onde é bombeado para o resto do corpo através da artéria aorta (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014).

Para que todo esse ciclo ocorra é necessário que haja a contração do músculo estriado cardíaco. O miocárdio forma a parede muscular do coração, possui contração rítmica, rápida, forte e involuntária, cuja velocidade e a força são controladas pela divisão autônoma do sistema nervoso. Por conta da alta atividade desenvolvida por

esse músculo, sua irrigação sanguínea é duas vezes maior que a do músculo estriado esquelético (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014).

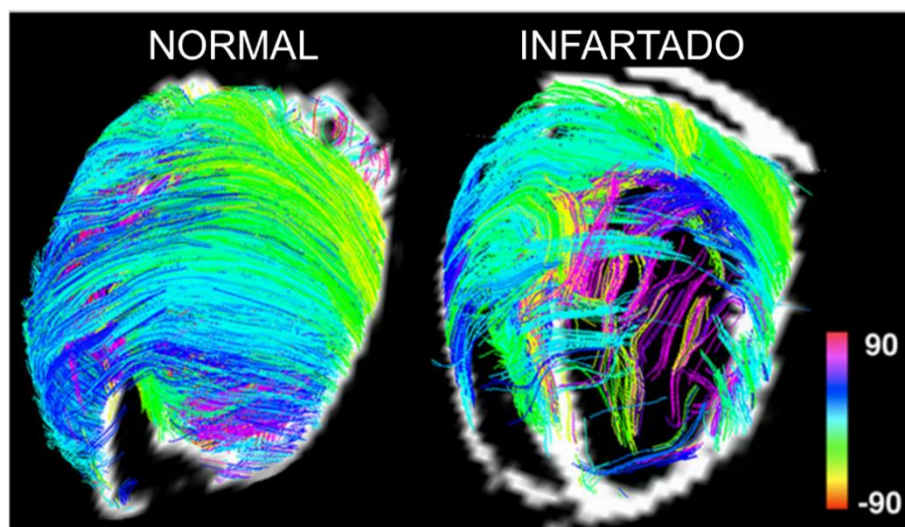
A parede de cada câmara cardíaca tem três camadas. São elas: endocárdio (camada mais fina e mais interna que reveste o coração e suas valvas), miocárdio (camada intermediária, helicoidal e mais espessa) e epicárdio (camada mais fina e externa formada pela lâmina visceral do pericárdio seroso) (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014).

O miocárdio é formado por miofibrilas, que consistem em estruturas microscópicas dispostas em série denominadas sarcômeros, sendo eles a menor unidade funcional de contração muscular. (DAMON; BUCK; DING, 2011). O tecido do miocárdio é constituído por um cruzamento de fibras helicoidais (SOSNOVIK *et al.*, 2009b). Tais fibras podem ser estimadas com o uso da tratografia traçando a direção de difusão máxima da água a partir de DTI por ressonância magnética (FRINDEL *et al.*, 2008).

4.4.3.1 Tratografia do coração

Os caminhos traçados pela tratografia podem ser usados para investigar e entender melhor a estrutura das fibras e organização muscular do coração humano, assim como servir de complemento na investigação de doenças que causam alterações na estrutura das fibras miocárdicas, como a doença cardíaca isquêmica, a insuficiência cardíaca e o infarto do miocárdio. A visualização de um coração infartado pela tratografia é demonstrada no coração de um rato *post mortem* na figura 20 (FRINDEL *et al.*, 2008; SOSNOVIK *et al.*, 2009a).

Figura 20 – Comparação entre o coração normal de um rato e um infartado.



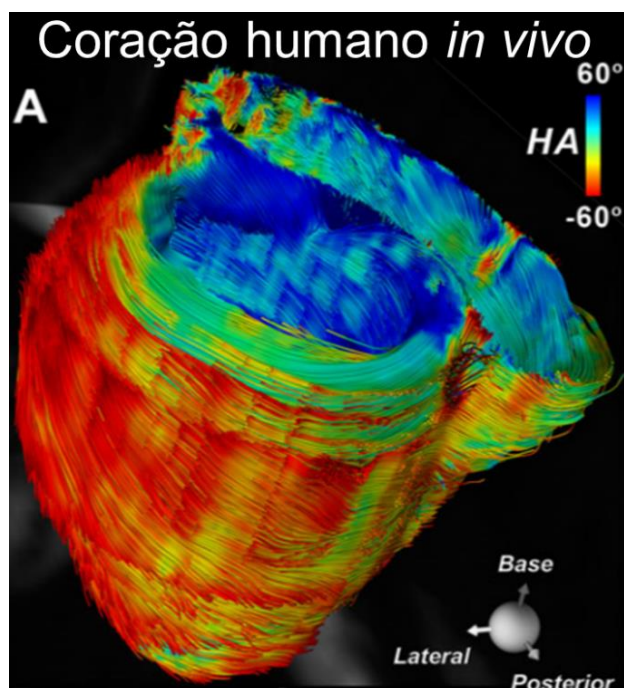
Fonte: Mekkaoui *et al.*, 2015

A imagem foi realizada *post mortem* com 514 direções de codificação por difusão. No coração normal, a arquitetura da fibra é altamente coerente. No coração infartado, uma rede de miofibras residuais se propaga no infarto a partir da zona de fronteira

A tratografia DTI é realizada em animais *post mortem* como objeto de estudo. Os estudos *post mortem* envolvendo essa técnica servem tanto para conhecimento não invasivo da estrutura das fibras do miocárdio e de doenças cardíacas, quanto como comparativo para os estudos realizados *in vivo*, para avaliar se a aplicação da técnica é fidedigna à estrutura anatômica das fibras musculares, tendo em vista que a aplicação da técnica *post mortem* apresenta maior precisão por não ter problemas relacionados ao movimento cardíaco (FROELING *et al.*, 2014; MEKKAOU *et al.*, 2015)

A tratografia DSI *in vivo* pode ser realizada com alto grau de reprodutibilidade sem intervalos entre as fatias, permitindo a caracterização do ventrículos esquerdo e direito (figura 21). Porém sua aquisição é extremamente desafiadora devido ao movimento cardíaco constante, o que faz com a SNR seja muito baixa e esteja sujeita a artefatos de movimento (MEKKAOU *et al.*, 2014; NIELLES-VALLESPIN *et al.*, 2012).

