



INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E
TECNOLOGIA DO PIAUÍ

DEPARTAMENTO DE INFORMAÇÃO, AMBIENTE, SAÚDE
E PRODUÇÃO ALIMENTÍCIA

CURSO DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA

NAYRA DE SOUSA PEIXOTO

**PROTOS DA RESSONÂNCIA MULTIPARAMÉTRICA DAS MAMAS: UMA
REVISÃO INTEGRATIVA DA LITERATURA**

TERESINA-PI

2018

NAYRA DE SOUSA PEIXOTO

**PROTOCOLOS DA RESSONÂNCIA MULTIPARAMÉTRICA DAS MAMAS: UMA
REVISÃO INTEGRATIVA DA LITERATURA**

Trabalho de conclusão de curso apresentado
como requisito para obtenção de Título de
Tecnólogo em Radiologia, do Instituto Federal
de Educação, Ciência e Tecnologia do Piauí,
sob Orientação do Prof. Msc. Jâmeson
Ferreira da Silva e coorientador Denys
Wanderson Pereira Frazão

TERESINA-PI

2018

FICHA CATALOGRÁFICA

Sistema de Bibliotecas

Gerada automaticamente com dados fornecidos pelo(a) autor(a)

P377p Peixoto, Nayra de Sousa
PROTOS DA RESSONÂNCIA MULTIPARAMÉTRICA DAS MAMAS: UMA
REVISÃO INTEGRATIVA DA LITERATURA / Nayra de Sousa Peixoto - 2018.
41 p. : il. color.

Trabalho de conclusão de curso (Tecnologia) - Instituto Federal de Educação,
Ciência e Tecnologia do Piauí, Campus Teresina Central, Tecnologia em Radiologia,
2018.

Orientador : Prof Me. Jâmeson Ferreira da Silva.
Coorientador : Prof Esp. Denys Wanderson Pereira Frazão.

1. MULTIPARAMÉTRICA. 2. RESSONÂNCIA. 3. MAMAS. I.Título.

CDD 621.3673

ATA DE DEFESA DE MONOGRAFIA

Às 21h00 do dia 22 do mês de agosto de 2018, reuniu-se no Departamento de Informação, Ambiente, Saúde e Produção Alimentícia deste Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Piauí, a banca examinadora de monografia composta por Jâmeson Ferreira da Silva (como presidente), por Ludiana Dávila Santos Silva Teixeira e por Francisco Sérgio Clímaco Rodrigues da Silva, que teve como objetivo julgar a monografia intitulada “**PROTOCOLOS DA RESSONÂNCIA MULTIPARAMÉTRICA DAS MAMAS: UMA REVISÃO INTEGRATIVA DA LITERATURA**”, de autoria da aluna **NAYRA DE SOUSA PEIXOTO**, requisito final para obtenção do grau de **Tecnóloga em Radiologia**. Abrindo a sessão, o orientador e presidente da banca, após dar conhecimento aos presentes do teor das Normas Regulamentares da Monografia, passou a palavra à candidata para apresentação do seu trabalho. Seguiu-se a arguição pelos examinadores, com a respectiva defesa da candidata. Após isso, os integrantes da banca examinadora se reuniram para julgamento e expedição do resultado final. A aluna foi considerada **Aprovada**. O resultado final foi comunicado publicamente à candidata pelo presidente. Nada mais havendo a tratar, eu Jâmeson Ferreira da Silva, presidente da banca, encerrei a presente ATA, que será assinada por todos os membros da banca examinadora. Teresina (PI), 22 de agosto de 2018.

Assinada no original

Prof. Me. Jâmeson Ferreira da Silva
Presidente

Assinada no original

Prof^a. Esp. Ludiana Dávila Santos Silva Teixeira
Avaliadora

Assinada no original

Prof. Tecg^o Francisco Sérgio Clímaco Rodrigues da Silva
Avaliador

RESUMO

Introdução: A ressonância magnética mamária é um método que examina as mamas, sendo indicado principalmente para mamas densas e pacientes com mutações nos genes BRCA1 e BRCA2 e com parentesco próximo, porém a ressonância magnética das mamas possui baixa especificidade, o que fez surgir uma nova técnica a ressonância magnética multiparamétrica que visa aumentar a pouca especificidade. **Objetivos:** demonstrar através de artigos nas línguas brasileiras e internacionais acerca dos métodos utilizados na ressonância multiparamétrica das mamas, determinar a utilização dos protocolos na técnica multiparamétrica, diferenciar as abordagens dos protocolos e como são usados os protocolos para distinguir as lesões mamárias. **Métodos:** o presente trabalho é uma revisão do tipo integrativa. Foram utilizados as base de dados da Pubmed, Scielo, Medline, Google acadêmico, com data de publicação de 2009 a 2018. **Resultados:** Neste trabalho foram empregados 8 artigos que esclareceram sobre o assunto, ou seja a um aumento da especificidade. Durante a pesquisa houve uma variação de 90% a 100% da especificidade nos protocolos, visto que são pesquisas que demonstram a combinação da difusão e espectroscopia juntamente com o contraste que é clinicamente mais utilizado. **Conclusão:** A ressonância multiparamétrica das mamas apresenta meios que são capazes de aumentar a especificidade na ressonância mamária.

Palavras-chaves: multiparamétrica, mama, ressonância.

ABSTRACT

Introduction: Mammary MRI is a method that examines the breasts, being indicated mainly for dense breasts and patients with mutations in the BRCA1 and BRCA2 genes and with close kinship, but the magnetic resonance of the breasts has low specificity, which caused a new multiparametric magnetic resonance technique that aims to increase the low specificity. **Objectives:** To demonstrate through the Brazilian and international languages articles on the methods used in multiparametric breast resonance, to determine the use of the protocols in the multiparametric technique, to differentiate protocol approaches and how protocols are used to distinguish breast lesions. **Methods:** the present work is an integrative type review. We used the Pubmed, Scielo, Medline, Google academic database, with a publication date from 2009 to 2018. **Results:** In this study, 8 articles were used that clarified the subject, that is, an increase in specificity. During the research there was a 90% to 100% variation of the specificity in the protocols, since they are researches that demonstrate the combination of the diffusion and spectroscopy together with the contrast that is clinically most used. **Conclusion:** The multiparametric resonance of the breasts presents means that are capable of increases there is specificity in the mammary resonance.

Keywords: multiparametric, breast, resonance

Sumário

1 INTRODUÇÃO	8
2 REFERENCIAL TEORICO.....	10
2.1 Anatomia mamária.....	10
2.2 Diferentes métodos para estudo da mama	11
2.2.1 Mamografia.....	11
2.2.2 Ultrassonografia	11
2.3 Ressonância multiparamétrica das mamas (MpMRI)	12
2.4 Protocolos da ressonância multiparamétrica das mamas.....	13
2.4.1 Ressonância magnética de contraste dinâmico	13
2.4.2 Difusão	15
2.4.3 Espectroscopia	18
3 METODOLOGIA	21
4 DISCUSSÃO E RESULTADO	22
5 CONCLUSÃO	38
REFERENCIA	39

1 INTRODUÇÃO

As análises sobre ressonância magnética ocorreram em 1946 de duas formas distintas a primeira em Harvard por Purcell pesquisando sólidos e em Stanford por Bloch observando líquidos. Raymond Damadian no fim de 60 explicou in vitro que havia maior sinal em T1 quando se tratava de tumores em comparação a tecidos saudáveis. No ano de 1972, obteve-se a primeira imagem de ressonância magnética. Mansfield em 1976 gerou imagens de um dedo. No Brasil o primeiro exame de ressonância magnética foi no hospital Israelita Albert Einstein em 1986 (Hage, Iwasaki, 2009).

O câncer de mama é o mais comum entre as mulheres do mundo e no Brasil, depois do câncer de pele não melanoma corresponde a 28% dos casos novos a cada ano. Estimativa para novos casos são 57.960 segundo o (INCA 2016). Observa-se no Brasil um aumento tanto nas mortes, como também a sua incidência. A faixa etária acometida pelo câncer de mama esta entre 40 e 50 (Urbanet al., 2017).

A ressonância magnética das mamas é um exame indicado para mulheres de alto risco para câncer de mama. Dentre os riscos estão à mutação dos genes BRCA1 ou BRCA2, e familiares de 1º que também tenham a mutação, Mulheres com uma taxa $\geq 20\%$, baseado no histórico familiar. Mulheres com mamas densas que podem ocultar lesões na mamografia (Urbanet al., 2017, Nascimento, Pitta, Rêgo, 2015).

Na ressonância magnética das mamas convencional tem imagens pré contraste em T1 e T2. Esses sinais quando emitidos, possibilita avaliação da posição, anatomia das mamas, axilas, fossas, paredes torácica e mediastino anterior. Em T2, líquidos e edemas são hiperintensos. Essa sequência permite visualizar cistos e fibroadenomas. Em T2 não é possível identificar lesões malignas, mas é útil para diferenciar de lesões benignas. Na sequência de T1 dinâmica sendo feita em duas partes uma se contraste e outra com contraste gadolínico. O contraste de intensifica em caso de câncer de mama após 2 minutos da injeção, exigindo imagens rápidas (Gonçalves, Paz, Rangel, 2012).

