

UFSCAR-SP
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS-SP
Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia

SILVIO FERNANDO CASTRO ROSATTI

Doutorado

**RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DE TÓRAX EM PORTADORES
DE DISPOSITIVOS CARDÍACOS ELETRÔNICOS IMPLANTÁVEIS
CONDICIONAIS PARA RM: CONTRAINDICAÇÃO CLÁSSICA OU EXAME
SEGURO?**

SÃO CARLOS-SP
2015

UFSCAR-SP
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS-SP
Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia

SILVIO FERNANDO CASTRO ROSATTI

**RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DE TÓRAX EM PORTADORES
DE DISPOSITIVOS CARDÍACOS ELETRÔNICOS IMPLANTÁVEIS
CONDICIONAIS PARA RM: CONTRAINDICAÇÃO CLÁSSICA OU EXAME
SEGURO?**

**Tese apresentada ao Programa de Pós
Graduação em Biotecnologia para obtenção
do Título de Doutor em Biotecnologia**

Orientadores:

**Prof. Dr. Fernando M. Araújo-Moreira
Prof. Dr. Luis Carlos Trevelin**

SÃO CARLOS-SP
2015

Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da Biblioteca Comunitária UFSCar
Processamento Técnico
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

R789r Rosatti, Silvio Fernando Castro
Ressonância magnética de tórax em portadores de dispositivos cardíacos eletrônicos implantáveis condicionais para RM : contra-indicação clássica ou exame seguro? / Silvio Fernando Castro Rosatti. -- São Carlos : UFSCar, 2016.
103 p.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2015.

1. Diagnóstico por imagem. 2. Dispositivos cardíacos eletrônicos implantáveis. 3. Ressonância magnética. I. Título.



Folha de Aprovação

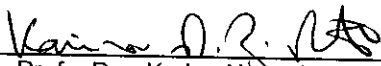
Assinaturas dos membros da comissão examinadora que avaliou e aprovou a Defesa de Tese de Doutorado do candidato Silvio Fernando Castro Rosatti, realizada em 30/03/2015:



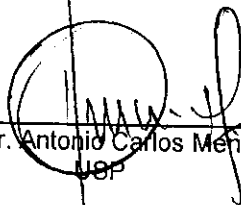
Prof. Dr. Fernando Manuel Araujo Moreira
UFSCar



Profa. Dra. Nadja Fernanda Gonzaga Serrano
UFSCar



Profa. Dra. Karina Nogueira Zambone Pinto
UFSCar



Prof. Dr. Antonio Carlos Menardi
USP



Prof. Dr. Paulo Jose de Freitas Ribeiro
USP

DEDICATÓRIA

Dedico às pessoas, que fazem parte de todos os momentos de minha vida: meus pais Sylvio e Sônia, filhos João Pedro e João Vitor e minha esposa Paola.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, a Deus, por ter me guiado, protegido e abençoado ao longo dessa jornada e durante toda minha vida.

Aos meus orientadores Prof. Dr. Fernando M. Araújo-Moreira e Prof. Dr. Luis Carlos Trevelin e ao engenheiro da Biotronik Sildes Rosa.

“Em questão de ciência a autoridade de
milhões não é o melhor que a de um
humilde simples mortal que usa a razão”

Galileu Galilei

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Evolução dos n°s de exames de RM de implantes de DCEIs nos E.U. A período de 1993 a 2003	15
Figura 2- Aparelho de Ressonância Magnética.....	18
Figura 3- Diagrama simplificado das principais partes de um sistema de RM.....	19
Figura 4- Magneto supercondutor de 1,5T.....	22
Figura 5- Bobinas de gradiente.....	23
Figura 6- Tipos de Bobinas utilizadas em RM.....	24
Figura 7- Imagem de RM do joelho	27
Figura 8- Imagem de RM do crânio	27
Figura 9- Imagem de RM é pé e tornozelo	28
Figura 10- Imagem de RM do coração.....	29
Figura 11- Imagem de RM das mamas.....	33
Figura 12- Imagem de RM do Pericárdio	35
Figura 13- Imagem de RM do Pulmão	39
Figura 14- Imagem de RM do pulmão/tromboembolismo	43
Figura 15- Bradicardia sinusal.....	46
Figura 16- Eletrocardiograma BAV mobitz I.....	48
Figura 17- Eletrocardiograma BAV 2 mobitz II	49
Figura 18- Eletrocardiograma BAV 3 ° grau.	49
Figura 19- Possíveis riscos aos pacientes portadores de DCEIs quando submetidos a exames de RM.....	56
Figura 20- Símbolo ASTM seguro p/RM.....	58
Figura 21- Símbolo ASTM condicional para RM.....	58
Figura 22- Símbolo ASTM não seguro para RM	59
Figura 23- Posicionamento admissível do isocentro da RM	60
Figura 24- Distribuição dos exames de RM	61
Figura 25- Gerador Entovis Dr-T Pro MRI - Biotronik	63
Figura 26- Gerador Accent MRI - S.T. Jude medical	64
Figura 27- Conjunto gerador Ensura MRI - Medtronic	65
Figura 28- Tela do programador, modo de estimulação a ser programado – MRI mode – DOO	68
Figura 29- Tela do programador, parâmetros do modo Pro MRI – DOO.....	69
Figura 30 –T ela do programador mostrando a programação pós exame de RM	70
Figura 31 - Área do artefato gerado pelo DCEI (Coronal T2)	73
Figura 32 - Artefato localizado em região infraclavicular direita (Coronal T2).....	74
Figura 33 - Artefato localizado em região infraclavicular direita(Axial T2)	74
Figura 34 - Sequência de quatro imagens de Ressonância Magnética de Tórax	75
Figura 35 - Sequência de seis imagens de Ressonância Magnética de Tórax.....	78

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 – Porcentagem da área dos DCEIs em relação à área aproximada do tórax nas sequências AXIAL STIR, AXIAL T2, e SAGITAL T2..... 71

GRÁFICO 2- Porcentagem média da área do artefato dos DCEIs em relação à área medida do tórax..... 72

LISTA DE TABELAS

TABELA 1- Limiars [V] pré e pós exame de RM dos eletrodos atriais de todos pacientes estudados.....	82
TABELA 2- Limiars [V] pré e pós exame de RM dos eletrodos ventriculares de todos pacientes estudados.....	83
TABELA 3 - Impedâncias [Ω] pré e pós- exame de RM dos eletrodos atriais de todos pacientes estudados.....	85
TABELA 4 - Impedâncias [Ω] pré e pós- exame de RM dos eletrodos ventriculares de todos pacientes estudados.....	86
TABELA 5 – Amplitudes [V] das ondas P pré e pós- exame de RM de todos pacientes estudados.....	88
TABELA 6 - Amplitudes [V] das ondas R pré e pós exame de RM de todos os pacientes estudados.....	89
TABELA 7 - Capacidade remanescente da bateria em porcentagem de tempo de vida restante.....	91

LISTA DE SIGLAS

AE-	AURÍCULA ESQUERDA
ASD-	ANGIOGRAFIA POR SUBTRAÇÃO DIGITAL
ASTM-	AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS
AV –	ATRIO VENTRICULAR
BAV-	BLOQUEIO ATRIOVENTRICULAR
BIV –	BLOQUEIO INTRAVENTRICULAR
CMHO –	CARDIOMIOPATIA HIPERTRÓFICA OBSTRUTIVA
DCEI –	DISPOSITIVO CARDÍACO ELETRÔNICO IMPLANÁVEL
DNS-	DISFUNÇÃO DO NÓ SINUSAL
EEF –	ESTUDO ELETRO FISIOLÓGICO
EGG-	ELETROCARDIOGRAMA
IC –	INSUFICIÊNCIA CARDÍACA
EPI-	EQUIPAMENTOS PROTEÇÃO INDIVIDUAL
FA –	FIBRILAÇÃO ATRIAL
FNS-	FIBROSE NEFROGÊNICA SISTÊMICA
GE –	GRADIENTE ECO
HPTC –	HIPERTENSÃO PULMONAR TROMBOEMBÓLICA CRÔNICA
RF –	RÁDIO FREQUÊNCIA
RMT –	RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DO TÓRAX
SE-	SPIN ECO
SNM –	SÍNDROMES NEUROMEDIDAS
SSC –	SÍNDROME DO SEIO CAROTÍDEO
TC –	TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA
TEP-	TROMBOEMBOLISMO PULMONAR
VE-	VENTRÍCULO ESQUERDO

RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DE TÓRAX EM PORTADORES DE DISPOSITIVOS CARDÍACOS ELETRÔNICOS IMPLANTÁVEIS CONDICIONAIS PARA RM: CONTRAINDICAÇÃO CLÁSSICA OU EXAME SEGURO?

ROSATTI, SILVIO F.C

Resumo

O uso da Ressonância Magnética (RM) como método de diagnóstico por imagem tem crescido a cada ano devido aos seus grandes benefícios. A RM é um exame não-invasivo e de caráter decisivo para diagnóstico de diversas doenças, sendo largamente usado ao redor do mundo. Com o prolongamento da longevidade humana, se faz cada vez mais necessário o uso de novas tecnologias para diagnóstico e tratamento de patologias. Sabe-se que com o avanço da idade, o indivíduo desenvolve certas doenças que necessitam correção cirúrgica acarretando, muitas vezes, o implante de dispositivos elétricos como, Dispositivos Cardíacos Eletrônicos Implantáveis (DCEIs). Mesmo sendo tecnologias que romperam paradigmas e transformaram vidas, prolongando a expectativa de vida e facilitando diagnósticos que antes eram impossíveis e duvidosos, esses dois avanços da medicina eram antagonistas até pouco tempo atrás, sendo terminantemente proibido que pacientes portadores de DCEI fizessem uso do exame de RM devido as interferências que este exame poderia causar no DCEI e assim prejudicar a saúde do paciente. Como essa tecnologia de diagnóstico por imagem não pode ser aplicada na maioria dos implantes existentes, pode ser necessário recorrer a alternativas com efeitos colaterais ou informações diagnósticas menos valiosas. Por se tratar de um avanço importante e necessário para o progresso da medicina diagnóstica, os riscos em potenciais e a influência do exame de RM sobre os marcapassos se tornaram tema de pesquisa no decorrer dos últimos dez anos. Como resultado foi adquirido um entendimento abrangente dos problemas associados. Este entendimento e as soluções para esses problemas foram integradas no desenvolvimento de dispositivos seguros para o exame de RM (Pro MRI). Os objetivos deste estudo foram determinar se existe interferência do DCEI na imagem gerada pela RM de Tórax e assim entender sua influência no resultado final do exame, e determinar se ocorreram alterações significativas no funcionamento desses DCEI. Foram realizados exames de RM de Tórax em 20 portadores de DCEIs. A imagem gerada, os artefatos e os parâmetros pré e pós exame foram analisados e comparados, chegando-se à conclusão de que o exame de RM de Tórax em portadores de DCEIs Pro RMI pode ser realizado com segurança, sem alterar o funcionamento dos dispositivos e sem prejudicar a imagem da RM, desde que algumas regras e condições sejam seguidas corretamente.

Palavras Chave: Diagnóstico por Imagem, Dispositivos Cardíacos Eletrônicos Implantáveis, Ressonância Magnética.

THORACIC MAGNETIC RESONANCE IN PATIENTS WITH MRI CONDITIONAL PACEMAKERS: ABSOLUT CONTRA INDICATION OR SAFE EXAMINATION?

ROSATTI, SILVIO F.C

ABSTRACT

The use of Magnetic Resonance Imaging (MRI) as a diagnostic imaging has grown every year due to its great benefits. MRI is a noninvasive test and decisiveness for diagnosis of various diseases and is widely used around the world. With the extension of human longevity, it is increasingly necessary to use new technologies for diagnosis and treatment of diseases. It is known that with increasing age, the individual develops certain diseases that require surgical correction resulting often the implant fixtures as, Cardiac Implantable Electronic Devices (DCEIs). Even though technologies that broke paradigms and transformed lives, extending life expectancy and facilitating diagnoses that were previously impossible and bad, these two medical advances were antagonists until recently, strictly forbidden and that patients with DCEI do use the examination RM due to the interference that this test could cause the DCEI and so harm the health of the patient. As this diagnostic imaging technology cannot be applied to most existing implants, it may be necessary to use alternatives with side effects or less valuable diagnostic information. Because it is an important and necessary for the progress of medical diagnostic advance, the potential risks and the influence of MRI on pacemakers have become research topic over the last ten years. As a result, we acquired a comprehensive understanding of the associated problems. This understanding and solutions to these problems have been integrated in the development of secure devices for MRI (MRI Pro). The objectives of this study were to determine if there is interference DCEI the image generated by Thoracic MRI and thus to understand their influence on the outcome of the review, and determine whether there were significant changes in the operation of this DCEI. Thoracic MRI was performed in 20 patients with DCEIs. The generated image, artifacts and pre and post test parameters were analyzed and compared; coming to the conclusion that Thoracic MRI in patients with DCEIs Pro MRI can be performed safely without changing the operation of the devices and without damaging the image of RM, since some rules and conditions are followed.

Keywords: Diagnostic Imaging, Cardiac Implantable Electronic Devices, MRI

OBJETIVO GERAL

O objetivo geral do estudo foi avaliar se o exame de RM de tórax pode ser realizado com segurança em portadores de DCEIs.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Os objetivos específicos do estudo foram verificar o impacto do artefato de suscetibilidade magnética produzido pelo gerador de pulsos e pelos eletrodos dos DCEIs nas imagens geradas pela RM de Tórax, avaliando assim, sua interferência no resultado final do exame, além de analisar as possíveis alterações no funcionamento dos DCEIs, através da avaliação e comparação dos parâmetros (limiares de estimulação atriais e ventriculares, impedâncias dos eletrodos atriais e ventriculares, amplitudes da onda P e R e status da bateria) pré e pós RM.

MOTIVAÇÃO/JUSTIFICATIVA

As indicações da realização de um exame de RM de tórax têm aumentado muito nos últimos anos e a sua contra-indicação em portadores de DCEIs tem sido uma limitação importante no diagnóstico de patologias torácicas. Com esse estudo podemos avaliar a segurança do exame e a existência ou não de danos aos DCEIs durante a RM de tórax.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Utilização da RM em paciente com DECEIs.....	15
1.2	Histórico da Ressonância Magnética	16
1.3	Sistemas de Imagem por RM.....	19
1.3.1	Componentes Básicos de um Sistema de Imagem por RM.....	19
1.3.2	Magneto.....	20
1.3.2.1	Tipos de Magneto.....	20
1.3.3	Bobinas de Gradiente de Campo Magnético.....	22
1.3.4	Bobinas Receptores e Transmissoras de Radiofrequência (RF) ou Sistema de RF.....	23
1.3.5	Reconstrutor de Imagens.....	25
1.3.6	Computador de Controle e Operação.....	25
1.3.7	Cabine Atenuadora de Radiofrequência ou Gaiola de Farady.....	25
1.4	Dispositivo Cardíaco Eletrônico Implantável	26
2	INDICAÇÕES GERAIS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA.....	26
3	INDICAÇÕES DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DE TÓRAX.....	28
3.1	Coração.....	28
3.2	Mamas.....	30
3.3	Pericárdio.....	33
3.4	Pulmão.....	35
3.5	Pleura.....	39
3.6	Mediastino.....	43
3.7	Considerações finais sobre as indicações de RM do tórax	45
4	INDICAÇÕES GERAIS DE IMPLANTE DCEIs.....	45

4.1 Marcapasso Definitivo.....	45
5 RISCOS AOS DCEIS DURANTE A RM.....	54
6 ARTEFATOS PRODUZIDOS PELA RM.....	56
6.1 Artefato de Susceptibilidade Magnética.....	56
7 CLASSIFICAÇÃO DE SEGURANÇA DE DCEIS PARA RM	57
8 ZONA ADMISSÍVEL DE POSICIONAMENTO DO ISOCENTRO DA RM..	59
9 NOVOS LANÇAMENTOS	61
10 RESSONÂNCIA MAGNÉTICA X TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA.	65
11 MATERIAIS E MÉTODOS	67
12 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	70
12.1 Imagens.....	70
12.2 Avaliação dos DCEIs pós-exame de Ressonância Magnética.....	81
12.2.1 Limiares de Estimulação.....	81
12.2.2 Impedância dos eletrodos.....	84
12.2.3 Amplitude das ondas P e R	87
12.2.4 Bateria.....	90
12.2.5 Sinais e Sintomas	92
13 CONCLUSÃO.....	92
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	94
ANEXOS.....	97

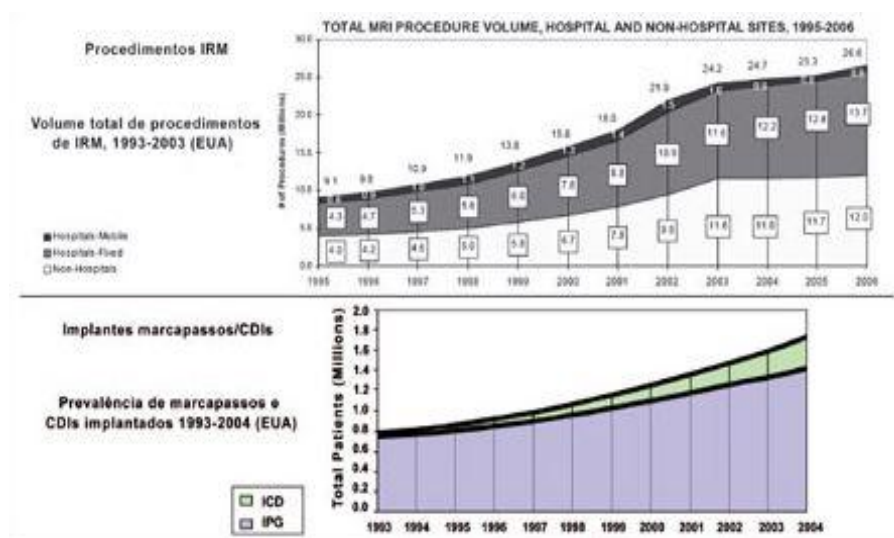
1 – INTRODUÇÃO

1.1 - Utilização da Ressonância Magnética (RM) em pacientes com Dispositivos Cardíacos Eletrônicos Implantáveis (DCEIs)

O número de exames de RM tem aumentado, assim como o uso de dispositivos de estimulação, que têm beneficiado um número cada vez maior de pacientes, conforme mostra a Figura 1.

Pesquisadores acreditam que entre 50 a 75% dos pacientes com implantes ativos receberão, ao menos, uma indicação para realizar um exame de ressonância magnética no decorrer da vida útil de seus dispositivos (KALIN/STANTON,2005). Estudo publicado por Martin et al. mostra que um exame de RM é solicitado por um médico para 17% dos portadores de marcapasso no intervalo de doze meses após o implante do dispositivo (MARTIN et al,2004). Muitos pacientes com DCEI necessitam deste exame para um diagnóstico conclusivo, mas por potenciais interações entre o dispositivo e os campos magnéticos estáticos e de declive e campos de radiofrequência modulada gerados durante exames de imagem, são proibidos de serem submetidos a este exame. Logo a atenção se voltou para dispositivos que são projetados especificamente para serem seguros no ambiente de RM.

Figura 1: Evolução do número de exames de RM e de implantes de DCEIs nos E.U.A. no período de 1993 a 2003.



Fonte: [http:// www.relampa.org.br/detalhe_artigo.asp%3Fid%3D16+&cd=2&hl=pt-BR&ct=clnk&gl=br](http://www.relampa.org.br/detalhe_artigo.asp%3Fid%3D16+&cd=2&hl=pt-BR&ct=clnk&gl=br)

1.2 - Histórico da Ressonância Magnética

A Ressonância magnética é um exame para diagnóstico por imagem de alta definição por meio da utilização de um forte campo magnético.

Por volta de 1600, Willian Gilbert escreveu, a pedido da Rainha Elizabeth I da Inglaterra, o livro “De Magnete”, que tratava de fenômenos magnéticos conhecidos até então. Foi nesse livro que Willian Gilbert apresentou sua teoria que a Terra era um ímã gigante.

No entanto o nome mais respeitado no assunto é o do engenheiro croata Nikola Tesla, que dedicou grande parte de sua vida aos estudos dos campos magnéticos. A unidade de campo da ressonância é medida em unidades Tesla, em sua homenagem. Um exame de 1,5 Tesla representa 30 mil vezes a intensidade do campo magnético da Terra, que não é muito acentuada (em torno de 60 microteslas, suficiente apenas para movimentar a agulha de uma bússola).

Pesquisas geológicas recentes afirmam que a parte central da Terra é constituída por ferro fundido, e correntes elétricas existente dentro desse núcleo de ferro seriam as responsáveis pela existência do campo magnético. Tais estudos ainda não foram totalmente comprovados, porém a Lua não possui núcleo derretidos, assim como não possui campo magnético, e vários outros planetas do nosso sistema solar apresentam campos magnéticos, assim como o Sol. Até mesmo nossa galáxia possui um campo magnético que, apesar de muito pequeno, é importante em razão do grande volume que ele ocupa. Um dos maiores interesses em viagens espaciais está concentrado no estudo de campos magnéticos existentes no espaço e em outros planetas.

A descoberta dos campos magnéticos e radiações foram feitas pelo satélite americano Explorer 1, que foi uma das realizações mais importantes da era espacial. Na verdade, as partículas carregadas dentro dos cintos de radiação viajam em um complexo padrão espiralado. Elas se movem de um lado para o outro, de norte para o sul, enquanto o grupo inteiro lentamente se acumula ao redor da Terra. Quando o campo magnético do Sol está especialmente forte, a magnetosfera é comprimida. Os cintos de partículas apanhadas são empurrados para mais próximo da Terra. Os cientistas não estão certos do que causa as famosas auroras boreais, ou luzes do norte, e as auroras austrais, ou luzes meridionais. De acordo com uma explicação, as partículas são forçadas para baixo na atmosfera da Terra, elas colidem com outras partículas, e muita

energia é trocada nesse processo, que é transformada em luz resultando em espetaculares auroras (ROSATTI, 2015).

Em 1946 Felix Bloch e Edward Purcell (Prêmio Nobel da Física-1952) descobriram, independentemente, o prodígio RM, iniciando desta maneira a corrida por esta nova tecnologia. Durante os anos de 1950 e 1970 a RM foi desenvolvida e utilizada para análises moleculares químicas e físicas. A existência de diferencia no tempo de relaxamento de diferentes tecidos e tumores foram comprovados em 1971 por Raymond Damadian, motivando os cientistas a considerar a RM como formidável método de detecção de patologias. Richard Ernst, em 1975, propôs o exame de RM usando a codificação em fase e frequência e a transformação de Fourier. Esta é à base da técnica atual para o exame de RM. Em 1977, Raymond Damadian expôs a RM chamada de Ressonância Nuclear Magnética com campo focado. Ainda neste mesmo ano, Peter Mansfield desenvolveu a técnica eco planar. Técnica que originaria posteriormente as imagens de vídeo (30 ms/imagem).

Em 1980 Eldestein e colaboradores realizaram as primeiras imagens do corpo inteiro utilizando a técnica de Ernest. Os primeiros aparelhos de corpo inteiro com excelente resolução espacial em poucos minutos foram disponibilizados em 1983. O princípio básico do exame de RM é a emissão e a absorção de energia eletromagnética por núcleos de átomos em um campo magnético posteriormente a uma excitação por um pulso de radiofrequência (RF). Aproximadamente 63% do corpo humano é constituído por água e gordura, e conseqüentemente por átomos de hidrogênio. Os núcleos de hidrogênio possuem uma frequência específica de RM para certa intensidade do campo magnético estático. Depois da excitação por um pulso de RF, os spins dos átomos de hidrogênio emitem sinais eletromagnéticos que são aferidos para produzir uma imagem. Cada um destes sinais tem sua origem localizada no espaço com a ajuda de um gradiente de campo magnético. Tecidos diferentes possuem percentuais diferentes de átomos de hidrogênio, resultando em vários tons de cinza.

A RM é um exame por imagem não invasivo tornando-se a principal escolha para diversas patologias. A RM facilita o diagnóstico precoce de possíveis condições médicas e apresenta benefícios importantes em relação a outras tecnologias de imagem, como a excelente resolução de tecidos moles, ausência de radiação ionizante, e discriminação em qualquer plano da RM (SEMEKA, 2007). Seu uso é importante para a avaliação de diversas doenças, tais como tumores, acidente vascular cerebral, e outras

(GIMBEL, 2004). Mais recentemente, a RM tem sido aplicada com sucesso para avaliar a movimentação da parede do miocárdio (HUNDLEY,2002/KIM et tal.,2000).