Figura 21 – Tratografia de um coração humano *in vivo*

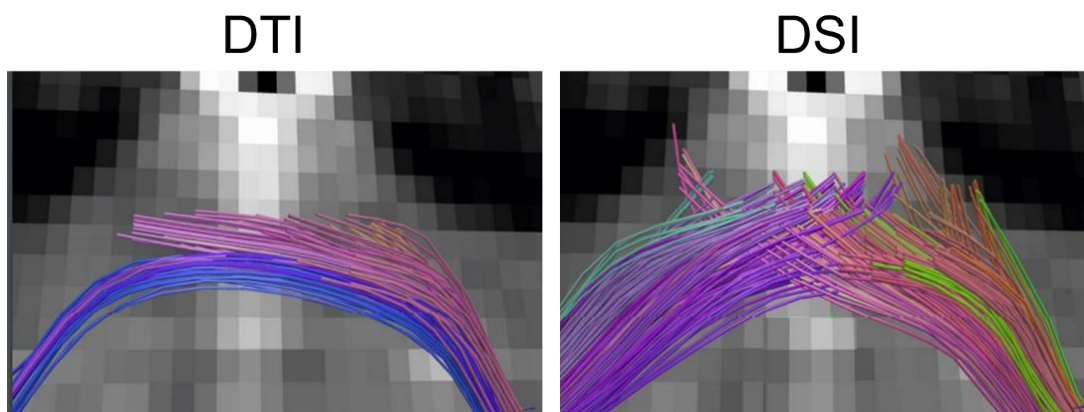


Fonte: Mekkaoui *et al.*, 2015

Tratografia DSI de todo o coração de um voluntário normal sem intervalos de fatia . As fibras são codificadas por cores pelo seu ângulo da espiral (HA). Doze fatias contíguas de eixo curto, cada uma com 8 mm de espessura, foram fotografadas com a abordagem STE. (A) Todo o coração visto da perspectiva pósterio-lateral.

A tratografia DTI deve ser adquirida em no mínimo 6 direções de codificação de difusão, sendo mais viável para a técnica o uso de 12 direções ou mais (MEKKAOUUI *et al.*, 2015). Mesmo assim a técnica ainda apresenta um problema quanto ao cruzamento de fibras dentro de um mesmo voxel. Quando duas ou mais fibras se cruzam em um voxel, o algoritmo da tratografia reconstrói a trajetória de forma incorreta (MANZO, 2017). Isso se torna um grande problema para a realização da tratografia no coração devido à grande quantidade de fibras que se cruzam. No entanto, o desenvolvimento da tratografia por espectro de difusão (DSI) forneceu uma plataforma com nível inédito de detalhe e precisão. A tratografia DSI é capaz de resolver vários vetores de difusão individual por voxel, em vez de apenas um, como ocorre no DTI. (SOSNOVIK *et al.*, 2009b). A diferença entre a aquisição da tratografia DTI e DSI é demonstrada na figura 22. A técnica de aquisição da tratografia DSI será discutida com maiores detalhes mais à frente.

Figura 22 – Comparação do cruzamento de fibras no DTI e no DSI



Fonte: Van W vedeen, 2011

4.4.3.1.1 Espectro de difusão (DSI)

A imagem ponderada por difusão pode ser realizada em vários níveis de complexidade. Pode-se realizar uma aquisição volumétrica simples com codificação em três direções, uma imagem por tensor de difusão (DTI), que é codificada em no mínimo seis direções, ou até mesmo um espectro de difusão (DSI) (MEKKAOU I *et al.*, 2015; SOSNOVIK *et al.*, 2009b)

Em contraste com o DTI, que utiliza pelo menos 6 gradientes de codificação de difusão, o DSI utiliza caracteristicamente 515 gradientes de codificação, embora já tenham sido realizadas simulações com até 925 gradientes de codificação. Nas imagens DSI cada voxel no domínio espacial de uma imagem possui seu próprio espaço-q 3D associado a ele. Assim, as imagens DSI possuem 6 dimensões, onde 3 dimensões do espaço q são sobrepostas a 3 dimensões do espaço da imagem (SOSNOVIK *et al.*, 2009b).

O espaço-q pode ser comparado ao espaço K. Enquanto a codificação do espaço K é definida pelo gradiente de leitura e seus sinais possuem relação com a transformada de Fourier e a distribuição espacial dos spins. No espaço-q a codificação é definida pelos gradientes de difusão e o seu sinal também possui relação com a transformada de Fourier mas também com uma função de probabilidade tridimensional do deslocamento por difusão. Trata-se de uma aquisição classificada como não paramétrica para estudar a distribuição pela difusão caracterizada como “método sem modelo” por não assumir um modelo de difusão específico, como a DWI ou a DTI (YEH, 2019). A sua teoria é muito complexa, e foge do escopo deste trabalho.

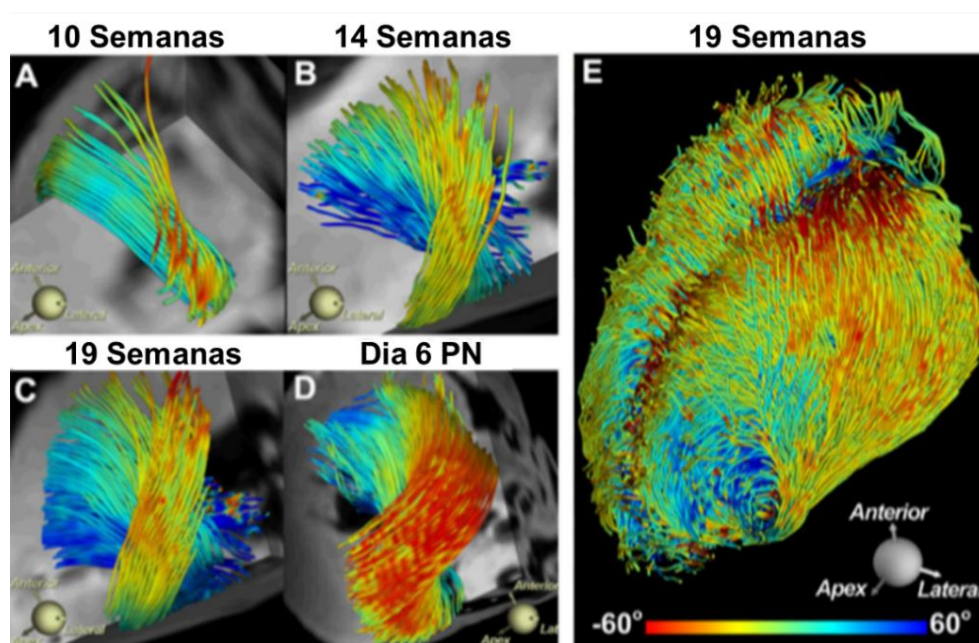
4.4.3.2 Aplicabilidade da tratografia no coração

Atualmente o DTI possui limitações para a realização da tratografia do coração devido a sua dificuldade em resolver completamente as geometrias convergentes, cruzadas ou fibrosas complexas, o que torna necessária uma otimização da técnica para aplicação clínica. Porém ainda que apresente essas dificuldades, a aplicabilidade da tratografia DTI é iminente e seu uso fornecerá informações complementares importantes no tratamento de doenças cardíacas (MEKKAOUI *et al.*, 2015; NIELLES-VALLESPIN *et al.*, 2012; SOSNOVIK *et al.*, 2009a).

O DSI se mostrou capaz de resolver as populações de fibras distintas dentro do mesmo voxel e demonstrou capacidade de visualizar tratos e fibras mais complexas com alto nível de detalhes e precisão (SOSNOVIK *et al.*, 2009b).

A tratografia DSI foi realizada *in vivo* em adultos e no coração fetal (figura 23) e apresentou capacidade de identificar alterações na microestrutura das miofibras e fornecer leituras relevantes do musculo cardíaco além de trazer a possibilidade da adaptação do método para aplicação clínica (MEKKAOUI *et al.*, 2015; SOSNOVIK *et al.*, 2009a).