A ressonância mamária é utilizada para diferenciar lesões benignas e malignas, pois, demonstra o tumor, tanto o seu tamanho quanto características morfológicas. Pode ser usada também para localizar uma lesão com precisão e

detectar lesões multifocais que não apareceram na mamografia. A ressonância também tem sido utilizada em outras áreas como o câncer vai responder ao tratamento de quimioterapia pré-cirúrgica ou neoadjuvante. Na fase pré-operatória do câncer de mama mostrando a região do tumor e anatomia da região, com isso dando informações ao mastologista. No planejamento cirúrgico, conservando uma parte da mama podendo demonstrar o tamanho da lesão (Alvares, Michell, 2003).

Na ressonância magnética convencional das mamas o mais utilizado em clinicas, pois, é uma abordagem que busca o detalhe anatômico e morfológico através da técnica de contraste dinâmico e também de resolução espacial. Seu desempenho é limitado fornecendo pouca informação fisiológica do tecido mamário e da patologia, através da medição cinética semi-quantitativa (Rahbar, Partridge, 2017).

A ressonância multiparamétrica das mamas é uma técnica em que se envolvem métodos para aumentar a especificidade na ressonância que é baixo em torno de 37% a 86%.

É uma técnica inovadora, pois melhora a diferenciação de lesões benignas e malignas, para isso são usados três métodos diferentes nessa técnica que são DWI (difusão), DCE e a espectroscopia.

Os objetivos dessa pesquisa são demonstrar através desse projeto os diferentes protocolos da ressonância multiparamétrica, determinar a utilização dos protocolos na técnica multiparamétrica, diferenciar as abordagens dos protocolos e como são usados os protocolos para distinguir as lesões mamárias.

2 REFERENCIAL TEORICO

2.1 Anatomia mamária

As mamas são estruturas superficiais mais evidentes na parede torácica anterior principalmente nas mulheres, são formadas por tecido glandular e tecido fibroso para sustentação integrada a uma matriz adiposa, com vasos sanguíneos, vasos linfáticos e nervos. O corpo da mama fica apoiado sobre um leito que se entende transversal à margem lateral do esterno ate a linha axilar média e verticalmente da 2º á 6º costela. Dois terços do leito da mama é formado pela fáscia peitoral sobre o musculo peitoral maior, o outro terço, pela fáscia que cobre o musculo serrátil anterior. O espaço retromamário esta entre a mama e a fascia. A glândula mamaria esta fixada na derme sobrejacente, contudo por ligamentos cutâneos, os ligamentos suspensores, figuras 1 e 2. No decorrer da puberdade (8-15 anos), a um aumento das mamas devido ao desenvolvimento glandular, mas também pelo deposito de gordura (Moore, Dalley, Agur, 2013).

A drenagem linfática na mama é paralela a anatomia dos vasos com lifonodos intramamárias e axilares, sendo comum acha-los em exames de imagem. O sistema linfático tem origem nas paredes dos ductos mamários e do tecido conjutivo interlobular. A drenagem no plexo subareolar é primariamente para lifonodos axilares. Os gânglios axilares têm formas e tamanhos variados e são geralmente visto na mamografia na incidência médio-lateral oblíqua (MLO) (Jesinger, 2014).

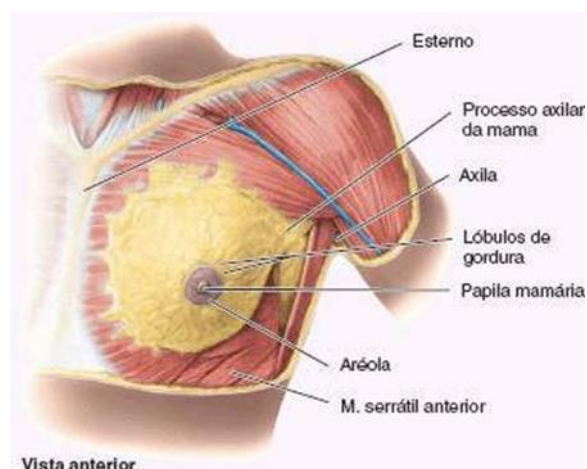


Figura 1: Dissecção superficial da região peitoral feminina
(Moore, Dalley, Agur, 2013)

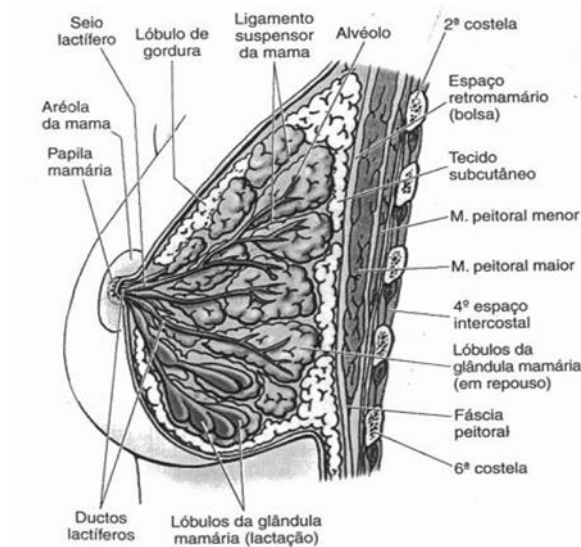


Figura 2: Corte sagital da mama feminina e parede anterior do tórax.

(Moore, Dalley, Agur, 2013)

2.2 Diferentes métodos para estudo da mama

2.2.1 Mamografia

A mamografia é um exame padrão ouro para detectar precocemente o câncer de mama e hoje o mais efetivo, sua especificidade é próximo de 90% e visualização de 85 a 90% dos casos. Tem como objetivo produzir imagens com detalhes em alta resolução espacial da estrutura mamária interna. Para realizar um exame de mamografia com sua capacidade total no diagnóstico é necessário um adequado posicionamento do paciente, em bom estado e uma qualidade do mamógrafo (Nascimento, Pitta, Rêgo, 2015).

2.2.2 Ultrassonografia

A ecografia permite a obtenção de imagens por fenômenos físicos relacionados à propagação de ondas ultrassonográficas que interagem com estruturas biológicas com densidades distintas. É um método que não há contraindicações, indolor, não tem limitações de idades e não utiliza radiação ionizante. O ultrassom mamário é muito utilizado pelos médicos mastologistas, infelizmente visto como um substituto da mamografia (Vasconcelos et al, 2011).

2.3 Ressonância multiparamétrica das mamas (MpMRI)

Atualmente, vários parâmetros funcionais com MRI foram avaliados para imagens de mama e sua aplicação combinada é definida como imagem multiparamétrica (Padhani, Miles, 2010).

A ressonância magnética é altamente sensível, mas não tão específica; A sensibilidade para o câncer de mama varia de 85% a 100%. Em contraste, a especificidade é muito mais variável, de 37% até 100% (Taif, 2014).

A MpMRI tem como prioridade quantificar e visualizar processos biológicos, fisiológicos e patológicos em nível celular e molecular buscando esclarecer o progresso e o curso do câncer de mama como também a resposta ao tratamento, o MpMRI da mama pode ser feito em diferentes intensidade de campo (1,5-7T), que inclui vários parâmetros funcionais de RM, bem com técnica de imagem híbrida, como PET/MRI. A MpMRI utiliza três métodos o contraste dinâmico (DCE), a difusão (DWI) e espectroscopia(MRS) como mostrado na figura 3(Pinker, Helbich, Morris, 2016).

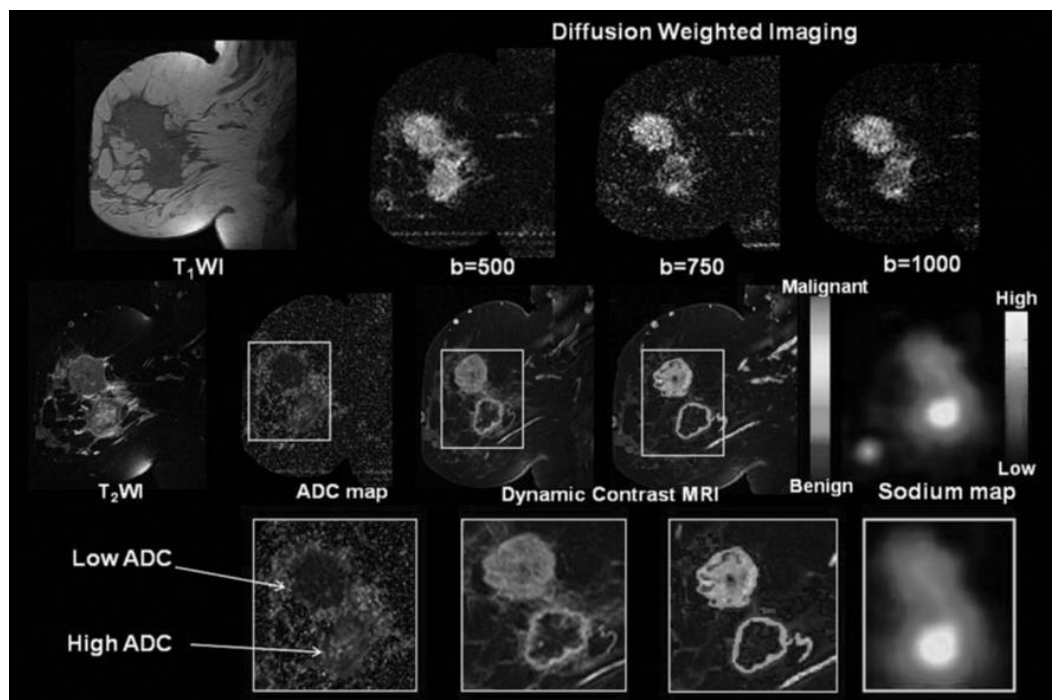


Figura 3: imagem demonstrando DCE,DWI e MRS
(Jacobs et al, 2015)

2.4 Protocolos da ressonância multiparamétrica das mamas

2.4.1 Ressonância magnética de contraste dinâmico

A ressonância de contraste dinâmico (DCE) apresenta uma sensibilidade alta, mas sua especificidade é moderada no diagnóstico do câncer de mama. O uso do contraste foi muito utilizado para aprimorar a especificidade da ressonância magnética para caracterizar lesões mamárias. A DCE é analisada através da curva de intensidade do sinal de tempo por meio da categorização do padrão de washout do meio de contraste, gadolínio. É classificado em três tipos, tipo I, persistente, sugestivo para benigno, tipo II, tipo platô que tem probabilidade intermediária para malignidade e tipo III, tipo washout, indicando malignidade, são mostrada na figura 4 e 5 (khouli et al, 2009).