O exame de RM também é a ferramenta diagnóstica preferida para doenças musculoesqueléticas, tais como as lesões de músculos, tendões, ligamentos e cartilagens. Em geral, qualquer processo patológico, como doenças degenerativas, inflamatórias ou câncer, que ocorra em órgãos sólidos ou em músculos é mostrado com maior definição ou resolução de contraste em imagens do exame de RM. Em muitos casos, os pacientes com doença cardiovascular, que podem ter o maior benefício da ressonância magnética, também são os indivíduos cada vez mais propensos a ter dispositivos implantados. Acredita-se que a RM seja inofensiva para o paciente, pois utiliza fortes campos magnéticos e radiação não ionizante na faixa de radiofrequência, o que a torna adequada para o acompanhamento de doenças crônicas, quando é necessária a obtenção de imagens frequentes. Outros métodos diagnósticos, como a tomografia computadorizada (TC) e o Raio-X convencional, envolvem doses moderadas de radiação ionizante com um risco aumentado de induzir malignidade celular.

Entre 1973, quando foi publicada a primeira imagem de ressonância magnética, até 2003, 10.000 equipamentos de RM haviam sido instalados no mundo. Aproximadamente 75 milhões de exames de RM são realizados anualmente (HORNAK, NY14623-5604) e o número de exames efetuados vem aumentando dramaticamente ao longo dos últimos anos (MARCUS et al, 2006/ SCHWITTER et al,2001). A tecnologia de RM é uma das ferramentas diagnósticas mais importantes na prática clínica atual, com uma expectativa de crescimento de 10% ao ano no mundo ocidental (AHMED, 2001).

Figura 2: Aparelho de ressonância magnética.



Fonte: <http://www.micromil.eu/servicos.ht>

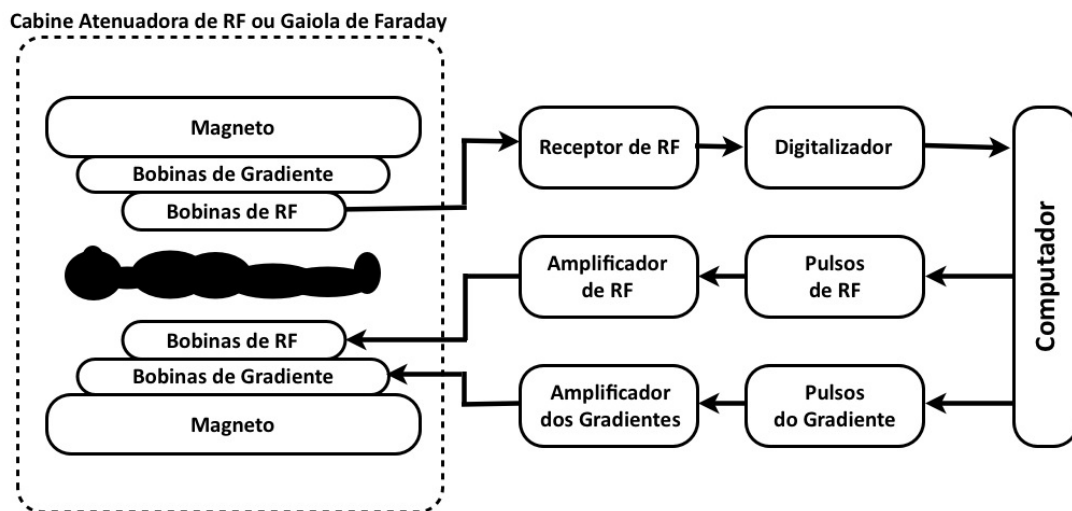
1.3 - Sistemas de Imagem por RM

1.3.1 - Componentes Básicos de um Sistema de Imagem por RM

Um sistema de imagem por ressonância magnética pode ser dividido em algumas partes principais ou subsistemas descritos abaixo e mostrados na Figura 2:

- a) Magneto
- b) Bobinas de Gradiente de Campo Magnético (x, y, z)
- c) Bobinas Receptoras e Transmissoras de Radiofrequência (RF)
- d) Cabine Atenuadora de Radiofrequência ou Gaiola de Faraday
- e) Sistemas Controladores do Envio e Recebimento de RF
- f) Sistema Controlador do Gradiente de Campo Magnético
- g) Computadores: Reconstrutor de Imagens e Computador de Controle ou Operação

Figura 3: Diagrama simplificado das principais partes de um sistema de RM



http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/images/documentos/Principios_fisicos_da_ressonancia_magnetica.pdf

1.3.2 – Magneto

A função básica do magneto é gerar um campo magnético alto e homogêneo na região em que a parte anatômica será posicionada. A forma de gerar o campo magnético define os tipos de magnetos que existem hoje:

a) Magnetos Permanentes

b) Eletromagnetos: divididos em magnetos resistivos e magnetos supercondutores

Uma divisão em relação ao design criou uma nomenclatura não muito correta que vem sendo aplicada pelo mercado: aberto e fechado. O sistema fechado de RM na verdade não é fechado, pois se caracteriza por um cilindro oco, aberto nas duas extremidades, em que o paciente é posicionado dentro deste cilindro na sua região central, o também chamado isocentro. O equipamento aberto é assim chamado, pois oferece maior comodidade ao paciente, uma vez que as partes laterais são abertas ou semiabertas permitindo uma menor sensação de confinamento e reduzindo assim a claustrofobia.

1.3.2.1 - Tipos de Magnetos

Magnetos Permanentes

São constituídos de ímãs permanentes e oferecem como vantagem a não utilização de energia elétrica e a configuração aberta. Alguns fabricantes adotam a construção na forma de um “C” o que permite ao paciente acesso facilitado, sensação de maior espaço e conforto. Entretanto, os magnetos permanentes não conseguem atingir valores altos de campo magnético, ficando reduzidos a menos de 0,5T.

Eletromagnetos

Os eletromagnetos são constituídos por enrolamentos de fios (bobinas) onde a passagem de corrente elétrica irá produzir o campo magnético. A passagem de corrente elétrica pode ocorrer com a presença da resistência elétrica (magnetos resistivos) ou com o uso do fenômeno da supercondutividade (magnetos supercondutores)

Magnetos Resistivos

Este tipo de magneto está praticamente extinto do mercado de equipamento de RM para formação de imagem, pois o campo magnético irá ser gerado pela passagem de corrente elétrica pelo conjunto de bobinas de forma clássica, ou seja, com a presença constante da resistência elétrica. Assim, é possível desligar o campo magnético quando não há exames e religá-lo conforme a necessidade. A desvantagem é o alto consumo elétrico para manter o campo magnético e a limitação quanto à intensidade do campo magnético produzido. Uma vez que o fio oferece resistência à passagem de corrente elétrica, a produção de calor é inevitável e, conseqüentemente, somente valores baixos de campos (até cerca de 0,3T) são possíveis. Também possuem homogeneidade de campo reduzida e necessitam ser refrigerados a água. A massa destes magnetos também pode exceder 10.000 kg.

Magnetos Supercondutores

São eletromagnetos compostos de enrolamentos quilométricos de fio de uma liga de nióbio-titânio que, mergulhados em hélio líquido (criogênico) a uma temperatura próxima do zero absoluto (-273 °C ou 0 kelvin), não irão oferecer resistência elétrica, atingindo a chamada supercondutividade e, assim, podem produzir um campo magnético alto, sem a geração de calor e sem custo relacionado a consumo elétrico.

Neste tipo de magneto é crítico o controle dos sistemas relacionados a temperatura, pressão e quantidade de hélio no interior do magneto para que não ocorra o aumento da temperatura interna, que elevaria a taxa de evaporação do hélio (conhecida como *boiloff*) e poderia chegar ao ponto crítico de resultar no apagamento do campo magnético, o chamado *quenching*. Apesar do custo de produção e comercialização mais alto e a maior necessidade de controle durante sua operação, os magnetos supercondutores são os mais utilizados no mercado por sua possibilidade de atingir o valor de campo magnético superiores a 1,5T, que, sob aspectos clínicos, permite o uso pleno da tecnologia e dos recursos de RM. É importante destacar que uma das principais características de qualidade dos magnetos é a chamada uniformidade ou homogeneidade do campo magnético. Um alto grau de homogeneidade corresponde a pequenas variações no valor central do campo magnético e, por conseqüência, no valor da

frequência central de precessão dos spins. Os equipamentos supercondutores com cilindros mais extensos tendem a ter melhor homogeneidade que magnetos mais curtos e com diâmetro interno maior. Os magnetos “abertos” também possuem regiões mais reduzidas de homogeneidade.

Figura 4: Magneto supercondutor de 1,5T



http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/images/documentos/Principios_fisicos_da_ressonancia_magnetica.pdf

1.3.3 - Bobinas de Gradiente de Campo Magnético (x, y, z)

São três conjuntos de bobinas independentes e não refrigeradas pelo sistema de criogenia (hélio) que irão produzir uma pequena variação no campo magnético o mais linear possível numa dada direção (x, y ou z). Três direções de aplicação dos gradientes são necessárias para codificar a origem espacial do sinal (localização) e assim formar imagens bidimensionais (2D) e tridimensionais (3D).

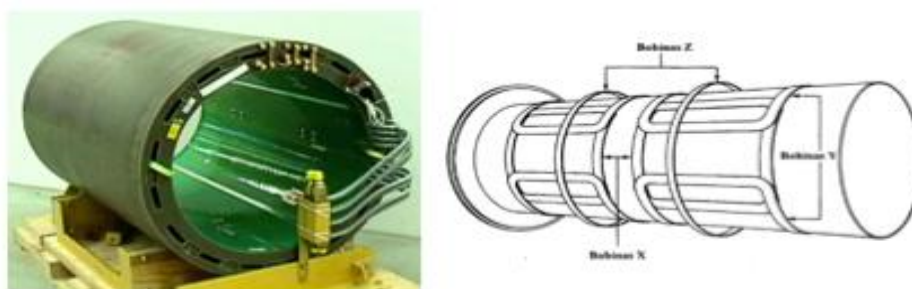
O acionamento combinado dos gradientes permite criar variações em qualquer direção dentro do magneto, criando assim planos de corte que não necessariamente precisam seguir os planos convencionais, axial, sagital e coronal. Os gradientes serão usados em momentos específicos durante o processo de aquisição das imagens e podem

ser facilmente identificados pelo ruído característico de seu funcionamento. O ruído acústico gerado pelos gradientes é resultado da rápida passagem de corrente elétrica pelo fio que sofre dilatação e propaga a onda sonora.

As características de desempenho dos sistemas de gradiente são limitadas por características biológicas do corpo humano, uma vez que a variação rápida de campo magnético, durante o exame, produz correntes elétricas em superfícies condutoras como a pele, e pode resultar em estímulo de nervos periféricos e choque elétrico. Estas correntes indesejadas, chamadas também de correntes parasitas ou correntes de eddy, que podem se formar na carcaça do magneto durante o acionamento dos gradientes devem ser compensadas por sistema de bobinas desenhadas especificamente para isso e chamadas de blindagem ativa das bobinas de gradiente ou mesmo via software.

A rápida passagem de corrente elétrica em alta intensidade por estes conjuntos independentes de bobinas, faz com que seja necessária refrigeração por água ou ar.

Figura 5: Bobinas de gradiente



http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/images/documentos/Principios_fisicos_da_ressonancia_magnetica.pdf

1.3.4 - Bobinas Receptoras e Transmissoras de Radiofrequência (RF) ou Sistema de RF

As bobinas ou antenas de RF são responsáveis pela transmissão e recebimento do sinal de RM. As bobinas podem ser transmissoras e receptoras, somente transmissoras ou somente receptoras. O envio do pulso de RF (também chamado de

campo B1) produz o desvio no vetor magnetização gerando a componente transversal da magnetização (xy) que irá ser detectada pela mesma bobina que gerou o pulso ou por outra bobina receptora específica.

Quando não são utilizadas bobinas locais para transmissão do pulso de RF esta tarefa é realizada pela bobina de corpo. A bobina de corpo está inserida na própria carcaça do equipamento e vem sendo cada vez mais utilizada como a única bobina transmissora. Para as bobinas locais fica somente a tarefa de coletar o fraco sinal de RF que se origina de um corte do corpo do paciente.

Uma variedade de bobinas foi e continua sendo desenvolvida para permitir não só uma coleta mais eficiente do sinal, como também para ser utilizada em novas aplicações e novas metodologias de aquisição do sinal.

Figura 6: Tipos de bobinas utilizadas em RM.



http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/images/documentos/Principios_fisicos_da_ressonancia_magnetica.pdf

Podemos destacar o uso cada vez mais intenso de bobinas de múltiplos elementos com arranjo de fase. As bobinas de arranjo de fase são compostas por múltiplas pequenas bobinas (ou elementos) cada uma com um circuito próprio de detecção, que se sobrepõem e irão envolver a anatomia de interesse. Até bem pouco

tempo atrás a única bobina do tipo arranjo de fase era a bobina de coluna, porém atualmente o conceito vem sendo aplicado para todas as bobinas. Utilizar bobinas com múltiplos elementos permite o uso das técnicas de imagens paralelas (SENSE, GRAPPA, ARC etc) que irão utilizar a informação da distribuição espacial do padrão de sinal gerado pela bobina em cada paciente e economizar etapas da codificação de sinal, permitindo assim um ganho expressivo de tempo e novas possibilidades de utilização da RM, especialmente onde velocidade é mandatório.

1.3.5 - Reconstrutor de Imagens

É o responsável pelo processamento do sinal digital bruto (também chamado de raw data) que deverá passar pela chamada transformada de Fourier para ser convertido em imagem.

1.3.6 - Computador de Controle ou Operação

Constitui-se como a interface entre o operador e restante do sistema de RM. Permite múltiplas tarefas que vão desde a prescrição dos protocolos até o controle da impressão das imagens geradas ou envio para rede lógica para arquivamento ou distribuição para o laudo a ser realizado pelos radiologistas.

1.3.7 - Cabine Atenuadora de Radiofrequência ou Gaiola de Faraday

A chamada gaiola de Faraday ou cabine atenuadora de RF é constituída por placas metálicas de alumínio ou cobre posicionadas umas ao lado das outras e em contato entre elas nas paredes, piso e teto de forma a compor uma caixa fechada que atenuará a radiofrequência que entra na sala do magneto. Um visor de vidro pode ser utilizado, porém deve possuir uma malha metálica em contato com o restante da cabine.

A porta da sala também é especialmente construída para dar continuidade a esta blindagem quando fechada, sendo os contatos da porta de especial atenção da equipe técnica, pois problemas decorrentes da entrada de RF para dentro da sala podem ter origem em defeitos destes contatos (MAZZOLA, 2009).

1.4 - Dispositivo Cardíaco Eletrônico Implantável (DCEI)

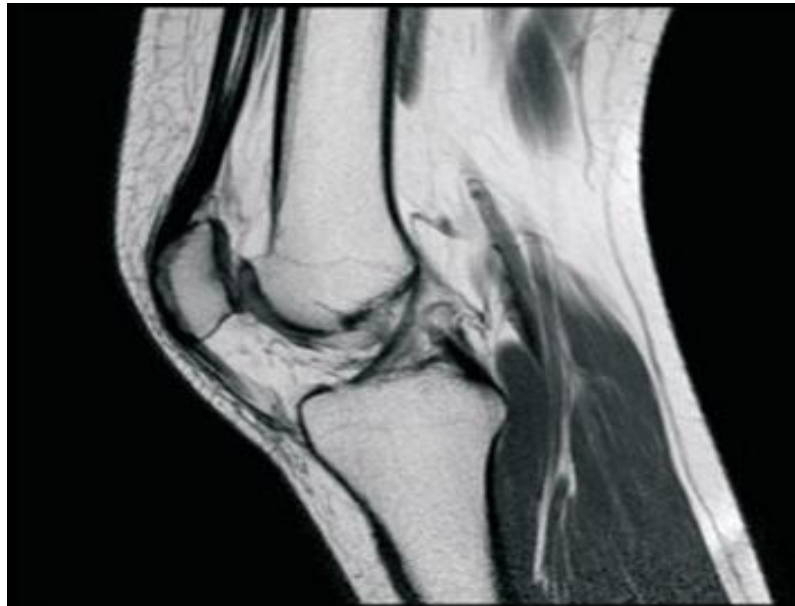
O primeiro marcapasso cardíaco ou, mais recentemente denominado de Dispositivo Cardíaco Eletrônico Implantável (DCEI) foi desenvolvido em 1930 com um sistema de manivela como gerador de energia e de tamanho e peso consideravelmente grande, o primeiro implante de marcapasso cardíaco foi realizado em 1958 com um dispositivo do tamanho de um disco de Hockey com apenas dois transistores. Os marcapassos de hoje contêm tecnologia de informática altamente sofisticada, são menores e com uma quantidade muito maior de transistores. Desde então, estima-se que mais de 2 milhões de doentes tiveram estes dispositivos implantados. Os marcapassos cardíacos são os implantes eletricamente ativos mais frequentemente encontrados em pessoas que possam ser encaminhados para o procedimento de RM. Assim, é fundamental que haja uma compreensão das interferências do DCEI na imagem de RM, para que o diagnóstico não seja prejudicado. É sabido que 85% dos portadores de DCEI têm uma ou mais comorbidades, precisando de um diagnóstico multidisciplinar abrangente (KALIN, 2005).

2 - INDICAÇÕES GERAIS DA RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

A RM prioriza o estudo das estruturas moles do corpo, como articulações (figuras 7 e 9), músculos, cérebro (figura 8), conteúdo da coluna vertebral, tumores entre outros. A RM é considerada a principal ferramenta de diagnóstico em doenças relacionadas ao sistema nervoso central, sendo de qualidade superior à tomografia computadorizada, que possui indicação em processos agudos, como acidentes vasculares cerebrais e traumas. A RM Cardiovascular teve um crescimento considerável nos últimos anos e agora está plenamente estabelecida em grandes centros médicos. A aplicabilidade da RM tem amplo espectro, como as avaliações de volume, morfologia, massa e função ventricular, infarto agudo do miocárdio, viabilidade e perfusão

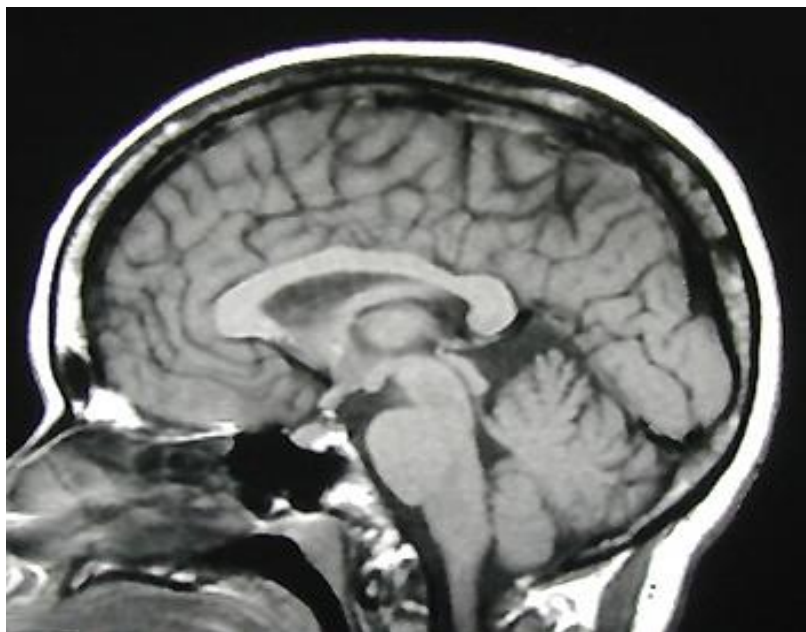
miocárdica, dor torácica aguda, cardiopatias congênitas, cardiomiopatias, doença cardíaca valvar, doenças do pericárdio, doenças vasculares e doença arterial coronariana. É o padrão-ouro para avaliação da fração de ejeção, com sensibilidade e especificidade altas para pesquisa de fibrose miocárdica, com excelente correlação anatômica (ROSATTI et al,2011).

Figura 7: Imagem de RM do joelho (padrão-ouro para articulações)



fonte: <http://www.trajanoalmeida.com.br>

Figura 8: Imagem de RM do crânio (padrão-ouro para avaliação do cérebro).



fonte: <http://www.unifesp.br>

Figura 9: Imagem de RM de pé e tornozelo.



Fonte: <http://megaimagem.com.br/exames/ressonancia/ressonancia-musculo-esqueletico/>

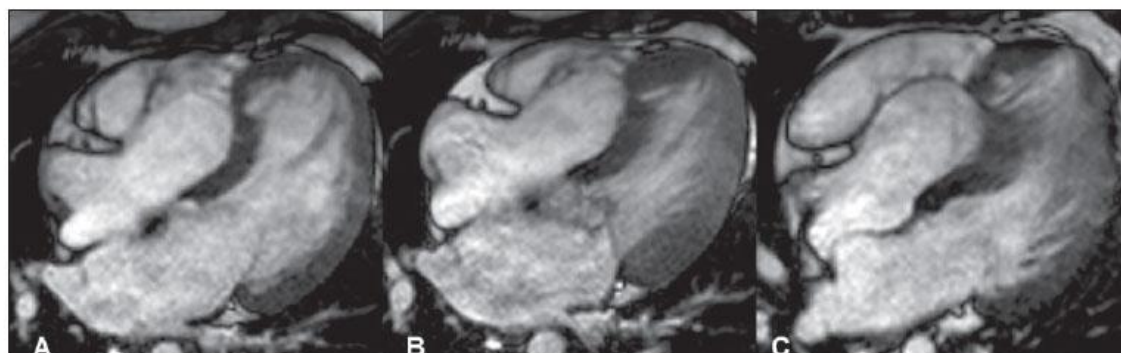
3 - INDICAÇÕES DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DE TÓRAX

3.1 - Coração

Segundo as Diretrizes de Ressonância Magnética da Sociedade Brasileira de Cardiologia de 2006 a avaliação de forma reprodutiva, acurada e validada da RM do ventrículo esquerdo e direito fazem do método um padrão de referência para análise de parâmetros geométricos cardíacos e para a análise seriada ao longo do tempo de modificações destes. Também devido à esta característica, a RM é hoje o método de escolha na avaliação precisa de pacientes com insuficiência cardíaca congestiva com disfunção ventricular sistólica. Diversos estudos tanto *ex vivem* como *in vivo* comprovaram que, devido à obtenção dos volumes e massas ventriculares por uma abordagem tridimensional, a RM tem alta acurácia. Isto foi demonstrado tanto para o ventrículo esquerdo, quanto para o direito e, em relação à massa ventricular, em

comparação direta com corações autopsiados de humanos. Em comparação com outros métodos, estudos mostraram que o ecocardiograma sem contraste subestima valores de fração de ejeção e volumes em comparação à ressonância, especialmente quando são comparados às medidas adquiridas por métodos biplanares. Também na avaliação destes parâmetros, embora a cintilografia com SPECT possa fornecer estes dados, grandes variações individuais são observadas e a RM mostrou-se superior quando medidas mais acuradas destes parâmetros são necessários. Mais importante, embora os valores obtidos com a RM sejam comparáveis aos obtidos pelo ecocardiograma ou cintilografia, estes valores não são intercambiáveis e não devem ser comparados diretamente. Na avaliação de pacientes com aneurismas ventriculares, a RM pode fornecer dados mais precisos dos volumes e geometria do ventrículo (além da área infartada), sendo importante também no seguimento pós-operatório na avaliação da melhora da função cardíaca e anatomia ventricular. Para avaliação de variações da contratilidade regional, a RM também se mostrou eficaz em comparação com outros métodos, sendo superior ao ecocardiograma sem contraste e a ventriculografia e similar ao ecocardiograma com contraste, embora todos os métodos tenham demonstrado alta variabilidade interobservador. Em conclusão, devido à capacidade da RM de fornecer dados precisos e com alta reprodutibilidade dos parâmetros de volumes, massa e contratilidade global e regional ventriculares, o método vem se tornando o exame de escolha para seguimento longitudinal de pacientes que necessitam de alta precisão no acompanhamento. As medidas pela RM também são bastante úteis como desfechos primários em diversos estudos, permitindo uma redução do número de pacientes na amostra.

Figura 10: Imagens de RM do coração. A – Diástole, B – Sístole, C – Diástole média



Fonte: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-39842011000500002

3.2 - Mamas

Câncer de mama

A RM evoluiu de forma a integrar as técnicas de diagnóstico e de manuseamento do carcinoma da mama. Permite a avaliação da mama com uma elevada sensibilidade na detecção de lesões malignas (cerca de 90%). A especificidade varia entre os 60 e 90%, sendo mais baixa na mulher jovem, nomeadamente, por falsos positivos relacionados com o ciclo ou terapêutica hormonal. Lesões benignas como fibroadenomas, papilomas e outras lesões proliferativas, podem por vezes ter comportamento sobreponível a lesões malignas na imagem de RM. A especificidade tem vindo a melhorar, fruto da melhoria da técnica dos equipamentos atuais com maior resolução espacial, temporal e o desenvolvimento de técnicas adicionais que permitem avaliar a difusão de água (difusão) ou a constituição molecular (espectroscopia).

