

VERIDIANA SILVA DE ANDRADE

Qualidade e capacidade diagnóstica da imagem de ressonância magnética cardíaca de 1,5 Tesla em pacientes com cardioversor desfibrilador implantável condicional

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências Programa de Cardiologia.

Orientador Prof. Dr. Martino Martinelli Filho

**SÃO PAULO
2019**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Andrade, Veridiana Silva de

Qualidade e capacidade diagnóstica da imagem de
ressonância magnética cardíaca de 1,5 Tesla em
pacientes com cardioversor desfibrilador
implantável condicional / Veridiana Silva de
Andrade. -- São Paulo, 2019.

Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo.

Programa de Cardiologia.

Orientador: Martino Martinelli Filho.

Descritores: 1.Desfibriladores implantáveis
2.Imagem por ressonância magnética 3.Controle de
qualidade 4.Estimulação cardíaca artificial 5.Marca-
passo artificial 6.Coração

USP/FM/DBD-083/19

Responsável: Erinalva da Conceição Batista, CRB-8 6755

Dedicatória

Ao meu amado pai, que cedo nos deixou, mas continua sendo a bússola em minha vida.

À minha mãe, que é meu tudo. Fonte de sabedoria, amor e dedicação.

Ao Sandro, meu maior amor e amigo, companheiro de todos os momentos. Amor que alimenta minha vida. Obrigada pelo apoio incondicional.

Aos nossos filhos, Manuela e Fernando, por toda alegria que proporcionam.

Aos meus irmãos, José Carlos Junior e Fernando, pelos momentos felizes e amor sem fim.

À Deus, por me fazer estar onde estou, passar pelo que passei e me transformar a cada dia em um ser melhor.

Ao meu querido orientador Prof. Dr. Martino Martinelli Filho por quem nutro profundo afeto e crescente admiração, obrigada pela paciência, generosidade e o carinho de pai.

Ao Prof. Dr. Carlos Eduardo Rochitte, uma mente brilhante e um coração generoso, pelo tempo dedicado, pelos ensinamentos dispensados, pela valorosa contribuição científica e pelo adorável convívio.

Agradecimientos

À Dra. Ariane Binoti Pacheco, especialista em imagem cardiovascular, pelo apoio e entusiasmo constantes, pela ativa participação e importante colaboração para a realização desta pesquisa.

Ao Dr. Bernardo Baptista da Cunha Lopes, especialista em imagem cardiovascular, pela disposição e ativa participação na análise dos dados para realização desta pesquisa.

Ao Dr. César Higa Nomura pela oportunidade e apoio à realização da pesquisa.

Ao Prof. Dr. Roberto Costa pelas várias contribuições científicas e principalmente pelo carinho.

Ao Dr. Ricardo Alkmin Teixeira pelas valorosas sugestões fornecidas, pela amizade e encorajamento.

Ao Dr. Maurício Ibrahim Scanavacca pelo apoio científico e entusiasmo durante a realização deste estudo.

Aos amigos da Unidade Clínica do Marcapasso, Sérgio Freitas de Siqueira, Janete Caetano S. Jenel do Carmo, Karoline Medeiros Dias Malheiro e Aline Loriene Souza, pelo apoio durante o desenvolvimento e realização deste estudo.

À Clínica de Estimulação Cardíaca Artificial do InCor, em especial aos médicos assistentes, secretárias e residentes pelo apoio, amizade e acolhimento.

À biomédica Renata do Val pela disponibilidade, competência e organização logística para realização dos exames.

À secretária e amiga Lenira Cipriano pela solicitude e apoio durante a realização deste estudo.

Aos técnicos em radiologia que conduziram os protocolos de ressonância magnética cardíaca aos sábados pela manhã.

Ao amigo Lucas Bassolli pela colaboração e apoio no desenvolvimento e manutenção do banco de dados.

Aos pacientes do Instituto do Coração da FMUSP, que gentilmente aceitaram participar deste estudo e foram imprescindíveis para a conclusão do mesmo.
A vocês o meu respeito e gratidão.

Epígrafe

“Talvez não tenha conseguido fazer o melhor, mas lutei para que o melhor fosse feito. Não sou o que deveria ser, mas Graças a Deus, não sou o que era antes”.

(Marthin Luther King)

Normatização adotada

Esta tese está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento de sua publicação:

Referências: adaptado de International Committee of Medical Journals Editors (Vancouver).

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Divisão de Biblioteca e Documentação. Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A.L.Freddi, Maria F.Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 3ª ed. São Paulo: Divisão de Biblioteca e Documentação; 2011.

Abreviatura dos títulos e periódicos de acordo com List of Journals Indexed in Index Medicus.