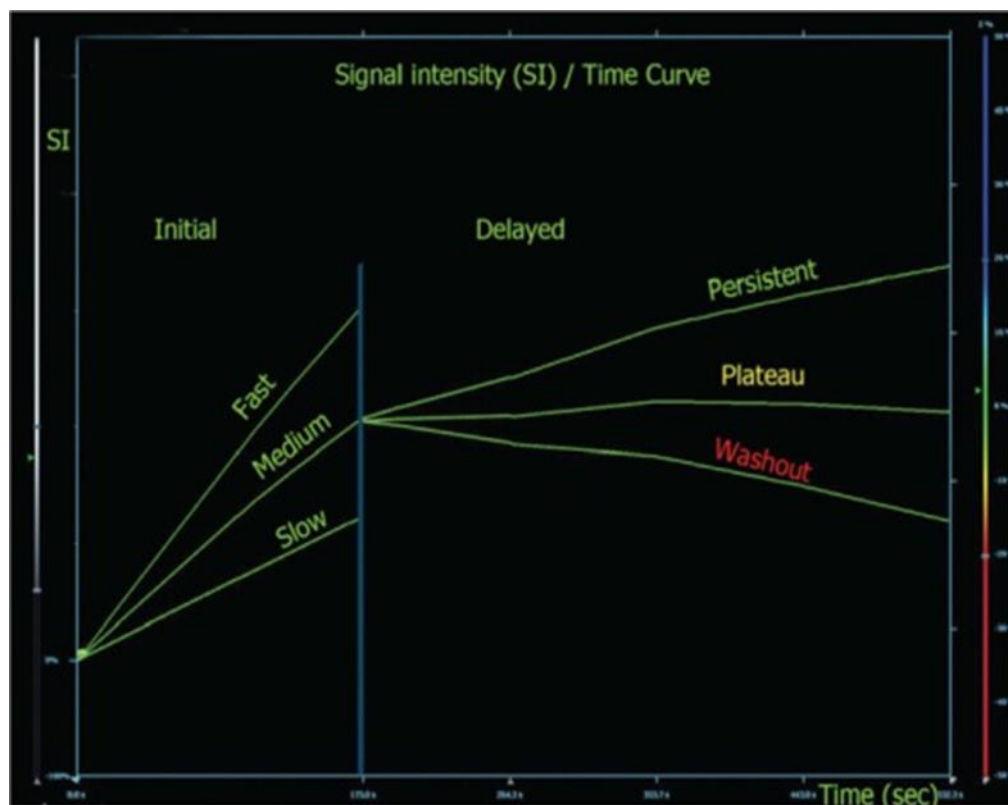


Figura 4: da curva de intensidade do sinal de tempo
(Kilic et al, 2012)

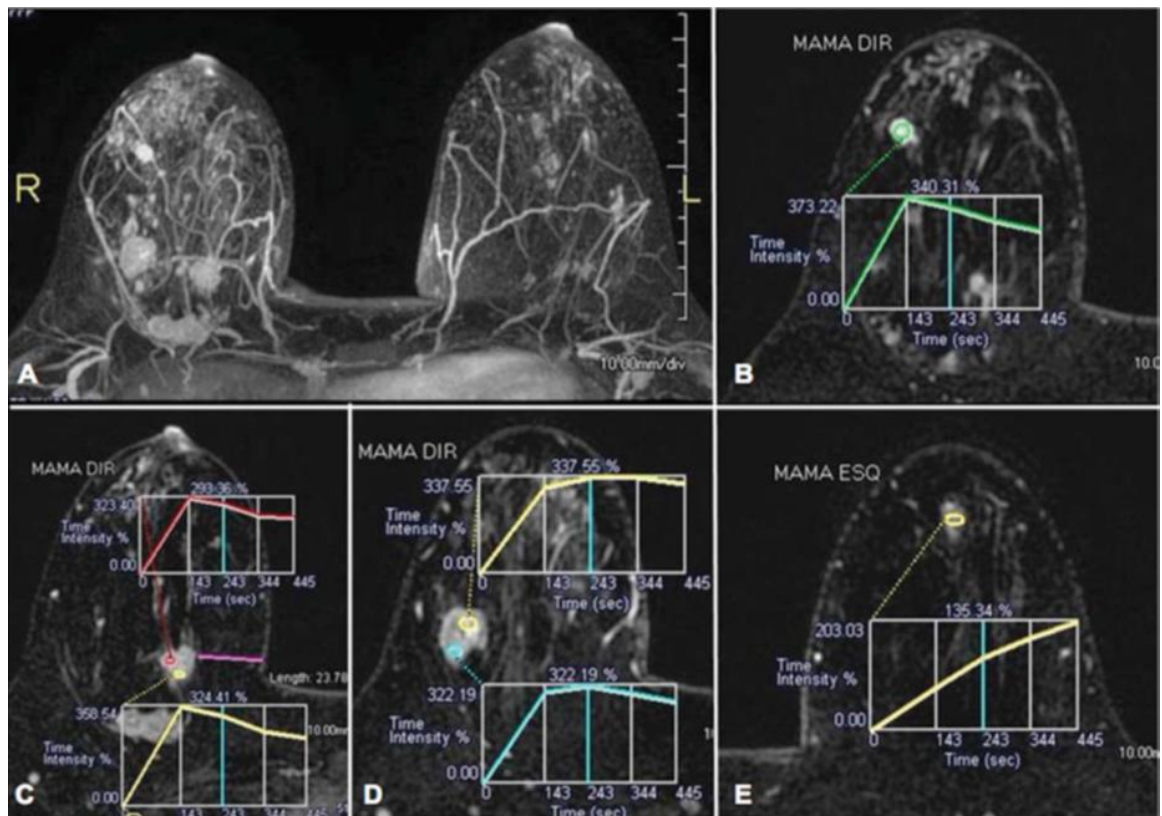


Figura 5: exemplos de tipos de curva em exame de imagem

(Guimarães et al, 2014)

Na mama as lesões sofrem angiogênese, aumentando o fornecimento vascular para sustentar seu desenvolvimento. O desenvolvimento leva a tumores heterogêneos e que diferem do parênquima mamário saudável, podendo ser avaliado pelo DCE. Os vasos do parênquima mamário, após a captação do contraste, têm varias métricas qualitativas ou semiquantitativas distintas, um exemplo é o aspecto da curva de intensidade, calculo de aprimoramento do tempo para o pico sendo utilizado, assim identificando a morfologia da lesão encontrada. O modelo farmacocinético quantifica o fluxo, microvasculatura tumoral e permeabilidade capilar. Esse modelo mostra medidas quantitativas da constante de transferência de volume do gadolínio no plasma (k_{trans} [min^{-1}]), o volume fracionado do espaço extravascular e extracelular, que é vazamento (V_e [%]) e a contante da taxa de transição(kep [min^{-1}]), descrevendo o refluxo do meio de contraste do recipiente extracelular e extravascular para o compartimento plasmático. Tais parâmetros estão expressos pela formula ($kep = k_{trans}/v_e$) e pesquisa mostram que é útil para realizar um perfil vascular do tumor (Jacobs et al, 2015).