Figura 23 – Tratografia no coração fetal



Fonte: Mekkaoui *et al.*, 2015

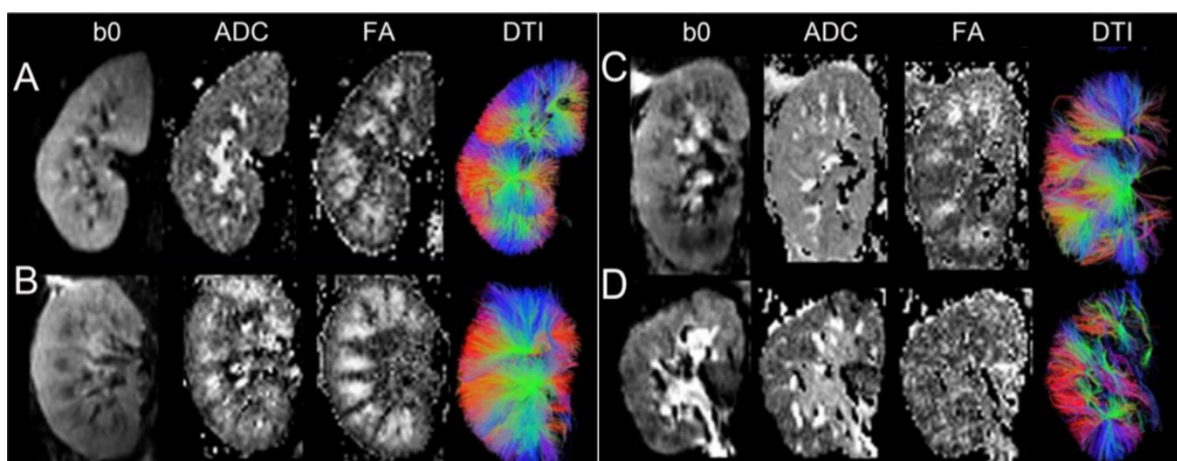
4.4.4 Rim

O rim é um órgão de alta perfusão sanguínea que tem como principal função de filtrar o sangue, retirando o excesso de água, sais e resíduos do metabolismo, enquanto devolvem nutrientes e outras substâncias químicas para o sangue. Os rins saudáveis têm estruturas bem definidas com túbulos, ductos e vasos radiais orientados para a pelve renal, possuindo assim difusão anisotrópica ao longo dessas estruturas (HUEPER *et al.*, 2011; MOORE; DALLEY; AGUR, 2014; WANG *et al.*, 2014; XIE *et al.*, 2014).

4.4.4.1 Tratografia do rim

A tratografia DTI tem capacidade de demonstrar a intensidade, e direção da difusão da água nos tecidos renais, podendo ser aplicada na detecção de doenças renais parenquimatosas crônicas, nefropatia diabética, glomerulonefrite e também demonstrar distorção nos tecidos e na arquitetura em caso de lesões com difusão restrita, como abscessos e tumores. Além disso, tem a capacidade de avaliar a função renal e sua correlação com a taxa de filtração glomerular em rins transplantados, como demonstrado na figura 24 (FAN *et al.*, 2015; GAUDIANO *et al.*, 2013; JAIMES *et al.*, 2013).

Figura 24 – Comparação de um rim saudável com outros rins com funções comprometidas em diferentes graus



Fonte: Fan *et al.*, 2015

Comparação de imagens de difusão entre grupos. São descritas imagens, mapas de ADC, mapas de AF e tratografia de rim inteiro em um voluntário saudável (a), um aloenxerto com boa função (b), um aloenxerto com função moderadamente prejudicada (c) e um aloenxerto com função gravemente comprometida (d).

Em rins saudáveis, o córtex renal apresentou valores de ADC mais altos do que a medula. Isso ocorre devido à maior fusão do sangue no córtex e na restrição da difusão da molécula de água na medula, no entanto, a medula tem um AF maior que o córtex por conta da orientação radial dos túbulos, vasos e ductos coletores na medula renal (FAN *et al.*, 2015).

4.4.4.2 Aplicabilidade da tratografia no rim

A tratografia se mostrou vantajosa para examinar patologias em que o córtex e a medula não podem ser bem diferenciados, como por exemplo, rejeição de transplante ou doenças difusa do parênquima (HUEPER *et al.*, 2011; NOTOHAMIPRODJO *et al.*, 2010)

Foram encontradas diferenças nos parâmetros de difusão entre os rins transplantados com bom funcionamento e com funcionamento prejudicado, onde, em aloenxertos com bom funcionamento a tratografia demonstrou semelhanças à rins saudáveis, enquanto em aloenxertos com função prejudicada, a densidade dos setores diminuiu significativamente, sendo possível até observar espaços vazios na tratografia. Esses resultados demonstram que a tratografia DTI é uma abordagem não invasiva capaz de avaliar quantitativamente e visualmente a função do aloenxerto renal no estágio pós-transplante (FAN *et al.*, 2015; GAUDIANO *et al.*, 2013).

A tratografia nos rins se mostrou aplicável, podendo ser usada para medir de maneira confiável o volume parenquimatoso, avaliar quantitativa e visualmente a função do aloenxerto renal nos períodos pós transplante de forma precoce e servir como complemento da informação funcional obtida na urografia por ressonância magnética (FAN *et al.*, 2015; JAIMES *et al.*, 2013; XIE *et al.*, 2014).

4.4.5 Pelve

4.4.5.1 Assoalho pélvico

O assoalho pélvico é formado pelo diafragma pélvico, que consiste no conjunto dos músculos levantadores do ânus e isquiococcígeo, e nas fáscias e ligamentos associados a esses músculos. O diafragma da pelve está situado na pelve menor, parte inferior da pelve óssea (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014).

Os músculos levantadores do ânus são os músculos mais importantes e clinicamente mais interessantes do assoalho pélvico. Formam um assoalho dinâmico que sustenta as vísceras abdominopélvicas e ajudam a manter a continência urinária e fecal. Eles estão fixados anteriormente aos corpos dos púbis, posteriormente às espinhas isquiáticas, e entre os dois pontos ósseos de cada lado está fixado a um espessamento na fáscia obturatória. São divididos em três partes que são denominadas de acordo com suas fixações e o trajeto de suas fibras (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014; ZIJTA *et al.*, 2012a). São elas:

Puborretal: parte medial, mais estreita e espessa do músculo. Forma uma alça muscular em formato de U (alça puborretal) que passa posteriormente à junção anorretal e delimita o hiato urogenital. Essa parte tem um papel importante na manutenção da continência fecal (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014).

Pubococcígeo: parte intermediária mais larga, porém menos espessa, do músculo. Tem origem lateral ao músculo puborretal, a partir da face posterior do corpo do púbis e arco tendíneo anterior. Alças musculares mais curtas do músculo pubococcígeo que se estendem medialmente e se fundem à fáscia ao redor de estruturas na linha mediana são denominadas de acordo com a estrutura próxima de seu término: pubovaginal (mulheres), puboprostático (homens), puboperineal e puboanal (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014).