- Estadiamento: define a extensão do carcinoma ou presença de carcinoma multifocal ou multicêntrico no seio ipsilateral e para *screening* do seio contralateral na altura do diagnóstico inicial;
- Identificação de carcinoma primário perante adenopatias axilares ou doença de Paget do mamilo, perante exame físico, mamografia ou ecografia negativa;
- Rastreio em doentes assintomáticas, mas com alto risco de carcinoma da mama, nomeadamente portadoras de mutação BRAC;
- Estudo da mama com próteses e na mastectomizada com implante
- Avaliação da resposta à Quimioterapia (QT) neo-adjuvante, antes, durante e/ ou após tratamento;
- Distinção entre cicatriz e recidiva em situações de mama operada ou após RT;
- Identificação de doença residual em doentes com margens positivas após tumorectomia;
- Intervenção: orientação de biopsia para lesões apenas detectadas por RM;

- Caracterização de imagem duvidosa na mamografia com tradução apenas numa incidência;

Pessoal, Instalações e Equipamento de RM das mamas:

O equipamento deve ser de campo 1.5 T ou superior e a espessura de corte deve ser de 3 mm ou menos sendo a resolução de 1 mm ou menos. Para detectar pequenas lesões é exigida alta resolução espacial e temporal e a utilização de contraste paramagnético (0.1 mmol/kg) que é fundamental para potenciar o contraste entre o tecido normal e o carcinoma. São obtidas aquisições em T1 e T2 e utilizam-se técnicas de supressão de gordura. O scan dinâmico é realizado em T1 e os processamentos de subtração (T1 com contraste menos T1 sem contraste) são importantes na interpretação, uma vez que sobressaem as lesões captantes.

Nas mulheres em idade fértil o estudo tem de ser realizado entre o 6^o e o 12^o dia do ciclo menstrual, para reduzir os falsos positivos relacionados com o ciclo.

Deve existir a possibilidade de efetuar procedimentos guiados por RM. Os falsos positivos na RM das mamas são comuns. A decisão cirúrgica não deve basear-se apenas nos achados da RM pelo que biópsias adicionais às zonas duvidosas são recomendadas.

A utilidade da RM no follow-up perante prévio carcinoma da mama não está definida. Deve ser considerado em casos em que o risco de um segundo carcinoma for maior de 20%, baseado em modelos largamente dependentes na história familiar.

Na RM faz-se uma análise integrada de diferentes parâmetros: morfologia da lesão, características do sinal, padrão e cinética da captação de contraste, estudo por difusão e espectroscopia.

A avaliação morfológica é a base fundamental da avaliação RM, tendo sido muito melhorada com o incremento tecnológico que permite a realização de exames com elevada resolução espacial e de contraste. As massas são descritas quanto à forma e contornos. Há em certas situações captação de contraste sem associar massa, o que pressupõe captação do tecido glandular, descrevendo-se se é simétrico ou assimétrico e a sua distribuição (área focal, linear, ductal, segmentar).

Captações sem massas lineares e irregulares sugerem carcinoma ductal *in situ* (CDIS). Os padrões de captação são homogêneo, heterogêneo, em anel, captação com septos internos ou ausência de captação.

A cinética de captação do contraste é um aspecto essencial na avaliação das lesões detectadas, A captação inicial (geralmente os primeiros dois minutos), é descrita como rápida média ou lenta. Após os dois minutos há um padrão de perda de captação (*washout*), captação mantida (*plateau*) ou aumento de captação (*persistente*). O carcinoma da mama demonstra tipicamente rápida captação e *washout*. As lesões benignas em regra têm captação lenta e persistente no tempo.

Há uma considerável sobreposição entre as curvas de captação de lesões benignas e malignas, sobretudo no que diz respeito a lesões *in situ*. O estudo da morfologia e da difusão contribui no diagnóstico.

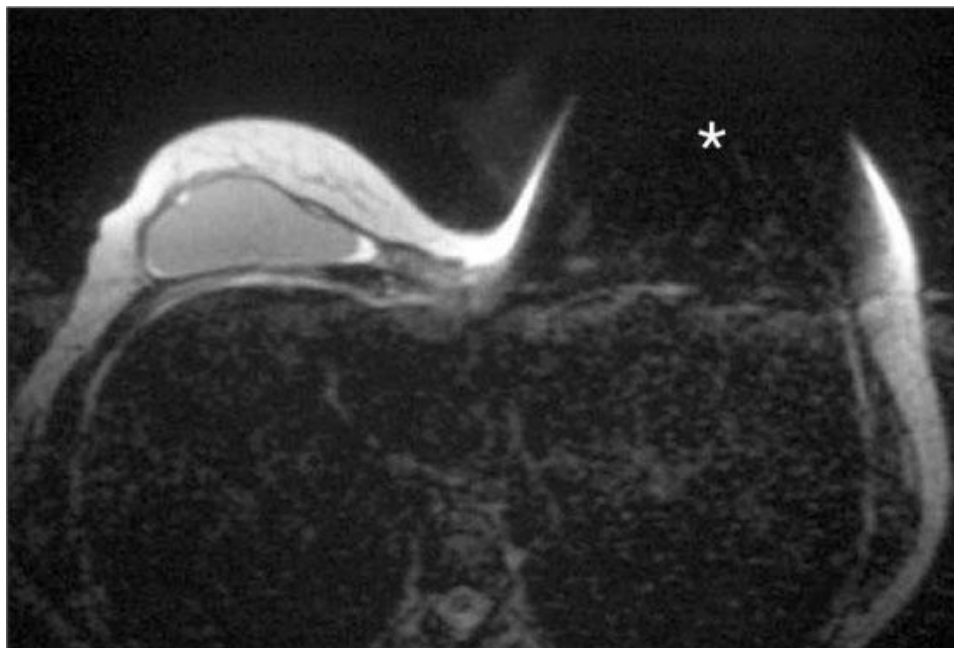
Difusão - A possibilidade de avaliação da difusão de água a nível celular foi um importante incremento tecnológico, pois no mesmo exame e sem significativo aumento do tempo de aquisição, é possível a avaliação desta característica que por estar reduzida nas lesões de elevada celularidade, se encontra restringida no caso do cancro da mama, possibilitando uma melhoria na especificidade.

A Espectroscopia é uma aplicação da RM das mamas que permite avaliar a concentração de algumas moléculas num tecido, nomeadamente a colina, que é uma molécula que está presente em elevadas concentrações na maioria dos tecidos malignos. Pode providenciar alta especificidade em distinguir benignidade de malignidade, o que complementa a alta sensibilidade da RM com contraste.

A espectroscopia pode ser usada para avaliar a resposta precoce dos tumores à QT, ao reconhecer a depleção precoce da colina.

São necessários melhoramentos na metodologia para que sejam desenvolvidos procedimentos *standard* e ocorra maior divulgação no uso da técnica. Numa análise multivariada os investigadores verificaram que a dimensão do tumor a meio do tratamento de QT é o parâmetro que atualmente melhor prevê a resposta (SEABRA, 2013).

Figura 11: Imagem de RM das mamas – nota-se a presença de expansor mamário na mama direita e artefato de suscetibilidade magnética (*) produzido por válvula metálica produzido na mama esquerda.



Fonte: http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0100-39842005000400011&script=sci_arttext

3.3 - Pericárdio

A pericardite constrictiva deve ser considerada no diagnóstico diferencial do quadro clínico de insuficiência cardíaca direita. A sua etiologia tem variado ao longo do tempo, sobretudo nos países desenvolvidos. Atualmente, as causas idiopáticas e a cirurgia cardíaca são as etiologias mais frequentes, às quais se seguem a radioterapia, as conectivites, as causas infecciosas e as neoplásicas. A tuberculose continua a ser a principal etiologia da doença nos países em desenvolvimento e nos doentes imunodeprimidos. Quanto ao atingimento pericárdico de etiologia neoplásica, este manifesta-se habitualmente por derrame pericárdico, sendo maioritariamente secundário ao processo de metastização de cancro do pulmão (35%), mama (25%), linfoma e leucemia (15%). Comparativamente, o derrame pericárdico secundário à neoplasia do pulmão e outros tumores sólidos que não os da mama, está associado a pior prognóstico do que os causados por neoplasia da mama ou hematológica.

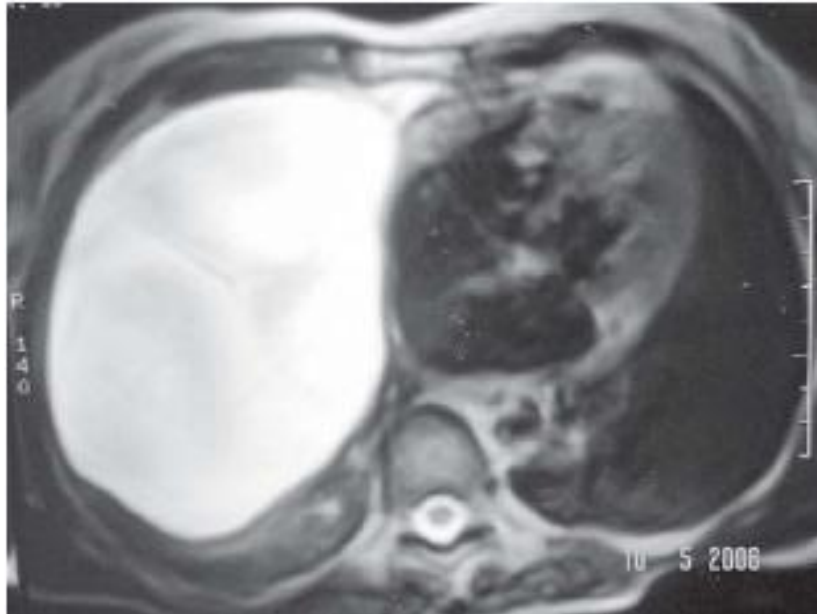
Para além da forma clássica, a pericardite constrictiva pode apresentar-se sob as formas localizada, transitória, oculta e efusiva-constrictiva. A pericardite efusiva-constrictiva é uma variante da constrição pericárdica associada a derrame

pericárdico, na qual se verifica persistência da fisiologia constritiva após pericardiocentese.

Na pericardite constritiva ocorre uma fibrocalcificação do pericárdio que provoca redução da sua compliance, aumento das pressões venosas e restrição do enchimento diastólico ventricular, após uma fase inicial de enchimento adequado. Estas alterações patológicas provocam variações hemodinâmicas características relacionadas com a respiração. O fluxo para o ventrículo esquerdo (VE) diminui durante a inspiração como resultado de dois mecanismos: 1) diminuição do gradiente de pressão entre as veias pulmonares e a aurícula esquerda (AE), devido à rigidez pericárdica que limita a transmissão da redução da pressão intratorácica ao espaço pericárdico; 2) aumento da interdependência ventricular, desencadeado pelo subenchimento do VE, que provoca um desvio do septo interventricular (SIV) para a esquerda, com um consequente aumento do enchimento das cavidades direitas e sobrecarga de pressão sobre o SIV.

A RM é o método de imagem de escolha para o estudo do pericárdio. Devido à sua composição fibrosa, o pericárdio saudável revela-se como uma estrutura hipointensa nas sequências ponderadas em T1 e T2. Na pericardite constritiva, as características morfológicas típicas são o espessamento global das lâminas do pericárdio (> 4 mm em espessura) e a presença de realce tardio no pericárdio, que se correlaciona com a fase aguda da inflamação pericárdica. A RM permite ainda a adequada diferenciação entre derrames pericárdicos de pequenas dimensões e o espessamento pericárdico, a deteção do septal bounce e da aderência entre o pericárdio e o miocárdio. A TC cardíaca também é útil no diagnóstico da pericardite constritiva, na medida em que permite demonstrar o espessamento e a calcificação pericárdicos, tal como a dilatação da VCI e a angulação do SIV. A perda do comportamento pulsátil das estruturas pulmonares imediatamente adjacentes ao coração, associada ao espessamento pericárdico, é altamente sugestiva de uma fisiologia constritiva. Destaca-se o valor adicional destes dois métodos de diagnóstico, sobretudo quando as variações respiratórias ecocardiográficas são equívocas, bem como quando nos encontramos na presença de outras condições clínicas que podem estar associadas ao aumento da variação respiratória dos fluxos transvalvulares, como sejam a obesidade e a doença pulmonar obstrutiva crónica (MARTA et al ,2015).

Figura 12: Imagem de RM, mostrando cisto pericárdico gigante à direita.



Fonte: http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0102-76382007000300013&script=sci_arttext

3.4 - Pulmão

Para a avaliação de neoplasia pulmonar, em algumas situações, a RM já é considerada superior a outros métodos de imagem, sendo também superior aos outros métodos na avaliação de algumas afecções do espaço pleural. As vias aéreas mais distais e o espaço alveolar também já podem ser avaliados com a utilização de novos meios de contraste, como o uso de gases nobres inalatórios. A identificação de lesões do parênquima pulmonar tem melhorado progressivamente com a utilização das novas técnicas rápidas de aquisição de imagem.

Câncer pulmonar: RM tem se mostrado melhor ou equivalente à TC no estadiamento local do carcinoma broncogênico, sendo o método de imagem de escolha na avaliação e na determinação da ressecabilidade do tumor não pequenas células do sulco superior (tumor de Pancoast). O estudo por imagem é importante na determinação da extensão anatômica do tumor de Pancoast, devendo ser direcionado ao estadiamento da neoplasia segundo a classificação de tumor-nódulo-metástase (TNM; extensão local, linfonodos e metástases) para determinar o tratamento adequado. A TC tem papel principal na confirmação da presença da massa tumoral e para guiar a biópsia. As

contraindicações absolutas para a ressecção cirúrgica do tumor de Pancoast incluem a invasão do plexo braquial em níveis acima de T1, a invasão de mais de 50% do corpo vertebral e a invasão da traqueia ou esôfago. A RM permite estudar a extensão local da neoplasia com excelente conspicuidade, identificando-se a invasão direta da massa pulmonar para a gordura extrapleural e a transição cervicotorácica. A RM é superior à TC na determinação da invasão tumoral da parede torácica, da extensão para o canal e forames vertebrais e do envolvimento do plexo braquial. É importante a utilização dos gates respiratório e cardíaco, assim como de sequências T1 pós-contraste com supressão de gordura. Em geral, o carcinoma broncogênico aparece nas imagens de RM como lesão sólida irregular, de hipointensa a isointensa na ponderação em T1 e hiperintensa em T2, com realce intenso após a administração do contraste, sendo heterogêneo nas lesões maiores devido a áreas de necrose central. Mesmo nas lesões fora do sulco superior, a RM pode ser melhor na identificação da invasão direta das estruturas adjacentes pela neoplasia, incluindo o mediastino (janela aortopulmonar e demais espaços), traqueia, brônquios, parede torácica, diafragma (tumores dos ângulos costofrênicos e cardiorfrênico), coração (invasão do pericárdio ou miocárdio) e grandes vasos (aorta e artérias pulmonares). Na diferenciação entre os tumores classificados como T3 ou T4, a sensibilidade da RM é semelhante à da TC, mas a RM tem maior acurácia na identificação da invasão mediastinal e hilar. Sequências dinâmicas de cine-RM podem aumentar a especificidade na detecção da invasão da parede torácica e do pericárdio. Na detecção de linfonodos mediastinais suspeitos para metástases, novas técnicas de RM têm aumentado a sensibilidade do exame. A sequência short inversion time (TI) inversion recovery (técnica T2 com supressão de gordura por inversão e recuperação) permite diferenciar entre os linfonodos metastáticos e não metastáticos em pacientes com tumores não pequenos células, sendo os primeiros mais hiperintensos e com maior sinal T2. Os avanços recentes também já permitem a obtenção de imagens de RM do corpo inteiro (principalmente com sequências HASTE e short TI inversion recovery), e seu uso tem sido investigado como uma técnica de rastreamento para neoplasias, para a pesquisa de metástases e na doença aterosclerótica cerebral e coronariana, por meio de angiografia arterial por RM (angio-RM). Essas técnicas podem se tornar um método simples, de baixo risco e efetivo para a detecção de lesões à distância do câncer pulmonar, mas ainda precisam ter seu papel melhor estabelecido

Nódulos pulmonares: A resolução de contraste tecidual é uma grande vantagem da RM, e o alto contraste entre o sinal de um nódulo e o parênquima pulmonar normal adjacente pode compensar as demais deficiências do método no estudo dos pulmões. Ainda, a maior sensibilidade da RM ao contraste paramagnético e a alta resolução temporal sem os malefícios da radiação ionizante também permitem uma avaliação da perfusão pulmonar e lesional, o que pode ser útil na caracterização de lesões focais. Dessa maneira, diferentes técnicas podem ser utilizadas não somente na detecção de nódulos pulmonares, mas também na diferenciação entre lesões benignas e malignas. A RM na detecção de nódulos maiores que 4-5 mm tem acurácia superior à radiografia simples, e possui valores de especificidade e sensibilidade que chegam a 93%, quando comparados aos da TC de multidetectores. A sensibilidade está diretamente relacionada ao tamanho do nódulo, sendo mais baixa para nódulos menores que 5 mm, mas chegando próximo a 100% na detecção de nódulos iguais ou maiores que 10 mm. Dessa maneira, principalmente com as sequências HASTE e GE 3D, a RM pulmonar deve ser utilizada para complementares estudos cardíacos, de lesões mediastinais ou da parede torácica, ou mesmo como uma alternativa à TC na pesquisa de metástases pulmonares. As principais limitações da RM no estudo das lesões focais pulmonares são, principalmente, nos casos de lesões calcificadas e na detecção da linfangite carcinomatosa. A RM dinâmica pós-contraste pode ser realizada para a caracterização do nódulo pulmonar solitário, sendo útil na diferenciação entre lesões benignas e malignas, com maior especificidade quando comparada à TC dinâmica e com acurácia semelhante a positron emission tomography (PET). A combinação da avaliação morfológica e de perfusão na diferenciação de nódulos solitários chega a ter sensibilidade de 100% e especificidade de 79%. Os nódulos malignos são descritos com realce predominantemente nodular, intenso e rápido, detectado já na fase precoce (arterial), com maior pico de reforço e apresentando ainda lavagem do contraste (wash out) posteriormente. Os nódulos inflamatórios em atividade podem até apresentar realce precoce; no entanto, persiste ou há progressão do reforço nas fases tardias, enquanto a presença de wash out é descrita como um sinal altamente específico de malignidade. Já os nódulos benignos, incluindo hamartomas e granulomas, apresentam um realce predominantemente periférico, menos intenso e mais lento, enquanto os cistos não apresentam reforço. Outras características morfológicas dos nódulos benignos também podem ser identificadas pela RM com boa acurácia, como o aspecto típico dos hamartomas, com alto sinal T2, focos de gordura e septações ou fendas internas. Novas

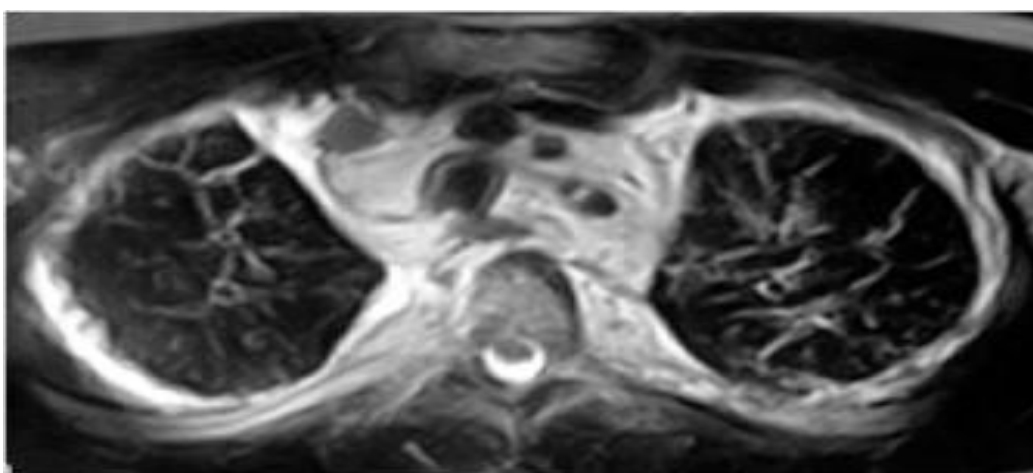
técnicas semiquantitativas por RM foram descritas para a identificação e a caracterização dos nódulos pulmonares, como o cálculo dos tempos de relaxação T1 e T2, assim como da difusão. A técnica de difusão avalia a mobilidade dos prótons de água livre e já possui papel estabelecido na detecção precoce dos infartos cerebrais e na avaliação de neoplasias e recidivas tumorais em neurologia. Novas técnicas de obtenção de imagens de difusão com apneia têm sido utilizadas no estudo de neoplasias abdominais, como as no fígado, e parecem ser promissoras também na avaliação dos nódulos pulmonares, inclusive com a possibilidade de realização de exames de corpo inteiro, com acurácia semelhante ao PET — um método de avaliação funcional, mas que utiliza material radioativo.

Doenças de Vias Aéreas: Atualmente, como alternativa às provas de função pulmonar, o único método de imagem utilizado na prática clínica é a cintilografia de ventilação. Entretanto, a medicina nuclear apresenta desvantagens, principalmente relacionadas ao uso de substâncias radioativas e à baixa resolução espacial, o que tem motivado a pesquisa por novos métodos, incluindo a RM. A utilização de oxigênio e gases nobres hiperpolarizados, principalmente hélio (^3He) e xenônio (^{129}Xe), como meio de contraste inalatório, permitiu um acentuado ganho de sinal com ótima resolução espacial nas imagens do parênquima pulmonar, e sua aplicabilidade tem sido demonstrada na avaliação morfológica e funcional das vias aéreas e do espaço alveolar.

A RM com gás hiperpolarizado é capaz de demonstrar as áreas de defeito de ventilação nos pacientes enfisematosos, com boa correlação com a cintilografia, mas com maior resolução espacial, permitindo avaliar a distribuição e a morfologia do padrão regional de alteração, inclusive identificando pequenos defeitos ventilatórios periféricos, que podem estar associados a obstruções bronquiolares. A aquisição de imagens de difusão utilizando ^3He permite ainda identificar alterações sutis da microestrutura pulmonar (destruição alveolar) com alta sensibilidade e boa correlação com os testes funcionais, podendo inclusive ser utilizada na detecção precoce do enfisema pulmonar em pacientes tabagistas assintomáticos. Outras doenças das vias aéreas, como asma, fibrose cística e bronquiectasias, também podem ser estudadas. Na asma, a utilização de ^3He permite identificar as áreas de ventilação deficiente e mais proeminentes nos pacientes com asma grave do que nos pacientes com doença leve. Os defeitos ventilatórios regionais que melhoram após o uso de terapia broncodilatadora

também podem ser demonstrados, e mesmo alterações sutis de ventilação são identificadas em pacientes asmáticos com testes funcionais normais.

Figura 13: Imagem de RM de pulmão mostrando infiltrado intersticial bilateral.



Fonte : http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1806-37132007000200020&script=sci_arttext

3.5 - Pleura

A radiografia simples do tórax permite a identificação de alterações no espaço pleural, mas é bastante limitada na caracterização do conteúdo pleural e no envolvimento das pleuras. Assim sendo, em muitas situações, faz-se necessário a avaliação complementar com outros métodos, incluindo a ultrassonografia (US), TC e RM. A radiografia mostra-se ineficiente principalmente na avaliação dos derrames complexos e na diferenciação entre doença pleural benigna e maligna, situação em que a TC e a RM são indicadas. Nas imagens de TC e RM, os achados mais sugestivos de doença pleural maligna são o envolvimento da pleura mediastinal, espessamento pleural circunferencial, nodularidade, irregularidade do contorno pleural e infiltração da parede torácica ou do diafragma. Baseado nesses sinais, a RM tem acurácia semelhante à TC para a detecção de malignidade. Entretanto, além das alterações morfológicas, as características de sinal e de reforço pós-contraste da RM podem aumentar sua especificidade em relação à da TC. As alterações malignas tendem a ter um sinal T2 mais elevado e um reforço mais intenso pelo Gd, podendo ser utilizado o sinal da musculatura intercostal adjacente para a comparação, e, quando associadas essas

características de sinal às alterações morfológicas, a RM chega a ter sensibilidade de 100% e especificidade de 93%. A RM é superior ainda na identificação da invasão da parede torácica e do diafragma, sendo, portanto, o método de escolha na avaliação da ressecabilidade de lesões pleurais malignas.