Sumário

	Lista de siglas e abreviaturas	
	Lista de tabelas	
	Lista de figuras	
	Resumo	
	Abstract	
1	INTRODUÇÃO.....	01
1.1	Cardioversor desfibrilador implantável.....	02
1.2	Cardioversor desfibrilador implantável condicional.....	03
1.3	Ressonância magnética e cardioversor desfibrilador implantável.....	04
1.4	Ressonância magnética cardíaca e cardioversor desfibrilador implantável	07
2	OBJETIVOS.....	09
2.1	Primário.....	10
2.2	Secundário.....	10
3	MÉTODOS.....	11
3.1	Procedimentos realizados.....	12
3.2	Avaliação basal.....	13
3.3	Exame de ressonância magnética cardíaca pré-implante do cardioversor desfibrilador implantável	14
3.3.1	Cine-ressonância.....	14
3.3.2	Realce tardio.....	15
3.4	Implante do cardioversor desfibrilador implantável.....	15
3.5	Exame de ressonância magnética cardíaca pós-implante do cardioversor desfibrilador implantável e procedimentos de segurança.....	16
3.5.1	Avaliação da integridade do sistema do cardioversor desfibrilador implantável.....	18
3.5.2	Monitoramento clínico durante a ressonância magnética cardíaca do paciente com cardioversor desfibrilador implantável condicional.....	19
3.5.3	Avaliação do cardioversor desfibrilador implantável após a ressonância magnética cardíaca do paciente com dispositivo e procedimentos de segurança.....	19
3.6	Avaliação final do cardioversor desfibrilador implantável.....	20
3.7	Avaliação das imagens da ressonância magnética cardíaca.....	22
3.8	Armazenamento de dados e análise estatística.....	26
4.	RESULTADOS.....	28
4.1	Pacientes e avaliação basal.....	29
4.2	Sistemas de cardioversor desfibrilador implantável utilizados.....	32

4.3	Ressonância magnética cardíaca.....	33
4.3.1	Protocolo.....	33
4.3.2	Avaliação do cardioversor desfibrilador implantável.....	34
4.3.3	Avaliação das imagens da ressonância magnética cardíaca pré-implante do cardioversor desfibrilador implantável.....	35
4.3.3.1	Imagens de cine-ressonância/ <i>Steady-state free precession</i> no exame pré-implante do cardioversor desfibrilador implantável....	36
4.3.3.2	Imagens de realce tardio do exame pré-implante do cardioversor desfibrilador implantável.....	37
4.3.4	Avaliação das imagens de ressonância magnética cardíaca do paciente com cardioversor desfibrilador implantável.....	38
4.3.4.1	Imagens de cine-ressonância/ <i>Steady-state free precession</i> após implante do cardioversor desfibrilador implantável condicional.....	39
4.3.4.2	Imagens de realce tardio após implante do cardioversor desfibrilador implantável condicional.....	42
4.3.4.3	Imagens de perfusão miocárdica após implante do cardioversor desfibrilador implantável condicional.....	45
4.3.4.4	Imagens em corte único da ressonância magnética cardíaca do paciente com cardioversor desfibrilador implantável condicional.....	48
4.3.4.4.1	Mapa T1.....	48
4.3.4.4.2	Mapa de fluxo.....	49
4.3.4.4.3	<i>Spin-eco</i> rápido triple anatômico.....	49
4.3.4.4.4	<i>Spin-eco</i> rápido triple edema.....	50
4.3.4.4.5	<i>Spin-eco</i> rápido <i>double IR</i>	51
4.3.4.4.6	Imagens de gradiente-eco após implante do cardioversor desfibrilador implantável condicional.....	52
4.4	Variáveis e correlações	55
4.5	Eventos Adversos.....	57
5.	DISCUSSÃO	59
5.1	Limitações do estudo.....	64
5.2	Considerações finais.....	64
6.	CONCLUSÃO	66
7.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	68