Iliococcígeo: parte posterolateral do músculo levantador do ânus. Se origina na parte posterior do arco tendíneo e na espinha isquiática e se funde ao corpo anococcígeo posteriormente (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014).

O hiato urogenital é uma abertura anterior entre as margens mediais dos músculos levantadores do ânus que dá passagem à uretra, e no caso de mulheres à vagina. Além do hiato urogenital, o músculo levantador do ânus é perfurado no centro pelo canal anal (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014).

O músculo isquiococcígeo tem origem nas faces laterais da parte inferior do sacro e cóccix. Ele forma pequena parte do diafragma pélvico que sustenta as vísceras pélvicas e flete o cóccix (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014).

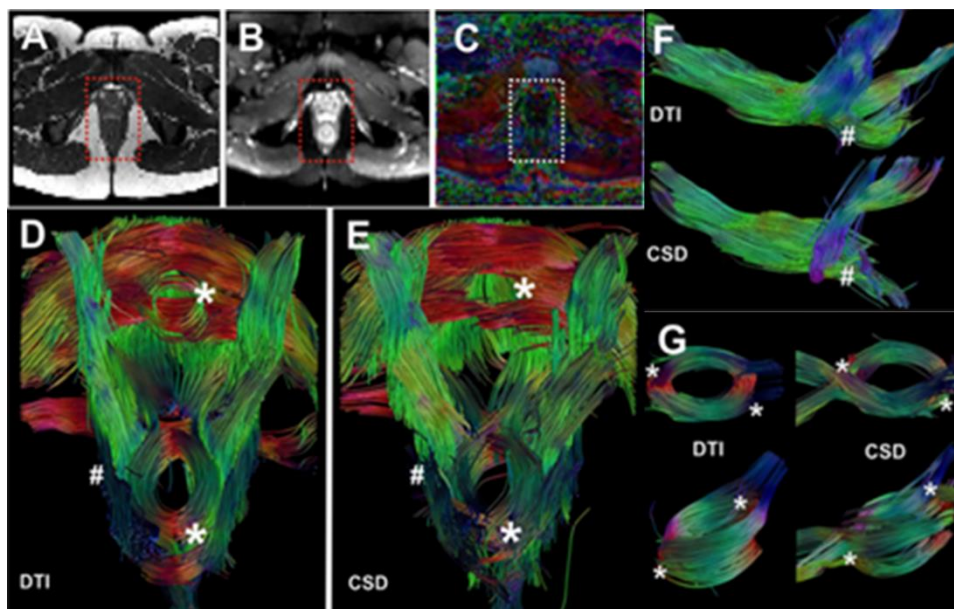
4.4.5.1.1 Tratografia do assoalho pélvico

A anatomia do assoalho pélvico é bastante complexa, por isso requer preferencialmente uma modalidade de imagem multiplanar com alta resolução espacial e grande capacidade na diferenciação de tecidos moles para a sua avaliação (ZIJTA *et al.*, 2012b).

O uso apenas do exame físico para a avaliação do assoalho pélvico passou a ser questionado, por isso, houve um aumento do interesse do diagnóstico por imagem para a avaliação dessa complexa estrutura anatômica. (ZIJTA *et al.*, 2012a)

A tratografia do assoalho pélvico permite a visualização tridimensional do tecido muscular esquelético *in vivo* no corpo humano, aprimorando a compreensão da anatomia funcional dessa área. Ela pode oferecer informações adicionais sobre a disfunção do assoalho pélvico e fornecer parâmetros de difusão exclusivos que descrevem a organização arquitetônica, como pode ser observado na figura 25 (FROELING *et al.*, 2011, 2012; ZIJTA *et al.*, 2012b)

Figura 25 – Tratografia dos músculos do assoalho pélvico



Fonte: Froeling *et al.* 2011a

A) Imagem ponderada em T2. B) Imagem de difusão. C) Mapa AF codificado por cores. D) Tratografia baseada em DTI. E) Tratografia baseada em DSC F) Tratografia de iFiber da parte esquerda do iliococcígeo e do pubococcígeo; painel superior: DTI; painel inferior: CSD. G) Tratografia por fibra do esfíncter anal.

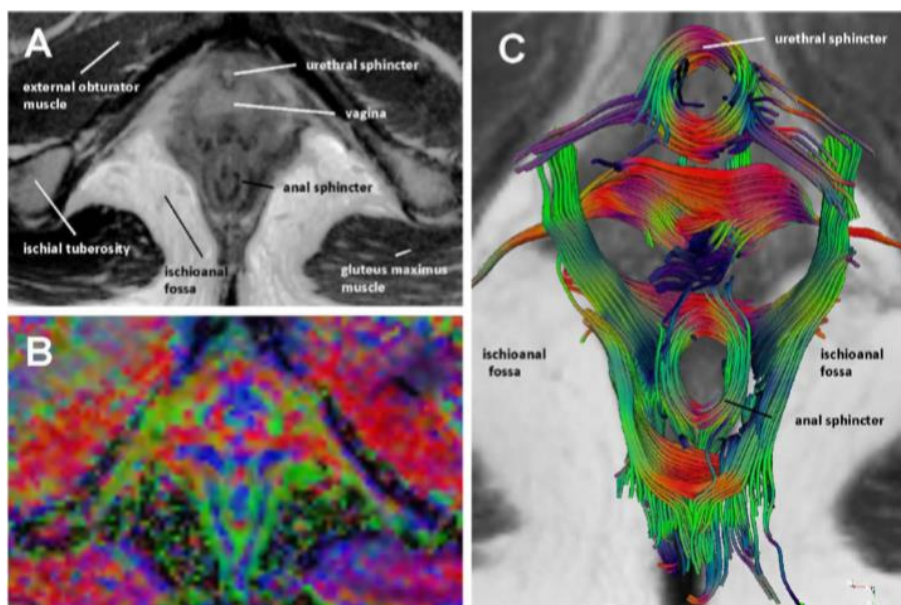
A tratografia se provou valiosa na avaliação da fadiga e defeitos musculares de parte da anatomia do assoalho pélvico, com tratabilidade confiável e de alta qualidade dos músculos pubovisceral e suas subdivisões (pubovaginal, puboperineal e puboanal), puborretal. Já no músculo Iliococcígeo e na parte mais posterior do conjunto de elevadores do ânus houve uma dificuldade no rastreamento das fibras. (ROUSSET *et al.*, 2012; ZIJTA *et al.*, 2012a).