A ressonância das mamas (RM) se torna valiosa, pois estabelece a imagem da mama. Os protocolos padrão de RM das mamas incluem, ponderação em T2 e

de contraste (CE) da mama. A característica da carcinogênese e disseminação metastática são a angiogênese tumoral, sendo um desenvolvimento do sistema vascular específico com permeabilidade anormal, que aumenta a solicitação de metabólitos e é elevado nos cânceres mais agressivos. CE-MRI retrata e caracteriza esta neovasculatura e permeabilidade anormal indiscreta própria do tumor depois da aplicação intravenosa de quelatos de gadolínio. O colégio americano de radiologia (ACR) introduziu no breast imaging-reporting and data system (BI-RADS) o MR para normalizar relatórios de RM, que sugere, além da avaliação da morfologia da lesão (forma, margem, padrão interno de aprimoramento) análise de aprimoramento cinético através da observação semiquantitativa da curva de intensidade de tempo (TIC). Contudo, até hoje as sequências de ressonância magnética de alta resolução permitem a observação quantitativa de aprimoramento cinético de contraste por meio de modelos farmacocinéticos. Esses modelos fornecem medidas da distribuição do agente de contraste entre o espaço intravascular e intersticial, que depende das propriedades específicas da biologia do tumor, como microvascular, fluxo sanguíneo e permeabilidade capilar. O modelo de duas divisões de local é a abordagem mais utilizada para quantificar a troca entre espaço extracelular e intravascular. As concentrações de moléculas de agente de contraste de baixo peso molecular para cada divisão variam com o tempo após a injeção de bolus e a seguinte relação: $K_{ep} = K_{trans} \cdot s / v_e$ pode ser usado para calcular as medidas quantitativas. K_{trans} (min^{-1}) é o agente de transferência e reflete a taxa de transferência de agente de contraste do plasma para o tecido, K_{ep} (min^{-1}) é a constante de taxa de transferência e reflete o refluxo do agente de contraste do espaço extracelular extravascular para o compartimento do plasma, e s / v_e representa o vazamento do volume fracionado do espaço extracelular extravascular para o compartimento do plasma. Os parâmetros farmacocinéticos, como k_{trans} e k_{ep} , podem favorecer o diagnóstico diferencial entre lesões na mama e além de discriminar distintos subtipos de câncer de mama e também os valores de k_{trans} e k_{ep} foram significativamente maiores em carcinoma ductal invasivo e carcinoma ductal in situ (DCIS) do que em lesões limítrofes e benigno ou tecido mamário saudável (Marino et al, 2018).

2.4.2 Difusão

É uma técnica da ressonância magnética que não utiliza contraste, essa técnica mede a mobilidade das moléculas de água in vivo e a organização do

tecido, examinando a nível microscópio. Esse movimento da água é devido à difusão molecular, chamado movimento browniano, é aleatório em água pura. Porém esse movimento é retido por obstáculos dentro de compartimentos intracelulares e extracelulares. A difusão se mostrou favorável na detecção e caracterização do câncer de mama, as lesões malignas tem diminuição da difusão da água, pois a um aumento da densidade celular relacionado aos tumores mamários (Rahbar, Partridge 2017).

A imagem ponderada por difusão (DWI) tem a possibilidade para melhorar na identificação e caracterizar biologicamente o câncer de mama. O DWI (figura 6) está sendo cada vez mais integrado nos protocolos de RM das mamas para mostrar algumas deficiências na rotina médica da ressonância das mamas. As possibilidades incluem diferenciação de lesões malignas e benignas, avaliação e previsão de eficácia terapêutica e detecção do câncer de mama sem contraste. A mama é um ambiente de imagem único, com alterações fisiológicas e desafios próprios para alcançar imagens seguras em RM de alta qualidade. As técnicas inovadoras ajudam a sobrepor os problemas na qualidade da imagem que limitou o uso geral da difusão na mama (Partridge et al, 2017).

DWI tem a capacidade de diferenciar os tipos de tecidos com base no uso do coeficiente de difusão aparente (ADC). Os tumores de mama malignos que normalmente têm um aumento celular e geralmente apresentam difusão restrita de água e menores valores de ADC quando comparados a lesões benignas. CE-MRI permite a avaliação de padrões morfológicos e cinéticos de benignos e tumores de mama malignos, mas tem uma baixa especificidade e altas taxas falso-negativas. O uso do DWI está sendo avaliado como uma nova abordagem, com intenção de favorecer a sensibilidade e especificidade da caracterização da lesão mamária, podendo assim ser inserida na avaliação rotineira do IRM mamário das lesões mamárias (Menezes et al, 2014).

DWI emprega gradientes de sensibilização de movimento no decorrer da aquisição da imagem de RM para analisar as características de difusão local. O sinal de RM pondera por difusão é reduzido em intensidade proporcional à mobilidade da água e é geralmente representado pela equação monoexponencial:

$$S_D = S_0 e^{-b \cdot ADC}$$

Onde S_0 é a intensidade do sinal sem ponderação por difusão, S_b é a intensidade do sinal com ponderação de difusão, b é a sensibilidade de difusão aplicada (s/mm^2) e ADC é o coeficiente de difusão aparente, definido como área média que uma molécula de água ocupa por unidade de tempo (mm^2/s). Normalmente o ADC pode ser calculado diretamente a partir de um mínimo de duas aquisições com valores b diferentes usando:

$$\text{ADC} = \ln(S_1/S_2)/(b_2 - b_1)$$

Onde b é o valor mínimo de b (por exemplo, 0 s/mm^2) e b_2 é o valor máximo de b (e.g 800 s/mm^2), S_1 é a intensidade do sinal em $b=b_1$, S_2 é a intensidade do sinal em $b = b_2$ e tempo de repetição (TR) e tempo de eco (TE) permanecem constantes. Devido a difusão restrita, malignidades de mama comumente exibem hiperintensidade em DWI e menor ADC em relação ao parênquima normal de mama (Rahbar, Partridge 2017).

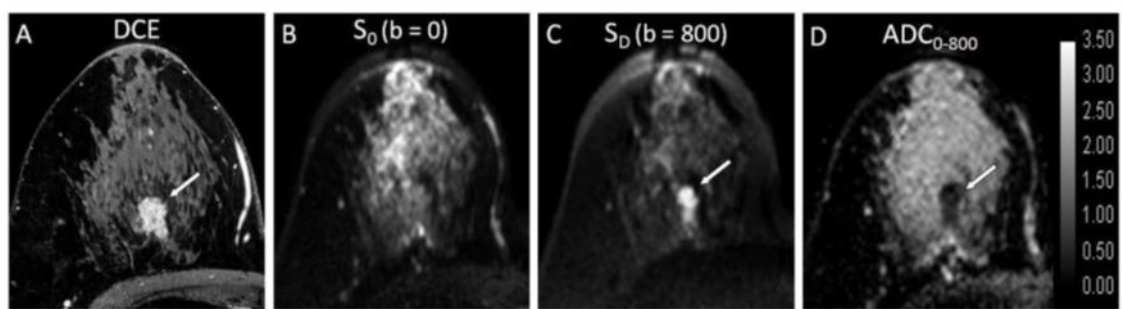


Figura 6: Exemplo de imagens DWI obtidas em uma mulher de 52 anos com câncer de mama lobular invasivo. (A) Fatia pós-contraste DCE-MRI como referência. São apresentadas fatias correspondentes de DWI de (B) S_0 com $b = 0 \text{ s/mm}^2$ (principalmente T2 ponderado), (C) SD com $b = 800 \text{ s/mm}^2$ e (D) mapa de coeficiente de difusão aparente (ADC). O tumor (flecha) exibe difusividade reduzida em DWI, aparecendo hiperintensidade em imagens SD ($b = 800 \text{ s/mm}^2$) (e C) e hipointensas (ADC médio = $0,89 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$) no mapa ADC (D),

(Rahbar, Partridge 2017).

O DWI fornece um parâmetro biofísico quantitativo o ADC da água. Esse parâmetro que mostra o movimento da água no tecido e oferta um valor médio do fluxo e a distância em que a água se movimenta, assim demonstrando a fisiopatologia do tumor. O ADC menor demonstra um fluxo reduzido (restrito) de água, enquanto um ADC maior não indica fluxo de água restrito no tecido. O ADC mostrará essas mudanças e funciona como um biomarcador radiológico da resposta

tecidual ao tratamento. As alterações no DWI são visualizadas antes de aparecerem em imagens anatômicas. Geralmente, a movimentação da água pode ser impedido por células compactas ou proliferativas, permitindo que ele seja um marcador de densidade tumoral ou celularidade, logo em uma região com aumento celular tem ADC menor e uma região com pouca celularidade terá um ADC maior (Jacobs et al, 2015).

2.4.3 Espectroscopia

A espectroscopia de ressonância magnética (MRS) é uma técnica não invasiva que demonstra a composição química do tecido. Essa técnica não produz imagem mais espectros de sinal localizado na região, com picos espectrais representando a estrutura e a concentração de diferentes compostos químicos nesse local essa técnica é mostrado na figura 7 (Rahbar, Partridge, 2017). Os espectros de sinal em RM possibilitam detalhes sobre os vários níveis de metabolitos detectáveis, portanto, MRS pode analisa diferentes condições do tecido, como normal, benigno, maligno, necrótico ou hipóxico. A aplicação adicional de MRS na imagem de mama foi largamente estudada e várias investigações provaram sua utilidade na caracterização dos tumores mamários. MRS é capaz de detectar colina (Cho), no tecido vivo, o pico Cho é de aproximadamente 3.2 ppm e o sinal observado, o Cho total (tCho), é o resultado de muitos compostos contendo diferentes Cho, como colina livre, fosfocolina, fosforometanolamina e glicerofosfocolina. No câncer de mama, observa-se que o sinal elevado de Cho resulta de uma combinação de aumento da concentração de fosfocolina intracelular e fosfoetanolamina e aumento da densidade celular no tumor. MRS pode ser realizado como single-voxel ou multi-voxel MRS. A espectroscopia Single-voxel usa um único voxel 3D localizado na lesão detectada e analisa o sinal químico médio de um único espectro espacialmente localizado. O multivoxel MRS usa várias etapas de codificação de fase e, portanto, fornece uma grade de espectros espacia (Marino et al,2018).