Algumas vantagens da TC na avaliação pleural ainda persistem, como sua maior sensibilidade na detecção de calcificações pleurais, sugestivas de benignidade, e na identificação de destruição óssea por lesão maligna, assim como para guiar a biópsia pleural. As causas mais comuns de doença pleural maligna são as metástases (mama, pulmão e estômago), o mesotelioma maligno e a extensão pleural do carcinoma broncogênico. Já as doenças pleurais benignas mais comuns incluem a fibrose pleural difusa, a tuberculose e a asbestose. Tradicionalmente, o espessamento pleural maior que 1,0 cm é considerado como critério de malignidade, mas nem todos os estudos com TC e RM demonstraram a especificidade desse sinal. Como já descrito, a doença pleural maligna tende a envolver toda a superfície pleural, enquanto os espessamentos pleurais reativos raramente afetam a pleura mediastinal, com exceção dos casos de empiema tuberculoso. A RM é superior à radiografia e à US na detecção e na caracterização dos derrames pleurais, os quais normalmente aparecem com alto sinal T2 e baixo sinal T1, variando de acordo com o conteúdo de água e proteínas. Em comparação com a TC, a RM é também superior, principalmente na caracterização dos derrames complexos, melhor demonstrando as septações em derrames loculados, assim como na identificação de exsudatos e hemorragias, que demonstram aumento do sinal T1, e de sangramentos antigos, com áreas periféricas de hipossinal por deposição de hemossiderina. Outras lesões pleurais benignas podem ser adequadamente identificadas e caracterizadas pela RNM. Os lipomas apresentam o característico hipersinal T1 e T2, com perda de sinal nas sequências de supressão de gordura. Os fibromas pleurais são lesões bem delimitadas que apresentam sinal T1 intermediário, hipersinal T2 e realce pós-contraste.

A diferenciação dos fibromas com as atelectasias redondas é feita identificando-se o sinal da cauda de cometa, que representa o trajeto broncovascular em direção ao parênquima atelectasiado, associado ao realce intenso e homogêneo pós-contraste.

Circulação Pulmonar

Utilizando as novas técnicas de angio-RM, principalmente as sequências GE 3D pós-Gd, atualmente já é possível identificar-se até as pequenas artérias pulmonares subsegmentares (de 4ª ordem) de um pulmão normal. Essa técnica permite a obtenção de imagens com alta resolução temporal, adquiridas a cada 1,0-1,5 segundos, que podem ser utilizadas também para o estudo de perfusão do parênquima pulmonar. As sequências GE que mostram o fluxo sanguíneo com alto sinal, também chamadas de sangue brilhante (sequências GE balanceadas, cine-RM e contraste de fase), permitem a avaliação dos grandes vasos torácicos sem a necessidade da administração de contraste, além de possibilitarem a avaliação dinâmica e a mensuração do fluxo nas artérias pulmonares e aorta, permitindo assim estudos não somente morfológicos, mas com o acréscimo de informações funcionais.

Tromboembolismo e Hipertensão Pulmonar

A angiografia por subtração digital (ASD) pulmonar ainda é considerada o exame padrão ouro no diagnóstico do tromboembolismo pulmonar (TEP); porém, dentre as técnicas não invasivas, a mais utilizada é a TC, que chega a ter sensibilidade > 80% e especificidade > 90%. Novos avanços na angio-RM têm tornado esse método uma alternativa promissora no estudo da TEP aguda e crônica. A utilização da angio-RM de alta resolução espacial pode ter acurácia diagnóstica semelhante à da TC helicoidal na detecção de TEP aguda, principalmente na identificação de êmbolos nas artérias pulmonares lobares e segmentares, com sensibilidades de até 100% e 84%, respectivamente. Os êmbolos são identificados como imagens constantes de falha de enchimento (deficiência de contrastação) no interior da artéria ou como uma interrupção abrupta no sinal. As diferentes possibilidades de reconstrução multiplanar das imagens 3D podem facilitar o diagnóstico e aumentar ainda mais a sensibilidade do método. Sinais secundários de TEP também são identificados, incluindo os infartos pulmonares.

A utilização de novos agentes de contraste que permanecem por mais tempo na macrovasculatura permite ainda a obtenção de imagens dos membros inferiores em busca de trombose venosa profunda, adicionalmente ao estudo da vasculatura pulmonar, em um mesmo exame. Novas técnicas de perfusão-ventilação parecem ser promissoras

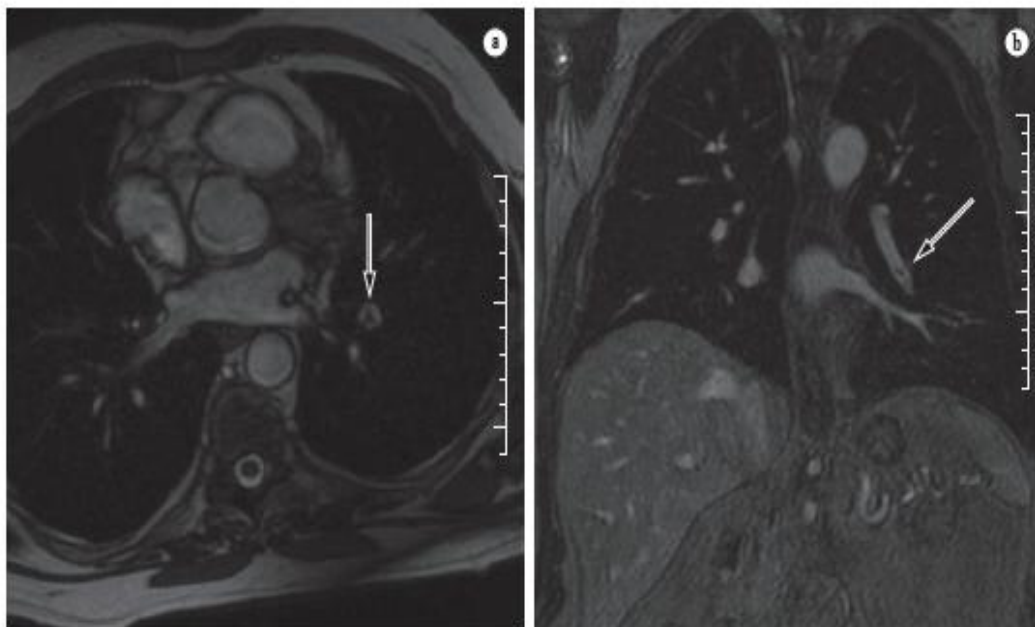
em tornar a RM uma alternativa robusta e eficaz, não somente no estudo do TEP, mas também em outras doenças com alterações da perfusão pulmonar, como o enfisema.

Mais recentemente, um estudo prospectivo multicêntrico mostrou que muitos centros ainda têm dificuldades em obter imagens adequadas de angio-RM dos vasos pulmonares, sendo sugerido que apenas os centros que realizam o exame rotineiramente e com qualidade adequada poderiam considerar a RM como alternativa para o diagnóstico de TEP aguda, principalmente nos pacientes com contraindicações aos testes padrões. Provavelmente, com a disseminação do método e com a evolução das técnicas, em breve a RM poderá ser utilizada com maior confiabilidade e reprodutibilidade no diagnóstico de TEP aguda, inclusive na rotina clínica das principais instituições de saúde.

Na doença tromboembólica crônica, é possível identificar as alterações que a diferenciam da embolia aguda. A angio-RM identifica as alterações da TEP crônica, tais como a irregularidade das paredes do vaso, o espessamento devido ao trombo cônico e aderido à parede, as traves e bandas intraluminais, o afilamento proximal-distal anormal e a assimetria ou a ausência dos vasos segmentares. A angio-RM é similar a ASD na detecção de obstrução arterial crônica até o nível das artérias segmentares e é superior ao delinear o início exato do material trombótico no interior do vaso. Quando associada às imagens de perfusão pulmonar, a angio-RM pode auxiliar na diferenciação da hipertensão pulmonar tromboembólica crônica (HPTC) da hipertensão a ectasia do tronco e das artérias pulmonares, podemos identificar os sinais de doença arterial obstrutiva crônica. As alterações perfusionais do parênquima pulmonar também são diferentes, com o defeito de perfusão podendo ser segmentar ou circunscrito na HPTC e irregular ou difuso na HPP. A técnica de perfusão pode fornecer informações importantes sobre a microcirculação pulmonar nos casos selecionados para endarterectomia ou mesmo para cirurgia de ressecção segmentar. Medidas de fluxo e de velocidade nas artérias pulmonares e o débito cardíaco direito e esquerdo podem ser obtidos com baixa variabilidade inter e intraobservador. Na hipertensão pulmonar, a RM cardíaca demonstra a hipertrofia e a dilatação do ventrículo direito, com redução da sua fração de ejeção sem disfunção significativa do ventrículo esquerdo, assim como a presença de movimentação paradoxal do septo interventricular. A técnica de contraste de fase fornece uma análise do padrão de fluxo que pode servir de estimativa para a

pressão arterial pulmonar média e para a resistência vascular pulmonar, tornando-se uma alternativa às mensurações invasivas por cateterismo cardíaco direito.

Figura 14 : Imagem de RM de pulmão mostrando material tromboembólico em artéria pulmonar no lobo inferior esquerdo (setas em a e b).



Fonte: http://www.jornaldepneumologia.com.br/detalhe_artigo.asp?id=1522

3.6 - Mediastino

A RM pode ser considerada hoje o método de escolha na avaliação das massas mediastinais. As neoplasias mediastinais são diferenciadas em primárias e secundárias, essas últimas mais comumente representadas por linfonodomegalias, mas outras lesões não neoplásicas também podem simular massas mediastinais, como os aneurismas da aorta torácica e o bócio mergulhante. As lesões do tímo estão entre as mais frequentes causas de massas mediastinais, sendo a maioria benigna, representada principalmente por timomas, timolipomas e hiperplasia tímica. Os timomas benignos apresentam baixo sinal T1, alto sinal T2, às vezes com componentes císticos, e sua cápsula contínua pode ser demonstrada na RM, enquanto o timoma invasivo apresenta descontinuidade da cápsula, aspecto multinodular e invasão das estruturas adjacentes. O carcinoma tímico é menos frequente e apresenta sinal heterogêneo, com áreas císticas irregulares, necrose e hemorragia. O timolipoma contém gordura, facilmente identificada pela RM. A

hiperplasia tímica normalmente representa uma glândula aumentada, com morfologia e intensidade de sinal conservada, e a RM pode auxiliar na diferenciação entre hiperplasia e tumores em casos duvidosos ou atípicos. Os tumores de células germinativas apresentam predileção pelo mediastino anterior, representando aproximadamente 15% das massas mediastinais, sendo até 80% dessas benignas e representadas principalmente pelos teratomas. Enquanto a RM identifica os diferentes tecidos do teratoma benigno, em uma lesão bem delimitada com componente sólido, cístico e gorduroso, os tumores malignos de células germinativas tendem a apresentar-se como grandes lesões irregulares e heterogêneas, com áreas de necrose e hemorragia. As lesões císticas congênicas são classificadas de acordo com sua topografia e são representadas principalmente pelos cistos tímicos (mediastino anterior), broncogênicos e pericárdicos (mediastino médio), assim como os de duplicação esofágica e neurogênicos (mediastino posterior). O cisto é uma lesão bem delimitada, com baixo sinal T1 (variável com o conteúdo proteico), alto sinal T2 e ausência de realce pós-contraste. Os tumores neurogênicos são encontrados mais comumente no mediastino posterior, na região paravertebral, e muitas vezes identifica-se sua relação com o forame neural. As lesões podem ser originárias do nervo periférico, benignas (neurofibroma e schwannoma) ou malignas (neurofibrossarcoma), ou do gânglio simpático (ganglioneuroma, ganglioneuroblastoma e neuroblastoma). As lesões benignas são mais comumente caracterizadas como massas esféricas ou lobuladas, com alto sinal T2, reforço intenso pós-contraste e com aspecto homogêneo, com exceção do neuroblastoma, que pode ser mais heterogêneo, inclusive com calcificações. Já as lesões malignas tendem a ser maiores, mais irregulares, mais heterogêneas e com sinais de invasão da medula e da coluna torácica. As causas mais comuns de linfonodopatia mediastinal são a doença metastática e o linfoma primário, principalmente a doença de Hodgkin. A linfonodopatia é comumente descrita como o aumento das dimensões do linfonodo, com menor diâmetro maior que 1,0 cm, de maneira semelhante à TC. A RM é capaz de identificar os linfonodos patológicos mediastinais e hilares com boa acurácia, sendo superior à TC na delimitação das massas confluentes e no envolvimento das estruturas adjacentes, mas é inferior na detecção de calcificações, que são um sinal habitual de doença benigna.

3.7 - Considerações finais sobre as indicações de RM do tórax

A RM tem se tornado um método cada vez mais utilizado na avaliação por imagem das doenças do tórax. Na avaliação das lesões mediastinais, da parede torácica e dos tumores do sulco superior, já é considerada a modalidade de escolha. A RM cardíaca, devido à possibilidade de avaliação morfológica e funcional em um mesmo exame, já faz parte da rotina clínica na investigação de muitas doenças cardíacas. O desenvolvimento de novas técnicas rápidas de aquisição de imagem, utilizando apneia ou compensação respiratória e cardíaca, sequências HASTE e sequências GE 3D pós-contraste endovenoso ou com novos meios de contraste, trouxeram grandes avanços no estudo das demais estruturas torácicas, incluindo o parênquima e a vasculatura pulmonar. A angio-RM já faz parte da rotina clínica na avaliação de algumas doenças e seu papel no estudo de TEP vem crescendo. A detecção de lesões pulmonares também já é possível, e a utilização da RM na caracterização de nódulos, massas e doenças das vias aéreas deve se tornar uma alternativa rápida e acessível à avaliação por TC. Por fim, estudos funcionais da vascularização pulmonar (perfusão) e das vias aéreas (ventilação e trocas gasosas) estão sendo investigados e deverão ter um papel na rotina clínica (SANTOS 2015).

4. INDICAÇÕES GERAIS DE IMPLANTE DCEIS

4.1 - Marcapasso Definitivo

a) Disfunção do Nó Sinusal (DNS)

A DNS é caracterizada por uma ou mais das seguintes manifestações eletrocardiográficas: bradicardia sinusal, parada sinusal, bloqueio sino-atrial, taquicardia supraventricular alternada com bradicardia sinusal ou assistolia (síndrome bradi-taquicardia). A presença de palpitações, tonturas, pré-síncope ou síncope associada a essas alterações eletrocardiográficas define a Doença do Nó Sinusal. A DNS incide mais frequentemente em mulheres, com maior morbidade entre 60 e 69 anos. A forma mais comum da DNS não tem etiologia definida, sendo considerada idiopática ou primária¹. Esta tem predisposição hereditária, de caráter autossômico dominante e pode

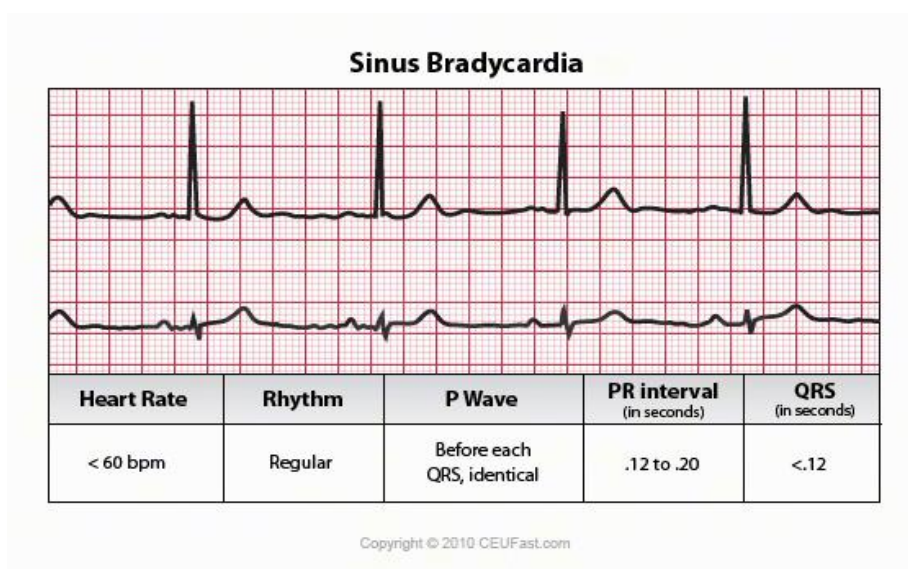
ocorrer em indivíduos com menos de 40 anos ou mesmo em crianças. A forma secundária está associada a doenças cardíacas, sendo que no Brasil a mais frequente é a cardiopatia chagásica e nos EUA, a isquêmica. Doenças degenerativas como amiloidose e hemocromatose, doenças inflamatórias como difteria, miocardite, pericardite e doença reumática, desordens neuromusculares e endócrinas, dentre outras, também podem se associar à DNS.

A documentação da correlação das alterações eletrocardiográficas com as manifestações clínicas é essencial e pode ser realizada por ECG, Holter de 24h ou gravador de eventos. Essa correlação, entretanto, é dificilmente obtida, sendo necessário, às vezes, lançar mão do EEF, para esclarecimento diagnóstico.

A abordagem farmacológica para o tratamento da DNS tem sido desanimadora. Drogas do tipo atropina e estimulantes beta-adrenérgicos apresentam alguns inconvenientes como ação muito curta, efeitos adversos insuportáveis e absorção irregular.

Embora não aumente a sobrevida, o implante de marcapasso definitivo é a principal alternativa terapêutica da DNS. Vários estudos demonstraram que os modos AAI, O/Re DDD, O/R melhoram ou eliminam sintomas e reduzem a incidência de FA (9% em modo AAI x 69% em VVI), assim como de eventos tromboembólicos (1,6% em modo AAI, C x 13% em VVI). Por outro lado, o modo VVI proporciona altas taxas de complicações, como FA, tromboembolismo e IC

Figura 15: Bradicardia Sinusal: uma das manifestações eletrocardiográficas da Disfunção do Nó Sinusal.



b) Síndrome do Seio Carotídeo (SSC)

A SSC é uma entidade rara que se caracteriza pela presença de síncope ou pré-síncope consequente à resposta reflexa exacerbada à estimulação do seio carotídeo. Na vida cotidiana, costuma ser consequente a movimentos bruscos da cabeça ou por condições de compressão involuntária da região do pescoço (ex: hábito de vestir gravata). Assim, as respostas reflexas na SSC podem ser classificadas em:

1. Resposta cardioinibitória: resultado do tônus parassimpático aumentado que provoca a lentificação da resposta sinusal ou o prolongamento do intervalo PR com BAV avançado, isolado ou associado;

2. Resposta vaso depressora: resultado da redução da atividade simpática, ocasionando perda do tônus vasomotor e hipotensão, independentemente da variação da FC.

3. Resposta mista: associação de 1 e 2

Evidências recentes sugerem que pacientes idosos com síncope recorrentes, de etiologia não identificada, podem ter a SSC. O estudo SAFE PACE (Kenny 2001) avaliou 175 idosos que apresentavam quedas (sem perda de consciência) e resposta cardioinibitória hiperativa durante compressão do seio carotídeo. No grupo de estudo randomizado para implante de marcapasso definitivo, observou-se significativa redução da taxa de quedas durante o seguimento 46. São considerados candidatos ao implante de marcapasso definitivo apenas paciente com resposta exclusiva ou predominantemente cardioinibitória. Ademais, estima-se que até 50% dos pacientes com 65 anos podem apresentar assistolia assintomática de até 3 segundos durante compressão do seio carotídeo, sem caracterizar a SSC e sem indicação para a ECA.

c) Bloqueio Atrioventricular (BAV)

BAV é definido como o retardo ou falha na transmissão do impulso elétrico, do átrio aos ventrículos. Deve ser distinguido do fenômeno de refratariedade fisiológico (propriedade intrínseca das células do sistema de condução). O BAV pode ser de etiologia congênita ou adquirida e os distúrbios de condução podem ocorrer nas regiões do átrio, nódulo AV ou no sistema His Purkinje. Em determinadas situações patológicas (ex. isquemia) bem como durante a ação de alguns fármacos, a manifestação ou exacerbação do BAV pode ser transitória e pode regredir com a cura ou retirada desses fatores. Neste sentido, a busca por causas reversíveis de BAV deve ser insistente, para a

tomada adequada da decisão terapêutica. O BAV pode ser intermitente, quando se manifesta de modo paroxístico e sem relação com causas removíveis. Por outro lado, pode-se apresentar sob forma aguda ou crônica. Do ponto de vista eletrocardiográfico, o BAV é classificado como de 1º, 2º (tipo I, II ou avançado) ou 3º grau (figura 21) que correspondem, respectivamente, à condução AV prolongada, intermitente ou ausente.

O BAV do 2º grau é subdividido em:

- a) tipo I, também denominado de Mobitz I ou Wenckebach (figura 19)
- b) tipo II ou Mobitz II – relação 2:1 (figura 20)
- c) avançado, que se caracteriza pela relação AV maior do que o dobro (2:1), isto é, pelo menos 2 ondas P não conduzidas para cada QRS.

Figura 16: Eletrocardiograma de um BAV 2 grau Mobitz I

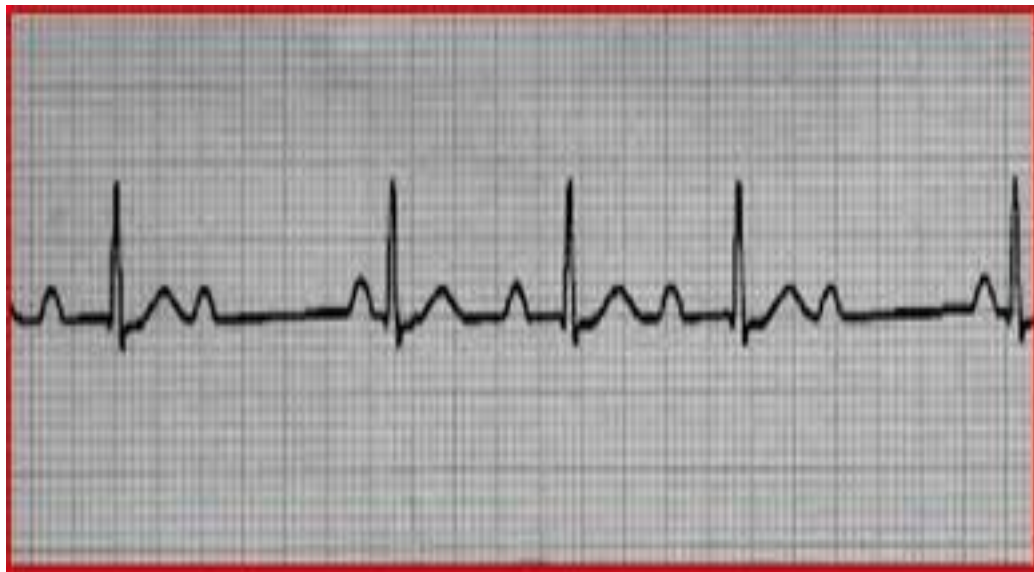
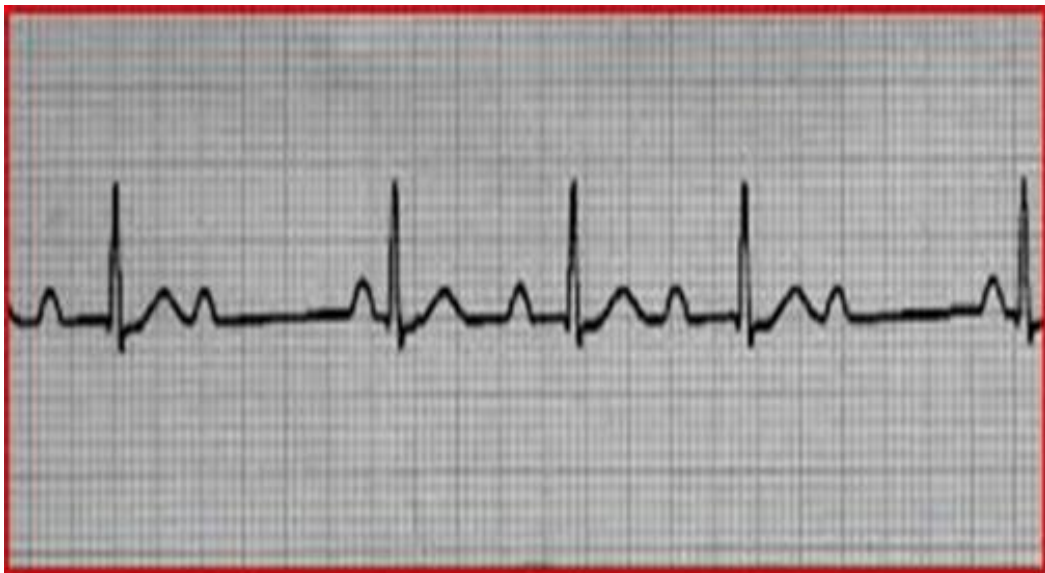


Figura 17 : Eletrocardiograma de um BAV 2 grau Mobitz II



Figura 18 : Eletrocardiograma de um BAV 3º grau.