Os músculos superficiais e profundos do assoalho pélvico são frequentemente danificados durante lesões relacionadas ao parto vaginal, resultando em incontinência anal, incontinência uretral e prolapso de órgãos pélvicos. (ZIFAN *et al.*, 2018)

4.4.5.1.2 Aplicabilidade da tratografia no assoalho pélvico

A tratografia se mostrou aplicável na visualização das fibras dos músculos pubovisceral e puborretal, porém apresentou maiores dificuldades no estudo do músculo iliococcígeo fornecendo novas ideias sobre as subdivisões do elevador do ânus e seu papel no suporte de órgãos pélvicos. A figura 26 demonstra a organização da anatomia complexa do assoalho pélvico com uma visualização clara das fibras do complexo esfíncter uretral e anal. (ROUSSET *et. al.* 2012)

Figura 26 – Orientação das fibras dos músculos pélvicos



Fonte: Zijta *et al.*, 2012

(A) Imagem axial ponderada em T2. (B) mapa AF codificado na direção correspondente. (C) A tratografia por fibra demonstra o efeito multidirecional organização da anatomia complexa do assoalho

pélvico com uma visualização clara das fibras de orientação circular no nível do complexo esfíncter uretral e anal. Os valores do vetor per-voxel são codificados por cores da seguinte maneira: verde (direção anteroposterior), azul (direção craniocaudal) e vermelho (direção mediolateral).

A tratografia é uma técnica não invasiva promissora para imagens da arquitetura muscular do assoalho pélvico fornecendo informações complementares para o melhor entendimento da anatomia dessa região. (ROUSSET *et al.*, 2012; ZIFAN *et al.*, 2018).

4.4.5.2 Próstata

A próstata é a maior glândula acessória do sistema reprodutor masculino e circunda a parte prostática da uretra. Ela é dividida em elementos glandulares e fibromusculares. A parte glandular representa cerca de dois terços da próstata; o outro terço é fibromuscular (KIM; JANG; PARK, 2012; MOORE; DALLEY; AGUR, 2014).

A região central da glândula consiste em estruturas ductais organizadas acompanhadas por fibras musculares e estroma, por isso possui mais anisotropia na sua difusão. A zona periférica possui organização microestrutural frouxa e com menos restrição à difusão, por isso seu grau de anisotropia é menor. Devido aos caminhos vasculares, neurais e ductais presentes na próstata, a tratografia se torna parcialmente aplicável à ela. (GÜRSES *et al.*, 2011; HEDGIRE *et al.*, 2016)

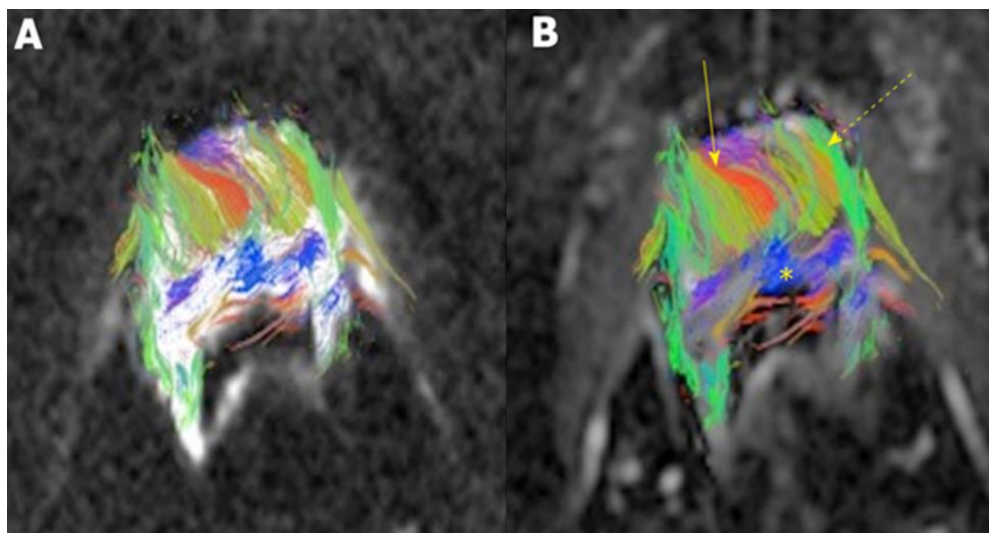
A divisão tradicional da próstata descreve lobos que embora descritos separadamente, não são bem diferenciados do ponto de vista anatômico. São eles: o istmo da próstata, que é um tecido fibromuscular que representa a continuação superior do esfíncter externo da uretra; e os lobos direito e esquerdo da próstata, que são separados anteriormente pelo istmo e posteriormente por um sulco longitudinal central e pouco profundo. Os lobos direito e esquerdo são subdivididos em quatro lóbulos cada. A divisão é definida pela relação do lóbulo com a uretra, ductos associados à próstata (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014).

4.4.5.2.1 Tratografia da próstata

Apesar dos avanços na ressonância magnética, a avaliação da extensão e agressividade do câncer de próstata através dos exames de imagem ainda apresenta limitações (HEDGIRE *et al.*, 2016).

As principais aplicações da tratografia na próstata tem foco na avaliação da sua organização microestrutural (figura 27), na detecção de indicativos do câncer de próstata e no planejamento cirúrgico (GÜRSES *et al.*, 2011; KIM; JANG; PARK, 2012).

Figura 27 - Tratos de fibras tridimensionais sobrepostos



Fonte: Hedgire *et al.*, 2016

(A) e coeficiente de difusão aparente (B) revelando anatomia rica em tratos de fibras e arquitetura complexa da glândula prostática com heterogeneidade de trato.

Os valores de AF e ADC nas regiões da próstata podem ser indicativos de diferenciação entre tecido prostático benigno, como uma hiperplasia glandular, e câncer. Tecidos cancerosos tendem a ter uma diminuição nos valores de ADC. Essa alteração é compatível com o aumento da celularidade no câncer de próstata. Porém é importante que se tenha conhecimento dos parâmetros de difusão da próstata normal, pois devido às diferenças histológicas entre as zonas da glândula, ela naturalmente possui parâmetros diferentes entre a zona central e periférica (KIM; JANG; PARK, 2012; GÜRSES *et al.*, 2011; PARK *et al.*, 2014)

A tratografia pode apresentar um papel importante servindo como guia no planejamento cirúrgico. Poupar o nervovascular periprostático é vital para garantir a função erétil e boa continência urinária dos pacientes que sofrem prostatectomia radical. A capacidade da técnica de demonstrar o nervovascular periprostático auxilia no planejamento adequado para que o nervo seja poupado em uma prostatectomia (REAM *et al.*, 2016; TAKAHASHI *et al.*, 2013).

4.4.5.2.2 Aplicabilidade da tratografia na próstata

As diferenças encontradas nos valores de AF e de ADC entre hiperplasia da próstata e câncer de próstata sugerem que a tratografia DTI é uma ferramenta suplementar aplicável na diferenciação dessas duas doenças. A tratografia também demonstrou que pode levar a uma maior precisão da biópsia direcionada e orientada por IRM (PARK *et al.*, 2014).

Uma análise qualitativa mostrou que o uso combinado do DTI com a ponderação T2 mostrou maior especificidade, tanto para leitores mais experientes quanto para leitores menos experientes, do que as imagens ponderadas em T2 sozinhas. Onde na combinação do DTI com o T2, a especificidade foi de 90% para leitores mais experientes e 84% para leitores menos experientes. E a imagem ponderada em T2 sozinha foi de 65% para leitores mais experientes e 72% para leitores menos experientes (PARK *et al.*, 2014).