Na área da glândula mamária, a colina total (tCho), ou apenas Cho, é tido como o metabolito mais importante na espectroscopia MR de protons. Muitos metabolitos diferentes se sobrepõem e contribuem para o pico Cho, como colina, fosfocolina, glicerofsfocolina, taurina e mioinositol, dentre outros. O pico Cho é central em 3,2 ppm. As colinas são precursores de fosfolípidos que são componentes das membranas celulares e o aumento dos sinais de Cho estão

associados ao aumento do volume celular. O uso da espectroscopia MR de mama para diferenciar entre lesões benignas e malignas (o nível elevado de tCho como indicador de malignidade) pode potencialmente melhorar a precisão de uma varredura de MRI, oferecendo maior especificidade. Em uma recente revisão sistemática e meta-análise, em 19 estudos com 1183 pacientes para analisar o desempenho diagnóstico da espectroscopia na diferenciação das lesões mamárias em intensidades de campo de 1,5 e 3,0 T. Eles encontraram uma alta especificidade combinada (88%) e sensibilidade (73%). A intensidade de campo mais alta, a aquisição pós-contraste ou a espectroscopia de RM qualitativa versus quantitativa não tiveram influência significativa nos resultados. Hoje, a RM de campo alto (7.0 T) ficou disponível para pesquisas pois em um campo alto tem vantagens sobre o campo inferior e, portanto, oferece uma melhor relação sinal-ruído, melhora a avaliação morfológica das lesões mamárias e aumenta a sensibilidade e especificidade. No entanto, existem limites quanto o uso de 7.0 T. Os resultados mais amplos do campo magnético em tempo de relaxamento T1 mais longo, menor tempo de decaimento T2, maior frequência de radiofrequência, taxa de absorção específica e há não homogeneidade no campo B1. A força do campo é considerada um fator importante que afeta a sensibilidade da espectroscopia. Particularmente, espera-se que 7,0 forneça uma relação sinal / ruído ampliado e tenha informações mais precisas entre ressonâncias próximas sobrepostas no domínio espectral (Menezes et al, 2014).

A MRS pode auxiliar na melhoria da precisão no diagnóstico de lesões de mama suspeitas na ressonância magnética. As medidas em MRS dos níveis de colina em lesões de mama suspeitas mostram uma alta especificidade para distinguir lesões benignas de malignas. A maioria dos estudos o MRS de mama até o momento foi realizada em 1.5T usando abordagens únicas de voxel. Em uma meta-análise recente de 19 estudos MRS de mama, incluindo 1198 lesões (773 malignas, 425 benignas), encontraram uma sensibilidade combinada de 73% (IC 95%: 85%, 91%) e especificidade de 88% (95 % IC: 64%, 82%) para diagnóstico de lesão. Sua análise não mostrou vantagens de desempenho significativas de 3T sobre a força de campo 1.5T ou MRSI em técnicas de voxel únicas, ou avaliações qualitativas sobre quantitativas de tCho, embora o número de estudos usando 3T (n = 2/19) e MRSI (n=3/19) eram pequenas. Mais atualmente, foi relatada uma alta precisão diagnóstica para avaliar lesões de mama suspeitas usando um exame

multiparamétrico de mama MRI incorporando MRSI. Considerando que a detecção qualitativa simples da presença de um pico de tCho foi um marcador seguro de malignidade em investigações anteriores, abordagens mais recentes que utilizam maiores intensidades de campo e desenhos de bobina de mama de maior sensibilidade exigem mais métodos de diagnóstico quantitativo porque a colina também se torna detectável mesmo em mama com parênquima normais a níveis mais elevados de SNR. Um limiar de tCho $\text{SNR} > 2$ é um limiar comumente usado para malignidade em estudos prévios. Um limiar de tCho $\text{SNR} > 2$ é um limiar geralmente usado para malignidade em estudos prévios. O MRS para mama pode auxiliar um papel valioso na avaliação da resposta à terapia neoadjuvante (NAC). Os níveis de colina tumoral na mama podem mostrar modificações induzidas pelo tratamento na proliferação celular antes de qualquer alteração no tamanho do tumor e, portanto, fornecem um marcador inicial de resposta ao tratamento (Rahbar, Partridge, 2017).

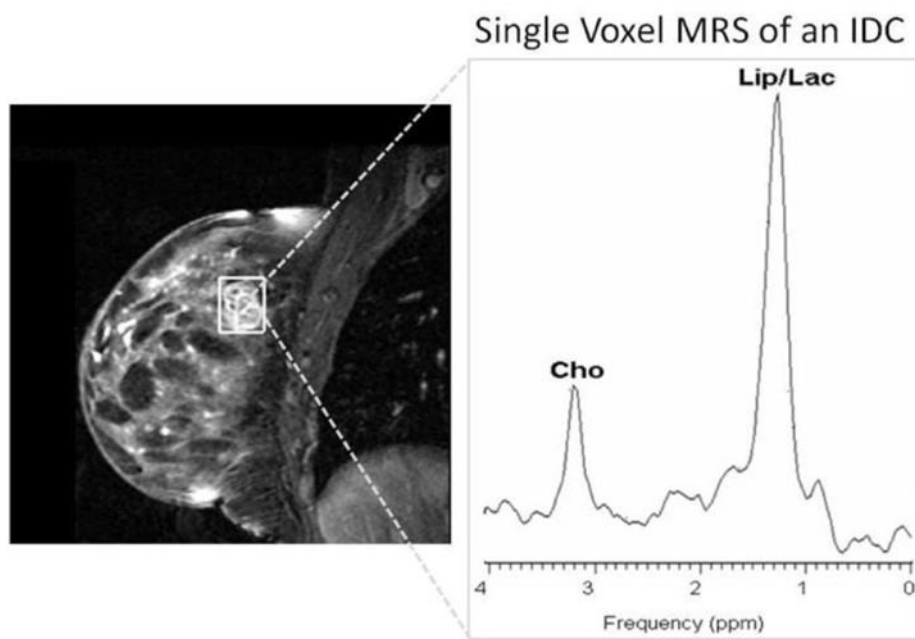


Figura 7: exemplo MRS

(Rahbar, Partridge, 2017)

3 METODOLOGIA

Esse estudo é do tipo revisão integrativa que é uma ampla abordagem metodológica referente às revisões, permitindo a inclusão de estudos experimentais e não experimentais para uma percepção completa do fenômeno analisado. Combina também dados da literatura teórica e empírica, além de agregar um vasto leque de objetivos: definir conceitos, revisão de teorias e evidências, e análise de problemas metodológicos de um tópico particular (Souza, Silva, Carvalho, 2010).

Foram utilizados os sites da Scielo, Google acadêmico e Pubmed para busca de artigos, estes sites tem um banco de dados extenso de artigos que vão além do inglês. Para a pesquisa foi usada apenas um livro. O período da pesquisa foi de maio a agosto de 2018. Os artigos da pesquisa com data de publicação de 2009 a 2018. Neste trabalho foram inclusos artigos em português e inglês para esclarecimento acerca do assunto, assim como livro e excluídos artigos que não colaboram para esclarecer acerca da temática pesquisada. Os autores escolhidos são de acordo com a necessidade da pesquisa, para procura nestes sites foram usados termos em inglês como multiparametric, breast, resonance, image, difusión.

4 DISCUSSÃO E RESULTADO

AUTOR	METODOLOGIA	RESULTADO
Fanariotis et al, 2018	Neste estudo, aprovado pelo comitê de ética local, 70 pacientes submetidos à MRM foram avaliados. Oito exames foram excluídos do estudo por causa de artefatos de movimento e erro de registro entre as diferentes seqüências de difusão. Um total de 62 exames foram incluídos neste estudo. As indicações para exame de ressonância magnética foram a avaliação pré-operatória da extensão de um câncer de mama recém-diagnosticado, achados duvidosos em mamografia ou ultrasonografia e triagem de uma população de alto risco.	Sessenta e duas (62) lesões foram avaliadas. Trinta e cinco (35) lesões eram benignas e 27 eram malignas. As lesões benignas consistiram defibroadenomas, papilomas e lesões fibrocísticas. As lesões malignas consistiram de carcinoma ductal in situ (CDIS), carcinoma ductal invasivo (CID), carcinoma lobular invasivo (CID) e carcinoma lobular in situ (LCIS). O tamanho médio das lesões benignas foi de 2,43 cm e o tamanho médio das lesões malignas foi de 3,82 cm.
Guatelli et al, 2017	Foi realizado estudo retrospectivo, descritivo, baseado na análise de prontuários médicos e coleta de dados de um grupo de pacientes que realizaram RM com DWI,	A análise da DWI demonstrou restrição em 216 lesões(85,7%) na análise qualitativa. Na análise quantitativa, o valor do ADC calculado variou de $0,38 \times 10^{-3}$

	no período de agosto de 2010 a dezembro de 2013, em um centro de referência oncológico. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da instituição. As imagens da RM das mamas foram revisadas por um radiologista com experiência em imagem da mama, numa estação de trabalho dedicada.	3mm²/s a $2,69 \times 10^{-3}$ mm²/s, com média de $1,13 \times 10^{-3}$ mm²/s e desvio-padrão de $0,38 \times 10^{-3}$ mm²/s. A relação da análise qualitativa da DWI e os resultados histológicos demonstrou que a maioria dos pacientes que apresentaram restrição à difusão teve resultado maligno (72,7%), com significância estatística ($p < 0,001$). Deste modo, a análise qualitativa apresentou 97,5% de sensibilidade, 35,2% de especificidade, 72,7% de VPP, 88,9% de VPN e 75,0% de acurácia. A análise quantitativa da difusão foi obtida pelo cálculo do valor do ADC de cada lesão e posteriormente comparada com os resultados histológicos. A média obtida do valor do ADC nas lesões benignas ($1,50 \pm 0,35 \times 10^{-3}$ mm²/s) foi superior à média das lesões
--	--	---

		malignas ($0,97 \pm 0,27 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$), com significância estatística ($p < 0,001$). Os resultados histológicos foram ainda consolidados em três grupos: carcinomas invasivos ($n = 149$; ADC médio: $0,95 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$); lesões precursoras ($n = 12$; ADC médio: $1,24 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$), que incluíram 11 lesões com diagnóstico histológico de CDIS e 1 lesão com diagnóstico histológico de hiperplasia lobular atípica; e pela curva ROC foi $1,03 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$. Considerando este ponto de corte para o valor de ADC, observou-se número maior de lesões malignas nos casos em que o ADC era igual ou menor que o ponto de corte ($n = 116$; 98,3%), enquanto nos pacientes com ADC maior que o ponto de corte observou-se número maior de resultados benignos ($n =$
--	--	---