Outras classificações, como por exemplo, a etiológica (congenita ou adquirida), eletrofisiológica (supra-hissiana, hissiana e infra-hissiana), também são utilizadas, sobretudo para estabelecer o prognóstico clínico. Com relação à abordagem terapêutica do BAV, inúmeros estudos demonstraram as vantagens clínicas e hemodinâmicas do marcapasso definitivo, assim como o papel do modo de estimulação. Nos pacientes assintomáticos, a indicação de implante de marcapasso definitivo é baseada na

identificação de riscos potenciais ou na comprovação de distúrbios importantes da condução infra-nodal (intra ou infra-hissiano), documentados por meio do EEF.

d) Bloqueio Intraventricular (BIV)

A prevalência do BIV em indivíduos normais é baixa. A presença de cardiopatia ou sintomas de baixo fluxo cerebral piora o prognóstico e pode estar relacionado à maior incidência de BAVT, disfunção ventricular e morte súbita. Dependendo da situação clínica, a indicação de marcapasso definitivo exige investigação criteriosa.

e) Cardiomiopatia Hipertrófica Obstrutiva (CMHO)

CMHO é uma doença do miocárdio caracterizada por hipertrofia septal assimétrica que provoca gradiente de pressão no trato de saída do VE. O aumento deste gradiente está geralmente relacionado à piora dos sintomas e é considerado preditor independente de progressão da síndrome de IC e de mortalidade. Para pacientes que permanecem sintomáticos, apesar do tratamento clínico otimizado, as alternativas terapêuticas atuais são: miectomia septal, ablação percutânea septal e o implante de marcapasso definitivo dupla câmara.

Estudos não-controlados demonstraram redução do gradiente de pressão na via de saída do VE por meio da estimulação AV, acompanhada de melhora sintomática, na maioria dos casos. A estimulação através de um cabo-eletrodo posicionado na ponta do ventrículo direito (VD) modifica a seqüência de ativação dos ventrículos que passa a ser de baixo para cima e da direita para a esquerda. Isto resulta em movimentação paradoxal do septo interventricular ocasionando o seu afastamento da parede posterior do VE durante a sístole provocando:

- 1- aumento do diâmetro da câmara ventricular,
- 2- redução do movimento anterior do folheto anterior da valva mitral e;
- 3- redução do gradiente na via de saída do VE.

Estudos realizados em laboratório de hemodinâmica, entretanto, demonstraram que a redução do gradiente da via de saída provocado por estimulação temporária seqüencial AV pode prejudicar o enchimento ventricular e o débito cardíaco. A piora da função diastólica é atribuída ao prolongamento da fase de relaxamento isovolumétrico e à redução do enchimento rápido do VE, conseqüentes ao assincronismo provocado pela estimulação artificial. Então, a estratégia proposta seria usar um intervalo AV curto o

suficiente para diminuir o gradiente na via de saída do VE, porém longo o suficiente para preservar o enchimento do VE.

Para avaliar os efeitos da estimulação ventricular na melhora dos sintomas de pacientes com CMHO, estudos randomizados (duplo-cegos), cruzados, foram realizados. Todos incluíram um grupo controle e período de 2 a 3 meses sem marcapasso (estimulação AAI). Sob estimulação ventricular, observou-se redução significativa do gradiente médio da via de saída do VE. As taxas de redução, entretanto, foram cerca de 35% inferiores às documentadas nos estudos não-controlados. Com relação aos sintomas e comportamento funcional (tempo de exercício e VO₂ máximo), não foi documentada diferença significativa, sob estimulação ventricular. Esses achados sugerem que a melhora subjetiva observada em alguns casos seja atribuída ao efeito placebo. Assim, a indicação de marcapasso definitivo AV na CMHO seria reservada apenas aos pacientes muito sintomáticos, refratários ao tratamento farmacológico, não candidatos à miectomia septal cirúrgica ou à ablação septal percutânea.

f) Síndromes Neuromediadas (SNM) ou Vasovagais

O coração e os vasos sangüíneos recebem grandes contingentes de fibras eferentes simpáticas e parassimpáticas do centro vasomotor. Em situações especiais, uma grande variedade de estímulos, originados nos pressorreceptores, no sistema nervoso visceral ou periférico ou mesmo no córtex cerebral atinge o sistema cardiovascular pelas vias eferentes do centro vasomotor. Trata-se de uma resposta reflexa, predominantemente parassimpática, resultando em tonturas, pré-síncope e síncope, caracterizando as síndromes neuromediadas. O quadro clínico decorre de redução súbita do fluxo sangüíneo cerebral em consequência de vasodilatação (forma vasodepressora), de bradicardia importante ou assistolia (forma cardioinibitória) ou pela associação das duas respostas (forma mista). A síncope neurocardiogênica, a síndrome do seio carotídeo⁸⁰ e as síncope situacionais são os principais exemplos das síndromes neuromediadas, em ordem decrescente de freqüência.

Síncope Neurocardiogênica - É a forma mais frequente de síncope neuromediada ou vasovagal. Sua incidência é maior em pacientes jovens. Apesar do bom prognóstico, mesmo sem tratamento, a síncope neurocardiogênica traz o indesejável risco de acidentes e de queda com eventuais traumatismos, insegurança e a inaptidão para realizar atividades de risco pessoal ou coletivo. A fisiopatologia ainda é complexa e ainda não totalmente esclarecida, mas o mecanismo principal parece ser de origem

reflexa. As condições que favorecem seu aparecimento são: redução do retorno venoso, aumento do tônus simpático, aumento da contratilidade miocárdica, baixa resistência periférica. A associação destes fatores favorece o estímulo dos mecanorreceptores intramiocárdicos que deflagram a reação reflexa caracterizada por acentuada resposta vagal e redução do tônus simpático. O resultado é uma vasodilatação periférica, freqüentemente associada à bradicardia ou assistolia. Conseqüentemente ocorre hipotensão arterial que pode ser suficientemente importante a ponto de ocasionar redução crítica do fluxo cerebral e perda súbita da consciência. Tipicamente, a reação é autolimitada. Na maior parte dos casos, o colapso hemodinâmico ocorre por vasodilatação associada à bradicardia (forma mista). As outras formas de apresentação são somente vasodilatação (forma vasodepressora) e vasodilatação associada à assistolia (forma cardioinibitória). O diagnóstico é realizado por meio do teste de inclinação. Na maioria dos casos, é suficiente para uma boa evolução clínica, a tranquilização e educação quanto à natureza benigna da enfermidade. A terapêutica está baseada em:

a. Medidas gerais - os pacientes devem ser aconselhados a evitar fatores predisponentes (ex. ambientes quentes e fechados, depleção de volume, medicações vasodilatadoras, e etc.). Também devem ser orientados dormir com cama inclinada (parte superior elevada em 45°) e utilizar meias elásticas.

b. Medidas dietéticas - aumento na ingestão diária de líquidos e suplementação de sal para normotensos e naqueles com excreção de sódio menor que 170 mmol/dia.

c. Manobras de contra-pressão física - manobras isométricas de contra-pressão das pernas (cruzamento das pernas com tensionamento da musculatura das panturrilhas) ou dos braços (aperto das mãos e tensionamento dos braços) são capazes de elevar a pressão sangüínea durante a fase de pródromos da síncope.

d. Treinamento postural (“tilt training”) - sessões diárias de treinamento postural em que o paciente permanece na posição ortostática com o apoio do dorso numa parede vertical, com os pés cerca de 15 a 20 cm distante da mesma. Um estudo controlado, não randomizado, demonstrou que treinamento postural negativa o teste de inclinação em 73,9% dos pacientes, versus 4,2% do grupo controle. Noutro estudo recente em que a aderência ao tratamento foi de apenas 34% não se observou essa diferença de comportamento. Este procedimento terapêutico é efetivo apenas para pacientes altamente motivados e não para a maioria. Acredita-se que a melhora à tolerância ortostática seja conseqüente à dessensibilização de receptores cardio-pulmonares.

e. Condicionamento físico - Dados disponíveis apontam para um possível benefício do exercício físico moderado em relação à melhora dos sintomas, do volume plasmático e sanguíneo e da tolerância ortostática, mas não há conclusões definitivas.

f. Tratamento farmacológico – está indicado quando não há resposta às medidas gerais. O único estudo controlado, duplo cego e randomizado avaliando o tratamento farmacológico (POST) concluíram que o metoprolol não foi superior ao placebo. Pode-se utilizar mineralocorticóide, midodrina, inibidores da recaptação da serotonina, mas as evidências são baseadas em estudos de séries de casos controlados. O estudo POST II, multicêntrico, randomizado e duplo cego, avaliando o efeito da fludrocortisona versus placebo na síncope vasovagal está em andamento.

g. Marcapasso - o estudo VPS II, que comparou, por randomização, a estimulação “Rate Drop Response” com grupo controle (marcapasso desativado) não demonstrou diferença na redução de risco de recorrência de síncope. No estudo SYNPACE, com mesma metodologia, não foi observado benefício do marcapasso na prevenção da recorrência de síncope. A seleção de pacientes para implante de marcapasso, conforme resposta cardio-inibitória ou assistolia observada durante o teste de inclinação é criticável. Estudos recentes, utilizando loop recorder implantável, têm demonstrado que o ritmo cardíaco observado durante a síncope espontânea não apresenta correlação com o ritmo observado durante o teste de inclinação. Brignole e cols utilizaram loop recorder implantável para a decisão terapêutica específica, em pacientes com suspeita de SNM. Quarenta e sete foram submetidos a implante de marcapasso definitivo por assistolia média de 11, 5s e número equivalente de pacientes, com as mesmas características, permaneceu sem terapia. A taxa de recorrência em pacientes com marcapasso definitivo foi de 5% em um ano, com significativa redução de risco em relação ao grupo controle. Entretanto, por não se tratar de estudo randomizado, duplo cego e controlado, permanece em discussão o real benefício do marcapasso definitivo quando o critério para a sua indicação é baseado em dados do loop recorder implantável.. Assim, atualmente, o implante de marcapasso definitivo deve ser considerado como último recurso terapêutico, reservado a uma população muito selecionada, com a forma grave de SNM (Arq. Bras. Cardiol, 2007).

5 - RISCOS AOS DCEIS DURANTE A RM

A presença de implantes cardíacos sempre foi uma contraindicação clássica à realização da RM. Para gerar a imagem durante um exame de RM são empregados três diferentes campos magnéticos e cada um deles está associado a distintos riscos para um sistema de estimulação implantado: campo magnético estático, campos de ondas de Rádio (RF) e gradiente de campo magnético.

Dos campos eletromagnéticos necessários à formação da imagem no exame de RM decorrem cinco fenômenos físicos que podem resultar em algum grau de interação eletromagnética com os geradores: a intensidade do campo magnético estático, que, por sua vez, determina a frequência de ressonância; a potência de radiofrequência; a intensidade do campo de gradiente e a taxa de variação dos gradientes. A influência desses parâmetros nos DCEIs pode ser dividida em dois grupos: os que prejudicam o funcionamento dos DCEIs de maneira transitória e os que o fazem de forma definitiva.

As ocorrências relatadas na literatura que podem colocar a segurança do paciente em risco incluem inibição prolongada do gerador, resultando em assistolia ventricular, estimulação em alta frequência, que pode conduzir a taquicardia ventricular maligna e aquecimento excessivo do tecido adjacente ao gerador e/ou eletrodos, que pode levar a aumento do limiar de comando. Também são reportadas outras situações que não trazem risco à segurança do paciente, como desconforto em razão da movimentação do gerador ou leve sensação de aquecimento.

As possíveis complicações do uso da RM pelos pacientes portadores de marcapassos ou outros dispositivos implantáveis estão reunidas no Quadro 1 (ASTM, 2009).

Quadro 1 – Possíveis complicações da RM nos dispositivos implantáveis

- Movimentação do dispositivo (gerador e cabo-eletrodo)
- Ativação ou dano da chave magnética
- Reprogramação espúria
- Inibição ou reversão assíncrona do gerador
- Ativação do sensor
- Aquecimento do sistema
- Retorno ao modo *back-up* (*reset* eletrônico)

No campo magnético estático um potente ímã, sendo o mais comumente utilizado o 1,5 Tesla (T), gera um campo magnético que quando comparado com o magnetismo natural da terra é algumas dezenas de milhares vezes mais forte. Em marcapassos ou eletrodos convencionais, isso pode causar forças mecânicas e de torque sobre componentes ferromagnéticos, movendo ou girando o implante e acionando inesperadamente os sensores magnéticos (fechamento e abertura repentinos do *Reed Switch*).


O campo pulsado de RF é utilizado para a deflexão do *spin* dos núcleos e para induzir sinais de RM no tecido. Campos de RF podem aquecer o paciente, sendo que a extensão do depósito de energia de RF nos tecidos é descrita pela taxa específica de absorção (*SAR - specific absorption rate*). Agindo como antena, o eletrodo de estimulação atua capturando a energia de RF que, em parte é dissipada como calor no tecido cardíaco próximo à ponta do eletrodo, provocando avarias nesse tecido

A terceira força que pode interferir no DCEI é o gradiente de campo magnético.

No interior do ímã principal, estão três bobinas que produzem os gradientes de campos magnéticos. Estes campos são utilizados para modificar a influência do campo magnético estático sobre o objeto retratado pela imagem, mediante o aumento ou a diminuição da intensidade do campo e pela modificação da direção. Através destas influências, são possíveis a codificação espacial e a excitação espacial seletiva. Por meio dos gradientes de campos magnéticos podemos induzir correntes elétricas em componentes condutores do sistema de estimulação. Correntes induzidas nos eletrodos ocasionam ruído elétrico que pode levar à inibição do marcapasso e a distúrbios de sensibilidade. Correntes induzidas na carcaça do marcapasso causam aquecimento.

Figura 19: Possíveis riscos aos pacientes portadores de DCEIs quando submetidos a exames de RM de acordo com a interferência gerada pelo campo magnético estático, pelos campos de ondas de Rádio (RF) e pelo gradiente de campo magnético.

		Estático	Gradiente	RF
Riscos potenciais	Tração, Torque	✓		
	Vibração		✓	
	Arritmia cardíaca		✓	
	Aquecimento			✓
	Falha na terapia			✓
	Mal funcionamento	✓	✓	✓



Fonte: http://www.relampa.org.br/detalhe_artigo.asp%3Fid%3D16+&cd=2&hl=pt-BR&ct=clnk&gl=br

6 - ARTEFATOS PRODUZIDOS PELA RM

A palavra artefato deriva do latim e significa *arte factus*, ou “feito com arte”, o que não deixa de ser verdadeiro se imaginarmos que muitos dos efeitos observados nas imagens podem ser tratados como obra quase poética, porém não é neste sentido que utilizamos esta palavra em Imagem por Ressonância Magnética e nos demais métodos de diagnóstico por imagem. Em RM, vamos adotar que artefato é qualquer intensidade, sinal ou característica anormal que não possui correspondência com o objeto de que se está adquirindo a imagem. A RM é a técnica de imagem mais susceptível a artefatos e é a que mais os utiliza para o diagnóstico. Os artefatos podem prejudicar uma aquisição a ponto de ser necessária sua repetição ou mesmo o cancelamento do exame, por outro lado, um artefato pode ajudar a identificar uma condição patológica específica.

6.1 - Artefato de Susceptibilidade Magnética

A susceptibilidade magnética é uma característica dos materiais de responderem à aplicação de um campo magnético externo. O efeito de susceptibilidade magnética pode ser de reduzir levemente (diamagnetismo), de aumentar levemente (paramagnetismo) ou de aumentar bastante o campo magnético local (ferromagnetismo).

Desta forma, podemos dizer que a simples presença de tecido humano no interior do equipamento altera a homogeneidade do campo. De forma geral, o tecido humano é diamagnético, conforme observações realizadas por Faraday ainda no século XIX, porém tecidos em condições funcionais ou patológicas específicas podem produzir alterações no seu estado magnético e, conseqüentemente, no sinal, podendo assim ser usadas diretamente para o diagnóstico ou gerar artefatos.

Algumas proteínas que contêm íons metálicos, como a deoxihemoglobina, metahemoglobina, hemosiderina e ferritina são paramagnéticas. O gadolínio presente nos meios de contraste usados em RM é paramagnético.

A presença de material metálico e principalmente com componentes ferromagnéticos irá perturbar o campo gerando, não somente perda de sinal na região, mas também distorção geométrica. Atualmente a quase totalidade dos implantes e dispositivos presentes no corpo de pacientes não é, ou não contém, elementos ferromagnéticos, porém ainda produzem quantidades variadas de artefato por susceptibilidade. Materiais como o titânio, platina e ouro são não ferromagnéticos e frequentemente utilizados em implantes e cliques de aneurisma.

Assim como o desvio químico, o efeito de susceptibilidade é dependente do campo magnético externo aplicado. Quanto maior for o campo maior será o efeito de susceptibilidade. As diferenças na susceptibilidade dos tecidos fazem com que aumente a inhomogeneidade do campo magnético local, resultando em aceleração da defasagem nestas regiões, o que termina por reduzir o sinal local ou criar anomalias de sinal. As interfaces ar-tecido e osso-tecido são as principais causas de diferenças de susceptibilidade, podendo afetar imagens EPI e criar dificuldades para a saturação de gordura e realização da espectroscopia (MAZZOLA, 2009).

7 - CLASSIFICAÇÃO DE SEGURANÇA DE DCEIS PARA RM

A American Society for Testing and Materials (ASTM) classifica especificamente os dispositivos médicos conforme a segurança em relação a exames de RM:

1 - Seguro para RM: não apresenta riscos em nenhum ambiente de RM. Sem restrições para realização de exame de RM. Encontram-se nesta classificação somente produtos

não condutores e não metálicos, como os plásticos. Não existem DCEIs classificados como seguros para RM (Figura 20).

Figura 20 : Símbolo ASTM seguro para RM, sem restrições para realização do exame



2 - Condicional para RM : O exame de RM pode ser realizado sob condições precisamente determinadas. Essas condições podem variar entre os produtos de acordo com os procedimentos de testes realizados para obter aprovação das agências regulatórias (Figura 21).

Figura 21: Símbolo ASTM condicionais para RM. O exame pode ser realizado sob condições precisamente definidas.



3 - Não seguro para RM: dispositivo conhecido por trazer riscos ao paciente em qualquer ambiente de RM (Figura 22). O exame de RM não pode ser realizado em nenhuma situação (ASTM, 2008).

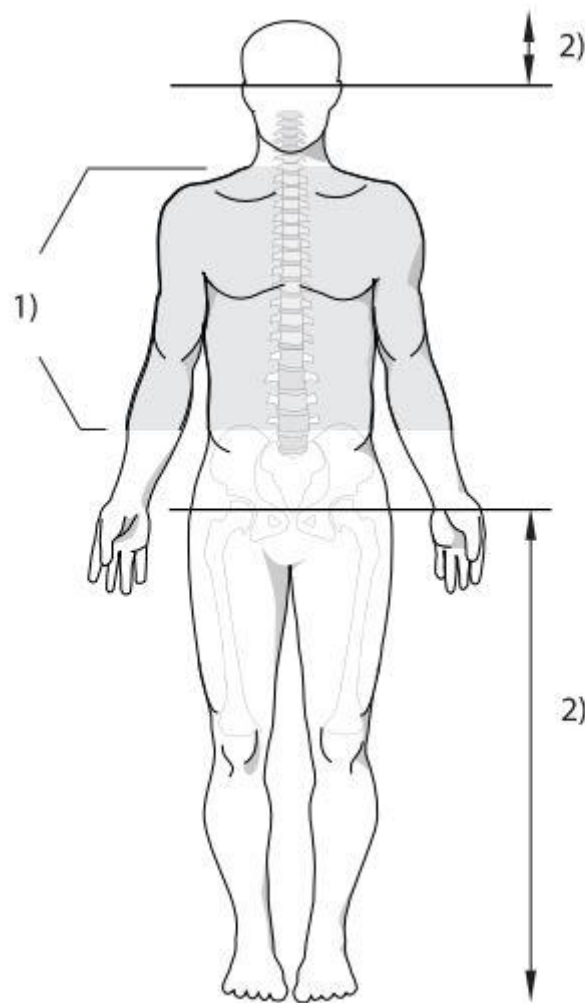
Figura 22: Símbolo ASTM não seguro para RM. O exame não pode ser realizado sob nenhuma circunstância



8 - ZONA ADMISSÍVEL DE POSICIONAMENTO DO ISOCENTRO DA RM

Inicialmente as empresas fabricantes de DCEIs produziram aparelhos condicionais à RM que exigem uma zona admissível de posicionamento dentro da qual o exame é permitido. O chamado isocentro de um scanner de RM é a origem do seu sistema de coordenadas e está localizado no centro do orifício do ímã. O alvo anatômico a ser examinado deve ser posicionado no isocentro, que é marcado precisamente por um laser montado na entrada do orifício do scanner antes de deslocar a mesa do paciente para dentro do orifício. De acordo com as condições do sistema, o marcador pode ser posicionado da altura dos olhos para cima e da altura do osso pélvico do paciente para baixo. Exames de RM com o isocentro nos olhos ou no nível do quadril proporcionam informações aproximadamente 20 cm abaixo dos olhos e 20 cm acima do osso da bacia (articulação do quadril), de modo que "a zona de exclusão de escaneamento" é menor que a região entre os olhos e o osso pélvico (Figura 23).

Figura 23 : Posicionamento admissível do isocentro da RM: zona 1 – zona de exclusão de escaneamento; zona 2 – zona admissível de escaneamento.

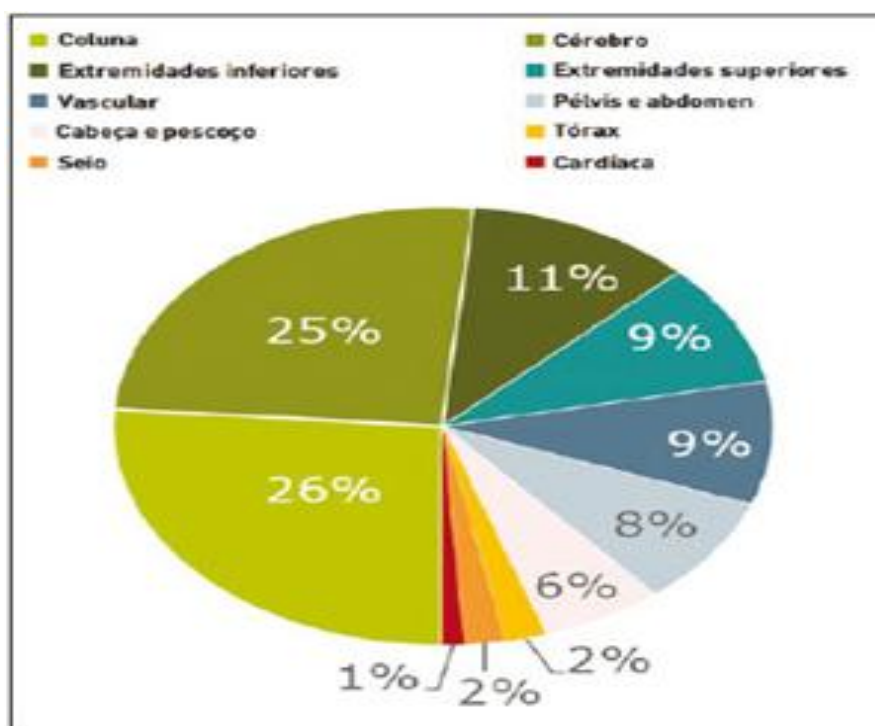


Fonte: Ressonância magnética em pacientes portadores de marca passo - Biotronik ProMRI® - Relampa 2011; 24(3):239-244.

Exames podem ser efetuados na cabeça, na região cervical, na cintura pélvica, nas regiões cervicais e inferiores da coluna, nas extremidades superiores e inferiores. Também podem ser realizados angiogramas vasculares na zona admissível.

Aproximadamente 80% dos exames de RM solicitados estão dentro da zona admissível de posicionamento (RELAMPA, 2011).

Figura 24 : Distribuição dos exames de RM: coluna: 26%; cérebro: 25%; extremidades inferiores: 11%; extremidades superiores: 9%; vascular: 9%; pelve e abdome: 8%; cabeça e pescoço: 6%; tórax: 2%; seios: 2%; cardíaca: 1%.



Fonte: Ressonância magnética em pacientes portadores de marca passo - Biotronik ProMRI® - Relampa 2011; 24(3):239-244.