Em conclusão, a tratografia é aplicável como complemento para a rotina de ressonância magnética, podendo descrever doenças em nível microestrutural (HEDGIRE *et al.*, 2016).

5 DISCUSSÃO

5.1 Nervo periférico

Os autores Andreisek *et al.* (2008); Manganaro *et al.* (2013); Vargas *et al.* (2010); Khalil *et al.* (2008); Kasprian *et al.* (2014); e Kabakci *et al.* (2009) demonstraram a capacidade da tratografia por DTI de demonstrar de forma não invasiva nervos periféricos, com destaque interessante na demonstração do plexo braquial e plexo sacral. Foram demonstrados casos onde havia neuropatias compressivas, neoplasias onde foi visualizada alteração no nervo devido ao volume do tumor, e avaliação de focos de endometriose infiltrados nos nervos do plexo sacral. Ambos os autores relataram limitações na aquisição devido ao tamanho reduzido do FOV para nervos muito finos.

5.2 Músculo esquelético

Os autores Oudeman *et al.* (2016); Longwei (2012); Okamoto *et al.* (2012); Damon, Buck e Ding (2011); Froeling *et al.* (2011b) demonstraram a aplicabilidade da tratografia para a visualização 3D da arquitetura e trajetória muscular e mensuração dos parâmetros arquitetônicos em músculos da perna, coxa e do antebraço. Limitações foram encontradas em músculos muito finos ou músculos com grande quantidade de cruzamento de fibras. Além disso Oudeman *et al.* (2016) encontrou dificuldade na mensuração precisa do comprimento da fibra, uma vez que nas reconstruções de tratografia adquiridas a fibra continuava ao longo do tendão. Tal limitação foi resolvida com o uso da técnica de densidade de fibras.

5.3 Coração

Os autores Mekkaoui *et al.* (2014); Sosnovik *et al.* (2009); Froeling *et al.* (2014); e NIELLES-Vallespin *et al.* (2013) demonstram técnicas que tornam aplicável a aquisição da tratografia do coração *in vivo*. Embora ainda seja necessário o desenvolvimento de tecnologias que melhorem a precisão da técnica. Enquanto isso, o uso da tratografia para estudo em corações *post mortem* se mostrou altamente promissor.

5.4 Rim

Os autores Fan *et al.* (2015); Hueper *et al.* (2011); Jaimes *et al.* (2013); e Gaudiano *et al.* (2013) relataram a capacidade da tratografia de demonstrar a

microestrutura dos rins, além de ser uma técnica promissora no complemento de imagens que demonstram a função renal. Fan *et al.* (2015) e Hueper *et al.* (2011) demonstraram também a aplicabilidade da técnica na avaliação da função renal em rins transplantados.

5.5 Assoalho pélvico

Os autores Zijta *et al.* (2012); Froeling *et al.* (2011a); e Rousset *et al.* (2012), chegaram em um consenso quanto a aplicabilidade e aplicações da tratografia, relatando sua capacidade de obter tratos tridimensionais de alta qualidade nos músculos pubovisceral, puborretal, corpo perineal fibromuscular, complexo do esfíncter anal e uretral e músculo obturador interno. Porém ambos apresentaram dificuldade na visualização do músculo ileococcígeo. Todos os autores relatam a aplicabilidade da técnica, porém contam com o desenvolvimento de tecnologias futuras para que a aplicação da tratografia possa atingir o protocolo de aquisição ideal e precisão necessária para a sua aplicação clínica. Tendo isto em vista, foi incluso neste estudo o autor Zifan *et al.*, (2018), que relatam a ainda presente dificuldade técnica para o estudo da microarquitetura do assoalho pélvico humano usando a técnica de tratografia por DTI, principalmente no cruzamento ou encontro de fibras musculares. Apesar disso, Zifan *et al.*, (2018) ainda relatam que a tratografia por DTI uma técnica promissora para a imagem dos músculos presentes no assoalho pélvico.

5.6 Próstata

Os autores Kim, Jang, Park, (2011); Park *et al.* (2014); Hedgire *et al.* (2016); Takahashi *et al.* (2013); e Ream *et al.* (2016) demonstraram a aplicabilidade da tratografia na visualização da microestrutura prostática, mostrando também sua capacidade em diferenciar a glândula central da região periprostática devido à diferença na arquitetura dos tecidos. Os autores Park *et al.* (2014); Hedgire *et al.* (2016) tiveram ainda sucesso ao aplicar a tratografia como detector de indicadores da presença de câncer na próstata.

6 CONCLUSÃO

A aplicabilidade da tratografia foi demonstrada no coração, rim, assoalho pélvico, nervos periféricos, próstata e músculos esqueléticos, entretanto cada estrutura anatômica demonstrou suas limitações e particularidades. Existem diversos algoritmos usados para a reconstrução da tratografia, isso faz com que os parâmetros de aplicação não sejam padronizados. Além disso, alterações nos parâmetros de aquisição (TE, valor de b, intensidade do campo magnético) influenciam tanto nos valores de AF adquiridos na DTI quanto no rastreamento e reconstrução das fibras pela tratografia. Fazendo com que até o presente momento seja impossível a padronização das medições adquiridas pela tratografia, dificultando assim sua aplicação clínica.

Mesmo com as limitações apresentadas, a tratografia é considerada uma técnica com muito potencial para a aplicação clínica, tendo um futuro promissor como complemento dos mais diversos tipos de exames.

REFERÊNCIAS

- ALMEIDA, Eduardo Walneide Castilho. **Estudo teórico de estrutura, propriedades e reatividade de triglicerídeos e ésteres de ácidos graxos envolvidos na produção e composição do biodiesel**. 2010. 157 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Química, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, 2010.
- ALVES, Sérgio Saraiva. **Avaliação por Imagem de Ressonância Magnética das alterações estruturais e fisiológicas dos músculos da perna após exercício**. 2016. 223 f. Dissertação (Doutorado) - Curso de Engenharia Biomédica, Faculdade de Ciências e Tecnologia. Universidade Nova de Lisboa., Lisboa, 2016.
- ANDREISEK, Gustav *et al.* **Diffusion tensor imaging and fiber tractography of the median nerve at 1.5T: optimization of b value**. *Skeletal Radiology*, Toronto, v. 38, n. 1, p.51-59, 5 set. 2008. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00256-008-0577-6>.
- BRITO, Samuel Henrique Bucke. **O Espectro Eletromagnético na Natureza**. Disponível em: <<http://labcisico.blogspot.com/2013/03/o-espectro-eletromagnetico-na-natureza.html>>. Acesso em: 18 set. 2019.
- COTTEN, Anne *et al.* **Tractography: Possible Applications in Musculoskeletal Radiology**. *Seminars In Musculoskeletal Radiology*, New York, v. 19, n. 04, p.387-395, 19 nov. 2015. Georg Thieme Verlag KG. <http://dx.doi.org/10.1055/s-0035-1563736>.
- DAMON, Bruce M; BUCK, Amanda Kw; DING, Zhaohua. **Diffusion-tensor MRI-based skeletal muscle fiber tracking**. *Imaging In Medicine*, Nashville, v. 3, n. 6, p.675-687, dez. 2011. OMICS Publishing Group. <http://dx.doi.org/10.2217/iim.11.60>.
- ELSTER, Allen D. *Questions and Answers in MRI (Ed.)*. **DWI Pulse Sequence: How do you make a DW image?** 2019. Disponível em: <<http://mriquestions.com/making-a-dw-image.html>>. Acesso em: 19 nov. 2019.
- FAN, Wen-jun *et al.* **Assessment of renal allograft function early after transplantation with isotropic resolution diffusion tensor imaging**. *European Radiology*, Tianjin, v. 26, n. 2, p.567-575, 28 maio 2015. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-015-3841-x>.
- FRINDEL, Carole *et al.* **A Global Approach to Cardiac Tractography**. Villeurbanne, p.883-886, 2008.
- FROELING, M. *et al.* **Fiber architecture of the female pelvic floor: An exploratory investigation using different diffusion MRI tractography algorithms**. **Human Brain Mapping**, Utrecht, v. 32, n. 3, p.461-479, 14 fev. 2011. a