		70; 61,4%), com significância estatística ($p < 0,001$).
Rosenkrantz et al, 2015	Este artigo de revisão explora os recentes avanços em PET / RM para imagiologia oncológica.	Este artigo atua para demonstrando assim a atuação da pet em rm e tc
Faeghi, Baniasadipour, Jalalshokouh, 2015	35 mulheres foram encaminhadas para avaliação de RM de lesões mamárias anormais detectadas em mamografia, ultrassonografia ou exame clínico das mamas. 5 pacientes com lesões menores que 2 cm de diâmetro (menores que o tamanho do voxel que usamos no exame MRS) foram excluídos deste estudo.	A avaliação patológica mostrou que 19 pacientes tinham lesões malignas e 11 pacientes tinham lesões benignas. Estes resultados foram utilizados como padrão de referência. 63,6% das lesões benignas (7 de 11) apresentaram tipo 1 de curva de ECD e 36,4% (4 de 11) apresentaram tipo 2. 57,9% (11 de 19) de lesões malignas apresentaram tipo 3 e 42,1% (8 de 19) apresentaram tipo 2. se os tipos 2 e 3 forem assumidos como casos malignos, portanto, a sensibilidade, especificidade e acurácia da ressonância nuclear magnética (DCE) de

		acordo com o tipo de curva seriam 100%, 63,6% e 86,7%, respectivamente. O pico de colina foi detectado em 18 das 19 lesões malignas e em 3 das 11 lesões benignas. Um maligno e oito casos benignos não mostraram qualquer ressonância visível em 3,2ppm então SV-MRS representa 94,7% de sensibilidade, 72,7% de especificidade e 86,7% de precisão.
Bitencourt, et al, 2014	Foram incluídos 31 pacientes com suspeita de lesões mamárias na RM e indicação prévia de biópsia, e realizaram 18F-FDG PET-CT com protocolo específico para avaliação mamária. A ressonância magnética foi obtida com o paciente em decúbito ventral em uma unidade de 1,5 T. A PET-CT foi realizada em equipamentos dedicados.	Trinta e oito lesões com correlação histológica foram avaliadas nos 31 pacientes incluídos, sendo 32 lesões de massa (84,2%) e 6 lesões de não massa (15,8%). O diâmetro médio das lesões foi de 31,1 mm (variação de 8 a 94 mm). A maioria das lesões de massa apresentava formato irregular (n = 25, 78,1%) e realce heterogêneo (n = 27, 84,4%). A maioria das lesões nonmass teve uma

		distribuição segmentar (n=4, 66,7%). Segundo o léxico BIRADS, 2 lesões (5,3%) foram classificadas na categoria 3, 13 (34,2%) na categoria 4, 14 (36,8%) na categoria 5 e 9 (23,7%) na categoria 6.
Janka et al, 2013	De agosto de 2011 a setembro de 2012, 379 exames de ressonância magnética de mama foram realizados no Hospital Universitário de Erlangen em um aparelho de 1,5 T e 2 radiologistas participaram da pesquisa.	163/286 mulheres com exames de ressonância magnética de mama e sequências DW não tiveram achados suspeitos de RM. 63/123 pacientes tinham lesões intensificadoras menores que 6mm (focos) ou lesões que não aumentavam a massa na ressonância magnética com contraste e, portanto, não preenchiam os critérios de inclusão. Analisando as imagens ponderadas em difusão, não houve deslocamento de lesão entre as medidas de b50 e b400. Portanto, os valores de ADC foram calculados para todas as 79 lesões com as medidas de b50 e b400. Ocorreu deslocamento significativo

		das lesões entre as medidas de b400 e b800 em 39 lesões (10 benignas, 29 malignas incluindo 2 carcinomas mucinosos) antes da aplicação do meio de contraste e em 41 após a aplicação de MC (9 benignas, 32 malignas incluindo 2 carcinomas mucinosos). Em 3 lesões houve apenas deslocamento pré-CM e em 5 lesões apenas pós-CM. Em 36 lesões, os leitores encontraram o deslocamento da lesão pré e pós-CM. Em 35 lesões (10 benignas, 25 malignas), a aquisição da sequência com os três valores b foi possível antes e depois da MC sem deslocamento da lesão. Portanto, a comparação de pares dos valores de ADC com base em todas as medições DW foi possível nestas 35 lesões. Analisando os valores de ADC400, o valor médio de ADC de todas as 20
--	--	--

		lesões benignas foi de $1,89 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{s}$ antes e $1,85 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{s}$ após a administração de MC. Duas lesões malignas foram carcinomas mucinosos. Estas lesões revelaram um valor de ADC de $1,74$ e $2,03 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{s}$ antes da aplicação de CM e $1,75$ e $1,86 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{s}$ após a aplicação de CM. As restantes 57 lesões malignas exibiram um valor médio de ADC de $1,00 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{s}$ antes e $0,88 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{s}$ após CM. No subgrupo sem deslocamento de lesão entre a aquisição de b400 e b800, o valor médio de lesões benignas ($n = 10$) foi de $1,99 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{s}$ antes e $1,97 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{s}$ após a aplicação de CM. As 25 lesões malignas neste subgrupo exibiram um valor médio de ADC de $0,90 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{s}$ antes e de $0,80 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{s}$ após CM.
--	--	--

		Enquanto não há mudança significativa para lesões benignas, a administração CM resultou em uma diminuição altamente significativa ($p < 0,01$) do valor de ADC em lesões malignas em ambos os grupos (ADC400 e ADC800). Se não houvesse deslocamento de lesão entre as medidas b400 e b800 (35 lesões, 10 benignas e 25 malignas), o valor de ADC foi calculado com base na medição de b50, b400 e com base nas medições de b50, b400 e b800 aplicação pós-CM. Portanto, uma comparação de pares destes valores de ADC foi possível. O valor médio de ADC obtido para as lesões benignas foi de $1,98 \times 10^{-3} \text{ mm}^2 / \text{s}$ nas duas combinações de valores b, enquanto para lesões malignas o valor de ADC foi de $0,91 \times 10^{-3} \text{ mm}^2 / \text{s}$ calculado com base em
--	--	--

		b50 e b400 em comparação a $0,85 \times 10^{-3} \text{ mm}^2 / \text{s}$ calculado com base em b50, b400 e b800. Essa diferença foi altamente significativa ($p < 0,01$).
Hassan et al, 2013	Entre janeiro de 2010 e dezembro de 2011, pacientes do sexo feminino que se apresentaram aos Departamentos de Oncologia e Onco-Cirurgia do Hospital Universitário de Alexandria com suspeita de nódulo mamário foram encaminhadas ao Departamento de Radiodiagnóstico e avaliadas prospectivamente. A presença de lesão em massa foi sugerida por avaliação clínica e comprovada por mamografia e ultrassonografia. Lesões de massa convencionais detectadas por DCEMRI em 71 pacientes com um total de 103 lesões de	Adicionando a técnica de imagem ponderada por difusão, todas as lesões examinadas mostraram valores de ADC variando de $0,5$ a $3 \times 10^{-3} \text{ cm}^2 / \text{s}$. Quarenta e cinco lesões apresentaram difusão restrita com variação de $0,5$ a $1,2 \times 10^{-3} \text{ cm}^2 / \text{s}$. Restrição limítrofe (com valor de ADC de $1,3-1,4 \times 10^{-3} \text{ cm}^2 / \text{s}$) foi calculada em cinco lesões. O restante das lesões (53 lesões) não apresentou difusão restrita com valores de ADC variando de $1,5$ a $3 \times 10^{-3} \text{ cm}^2 / \text{s}$. Das 45 lesões com difusão restrita 43 mostraram-se lesões de massa maligna, enquanto as outras duas eram lesões benignas que