9 - NOVOS LANÇAMENTOS

Essas mesmas empresas fabricantes de dispositivos cardíacos eletrônicos implantáveis lançaram recentemente sistemas completos de estimulação cardíaca artificial que podem ser utilizados em exames de RM sem restrições de área do corpo a ser examinada, mas respeitando algumas condições gerais pré-estabelecidas como:

- 1 – utilização de aparelhos de RM de 1,5 Tesla;

- 2 – exames com SAR de até 4 W/Kg (alguns modelos com valores menores);
- 3 – sistemas de estimulação implantados há menos de 6 semanas estão contra-indicados para exames de RM;
- 4 – eletrodos abandonados não compatíveis com RM estão contra-indicados para exames de RM;
- 5 – sistemas de estimulação implantados em regiões diferentes da peitoral direita ou esquerda estão contra-indicados para exames de RM;
- 6 – doentes que não possuem sistemas de estimulação Pro-MRI completos estão contra-indicados para exames de RM;
- 7 – doentes com valores do limiar de captura de estimulação $> 2,0$ V, com largura de pulso de 0,40 ms estão contra-indicados para exames de RM;
- 8 – doentes com valores de impedância do eletrodo < 200 e > 1500 estão contra-indicados para exames.

É importante ressaltar que cada modelo/marca de marca-passo possui suas restrições e contra-indicações, sendo necessário, então, a consulta do manual técnico de cada modelo/marca.

Desde 2004, a *BIOTRONIK* vem trabalhando na tecnologia *ProMRI®*, lançada com a família *Evia ProMRI®* e *Entovis ProMRI®*, e, desde o início de seu desenvolvimento, a nova plataforma de produtos foi projetada considerando a compatibilidade com a RM. Com preocupações reduzidas em relação aos efeitos de RM de curto e longo prazo, essa nova tecnologia facilita e expande, de maneira geral, o diagnóstico por imagem de portadores de DCEI. Somando a isto, os marcapassos *Evia ProMRI®* e *Entovis ProMRI®* tem desempenhos avançados para cada etapa do gerenciamento dos pacientes, como: terapia fisiológica por meio do *Closed Loop Stimulation*; *ProgramConsult®* que indica uma programação inicial com a ativação de algumas funções que podem ajudar no tratamento do paciente, acordando com a sua indicação específica; *AutoSensing®*; Controle de Captura Atrial e Ventricular; *Vp Suppression®* para diminuir a estimulação desnecessária do ventrículo e o *BIOTRONIK Home Monitoring®*, para acompanhamento a distância do paciente após a realização do exame de RM. Muitos estudos confirmam a segurança e eficácia deste avançado novo sistema, *ProMRI®*, que torna o DCEI compatível com o exame de RM, lembrando que

para que o Sistema seja totalmente compatível com o exame é preciso que o eletrodo também seja testado próprio para tal. O eletrodo testado em conjunto com os geradores *Evia ProMRI®* e *Entovis ProMRI®* e monitorados em diversas condições foi o eletrodo *Safio*. Pouco foi pesquisado sobre a interferência do DCEI na qualidade da imagem, lembrando que por se tratar de um diagnóstico por imagem, é de extrema importância que a qualidade da mesma não seja afetada e se afetada que seja minimamente prejudicial ao diagnóstico, principal finalidade do exame.

O sistema *Pro MRI* da *BIOTRONIK* foi autorizado a ser utilizado no Brasil a partir de 18/08/2014 através da Resolução RE nº 3150 de 15/08/2014 da Agência Nacional de Vigilância Sanitária publicada no Diário Oficial da União nº 157, páginas 16 a 19, conforme ANEXO I p.97.

Figura 25: Gerador Entovis Dr - T Pro MRI da empresa Biotronik.



Fonte: www.biotronik.com

A empresa *ST JUDES MEDICAL* lançou o gerador *Accent MRI* que foi especialmente projetado para um ambiente de RM de até 1,5 T, sem restrições quanto a região do corpo a ser examinada (full body). Ele possui filtro especial para evitar a entrada de interferências de RF, uso mínimo de componentes ferromagnéticos, circuito eletrônico modificado para prevenção de danos, estimulação cardíaca induzida e cancelamento de pulso e ainda parâmetro especial de programação otimizada para máxima segurança do paciente e para prevenir alteração do software. O eletrodo *Tendril MRI* oferece vantagens exclusivas para garantir a segurança dos pacientes durante o

exame de RM: filtros especiais para prevenir o aquecimento do tecido e a estimulação cardíaca não intencional, isolamento especial para confiabilidade de longo prazo e tubo interno de silicone para proteger os condutores (EVERYTHING and MRI).

Figura 26: Gerador Accent MRI da empresa ST. Jude Medical.



fonte: <http://www.sjmprofessional.com>

A empresa *MEDTRONIC* possui a segunda geração da tecnologia *SureScan* que pode ser usado com segurança em um ambiente MRI. Essa tecnologia é composta pelos geradores da família *Ensura MRI* e pelos eletrodos *Capsure Sense MRI SureScan* (*SURESCAN MRI*).

Figura 27: Conjunto Gerador *Ensura MRI* e eletrodos *Capsure Sense MRI SureScan* da empresa Medtronic.



fonte: <http://www.medtronic.com/surescan/evidence.htm>

10 - RESSONÂNCIA MAGNÉTICA VERSUS TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

A Tomografia Computadorizada (TC) ainda é o método de imagem mais utilizado na prática clínica para o estudo das doenças do tórax. Mesmo em situações em que a RM pode ser considerada superior, a TC acaba sendo realizada, principalmente devido a maior disponibilidade de equipamentos, maior rapidez na aquisição das imagens, maior difusão e aceitação entre clínicos e cirurgiões, assim como apresenta a correlação anatômica mais bem conhecida de modo geral. Portanto, as vantagens da TC são principalmente sua alta resolução espacial, rapidez e simplicidade na realização do exame. No entanto, a TC utiliza radiação ionizante e, em muitas situações, existe a necessidade da injeção de meio de contraste iodado, o que faz do método um procedimento não completamente inócuo.

As vantagens da RM consistem especialmente na ausência de radiação ionizante, na maior resolução de contraste entre os tecidos normais e patológicos e na utilização de

meios de contraste não iodados, principalmente os agentes a base de gadolínio (Gd), que tem menor incidência de reações adversas e complicações. A RM possui ainda maior sensibilidade ao uso do contraste paramagnético quando comparada à TC contrastada, sendo assim um método com maior acurácia nas avaliações vasculares, de perfusão tecidual e de lesões. A incidência total de reações adversas agudas ao Gd varia entre 0,14% e 0,28%. Casos de reações agudas mais graves, como laringoespasma e choque anafilático, são extremamente raros. Recentemente, foi descrita complicação crônica e grave, uma doença dermatológica rara, que ocorre apenas após o uso de tipos específicos de contraste de Gd e em pacientes com insuficiência renal [taxa de filtração glomerular $< 30 \text{ mL} \cdot \text{min}^{-1} \cdot (1,73 \text{ m}^2)^{-1}$], denominada fibrose nefrogênica sistêmica (FNS). No entanto, a seleção de meios de contraste mais seguros, associada à restrição do volume de contraste injetado em pacientes de risco, permitiu a redução acentuada do número de casos de FNS.

Os princípios de formação de imagem na RM são complexos e estão disponíveis em textos dirigidos especificamente ao tema. Porém, sucintamente, podemos descrever duas técnicas básicas de obtenção de imagem: as imagens de spin eco (SE) e as de gradiente eco (GE), cada uma com suas vantagens e desvantagens. Na RM, há basicamente três características teciduais que podemos identificar de acordo com a organização dos prótons de hidrogênio no tecido e sua resposta ao campo magnético e ao estímulo com radiofrequência: o tempo de relaxação T1, o tempo de relaxação T2 e a densidade de prótons de hidrogênio (DP). Essas características são responsáveis pelo brilho ou sinal da imagem, e, escolhendo-se a técnica e os parâmetros de cada sequência, podemos ponderar as imagens em T1, T2 e DP, permitindo a distinção entre os tecidos normais e os processos patológicos. Enquanto boa parte dos processos patológicos apresenta aumento do sinal T2 e redução do sinal T1, alguns elementos possuem sinais característicos que aumentam a especificidade do método, como o hipersinal T1 e T2 da meta-hemoglobina (hemorragia recente), da melanina e dos cistos e coleções com alto conteúdo proteico. Com sequências específicas, é possível ainda suprimir seletivamente o sinal de alguns tecidos, como o dos lipídios (sequências com supressão de gordura) ou do líquido cefalorraquidiano. Além disso, existem determinados artefatos típicos da RM, como a suscetibilidade magnética (detecção de calcificações e de hemossiderina), a troca química (identificação de esteatose hepática e

adenomas adrenais) e a ausência de sinal do fluxo sanguíneo (flow void), os quais também colaboram sobremaneira para a caracterização tecidual (SANTOS et al,2011).

11- MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo tem caráter prospectivo composto por vinte pacientes, sendo onze do sexo masculino e nove do sexo feminino, que possuem um Dispositivo Cardíaco Elétrico Implantável Pro MRI da empresa Biotronik, não se fazendo necessário o processo de implante neste protocolo. Os exames foram realizados no CIDI da Irmandade da Santa Casa de São Carlos no período de novembro a dezembro de 2014. O estudo foi aprovado pela Comissão de Ética Médica da Irmandade da Santa Casa de São Carlos conforme ANEXO II p. 98.

A idade dos pacientes variou de 30 anos até 82 anos e a patologia que indicou o implante do DCEI não foi considerada, sendo a Fibrose do Sistema de Condução a mais frequente.

Critérios de inclusão:

- idade acima de 18 anos;
- primeiro implante;
- utilizar os geradores *Evia ProMRI®* ou *Entovis ProMRI®* e eletrodos *Safio S 53* e/ou *Safio S 60* da *Biotronik* formando um Sistema ProMRI;
- não possuir outras próteses metálicas que contra indiquem a realização do exame como cliques metálicos cerebrais e implantes cocleares;
- implante realizado há seis ou mais semanas;
- concordar com o plano de investigação.

Critérios de exclusão:

- cabos eletrodos abandonados
- limiares de estimulação altos(> 2,0 V com 0,4 ms)

- impedância abaixo de 200 e acima de 1500 ohms
- claustrofobia.
- Gestante.

Para participação no estudo, os pacientes foram informados quanto ao plano de investigação, seus direitos e deveres, e foi obtido termo de consentimento informado (ANEXO III p.99) que deixou clara a disposição dos investigadores em realizar qualquer atendimento necessário durante o transcorrer e após o término da pesquisa.

Avaliação do DCEI pré exame: O DCEI foi interrogado e a programação inicial, os limiares de estimulação e sensibilidade atriais e ventriculares, a voltagem da bateria, bem como as impedâncias dos eletrodos foram registrados (avaliação do marcapasso). O DCEI foi programado para o modo Pro MRI, segundo orientações do fabricante (figuras 28 e 29)

Figura 28: Tela do programador mostrando as condições para o exame de RM e o modo de estimulação a ser programado – MRI mode – DOO.

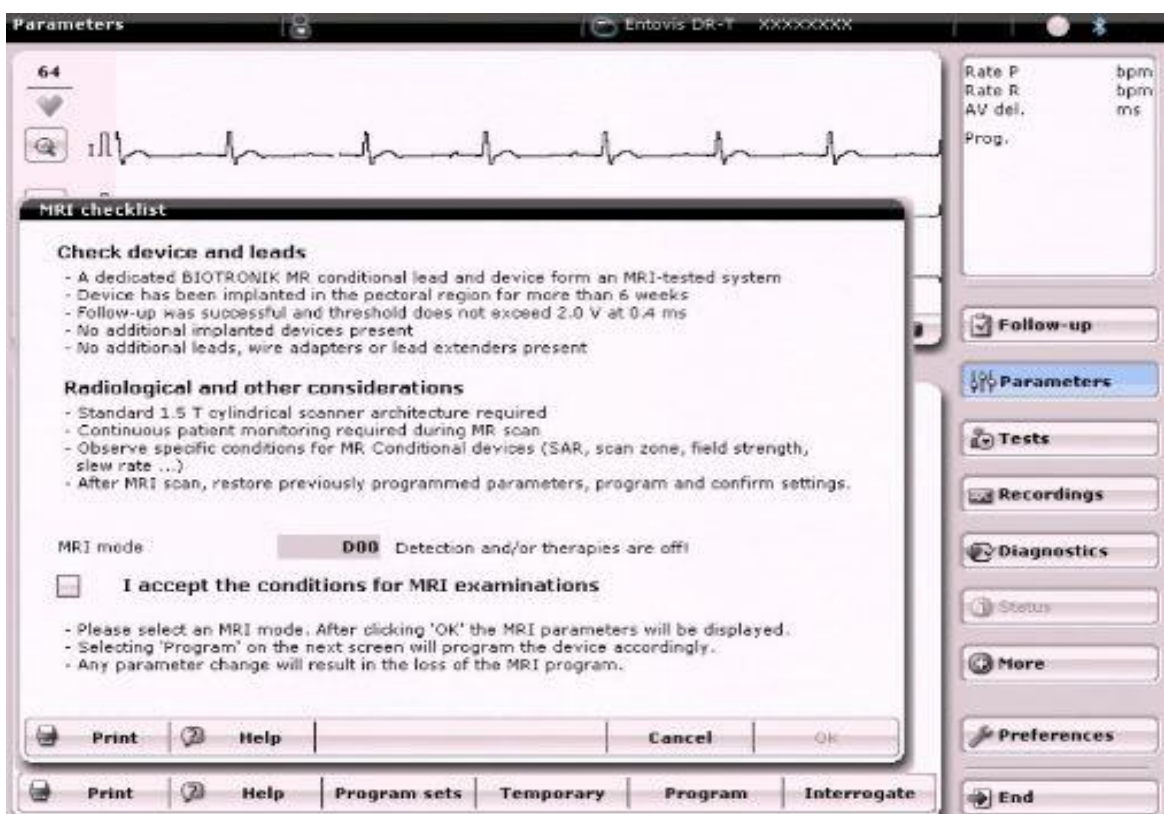


Figura 29: Tela do programador mostrando os parâmetros do modo Pro MRI – DOO.

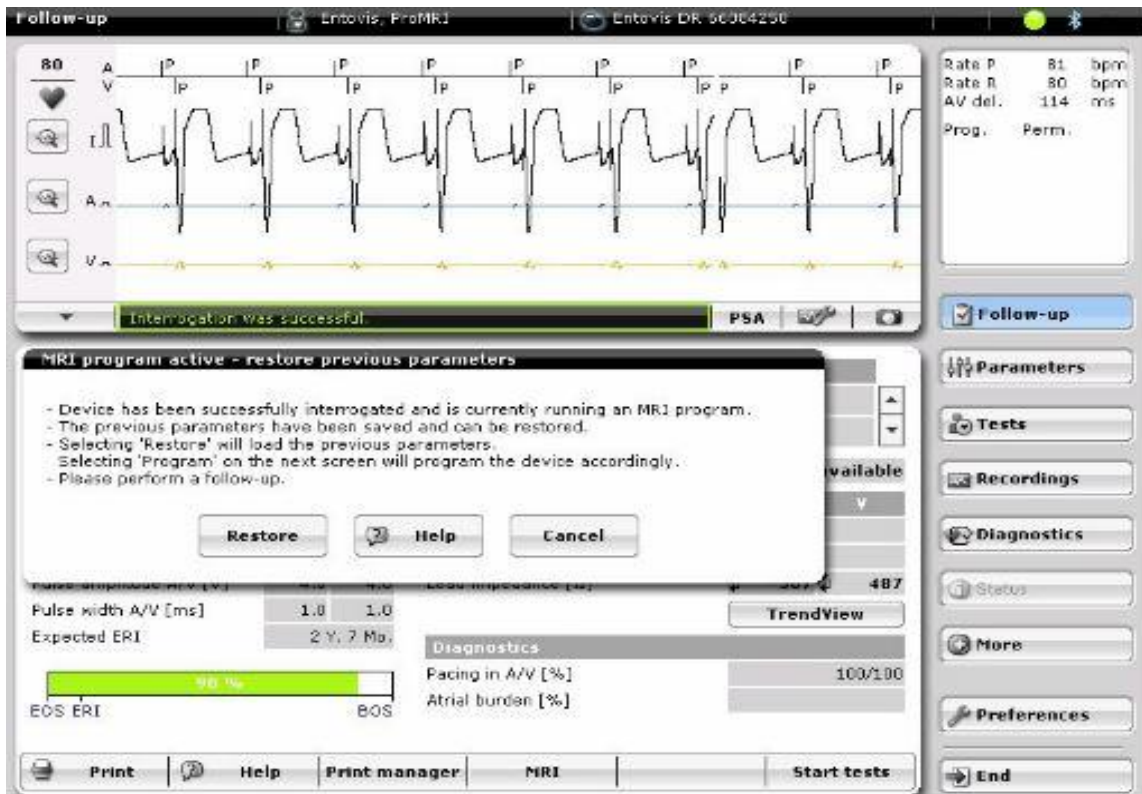


O equipamento de RM utilizado foi um MAGNETON ESSENZA 1,5 T da marca SIEMENS que preencheu os critérios necessários para um exame seguro: sistema de RM com tubo fechado de imã cilíndrico e um campo magnético estático com intensidade de 1,5 T, inclinação do flanco dos campos gradientes do scanner de RM menor que 200 T/m/s, taxa específica de absorção da cabeça menor que 4,0 W/kg e a média da taxa específica de absorção para o corpo inteiro menor que 3,2 W/kg.

Após o preenchimento dos critérios de inclusão o paciente foi submetido ao exame de Ressonância Magnética do Tórax. Durante o exame de RM um equipamento para reanimação de emergência permaneceu em um local de fácil acesso e funcionários certificados estavam disponíveis. O Eletrocardiograma, a saturação de oxigênio no sangue e os sintomas relatados através de contato por voz foram continuamente monitorados durante o transcorrer do exame.

Avaliação pós exame: Foram colhidos comentários e sintomas dos pacientes. O DCEI foi programado conforme sua programação inicial– pré exame (figura 30) e após, realizada nova avaliação das medidas do DCEI. Se necessários foram feitos ajustes na programação dos aparelhos.

Figura 30: Tela do programador mostrando a programação pós exame de RM onde os parâmetros anteriores ao exame são restaurados.



Posteriormente a toda coleta de imagens, as mesmas foram analisadas quanto a interferência do artefato de suscetibilidade magnética produzido pelo Dispositivo Cardíaco Eletrônico Implantável na qualidade da imagem e sua interferência no diagnóstico do paciente.

12 – RESULTADOS E DISCUSSÃO

12.1 – Imagens

O gerador de pulsos dos DCEIs produziu o principal e maior artefato de suscetibilidade magnética na imagem da Ressonância Magnética do Tórax dos pacientes

estudados, sendo que os eletrodos, tanto atriais ou ventriculares, produziram artefatos menores e de menor importância

O artefato gerado pelos geradores dos DCEIs ocupou em média 5% de toda área aproximada do tórax, sendo que nas sequências AXIAL STIR observamos os maiores artefatos (6,5% da área do tórax) e nas SAGITAL T2 observamos os menores artefatos (3,9% da área do tórax), conforme os gráficos 1 e 2. A área correspondente ao artefato pode ser visualizada nas figuras 31, 32 e 33.

Gráfico 1 : Porcentagem da área do artefato dos DCEIs em relação à área aproximada do tórax nas sequências AXIAL STIR, AXIAL T2, CORONAL T2 e SAGITAL T2.

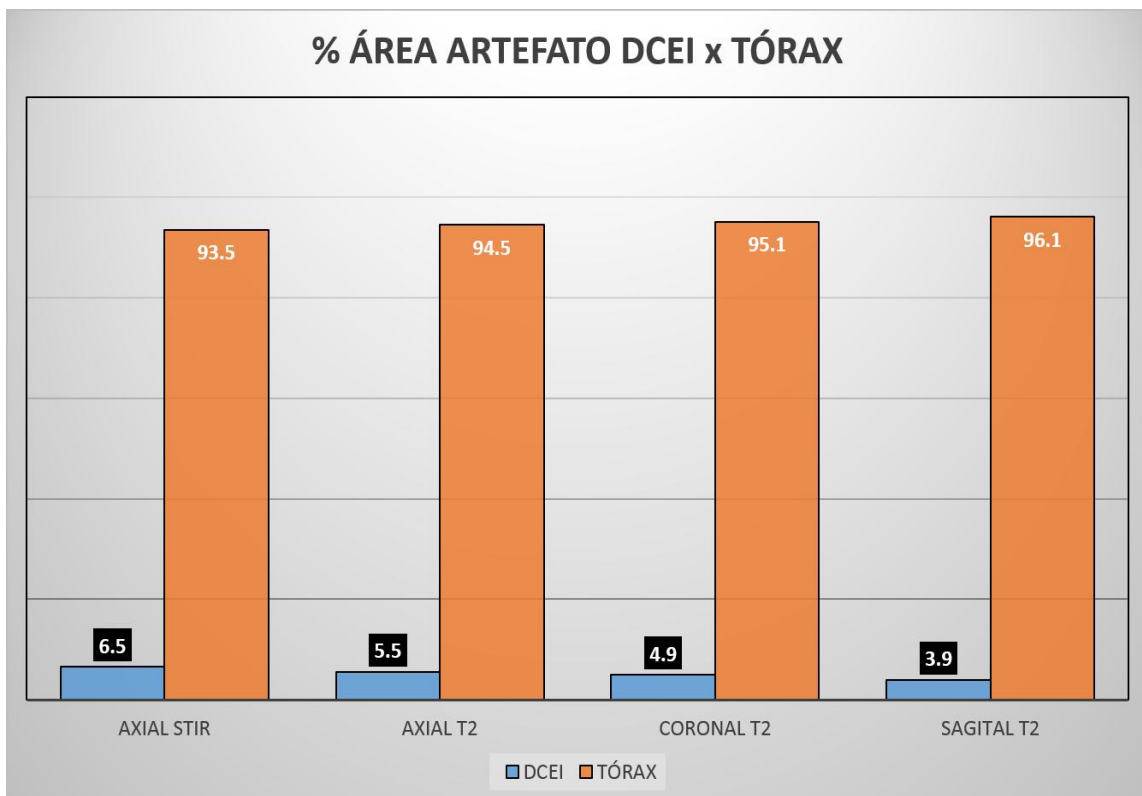


Gráfico 2: Porcentagem média da área do artefato dos DCEIs em relação à área média aproximada do tórax

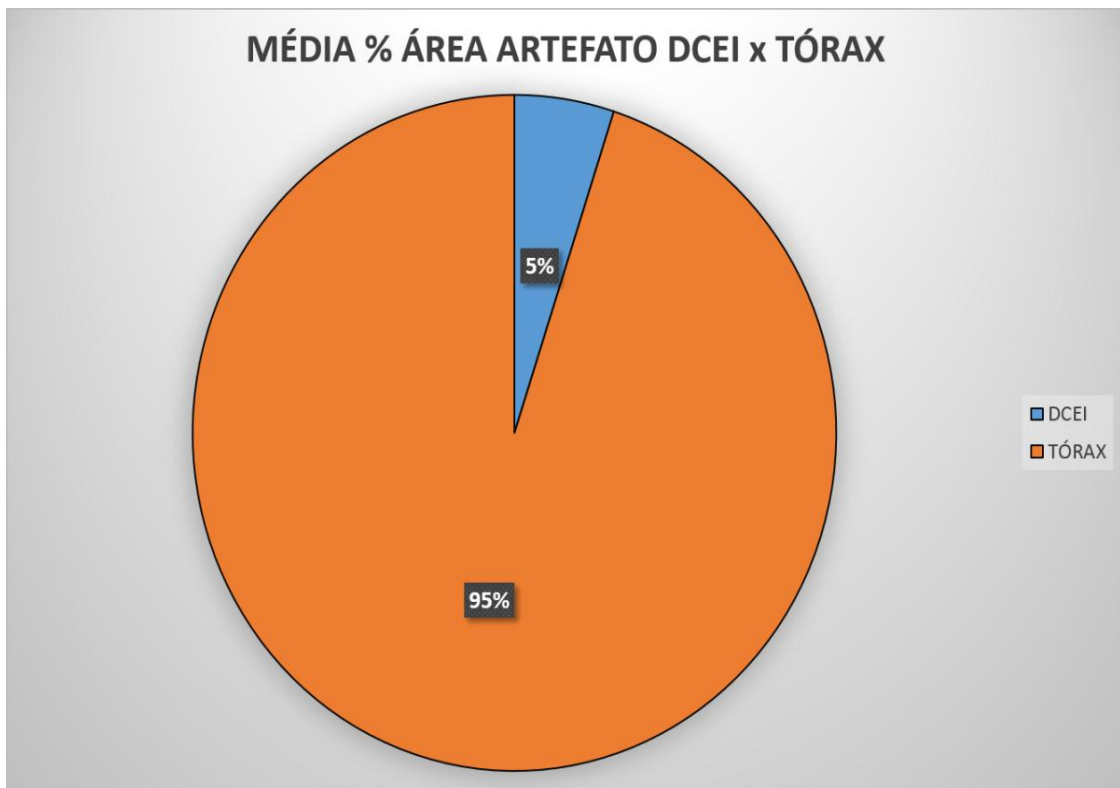
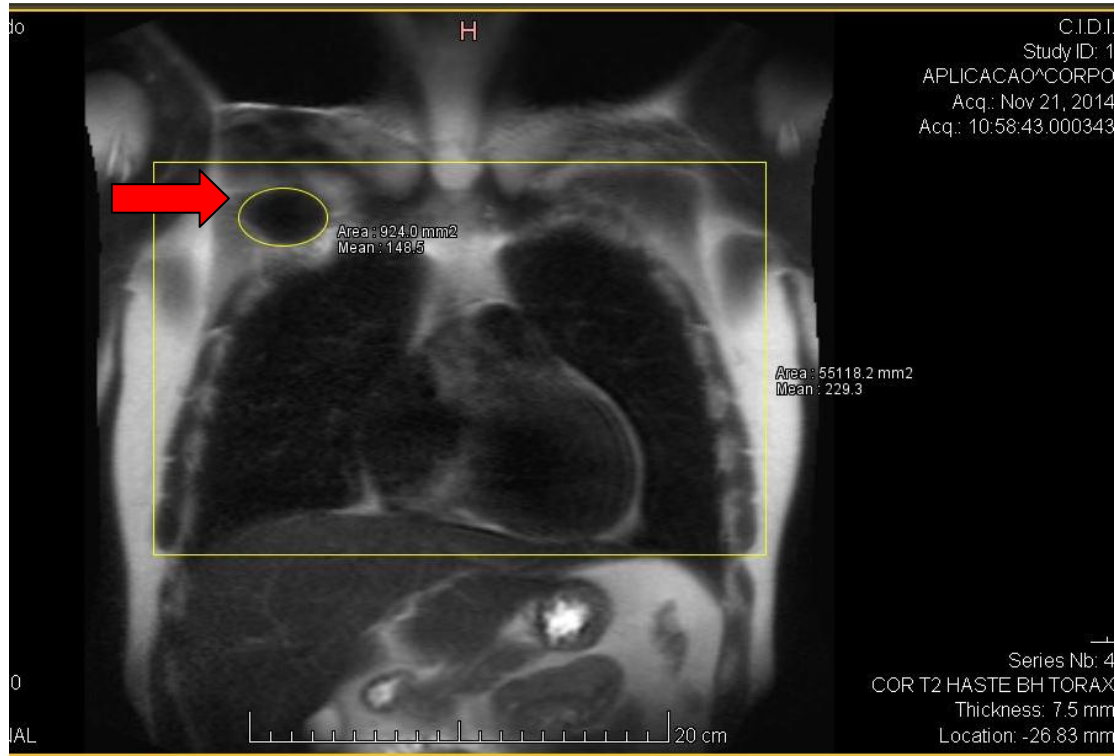


Figura 31: Área do artefato gerado pelo DCEI (seta) e área total aproximada do tórax (Coronal T2)



O artefato ficou restrito à área ocupada pelo gerador do DCEI, não invadindo áreas subjacentes importantes para a interpretação e diagnóstico da possível patologia pulmonar, pleural, pericárdica, das mamas e cardíaca conforme mostram as figuras 33, 34 e 35. O artefato gerado pelos eletrodos não prejudicou a interpretação do exame.