FROELING, M. *et al.* **Towards a general approach for skeletal muscle DTI acquisition and post-processing.** Maastricht, 2011. b

FROELING, Martijn *et al.* **Diffusion Tensor MRI of the Heart – In Vivo Imaging of Myocardial Fiber Architecture.** Current Cardiovascular Imaging Reports, Utrecht, v. 7, n. 7, 23 maio 2014. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s12410-014-9276-y>.

FROELING, Martijn *et al.* **Diffusion-tensor MRI reveals the complex muscle architecture of the human forearm.** Journal Of Magnetic Resonance Imaging, Amsterdam, v. 36, n. 1, p.237-248, 14 fev. 2012. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.23608>.

GAUDIANO, Caterina *et al.* Diffusion tensor imaging and tractography of the kidneys: assessment of chronic parenchymal diseases. **European Radiology**, Bologna, v. 23, n. 6, p.1678-1685, 9 jan. 2013. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-012-2749-y>.

GHARIBANS, A. A. *et al.* **The Effect of Diffusion Tensor Imaging SNR on Skeletal Muscle Tractography.** Illinois, 2011.

GÜRSES, Bengi *et al.* Diagnostic utility of DTI in prostate cancer. **European Journal Of Radiology**, Istambul, v. 79, n. 2, p.172-176, ago. 2011. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2010.01.009>.

HEDGIRE, Sandeep *et al.* Quantitative study of prostate cancer using three-dimensional fiber tractography. **World Journal Of Radiology**, Massachusetts, v. 8, n. 4, p.397-402, 2016. Baishideng Publishing Group Inc. <http://dx.doi.org/10.4329/wjr.v8.i4.397>.

HELMENSTINE, Anne Marie. **Chemical Composition of the Human Body.** 2019. Disponível em: <<https://www.thoughtco.com/chemical-composition-of-the-human-body-603995>>. Acesso em: 09 dez. 2019.

HUEPER, Katja *et al.* Diffusion tensor imaging and tractography for assessment of renal allograft dysfunction: initial results. **European Radiology**, Hannover, v. 21, n. 11, p.2427-2433, 28 jun. 2011. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-011-2189-0>.

JAIMES, Camilo *et al.* Diffusion tensor imaging and tractography of the kidney in children: feasibility and preliminary experience. **Pediatric Radiology**, Philadelphia, v. 44, n. 1, p.30-41, 11 set. 2013. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00247-013-2774-2>.

KABAKCI, Neslihan Tasdelen; KOVANLIKAYA, Arzu; KOVANLIKAYA, Ilhami. Tractography of the Median Nerve. **Seminars In Musculoskeletal Radiology**, New York, v. 13, n. 01, p.018-023, 23 fev. 2009. Georg Thieme Verlag KG. <http://dx.doi.org/10.1055/s-0029-1202241>.

KASPRIAN, Gregor *et al.* Peripheral nerve tractography in soft tissue tumors: A preliminary 3-tesla diffusion tensor magnetic resonance imaging study. **Muscle & Nerve**, Vienna, v. 51, n. 3, p.338-345, 5 jan. 2015. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/mus.24313>.

KERMARREC, Erwan *et al.* In Vivo Diffusion Tensor Imaging and Tractography of Human Thigh Muscles in Healthy Subjects. **American Journal Of Roentgenology**, Lille, v. 195, n. 5, p.352-356, nov. 2010. American Roentgen Ray Society. <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.09.3368>.

KHALIL, C. *et al.* Diffusion tensor imaging and tractography of the median nerve in carpal tunnel syndrome: preliminary results. **European Radiology**, Suresnes, v. 18, n. 10, p.2283-2291, 17 abr. 2008. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-008-0971-4>.

KIM, C K; JANG, S M; PARK, B K. Diffusion tensor imaging of normal prostate at 3 T: effect of number of diffusion-encoding directions on quantitation and image quality. **The British Journal Of Radiology**, Seoul, v. 85, n. 1015, p.279-283, jul. 2012. British Institute of Radiology. <http://dx.doi.org/10.1259/bjr/21316959>.

LONGWEI, Xu. Clinical application of diffusion tensor magnetic resonance imaging in skeletal muscle. **Muscles Ligaments Tendons Journal**. Zhejiang, p. 19-24. jun. 2012.

MANGANARO, L. *et al.* Diffusion tensor imaging and tractography to evaluate sacral nerve root abnormalities in endometriosis-related pain: A pilot study. **European Radiology**, Roma, v. 24, n. 1, p.95-101, 28 ago. 2013. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-013-2981-0>.

MANZO, Rafael Reggiani. **Um Método de Tratografia Global Utilizando Imagens de Ressonância Magnética Ponderadas por Difusão**. 2017. 73 f. Tese (Mestrado) - Curso de Mestrado em Ciência da Computação, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2017.

MAZZOLA, Alessandro A. Ressonância magnética: Princípios de formação da imagem e aplicações em imagem funcional. **Revista Brasileira de Física Médica**, Porto Alegre, p.117-129, 2009.

MAZZOLA, A. **Princípios Físicos da Ressonância Magnética**. 2015. Disponível em :<https://docplayer.com.br/1959997-Introducao-fisica-da-rmn-principios-fisicos-da-ressonancia-magnetica-alessandro-a-mazzola-1-2.html>, acesso em: 30 de novembro, 2019

MCROBBIE, Donald W. *et al* (Ed.). **MRI from Picture to Proton**. 3. ed. Nova Iorque: Cambridge University Press, 2017.

MEKKAOU, Choukri *et al*. Diffusion MRI in the heart. **Nmr In Biomedicine**, [S.l.], v. 30, n. 3, p.1-14, 20 out. 2015. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/nbm.3426>.

MEKKAOU, Choukri *et al*. In vivo fiber tractography of the right and left ventricles using diffusion tensor MRI of the entire human heart. **Journal Of Cardiovascular Magnetic Resonance**, New Orleans, v. 16, n. 1, jan. 2014. Springer Nature. <http://dx.doi.org/10.1186/1532-429x-16-s1-p17>.