	massa; que foram submetidos a uma avaliação mais aprofundada pela DWI. Foram analisadas as técnicas de imagem de mamografia e ultrassonografia em aparelho de 1,5T	provaram ser de origem inflamatória com a formação de abscesso de mama que era o escopo da leitura do ADC, para casos com restrição limítrofe, quatro mostraram-se benignos, enquanto o outro mostrou-se limítrofe (atipia celular). Quanto às restantes 53 lesões não restritas, apenas duas já eram conhecidas como lesões malignas e estavam em quimioterapia, enquanto as demais 51 mostraram-se benignas na análise histopatológica. Comparando a cinética de realce com os valores de ADC notou-se que quatro casos com curva de realce progressiva apresentaram difusão restrita, que provou ser maligna, quatro casos com difusão limítrofe mostraram-se benignos na análise histopatológica. Adicionando análise de difusão ao critério de cinética de realce acima
--	---	---

		mencionado, a sensibilidade saltou de 86,95% para 93,47% e a especificidade de 91,22% para 96,49% na detecção de malignidade com VPP de 95,55% em comparação com 86,66% para a cinética de aumento isolada. Tanto a especificidade quanto o VPP seriam alterados até 100%, respectivamente, se os dois abscessos mamários fossem excluídos, uma vez que não são lesões sólidas focais verdadeiras. Além disso, a sensibilidade aumentaria para 97,72%, em vez de apenas 93,47%, se excluirmos os casos já conhecidos de malignidade. Linfonodos foram detectados em todos os casos, sendo que 32 apresentaram casos de hilo perdido / excêntrico, 29 apresentaram formato globular, três tiveram infiltração no tecido adjacente, um com
--	--	--

		necrose central, 24 casos apresentaram difusão restrita, variando de 0,5 a $1 \times 10^{-3} \text{ cm}^2 / \text{s}$ ($< 1,3 \times 10^{-3} \text{ cm}^2 / \text{s}$), onde 35 se mostraram malignos e 36 benignos em histopatologia.
Hyeon-Man Baek, 2011	Participaram da pesquisa 112 pacientes, O diagnóstico do tecido foi obtido a partir do relatório patológico da excisão ou biópsia por agulha. Em um aparelho de 1,5T.	Características da lesão. Com base no padrão morfológico de realce da RM, todas as lesões foram categorizadas em um dos dois grupos, de acordo com o léxico do American College of Radiology Breast Imaging Reporting and Data System.(ACR BI-RADS). Resultados de Espectroscopia de RM. O desempenho diagnóstico do nível de concentração tCho medido por ^1H-MRS foi avaliado usando a análise ROC (Figura 1). O ponto de corte de nível tCho ideal que produziu a maior precisão foi $> 0,0 \text{ mmol} / \text{kg}$. A sensibilidade resultante foi de 66%, especificidade de 92% e

		acurácia geral de 69% para distinguir lesões benignas de malignas. Quando um ponto de corte de 0,66 mmol / kg foi selecionado, a sensibilidade foi de 58%, especificidade de 100% e acurácia geral de 63%. Os níveis de concentração tCho neste trabalho tiveram variação de 0,08 a 9,99 mmol / kg em 65 (66%) dos 99 pacientes com tumores malignos Em 13 pacientes com lesões benignas, 12 eram casos evasivos e o outro paciente com alterações fibrocísticas era falso-positivo, com nível tCho de $0,66 \pm 0,10$ mmol / kg
--	--	--

Bitencourt et al, 2014, com relação ao uso da PET/MRI constata que o uso da ressonância multiparamétrica aliada trás benefícios em relação a diferenciação de lesões mamarias em benignas e malignas como mostrado na tabela e também uma redução de biopsias desnecessárias, além disso ele adverte a necessidade de mais estudos sobre a MRI hibrida. Segundo Rosenkrantz et al, 2015 A RM é o padrão de referência atual imagem de câncer de mama morfológico, PET / RM localizada da mama tem se mostrado viável com quatro canais e agora 16 canais. As estratégias de tratamento do câncer de mama estão se tornando cada vez mais individualizadas mostrando assim o tipo de tumor de um paciente, bem como dinâmicas para refletir a resposta terapêutica precoce ao longo do tempo. Assim, métricas quantitativas

derivadas de PET, DWI e perfusão MRI são de crescente interesse para complementar ressonância magnética tradicional.

		Histologic Result		Total	P
		Benign	Malignant		
DCE-MRI	Types I and II	8 (47.1%)	9 (52.9%)	17	0.002
	Type III	0 (0.0%)	15 (100.0%)	15	
DWI	ADC > 1.00	8 (66.7%)	4 (33.3%)	12	<0.001
	ADC < 1.00	1 (3.8%)	25 (96.2%)	26	
PET-CT	Negative	6 (75.0%)	2 (25.0%)	8	0.001
	Positive	3 (10.0%)*	27 (90.0%)**	30	
Multiparametric evaluation	Negative	5 (100%)	0 (0.0%)	5	<0.001
	Positive	4 (12.1%)	29 (87.9%)	33	

Demonstrativo em % da multiparametrica com relação a outros métodos
(Bitencourt et al, 2014)

Hyeon-Man Baek 2011, In vivo 1H-MRS é uma técnica não invasiva que tem grande potencial para fornecer informações complementares para melhorar o diagnóstico do câncer de mama. O valor diagnóstico da espectroscopia mamária in vivo é tipicamente baseado na detecção de níveis elevados de tCho, que é um marcador de tumor ativo. Segundo sua pesquisa trás um resultado em que houve uma sensibilidade de 66% e especificidade de 92%, respectivamente.

No estudo de Fanariotis et al, 2018, com relação do uso da difusão antes e pós contraste demonstração que antes do MC. Para a série DWI antes da administração do meio de contraste, a especificidade foi de 84% para sequências com $b = 800 \text{ s/mm}^2$ e 90% para sequências com $b = 1.000 \text{ s/mm}^2$. Por outro lado, para a série DWI após a administração do meio de contraste, a especificidade foi de 84% para sequências com $b = 800 \text{ s/mm}^2$ e 90% para sequências com $b = 1.000 \text{ s/mm}^2$. No seu estudo medições de ADC são reduzidas após a injeção de meio de contraste a 3T. O planejamento da série DWI após contraste não pode ser recomendado rotineiramente. Apenas nos casos em que se espera que a adesão do paciente seja ruim, com alto risco de artefatos de movimento, as sequências de difusão podem ser tomadas após a administração do meio de contraste e após as sequências dinâmicas de T1.

Faeghi et al, 2015, em sua pesquisa SV-MRS (voxel único) pode melhorar a especificidade do DCE-MRI para caracterização de lesões mamárias mas houve limitações, como populações pequenas, avaliação qualitativa do pico de colina, efeito de volume parcial e cobertura espacial limitada, ele sugeriu o uso de MRS multi-voxel para avaliar grandes lesões heterogêneas ou múltiplas. O uso de

magnetos de tesla altos, bobinas mais especializadas e análise quantitativa da ressonância da colina podem melhorar os resultados da espectroscopia da mama.

Guatelli et al, 2017 No estudo, a avaliação qualitativa na DWI sozinha mostrou elevada sensibilidade (97,5%), mas pouca especificidade (35,2%), não sendo suficiente para diferenciar maligno e benigno na maioria das lesões. Na análise quantitativa, as lesões malignas apresentaram valores do ADC menores que as lesões benignas. Com isso, o uso da DWI na avaliação das lesões mamárias do estudo por meio da análise quantitativa (ADC) apresentou uma maior contribuição para a diferenciação entre lesões benignas e malignas. O interessante demonstrado nesse artigo é como o ADC ele é importante como mostrado na tabela. Os mesmos autores também compararão o RM com DWI e RM sem DWI, que teve aumento na especificidade 96%, sem perda de sensibilidade 95% como também um crescimento da acurácia 95%.

	Sensibilidade	Especificidade	VPP	VPN	Acurácia
BI-RADS RM	100,0%	54,9%	79,7%	100,0%	83,7%
DWI - avaliação qualitativa	97,5%	35,2%	72,7%	88,9%	75,0%
DWI - avaliação quantitativa (ponto de corte: $1,03 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$)	75,5%	97,2%	98,3%	61,4%	80,2%
Combinação BI-RADS RM + DWI - avaliação quantitativa	95,7%	96,4%	98,1%	92,0%	95,9%

Sensibilidade, especificidade, VPP, VPN e acurácia da RM
(Guatelli et al, 2017)

Os valores encontrados por Hassan et al, 2013, Adicionando análise de difusão ao critério de cinética de realce a sensibilidade saltou de 86,95% para 93,47% e a especificidade de 91,22% para 96,49% na detecção de malignidade com VPP de 95,55% em comparação com 86,66% para a cinética de aumento isolada o que também é comprovado por Fanariotis et al, 2018(tabela) e também por Guatelli et al, 2017

b-Factor ^a	ADC threshold	Sensitivity	Specificity	PPV	NPV	AUC
850 -C	1.16	0.956	0.842	0.813	0.942	0.965
850 +C	1.16	0.956	0.842	0.824	0.929	0.968
1,000 -C	1.10	0.912	0.895	0.722	0.940	0.959
1,000 +C	1.05	0.926	0.895	0.778	0.955	0.960

Valores de ADC antes e pós contraste
(Fanariotis et al, 2018)

5 CONCLUSÃO

A ressonância magnética mamaria trás benefícios no que diz respeito a mamas densas, pacientes com genes BRCA1 e BRCA2, porém a baixa especificidade e até mesmo o custo deste exame prejudica sua aplicação. Contudo apesar de algumas restrições a sua aplicação como a sua baixa especificidade, a ressonância multiparamétrica busca suprir a especificidade da ressonância mamaria convencional.