Figura 32: Artefato localizado em região infraclavicular direita (Coronal T2).

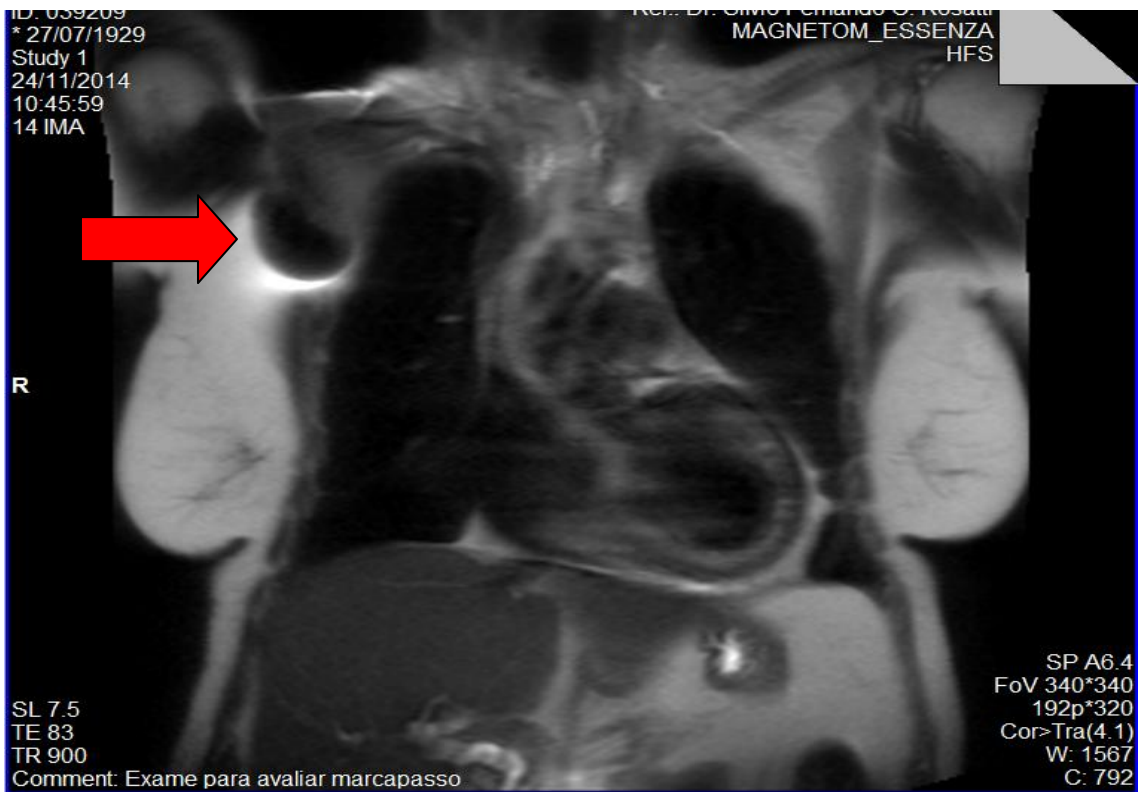
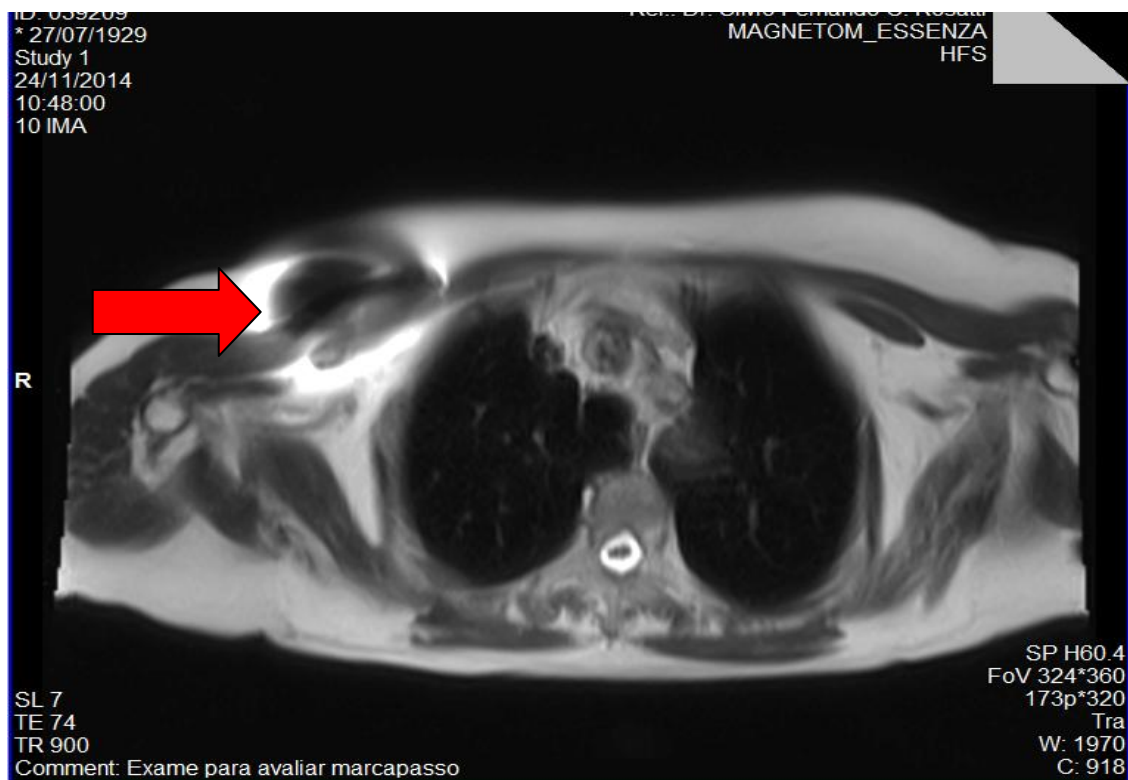
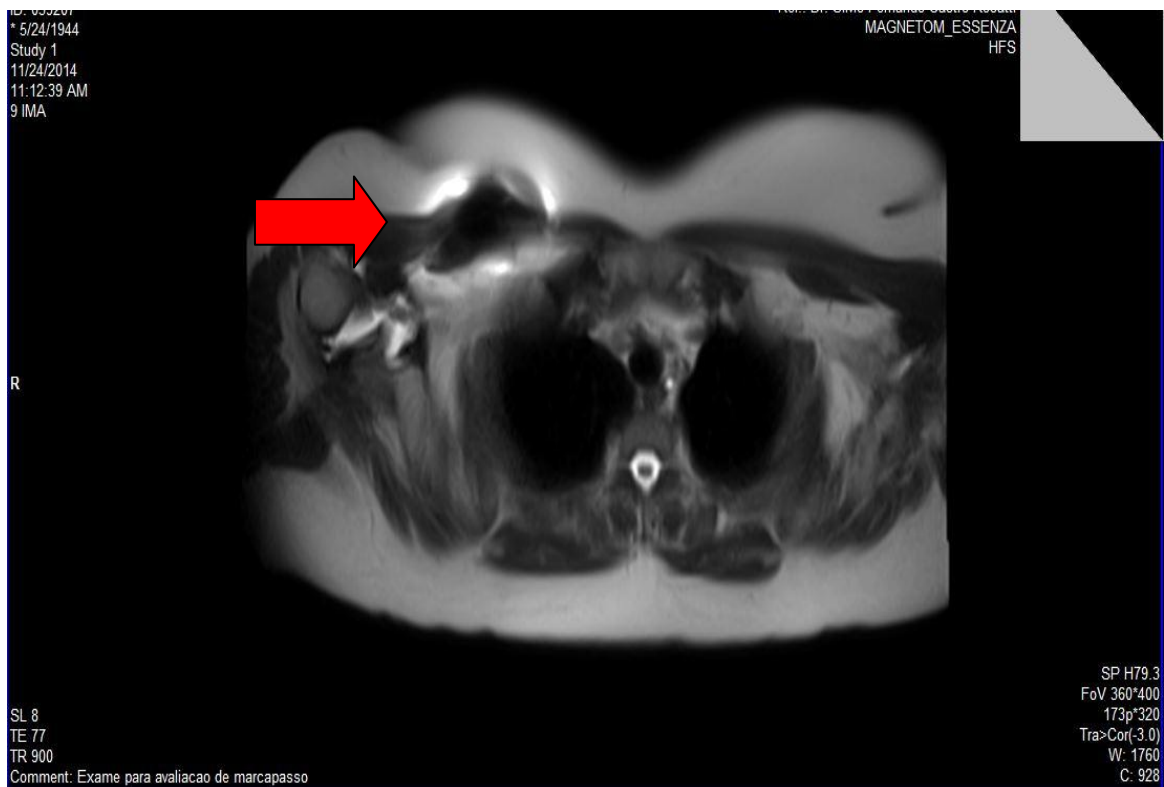


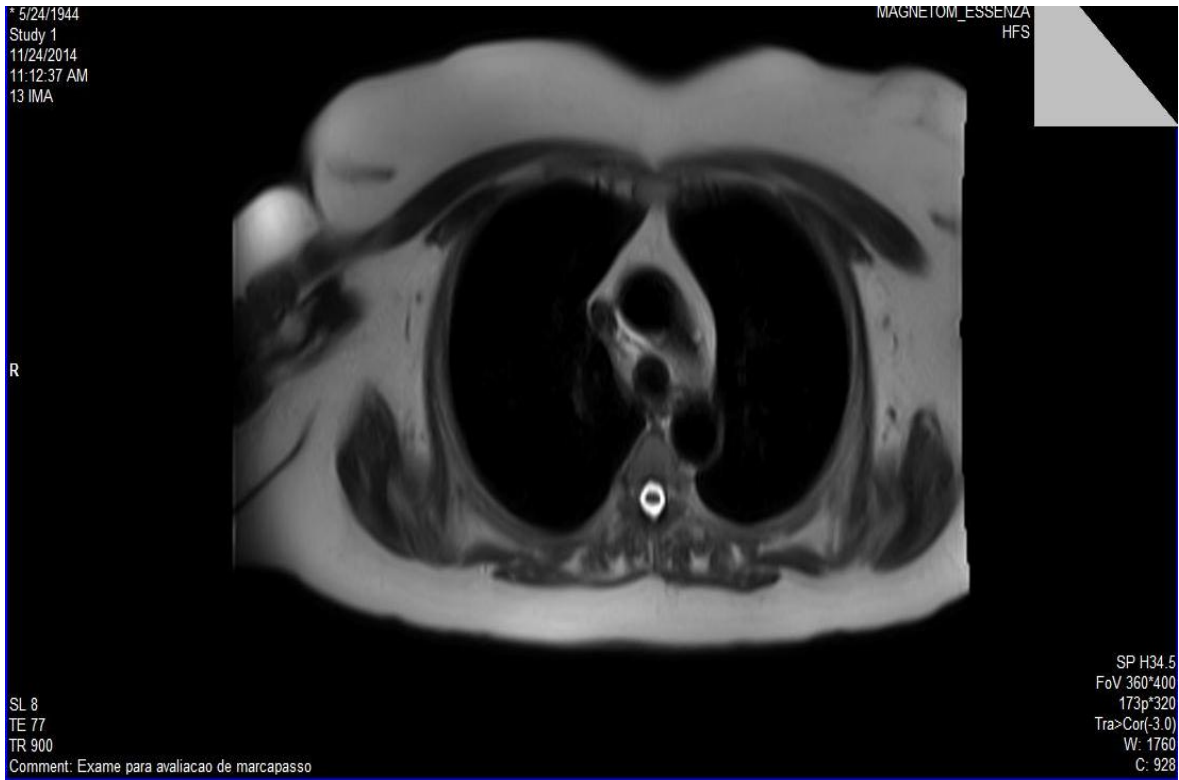
Figura 33: Artefato localizado em região infraclavicular direita (Axial T2).



Nas sequências de imagens geradas pela Ressonância Magnética foi observado que o artefato desaparece gradativamente, sem prejuízo na interpretação do exame, mesmo quando presente, conforme a figura 34.

Figura 34 : Sequência de quatro imagens de Ressonância Magnética de Tórax mostrando o artefato gerado pelo DCEI somente na primeira imagem (seta). Nas imagens subsequentes não observamos mais o artefato.

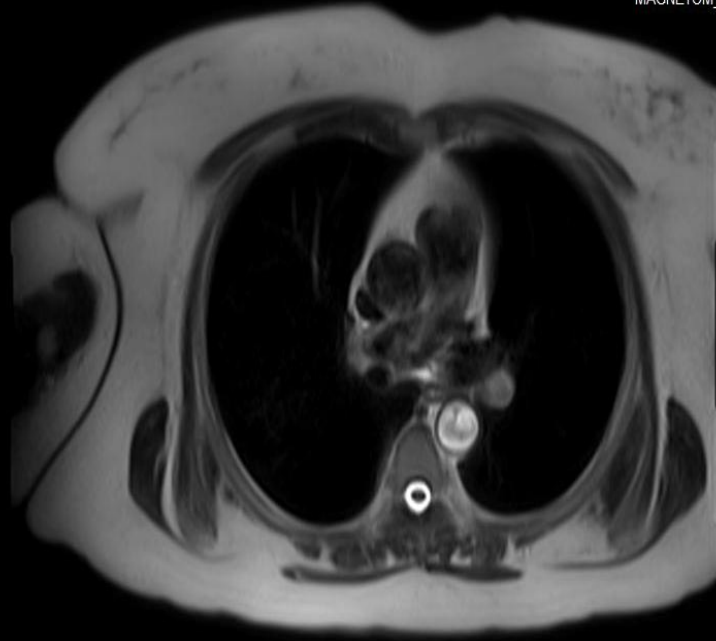




ID: 039207
* 5/24/1944
Study 1
11/24/2014
11:12:48 AM
16 IMA

Ref.: Dr. Silvio Fernando Castro Rosatti
MAGNETOM_ESSENZA
HFS

R

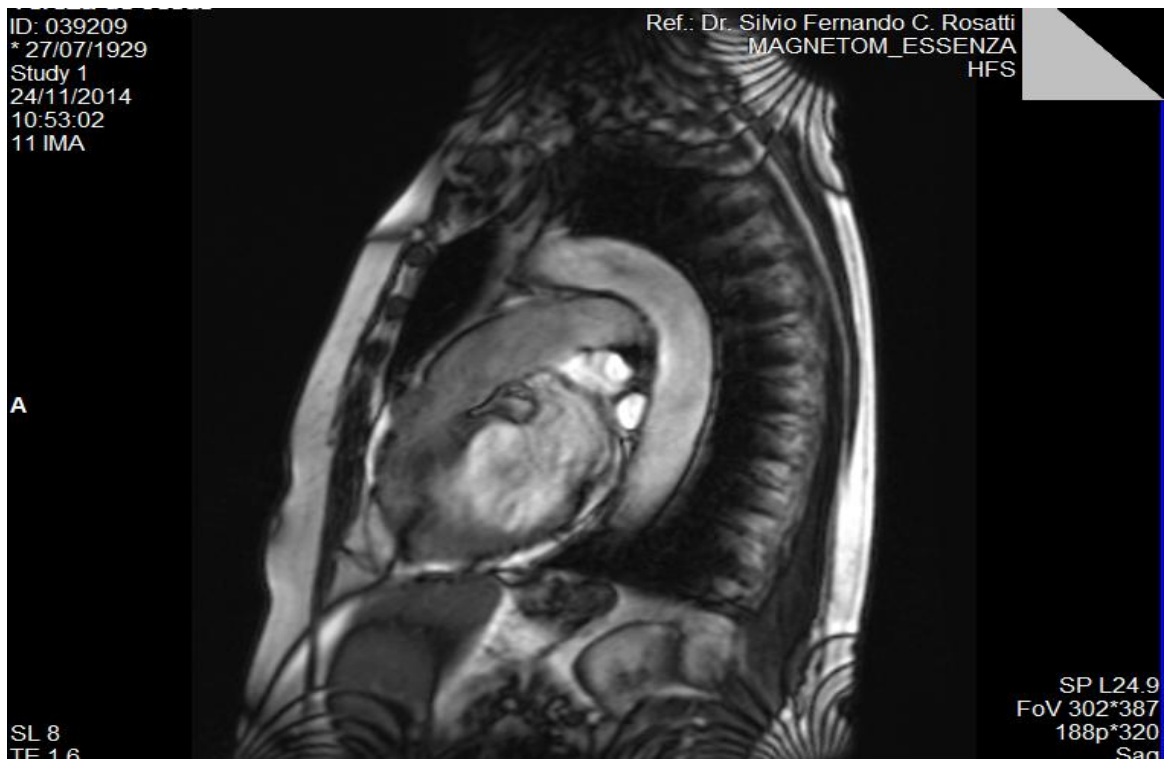


SL 8
TE 77
TR 900

Comment: Exame para avaliacao de marcapasso

SP H0.9
FoV 360*400
173p*320
Tra>Cor(-3.0)
W: 1760
C: 928

Figura 35: Sequência de seis imagens de Ressonância Magnética de Tórax mostrando a não ocorrência de artefato gerado pelo DCEI na sequência Sagital.



ID: 039209
* 27/07/1929
Study 1
24/11/2014
10:53:13
12 IMA

Ref.: Dr. Silvio Fernando C. Rosatti
MAGNETOM_ESSENZA
HFS

A

SL 8
TE 1.6



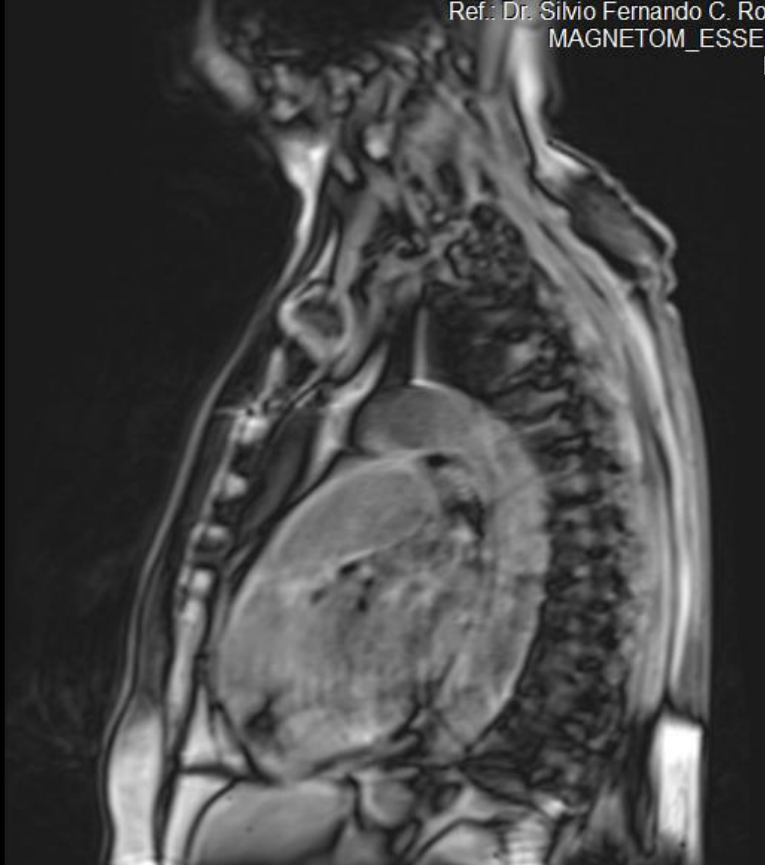
SP L15.3
FoV 302*387
188p*320
Sag

ID: 039209
* 27/07/1929
Study 1
24/11/2014
10:50:45
47 IMA

Ref.: Dr. Silvio Fernando C. Rosatti
MAGNETOM_ESSENZA
HFS

A

SL 4
TE 2.20



SP L19.9
FoV 296*379
150p*320
Sag

ID: 039209
* 27/07/1929
Study 1
24/11/2014
10:50:45
48 IMA

Ref.: Dr. Silvio Fernando C. Rosatti
MAGNETOM_ESSENZA
HFS

A

SL 4
TE 2.38

SP L23.9
FoV 296*379
150p*320
Sag

ID: 039209
* 27/07/1929
Study 1
24/11/2014
10:50:45
49 IMA

Ref.: Dr. Silvio Fernando C. Rosatti
MAGNETOM_ESSENZA
HFS

A

SL 4
TE 2.38

SP L27.9
FoV 296*379
150p*320
Sag

Pela análise das imagens de RM de tórax dos pacientes estudados podemos verificar que o artefato de suscetibilidade magnética gerado pelo gerador de pulsos somente prejudica a visualização da região que ele mesmo ocupa, sem interferir nas áreas próximas que são essenciais para o diagnóstico de patologias do tórax.

12.2 – Avaliação dos DCEIs pós exame de Ressonância Magnética:

Foram avaliados os seguintes parâmetros:

- Limiares de estimulação atriais e ventriculares;
- Impedâncias dos eletrodos atriais e ventriculares;
- Amplitudes das ondas P e R;
- status da bateria

12.2.1 - Limiares de estimulação: O limiar de estimulação é a quantidade mínima de energia capaz de despolarizar o miocárdio. A amplitude do limiar de estimulação é medida em Volts. Foram consideradas mudanças significativas nos limiares de estimulação atrial ou ventricular quando ocorreram aumentos maiores que 0,5 V.