Listas

AE	Átrio Esquerdo
AHA	<i>American Heart Association</i>
AP	Ântero-posterior
AP	Ântero-Posterior
CDI	Cardioversor Desfibrilador Implantável
CINE	Cine-ressonância
DCEI	Dispositivo Cardíaco Eletrônico Implantável
DDVE	Diâmetro Diastólico do Ventrículo Esquerdo
ECG	Eletrocardiograma
EUA	Estados Unidos da América
FC	Frequência cardíaca
FEVE	Fração de Ejeção do Ventrículo Esquerdo
FSE	<i>Fast Spin Echo</i> ou <i>Spin-eco</i> rápido
FV	Fibrilação Ventricular
Gd	Gadólíneo
GRE	Gradiente-eco
HCFMUSP	Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
I Choque	Impedância de Choque
ICA	Impedância do Cabo-Eletrodo Atrial
ICV	Impedância do Cabo-Eletrodo Ventricular
IMC	Índice de Massa Corporal
IMC	Índice De Massa Corporal
InCor	Instituto do Coração
LEA	Limiar de Estimulação Atrial
LEV	Limiar de Estimulação Ventricular
LL	Látero-Lateral
MOLLI	<i>Modified Lock-Locker Imaging</i>
MP	Marcapasso
MS	Morte Súbita
NYHA	<i>New York Heart Association</i>
PANI	Pressão Arterial Não Invasiva
PANI	Pressão Arterial Não Invasiva
QI	Qualidade da Imagem
RBM	Registro Brasileiro de Marcapassos, Desfibriladores e Ressincronizadores Cardíacos

RF	Radiofrequência
RM	Ressonância Magnética
RMC	Ressonância Magnética Cardíaca
RMC1	Ressonância Magnética Cardíaca Pré-Implante de CDI
RMC2	Ressonância Magnética Cardíaca Pós-Implante de CDI
RT	Realce Tardio
Rx	Radiografia
Rx	Radiografia
Sat. O2	Saturação de Oxigênio
SSFP	<i>Steady-State Free Precession</i>
TV	Taquicardia Ventricular
VE	Ventrículo Esquerdo

Tabela 1	Agrupamento dos segmentos por parede de VE.....	24
Tabela 2	Características clínicas e funcionais da casuística.....	31
Tabela 3	Características dos dispositivos implantados.....	33
Tabela 4	Exame de RMC2: máquinas utilizadas, programação do CDI em modo RM, tempos registrados.....	34
Tabela 5	Avaliação dos parâmetros funcionais do CDI pré e pós RMC2.....	35
Tabela 6	CINE SSFP – RMC1: pontuação segmentar e por paredes de VE.....	37
Tabela 7	RT – RMC1: pontuação segmentar e por paredes de VE.....	38
Tabela 8	CINE SSFP- RMC2: pontuação dos segmentos e paredes de VE.....	40
Tabela 9	CINE SSFP – RMC2: análise segmentar e por parede das imagens diagnósticas.....	41
Tabela 10	RT – RMC2: pontuação dos segmentos e paredes de VE....	42
Tabela 11	RT – RMC2: análise segmentar e por parede das imagens diagnósticas.....	44
Tabela 12	Perfusão - RMC2: Análise das imagens de perfusão miocárdica por segmento.....	45
Tabela 13	Perfusão miocárdica – RMC2: Análise das imagens de perfusão por segmento.....	47
Tabela 14	RMC2: Análise das imagens em corte único.....	52
Tabela 15	CINE GRE- RMC2: pontuação dos segmentos e paredes de VE.....	53
Tabela 16	CINE GRE – RMC2: análise segmentar e por parede das imagens diagnósticas.....	54
Tabela 17	Medidas antropométricas e diâmetro dos artefatos.....	55
Tabela 18	Correlações significativas da análise das imagens de CINE na RMC2.....	56
Tabela 19	Correlações significativas da análise das imagens de RT e perfusão miocárdica na RMC2.....	57

Figura 1	Fluxograma do Estudo.....	13
Figura 2	Sequência de aquisições de imagem do protocolo original para RMC2.....	17
Figura 3	Protocolo de Segurança para DCEI condicional utilizado na RMC2.....	21
Figura 4	Sistema de segmentação da AHA para análise de imagem da RMC.	22
Figura 5	Linha de base e altura torácica.....	25
Figura 6	Diâmetros AP, LL e vetores da ponta de VE aos respectivos eixos.....	26
Figura 7	Fluxograma de pacientes do estudo.....	29
Figura 8	Distribuição da altura e IMC dos pacientes avaliados.....	30
Figura 9	Imagens de CINE SSFP da RMC2.	40
Figura 10	Imagens de RT da RMC2.....	43
Figura 11	Imagens de perfusão miocárdica da RMC2.....	46
Figura 12	Imagens de mapa T1.....	48
Figura 13	Imagem de mapa de fluxo da RMC2.....	49
Figura 14	Imagens de FSE triplo anatômico da RMC2.....	50
Figura 15	Imagens de FSE triple edema da RMC2.....	50
Figura 16	Imagens de FSE <i>double</i> IR da RMC2.....	51

Resumo

Andrade VS. **Qualidade e capacidade diagnóstica da imagem de ressonância magnética cardíaca de 1,5 Tesla em pacientes com cardioversor desfibrilador implantável condicional** [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2019.