MOORE, Keith L.; DALLEY, Arthur F.; AGUR, Anne M. R.. **Anatomia Orientada para a Clínica**. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan Ltda., 2014.

NIELLES-VALLESPIN, Sonia *et al*. In vivo diffusion tensor MRI of the human heart: Reproducibility of breath-hold and navigator-based approaches. **Magnetic Resonance In Medicine**, London, v. 70, n. 2, p.454-465, 21 set. 2012. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.24488>.

NOTOHAMIPRODJO, Mike *et al*. Diffusion Tensor Imaging (DTI) of the Kidney at 3 Tesla—Feasibility, Protocol Evaluation and Comparison to 1.5 Tesla. **Investigative Radiology**, Munich, v. 45, p.245-254, 16 jan. 2010.

OKAMOTO, Yoshikazu *et al*. Correlation between pennation angle and image quality of skeletal muscle fibre tractography using deterministic diffusion tensor imaging. **Journal Of Medical Imaging And Radiation Oncology**, Tsukuba, v. 56, n. 6, p.622-627, 25 set. 2012. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1754-9485.2012.02450.x>.

OUDEMAN, Jos *et al*. A novel diffusion-tensor MRI approach for skeletal muscle fascicle length measurements. **Physiological Reports**, Amsterdam, v. 4, n. 24, p.1-12, dez. 2016. Wiley. <http://dx.doi.org/10.14814/phy2.13012>.

OUDEMAN, Jos *et al*. Techniques and applications of skeletal muscle diffusion tensor imaging: A review. **Journal Of Magnetic Resonance Imaging**, Utrecht, v. 43, n. 4, p.773-788, 29 jul. 2015. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.25016>.

PARK, Sung Yoon *et al*. Diffusion-Tensor MRI at 3 T: Differentiation of Central Gland Prostate Cancer From Benign Prostatic Hyperplasia. **American Journal Of Roentgenology**, Seoul, v. 202, n. 3, p.254-262, mar. 2014. American Roentgen Ray Society. <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.13.11015>.

RATZKOB, Gláuber Fernando; KOCH, Sandra Regina. Aplicações da tratografia nas doenças do sistema nervoso central: Uma revisão de literatura. **Revista Saúde.com**, Curitiba, p.646-655, dez. 2016.

REAM, Justin M. *et al*. Zoomed echo-planar diffusion tensor imaging for MR tractography of the prostate gland neurovascular bundle without an endorectal coil: a feasibility study. **Abdominal Radiology**, New York, v. 41, n. 5, p.919-925, 2 jan. 2016.

Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00261-015-0587-5>.

RIBAS, Eduardo S. Carvalhal; TEIXEIRA, Manoel J. **Tratografia: definição e aplicação na ressecção de tumores cerebrais**. São Paulo, 2011.

RIDGWAY, John P. Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: part I. **Journal Of Cardiovascular Magnetic Resonance**, [s.l.], 2010. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1186/1532-429x-12-71>.

ROUSSET, Pascal *et al.* In vivo visualization of the levator ani muscle subdivisions using MR fiber tractography with diffusion tensor imaging. **Journal Of Anatomy**, Paris, v. 221, n. 3, p.221-228, 4 jul. 2012. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-7580.2012.01538.x>.

SOSNOVIK, David e *et al.* Diffusion MR tractography of the heart. **Journal Of Cardiovascular Magnetic Resonance**, Boston, v. 11, n. 1, p.1-15, 13 nov. 2009. Springer Nature. <http://dx.doi.org/10.1186/1532-429x-11-47>. a

SOSNOVIK, David E. *et al.* Diffusion Spectrum MRI Tractography Reveals the Presence of a Complex Network of Residual Myofibers in Infarcted Myocardium. **Circulation: Cardiovascular Imaging**, Charlestown, v. 2, n. 3, p.206-212, maio 2009. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1161/circimaging.108.815050>. b

TAKAHASHI, Satoru *et al.* **Tractography of the neurovascular bundles of the prostate with zoom DTI technique: Preliminary report**. Tokyo, p. 1780-1780. 2013.

THOMAS, Cibu *et al.* Anatomical accuracy of brain connections derived from diffusion MRI tractography is inherently limited. **Proceedings Of The National Academy Of Sciences**, [s.l.], v. 111, n. 46, p.16574-16579, 3 nov. 2014. Proceedings of the National Academy of Sciences. <http://dx.doi.org/10.1073/pnas.1405672111>.

VAN WEDEEN,. **Diffusion Spectrum Imaging**: [s.i]: [s.i], 2011. 26 slides, color. Disponível em: https://cind.ucsf.edu/sites/cind.ucsf.edu/files/wysiwyg/education/symposia-2011/Wedeen_Workshop_2011.pdf>. Acesso em: 12 nov. 2019.

VARGAS, Maria Isabel *et al.* Diffusion tensor imaging (DTI) and tractography of the brachial plexus: feasibility and initial experience in neoplastic conditions. **Neuroradiology**, Genebra, v. 52, n. 3, p.237-245, 7 jan. 2010. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00234-009-0643-3>.

WANG, Wen-juan *et al.* 3T magnetic resonance diffusion tensor imaging in chronic kidney disease. **Abdominal Imaging**, Guangdong, v. 39, n. 4, p.770-775, 13 mar. 2014. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00261-014-0116-y>.

WESTBROOK, Catherine; ROTH, Carolyn Kaut; TALBOT, John. **Ressonância Magnética: Aplicações Práticas**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013. 373 p.

XIE, Luke *et al.* Susceptibility tensor imaging of the kidney and its microstructural underpinnings. **Magnetic Resonance In Medicine**, Durham, v. 73, n. 3, p.1270-1281, 2 abr. 2014. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.25219>.

YEH, Fang-Cheng. DSI Studio – Q-space imaging. Disponível em: <http://dsi-studio.labsolver.org/course/q-space-imaging-1>. Acesso em: 20 de novembro, 2019.

ZIFAN, Ali *et al.* **Connectivity of the Superficial Muscles of the Human Perineum: A Diffusion Tensor Imaging-Based Global Tractography Study**. Scientific Reports, Freiburg, v. 8, n. 1, p.1-10, dez. 2018. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1038/s41598-018-36099-4>.

ZIJTA, Frank M. *et al.* Diffusion tensor imaging and fiber tractography for the visualization of the female pelvic floor. **Clinical Anatomy**, Amsterdam, v. 26, n. 1, p.110-114, 21 nov. 2012. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/ca.22184>. a

ZIJTA, F. M. *et al.* Evaluation of the female pelvic floor in pelvic organ prolapse using 3.0-Tesla diffusion tensor imaging and fibre tractography. **European Radiology**, Amsterdam, v. 22, n. 12, p.2806-2813, 14 jul. 2012. Springer Nature. <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-012-2548-5>. b

ZIJTA, F. M. *et al.* Feasibility of diffusion tensor imaging (DTI) with fibre tractography of the normal female pelvic floor. **European Radiology**, Amsterdam, v. 21, n. 6, p.1243-1249, 1 jan. 2011. Springer Nature. <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-010-2044-8>.