Através dessa pesquisa foram encontradas evidências de que é possível aumentar a especificidade da ressonância mamaria com os protocolos do contraste dinâmico, difusão e espectroscopia, ressaltando quando combinados que trás de fato o aumento da especificidade da ressonância mamaria, além disso há uma necessidade de maiores estudos para se tornar uma realidade clinica.

REFERENCIA

BITENCOURT, Almir A.G et al e outros. Multiparametric Evaluation of Breast Lesions Using PET-MRI Initial Results and Future Perspectives. *Medicine*. V. 93, Nov. 2014. Disponível em < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4616313/>> Acesso em 12 Ago. 2018

BAEK, Hyeon-Man. Diagnostic Value of Breast ProtonMagnetic Resonance Spectroscopy at 1.5T in Different Histopathological Types. *Scientific World J*. V.2012. Nov. 2011. Disponível em < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3361280/>> Acesso em 13 Ago. 2018

EL KHOULI, Riham H et al, e outros. Dynamic contrast-enhanced MRI of the breast: quantitative method for kinetic curve type assessment. *AJR Am J Roentgenol*. V. 193, pag. 295-300, Oct. 2009. Disponível em <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19770298> >Acesso em 26 Jun. 2018

FAEGHI, Fariborz, BANIASADIPOUR, Banafsheh, JALALSHOKOUHI, Jalal. Comparative Investigation of Single Voxel Magnetic Resonance Spectroscopy and Dynamic Contrast Enhancement MR Imaging in Differentiation of Benign and Malignant Breast Lesions in a Sample of Iranian Women. *Asian Pac. J. Cancer Prev*. V. 16, Pag. 8335-8338, Dez. 2015. Disponível em< <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26745081>> Acesso em 13 Ago. 2018

FANARIOTIS, M et al e outros. Contrast-enhanced and unenhanced diffusion weighted imaging of the breast at 3 T. *Clin. Radiol*. Disponível em < <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S000992601830268X> > Acesso em 4 de agosto 2018

GONÇALVES, Juliana Therezinha Fajoses, PAZ, Wagner Antônio, RANGEL, Kerstin Kapp. Ressonância magnética das mamas: revisão da literatura. *Rev.Bras.Mast*. Disponível em <www.rbmastologia.com.br/wp-content/uploads/2015/06/MAS_v22n3_100-104.pdf>Acesso em 3 Nov. 2017

GUATELLI, Camila Sousa et al e outros. A difusão pode acrescentar informações na avaliação de lesões mamárias suspeitas na ressonância magnética?. *Raiol. Bras*. V. 50. São Paulo Set/ Out. 2017. Disponível em < http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-39842017000500291&lng=en&nrm=iso&tlng=pt> Acesso em 13 Ago. 2018

HASSAN, Hebatallah Hassan Mamdouh et al e outros. Diffusion magnetic resonance imaging of breast lesions: Initial experience at Alexandria University. *Ajm*. V. 49, pag. 265-272. Set. 2013. Disponível em< <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S209050681200111X>> Acesso em 12 Ago. 2018

HAGE, Maria Cristina Ferrarini Nunes Soares e IWASAKI, Masao. Imagem por ressonância magnética: princípios básicos. *Cienc. Rural* [online]. 2009, vol.39, pag.1275-1283. Epub Mar 27, 2009. ISSN 1678-4596.Disponivel em < <http://dx.doi.org/10.1590/S0103-84782009005000041>>Acesso em 27 Nov 2017

INCA. Câncer de mama.<http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/mama/cancer_mama+>. Acesso em 28 Nov. 2017

JESINGER, Robert A. Breast Anatomy for the Interventionalist. J. Tech Vasc. Interventional Rad. V. 17, pag.3-9, Marc. 2014. Disponível em <[https://www.techvir.com/article/S1089-2516\(13\)00088-7/fulltext](https://www.techvir.com/article/S1089-2516(13)00088-7/fulltext)> acesso em 24 Jul. 2018

JACOBS, Michael A. et al e outros. Multiparametric and Multimodality Functional Radiological Imaging for Breast Cancer Diagnosis and Early Treatment Response Assessment. J Natl Cancer Inst Monogr. V. 2015, pag. 40-46, Maio 2015. Disponível em <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4481707/>> Acesso em 29 Jul. 2018

JANKA, R et al e outros. Diffusion-Weighted MR Imaging of Benign and Malignant Breast Lesions Before and After Contrast Enhancement. Rofo.V. 186, pag. 130-5, 2014. Disponível em<https://www.researchgate.net/publication/255715631_Diffusion-Weighted_MR_Imaging_of_Benign_and_Malignant_Breast_Lesions_Before_and_After_Contrast_Enhancement> Acesso em 4 de agosto 2018

MARINO, A. Maria et al. Multiparametric MRI of the Breast: A review. J. Magn. Reson. Imag. 2018, v47pag.301-315. Disponível em <[https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28639300?log\\$=activity](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28639300?log$=activity)> acesso 1 Mar. 2018

MARQUES, Elvira Ferreira et al. Indicações de ressonância magnética das mamas em um centro de referência em oncologia. Radiol. Bras, São Paul, v. 44, pag. 363-366, Dec. 2011. Disponível em <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-39842011000600007&lng=en&nrm=iso>. acesso 31 Oct. 2017

MOORE, Keith L., DALLEY, Arthur F., AGUR, Anne M. R. Anatomia orientada para clinica. 3. Ed. Rio de Janeiro: Guanabara koogan, 2013

MENEZES, LG Gisela, et al. e outros. Magnetic resonance imaging in breast câncer: A literature review and future perspectives. World. J.Clin.Oncol.v5,pag61-70,mai.2014. Disponível em <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24829852>> Acesso em 19 Fev. 2017

NASCIMENTO, Fabianne Borges do; PITTA, Maira Galdino da Rocha e REGO, Moacyr Jesus Barreto de Melo. Análise dos principais métodos de diagnóstico de câncer de mama como propulsores no processo inovativo. Arq. Med. Disponível em <http://www.scielo.mec.pt/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0871-34132015000600003> Acesso em 27 Nov. 2017

PARTRIDGE, Savannah C., et al. e outros. Diffusion-weighted Breast MRI: Clinical Applications and emerging Techniques. J.Magn.Reson. Imag. Disponível em <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27690173>> acesso 1 Mar. 2018

PINKER, Katja, HELBICH, Thomas H., MORRIS, Elizabeth A. The potential of multiparametric MRI of the breast. *Br. J. Radiology*. V. 90. Jul. 2016. Disponível em < <https://www.birpublications.org/doi/10.1259/bjr.20160715>> Acesso em 22 Maio 2018

PADHANI, Anwar R., MILES, Kenneth A. Multiparametric Imaging of Tumor Response to Therapy. *Radiology*. V. 256, pag. 348– 364, Agost. 2010. Disponível em < https://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiol.10091760?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori%3Arid%3Acrossref.org&rfr_dat=cr_pub%3Dpubmed> Acesso em 18 Fev. 2018

RAHBAR, Habib, PARTRIDGE, Savannah C. Multiparametric Breast MRI of Breast Cancer. *MagnReson Imaging Clin N Am*. Disponível em <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4672390/>>. Acesso em 03 Nov. 2017

RENZ, M. Diane, et, al. e outros. Comparasion of Gadoteric Acid and Gadobutrol For Detection as Well as Morphologic and Dynamic Characterization of Lesions on Breast Dynamic Contrast-Enhanced Magnetic Resonance Imaging. *Invest. Radiol*. 2014, v 49. Pág. 474-484. Disponível em <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24637587> >acesso 1 Mar. 2018

ROSENKRANTZ, Andrew B. et al e outros. Current Status of Hybrid PET/MRI in Oncologic Imaging *Ajr*. V. 206, pag.162–172, Jan. 2016 Disponível em < <https://www.ajronline.org/doi/abs/10.2214/AJR.15.14968> > Acesso em 13 Ago. 2018

SOUZA, Marcela Tavares, SILVA, Michelly Dias, CARVALHO, Rachel. Revisão integrativa: o que é e como fazer. V. 8, pag. 102-6, 2010. Disponível em <http://www.scielo.br/pdf/eins/v8n1/pt_1679-4508-eins-8-1-0102.pdf> Acesso em 3 Nov. 2017

TAIF, Sawsan Abdulkareem. Breast Magnetic Resonance Imaging Indications in Current Practice. *Asian Pac J Cancer Prev*. V. 15, pag. 569-575, 2014. Disponível em <<http://journal.waocp.org/?sid=Entrez:PubMed&id=pmid:24568459&key=2014.15.2.569>> Acesso em 16 Jul. 2018

URBAN, Linei Augusta Brolin iDellê et al. Recomendações do Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem, da Sociedade Brasileira de Mastologia e da Federação Brasileira das Associações de Ginecologia e Obstetrícia para rastreamento do câncer de mama por métodos de imagem. *Radiol. Bras*. Disponível em <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-39842012000600009&lng=en&nrm=iso>>. Acesso 31 Oct. 2017

VASCONCELOS, Rogerio Gonçalves et al e outros. Ultrassonografia mamária – Aspectos contemporâneos. *Com. Ciênc. Saúde*. V. 22, pag. 129-140, 2011. Disponível em < http://bvsmms.saude.gov.br/bvs/artigos/ultrassonografia_mamaria.pdf> Acesso em 26 Jul. 2018