Mudanças menores que 0,5 V podem ser encontradas frequentemente e foram desconsideradas.

Mudanças nos limiares de estimulação foram encontradas em 34 dos 40 eletrodos estudados, porém nenhum deles com aumento significativo ($> 0,5V$), conforme as tabelas 1 e 2.

Tabela 1: Limiars [V] pré e pós exame de RM dos eletrodos atriais de todos pacientes estudados.

Paciente	Limiar Atrial Pré Exame [V]	Limiar Atrial Pós Exame [V]
01	0,8	0,9
02	0,7	0,7
03	0,9	0,8
04	1,2	1,1
05	1,0	1,1
06	0,4	0,5
07	0,6	0,6
08	0,9	0,8
09	0,9	0,8
10	0,4	0,5
11	0,4	0,5
12	0,7	0,6
13	1,2	1,1
14	0,5	0,5
15	0,8	0,9
16	1,0	0,9
17	1,1	1,1
18	0,5	0,6
19	0,8	0,8
20	0,9	0,9
MÉDIA	0,73	0,78

Tabela 2: Limiares [V] pré e pós exame de RM dos eletrodos ventriculares de todos pacientes estudados.

Paciente	Limiar Ventricular Pré Exame [V]	Limiar Ventricular Pós Exame [V]
01	0,9	0,9
02	0,5	0,5
03	0,4	0,4
04	0,6	0,6
05	0,6	0,7
06	0,3	0,4
07	0,5	0,5
08	0,6	0,6
09	0,8	0,8
10	0,9	0,8
11	0,4	0,4
12	0,4	0,4
13	0,9	0,9
14	0,3	0,3
15	0,5	0,5
16.	0,6	0,4
17	0,9	0,9
18	0,7	0,8
19	0,9	0,9
20	1,0	1,0
MÉDIA	0,69	0,63

A ação do campo de radiofrequência durante o exame de RM é tal que correntes elétricas são induzidas no(s) eletrodo(s) eventualmente presente(s) no paciente. Estas correntes induzidas podem causar efeito deletério no músculo cardíaco, como por exemplo, lesão na região da interface entre o eletrodo e o miocárdio. A eventual lesão resultante da passagem da corrente elétrica, pode ser avaliada indiretamente pelo limiar de comando da câmara em estudo. Exatamente por este motivo (risco de ocorrer lesão devido às correntes induzidas), os eletrodos de marcapasso habilitados para exame de RM são projetados e fabricados visando a eliminação ou ao menos a redução da magnitude das correntes elétricas induzidas pelo campo de RF. Os valores verificados dos limiares de comando pré e pós exame de RM, indicam que não ocorreu lesão na região de interface eletrodo-miocárdio.

12.2.2 - Impedância dos eletrodos: É a resistência dos eletrodos medida em Ohms. Impedâncias muito altas ou baixas podem representar dano estrutural nos eletrodos. Foram consideradas mudanças significativas nas impedâncias dos eletrodos atriais e ventriculares quando ocorreram alterações maiores que 100 Ohms, tanto para mais como para menos, em relação às medidas prévias. Da mesma maneira que acontece com os limiares, a ação das correntes elétricas de RF, próximas à interface eletrodo-miocárdio, pode resultar em alterações significativas no valor da impedância. Mudanças menores que 100 Ohms podem ser encontrados normalmente e, portanto, foram desconsideradas.

As impedâncias dos eletrodos estudados, tanto atriais como ventriculares, não apresentaram mudanças significativas nas avaliações pós RM por não apresentarem variações maiores que 100 ohms para mais ou para menos, conforme as tabelas 3 e 4, significando que não aconteceram danos na interface eletrodo- miocárdio.

Tabela 3: Impedâncias [Ω] pré e pós- exame de RM dos eletrodos atriais de todos pacientes estudados.

Paciente	Impedância [Ω] Atrial Pré Exame	Impedância [Ω] Atrial Pós Exame
01	565	540
02	663	610
03	526	570
04	536	499
05	507	580
06	546	565
07	680	630
08	720	760
09	495	510
10	508	578
11	628	600
12	700	650
13	585	608
14	499	538
15	500	504
16	800	798
17	560	589
18	590	576
19	487	498
20	387	387
MÉDIA	574,1	579,5

Tabela 4: Impedâncias [Ω] pré e pós- exame de RM dos eletrodos ventriculares de todos pacientes estudados.

Paciente	Impedância [Ω] ventricular Pré Exame	Impedância [Ω] ventricular Pré Exame
01	546	546
02	624	630
03	565	550
04	585	590
05	526	530
06	526	523
07	620	620
08	780	776
09	600	610
10	730	700
11	564	570
12	498	500
13	521	530
14	608	600
15	525	513
16	500	500
17	488	478
18	497	499
19	612	610
20	598	600
MÉDIA	575,6	573,7

12.2.3 - Amplitude das ondas P e R: A correta identificação da atividade intrínseca do paciente é fundamental para o correto funcionamento dos geradores cardíacos. E para isso, é preciso que a despolarização de cada câmara cardíaca seja adequadamente identificada pelo gerador. Desta maneira, são medidas as amplitudes das ondas P (em Volts, correspondente à despolarização atrial) e das ondas R (em Volts, correspondente à despolarização ventricular). Novamente, a ação de correntes elétricas induzidas pelo campo de RF, ou até mesmo a ação do campo magnético estático, eventualmente movimentando o eletrodo de sua posição original de implante, pode resultar na alteração das amplitudes das ondas P e R. No presente estudo não ocorreram alterações significativas nas amplitudes das ondas P e R, conforme as tabelas 5 e 6:

Tabela 5: Amplitudes [V] das ondas P pré e pós- exame de RM de todos pacientes estudados.

Paciente	Onda P[V] Pré Exame	Onda P[V] Pós Exame
01	8,2	7,6
02	1,8	1,9
03	0,6	0,7
04	4,0	3,9
05	2,1	2,6
06.	8,0	7,5
07	2,5	2,8
08	6,5	6,2
09	1,4	1,5
10	0,4	0,5
11	3,7	3,4
12	5,5	5,6
13	0,9	0,8
14	2,1	2,3
15	4,8	4,9
16.	0,5	0,5
17	5,3	5,4
18.	3,9	3,8
19	5,6	5,9
20	3,2	3,8
MÉDIA	3,55	3,58

Tabela 6: Amplitudes [V] das ondas R pré e pós exame de RM de todos os pacientes estudados.

Paciente	Ondas R[V] Pré Exame	Ondas R[V] Pós Exame
01	6,0	6,5
02	7,0	6,9
03	12,0	12,1
04	14,5	14,0
05	Zero *	Zero *
06	12,3	12,0
07	18,0	18,5
08	10,5	10,9
09	15,9	16,4
10	8,7	9,9
11	9,8	8,5
12	14,7	14,1
13	18,2	18,0
14	19,1	18,9
15	8,9	9,0
16	7,9	8,5
17	14,7	13,9
18	16,1	16,2
19	17,0	17,4
20	14,1	13,8
MÉDIA	11,62	12,27

*Paciente totalmente dependente do marcapasso.

As amplitudes das ondas P e R dos eletrodos estudados não apresentaram alterações significativas, mostrando que esses eletrodos não sofreram danos ou foram movimentados durante o exame de RM.

12.2.4 - Bateria: É a fonte de energia dos DCEIs e deve fornecer energia tanto para o circuito eletrônico como para cada pulso durante a vida útil do sistema. São produzidas com sistemas de lítio-iodo-polivinilpiridina. O “status” ou capacidade remanescente da bateria é determinado pela verificação de sua voltagem, mostrando, dessa maneira, a expectativa de longevidade. As baterias possuem tensão em torno de 3 Volts. Valores de tensão abaixo de 2,5 Volts e de resistência acima de 5000 Ohms representam desgaste na bateria. Desgaste precoce da bateria pós exame de RM pode indicar dano irreversível no gerador de pulso, diminuindo a vida útil do sistema.

As capacidades remanescentes das baterias dos DCEIs estudados não apresentaram mudanças nas avaliações pré e pós RM, conforme a tabela 7, significando que não houve desgaste precoce durante o exame de RM.

Tabela 7: Capacidade remanescente da bateria em porcentagem de tempo de vida restante.

Paciente	Pré Exame	Pós Exame
01	100%	100%
02	100%	100%
03	90%	90%
04	90%	90%
05	90%	90%
06	90%	90%
07	100%	100%
08	80%	80%
09	90%	90%
10	100%	100%
11	100%	100%
12	90%	90%
13	90%	90%
14	80%	80%
15	100%	100%
16	100%	100%
17	90%	90%
18	100%	100%
19	90%	90%
20	100%	100%

12.2.5 - Sinais e Sintomas: Os 20 pacientes foram questionados, porém negaram a ocorrência de palpitações, dor no peito, vibração do DCEI, tontura ou síncope. Um dos pacientes relatou muito barulho durante o exame. Nenhum exame precisou ser interrompido a pedido dos pacientes ou por alguma alteração clínica observada (queda de saturação, taquicardia, bradicardia, arritmia).

O Eletrocardiograma registrado durante todo exame de RM não apresentou nenhuma alteração significativa (taquicardia, bradicardia, arritmia induzida, inibição da estimulação, fibrilação atrial ou ventricular) em todos os pacientes estudados.

A Oximetria de pulso permaneceu estável, sem quedas importantes durante os exames mesmo quando os pacientes encontravam-se em apnéia necessária para melhor qualidade técnica da imagem.

13 – CONCLUSÃO

Atualmente a RM de tórax vêm ganhando crescentes indicações para auxiliar no diagnóstico e seguimento de pacientes portadores de patologias torácicas. Ela tornou-se um método de referência para análise de parâmetros de volume e contratilidade global e regional ventriculares. É também utilizada para o diagnóstico e manuseio do carcinoma de mama, para o estudo do pericárdio, para a avaliação da neoplasia pulmonar e pleural, na mensuração do fluxo das artérias pulmonares e aorta e para avaliações precisas de massas mediastinais.

Assim sendo, o número de pacientes com indicação de um exame de RM de tórax durante sua vida também tem aumentado. Em consequência existe uma maior probabilidade de nos encontrar frente a frente com uma indicação de RM de Tórax em um paciente portador de DCEI.

As empresas fabricantes de DCEIs trabalharam, na última década, no desenvolvimento de dispositivos compatíveis com RM, e mais recentemente, dispositivos que podem ser submetidos a RM sem exclusão da área a ser examinada.

A avaliação da imagem gerada por uma RM de tórax em pacientes portadores de DCEIs ProMRI mostrou que o artefato de suscetibilidade magnética produzido por

esses dispositivos não provocou interferência significativa na imagem, sendo assim, não interferiu na avaliação do resultado e conseqüentemente no diagnóstico.

Nenhum dos pacientes estudados relatou algum sintoma significativo que provocasse a interrupção ou cancelamento dos exames, e nenhum parâmetro aferido durante o exame apresentou alteração que preocupasse o examinador

As avaliações dos DCEIs pré e pós exame de RM mostraram que não ocorreram danos na interface eletrodo-miocárdio, alterações na impedância e sensibilidade dos eletrodos e alterações nas capacidades remanescentes das baterias dos DCEIs, comprovando que os exames de RM de tórax em pacientes portadores de DCEIs Pro MRI da BIOTRONIK podem ser realizados com segurança, mas desde que sejam respeitadas algumas normas e tomadas algumas precauções, passando de uma contra indicação absoluta para um exame bastante seguro.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AHMED S, Shellock FG. **MRI safety: implications for cardiovascular patients.** J Cardiovasc Magn Reson. 2001; 3:171–182.

EYVERYTHING and MRI – **State of the art – Safe – Simplified** – disponível em: <http://professional-intl.sjm.com/products/crm/pacemakers/dual-and-single-chamber/accent-mri>

GIMBEL JR, Kanal E. **Can patients with implantable pacemakers safely undergo MRI?** J Am Coll Cardiol. 2004;43:1325–1327.

HORNAK, **The Basics of MRI**, RIT Magnetic Resonance Laboratory, Center for Imaging Science, Rochester Institute of Technology, Rochester, NY 14623-5604.

HUNDLEY WG, Morgan TM, Neagle CM, et al. **MRI determination of cardiac prognosis.** Circulation. 2002;106:2328–2333

KALIN R, STANTON MS. **Current clinical issues for MRI scanning of pacemaker and defibrillator patients.** Pacing Clin Electrophysiol 2005;28:326-8

KALIN, R. and Stanton, M.S. **Current clinical issues for MRI scanning of pacemaker and defibrillator patients.** Pacing Clin Electrophysiol. 2005; 28: 326–328.

KIM RJ, Wu E, Rafael A, et al. **The use of contrast-enhanced MRI to identify reversible myocardial dysfunction.** N Engl J Med.2000;343:1445–1453.

MARCU CB, Beek AM, van Rossum AC. **Clinical applications of cardiovascular magnetic resonance imaging.** CMAJ 2006;175:911-7.

MARTA, Liliana, A LVES, Miguel, PERES Marisaet **Effusive-constrictive pericarditis as the manifestation of an unexpected diagnosis** /Revista Portuguesa de Cardiologia (English Edition), Volume 34, Issue 1, January 2015, Pages 69.e1-69.e6 –

MARTINELLI FILHO, M., ZIMERMAN, LI, VASCONCELLOS JTM; **Sociedade Brasileira de Cardiologia**. Diretrizes brasileiras de dispositivos eletrônicos implantáveis (DCEI). Arq Bras Cardiol. 2007;89(6):210-37.

MARTIN et al. **MRI and Pacemaker Safety** JACC 2004;43(7):1315-24.

MAZZOLA, A.A. **Princípios Físicos da Ressonância Magnética**. disponível: http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/images/documentos/Principios_fisicos_da_resonancia_magnetica.pdf .

NIEHAUS M, TEBBENJOHANNIS J. **Electromagnetic interference in patients with implanted pacemakers or cardioverter-defibrillators**. Heart 2001;86: 246-8.

PINSKI SL, TROHMAN RG. **Interference in implanted cardiac devices, part II**. Pacing Clin Electrophysiol. 2002; 25:1496–1509.

RELAMPA, Rev. Lat.-Am. Marcapasso Arritm; 24(2): 87-95, abr.-jun. 2011.

Ressonância magnética em pacientes portadores de marca passo - Biotronik ProMRI® - Relampa 2011; 24(3):239-244.

ROSATTI, S.F.C.; MELO C.S. **Ressonância Magnética em portadores de dispositivos cardíacos eletrônicos implantáveis**. In: Celso Salgado de Melo - **Tratado de Estimulação Cardíaca Artificial** – 5 edição ampliada e atualizada – Barueri – SP – Minha Editora 2015. P. 259-270.

ROSATTI, S.F.C; OLIVEIRA, FF; GERALDELLI, W; ROSA, S; SALMON, CEG - **Magnetic resonance imaging in patients with artificial cardiac pacing system: state or not?**

SANTOS, Marcel Koenigkam et al . **Ressonância magnética do tórax: aplicações tradicionais e novas, com ênfase em pneumologia**. J. bras. pneumol., São Paulo , v. 37, n.2, Apr. 2011.d disponível:<http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=

[S180637132011000200016&lng=en&nrm=iso](http://dx.doi.org/10.1590/S1806-37132011000200016)>. access on 05 Jan. 2015.
<http://dx.doi.org/10.1590/S1806-37132011000200016>.

SCHWITTER J, Nanz D, KNEIFEL S, BERTSCHINGER K, et al. **Assessment of myocardial perfusion in coronary artery disease by magnetic resonance: a comparison with positron emission tomography and coronary angiography.** *Circulation* 2001; 103:2230-5.

SEABRA, Zita Teresa; LOURENÇO, João. **Imagiologia no Carcinoma da Mama.** *Rev. Port. Cir., Lisboa*, n. 27, dez. 2013. Disponível
http://www.scielo.mec.pt/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S164669182013000400008&lng=pt&nrm=iso>. acessos em 25 fev. 2015.

SEMELKA, R.C., Armao, D.M., Elias, J., and Huda, W. **Imaging strategies to reduce the risk of radiation in CT studies, including selective substitution with MRI.** *J Magn Reson Imaging.* 2007; 25: 900–909

SHELLOC, Khellock FG, O'Neil M, Ivans V, et al. **Cardiac pacemakers and implantable cardiac defibrillators are unaffected by operation of an extremity MR system.** *AJR Am J Roentgenol.* 1999;172:165–170.

STANDARD, **Practice for Marking Medical Devices and Other Items for Safety in the Magnetic Resonance Environment.** ASTM 2008; 2503-2508 – acessado dia 14/09/2014

SureScan engineered specifically for MRI – disponível em:
<http://www.medtronic.com/surescan/evidence.html>

ANEXOS

Anexo I: Diário de Oficial



16

ISSN 1677-7042

Diário Oficial da União - Suplemento

Nº 157, segunda-feira, 18 de agosto de 2014

RESOLUÇÃO - RE Nº 3.150, DE 15 DE AGOSTO DE 2014

O Diretor-Presidente da Agência Nacional de Vigilância Sanitária, no uso das atribuições que lhe conferem o Decreto de recondição de 11 de outubro de 2011, da Presidenta da República, publicado no DOU de 13 de outubro de 2011 e o inciso IX do art. 13 do Regulamento da ANVISA, aprovado pelo Decreto nº 3.029, de 16 de abril de 1999, tendo em vista o disposto no inciso VII do art. 164 e no inciso I, § 1º do art. 6º do Regimento Interno da ANVISA, aprovado nos termos do Anexo I da Portaria nº 650, de 29 de maio de 2014, publicada no DOU de 02 de junho de 2014 e considerando o art. 12 e o art. 25 da Lei nº 6.360, de 23 de setembro de 1976, bem como o inciso IX, do art. 7º da Lei nº 9.782, de 26 de janeiro de 1999, resolve:

Art. 1º Conceder a Alteração, Inclusão, Retificação, Revalidação, Cancelamento e o Desarquivamento dos processos dos Produtos para a Saúde, na conformidade da relação anexo.

Art. 2º Esta Resolução entra em vigor na data de sua publicação

DIRCEU BRÁS APARECIDO BARBANO

80013 - Alteração de Contra-indicações, Efeitos Adversos, Advertências ou Precauções do EQUIPAMENTO
Marcapasso Gerador de Pulsos Implantáveis 25351.048495/2012-36
MARCAPASSO CARDÍACO IMPLANTÁVEL DE CÂMARA DU-
PLA condicional para Ressonância Magnética (ProMRI®)
FABRICANTE : BIOTRONIK SE & CO. KG - ALEMÂNHA
DISTRIBUIDOR : BIOTRONIK SE & CO. KG - ALEMÂNHA
ENTOVIS DR; ENTOVIS DR. coated; ENTOVIS DR-T; ENTOVIS
DR-T coated; EVIA DR; EVIA DR. coated; EVIA DR-T; EVIA DR-
T coated.
CLASSE : IV 80224390194

Anexo II:

**Irmandade da Santa Casa de Misericórdia de São Carlos
Comissão de Ética Médica**

Rua Paulino Botelho de Abreu Sampaio, 573 - Cep:13561-060 - Tel: (16) 3509-1279

Ofício 09.15

São Carlos, 10 de Março de 2015

Ilmo. Sr .

**Dr. Silvio Fernando Castro Rosatti
Coordenador do Projeto**

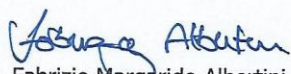
Ilmo. Sr.

**Antonio Valério Morillas Junior
Provedor da ISCMSC**

**REF: Impacto na qualidade da imagem e no funcionamento de DCEIS em
exames de RM de tórax**

Em atenção ao projeto citado acima temos a informar às V.Sas que o mesmo foi analisado pela comissão de ética médica, não havendo impedimento ético à sua realização.

Atenciosamente,



Dr. Fabrizio Margarido Albertini

Presidente da Comissão de Ética Médica

Oficos

Anexo III:

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO DO PACIENTE

**RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DE TÓRAX EM PORTADORES
DE DISPOSITIVOS CARDÍACOS ELETRÔNICOS IMPLANTÁVEIS
CONDICIONAIS PARA RM: CONTRAINDICAÇÃO CLÁSSICA OU EXAME
SEGURO ?**

INVESTIGADOR: SILVIO FERNANDO CASTRO ROSATTI

Caro paciente,

Você foi convidado a participar deste estudo que investiga o impacto na qualidade da imagem e no funcionamento de DCEIs em exames de RM de tórax. Este documento fornece um breve resumo deste estudo.

OBJETIVO

No contexto deste estudo, procura-se identificar se o artefato visível na imagem da RM, produzido pelo DCEI, dificulta ou não a interpretação do exame de RM e se ocorrem alterações no funcionamento desse marcapasso durante e após o exame.

DESCRIÇÃO

Cerca de 20 pacientes portadores de qualquer tipo de dispositivo cardíaco eletrônico implantável (DCEI), habilitado para o exame de RM, realizarão exames de RM, na Santa Casa de São Carlos. As imagens obtidas no exame de RM, serão avaliadas posteriormente, para qualificar se a presença do artefato devido ao DCEI influencia a interpretação do exame. Serão feitas avaliações detalhadas pré e pós exame para avaliar o funcionamento do marcapasso. Nenhuma informação

confidencial, como nome, endereço, número de telefone ou documento, será coletada.

CURSO DO ESTUDO

Se você concordar em participar deste estudo, será convidado a assinar um termo de consentimento. Depois disso, será feito o exame de RM.

RISCOS

A participação deste estudo não altera nenhum dos aspectos terapêutico e diagnóstico que vem sendo empregados no seu caso.

PROTEÇÃO DE DADOS

De acordo com os fundamentos jurídicos, estudo só pode ser realizado se você concordar com a gravação de seus dados e encaminhamento para a autoridade sanitária competente e investigador. Os dados são transferidos depois de terem sido tornados anônimos por codificação. Os dados codificados também podem ser compartilhados com as autoridades de saúde estrangeiras. Se os resultados do estudo forem publicados, sua identidade permanecerá confidencial.

Para garantir a correta transferência de todos os dados dos registros originais, as entradas nas fichas de documentação codificadas podem ser verificadas e comparadas com os registros originais pelos representantes das autoridades de saúde e por representantes especialmente treinados do investigador, que estão obrigados ao sigilo médico.

Com seu consentimento para participar do estudo clínico, você libera o investigador da sua obrigação de confidencialidade para com as autoridades de saúde estaduais e para com o monitor clínico. As autoridades de saúde e o monitor clínico podem visualizar os registros originais feitos como parte do estudo, a fim de verificar a exatidão dos dados declarados.

PARTICIPAÇÃO VOLUNTÁRIA / RETIRADA DE CONSENTIMENTO

- Sua participação no estudo clínico Ressonância Magnética e DCEIs, é voluntária.
- Se você decidir não participar, apenas avise seu médico, mesmo sem especificar o motivo.
- Sua decisão não terá qualquer influência sobre a qualidade do seu atendimento médico adicional.
- Se você decidir participar do estudo, por favor, datar e assinar a ficha de consentimento informado do paciente anexa. Você confirma com a sua assinatura que você foi informado sobre o tipo e o escopo do estudo e que você concorda em participar. Isto significa para você, responder ao questionário de coleta de dados, necessário ao estudo. Você não receberá qualquer compensação

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO DO PACIENTE

Fui informado e esclarecido sobre o objetivo e a aplicação do estudo clínico Ressonância Magnética e DCEIs (Avaliação da influência na imagem do Exame de RM, em paciente portador de DCEI habilitado), em conversa com meu médico.

Eu li previamente as informações ao paciente em anexo ou foi lido para mim.

Eu entendi todas as partes das informações ao paciente. Todas as questões em aberto que eu tinha foram respondidas pelo meu médico para minha satisfação. Eu recebi um exemplar das informações ao paciente e da declaração de consentimento.

Eu dou meu consentimento para participar do estudo Ressonância Magnético e DCEIs. Minha participação é voluntária e pode ser revogada a qualquer momento, sem fundamentação ou quaisquer consequências negativas para o meu tratamento.

Eu concordo com o registro de dados no âmbito do presente estudo Ressonância Magnético e DCEIs.

Eu concordo com a transferência de dados em formato codificado para efeitos de registro eletrônico, para realizar a análise dos meus dados e avaliação científica e seu encaminhamento às autoridades responsáveis para fins de controle.

Eu concordo com a inspeção dos registros originais por representantes das autoridades estaduais de saúde, representantes especialmente treinados, que estão obrigados ao sigilo médico.

.....
Nome do paciente e data de nascimento

São Carlos, // 2014. Assinatura do paciente

DECLARAÇÃO DO MÉDICO

Informe o paciente sobre o objetivo e o desempenho do presente estudo clínico.

Fornece ao paciente uma cópia das informações ao paciente e do consentimento informado do paciente

.....
São Carlos, // 2014.

Dr. Silvio Fernando Castro Rosatti CRM 74114