Introdução: A realização do exame de ressonância magnética (RM), classicamente contraindicada aos portadores de dispositivo cardíaco eletrônico implantável (DCEI), passou a ser factível com a introdução dos recentes dispositivos condicionais para RM. Estes demonstraram superior grau de segurança na realização da RM, mas pouco se sabe sobre a qualidade e a capacidade diagnóstica das imagens obtidas no exame. Estas podem ser distorcidas pela presença do DCEI, sobretudo no que se refere ao cardioversor desfibrilador implantável (CDI), cuja quantidade de material ferromagnético é relevante. **Objetivo:** avaliar a qualidade e a capacidade diagnóstica da imagem de da RM cardíaca de 1,5 Tesla em portadores de CDI condicional. **Método:** Estudo piloto incluindo portadores de CDI condicional submetidos a RMC prévia (RMC1). Todos os pacientes realizaram exame de RMC pós-implante (RMC2), com protocolo específico de sequências de pulso utilizadas para cine-ressonância, realce tardio, perfusão miocárdica, mapa T1, mapa de fluxo, avaliação anatômica e de edema miocárdico. Todos foram submetidos à avaliação eletrônica do CDI, pré e pós RMC2, que constou de: medida do limiar de estimulação e sensibilidade, da impedância dos cabos-eletrodo e de choque, assim como da carga da bateria. Três especialistas avaliaram a qualidade das imagens de RMC, pré e pós-implante do CDI, que foram pontuadas por Escala de Likert. Esta gradua de 1 a 5 o impacto do artefato de imagem e a capacidade diagnóstica do exame. Para as imagens obtidas por múltiplos cortes a mesma pontuação foi utilizada para cada segmento do VE (segmentação da *American Heart Association* – AHA). A capacidade diagnóstica foi expressa, em percentual, pela taxa diagnóstica (sendo considerada diagnóstica pontuação maior ou igual a 3). **Resultados:** Foram estudados 22 pacientes submetidos a implante CDI condicional no período de agosto/2016 a abril/2018. Todas as imagens da RMC1 tiveram alta pontuação (3 a 5, m= 4,7) na escala de Likert. Por outro lado, em todos os exames da

RMC2 ocorreram artefatos de suscetibilidade, sendo que as paredes anterior e lateral do VE foram mais afetadas. A pontuação média segmentar e respectivas taxas de imagens diagnósticas foram: 3,1 pontos e 82,32% para CINE SSFP; 1,74 e 27,80% para RT; 2,08 e 30,4% para perfusão miocárdica. As taxas de imagens diagnósticas obtidas nas aquisições por corte único foram: 0% para o mapa T1; 77,3% para avaliação anatômica (*double* e *triple* anatômico); 68,2% mapa de fluxo e 9,0% para avaliação do edema. **Conclusão:** Em portadores de CDI condicional, a qualidade das imagens e a capacidade diagnóstica do exame de RMC estão comprometidas por artefatos de suscetibilidade, presentes, sobretudo, nas paredes anterior e lateral de VE. Em particular a técnica de realce tardio, uma das mais importantes na RMC para diagnóstico de cardiomiopatias, demonstrou reduzida taxa diagnóstica, apontando a necessidade de novas técnicas para a detecção de fibrose/lesão miocárdica pela RMC. De forma geral, esses achados sugerem que é necessário realizar investigações adicionais, visando otimizar qualidade de imagem e capacidade diagnóstica da RMC nos portadores de CDI condicional.

Descritores: desfibriladores implantáveis; imagem por ressonância magnética; controle de qualidade; estimulação cardíaca artificial; marcapasso artificial; coração.

Abstract

Andrade VS Quality and diagnostic capacity of the 1.5 Tesla magnetic resonance imaging in patients with conditional implantable cardioverter defibrillator [thesis]. São Paulo: Faculty of Medicine, University of São Paulo; 2019.

Introduction: Magnetic resonance imaging (MRI), which is classically contraindicated in patients with cardiac implantable electronic device (CIED), became feasible with the introduction of the recent MRI conditional devices. These have been proven to be safer, but little is known about the quality and diagnostic capacity of the acquired images, which can be distorted by the presence of CIED, especially with regard to the implantable cardioverter defibrillator (ICD), whose quantity of ferromagnetic material is relevant.

Objective: to evaluate the quality and diagnostic value of the images acquired by cardiac MR in patients with conditional ICD. **Method:** Pilot study of patients with MR conditional ICD who were submitted to previous CMR (CMR1). All patients underwent an another CMR after ICD implantation (CMR2), under specific protocol of pulse sequences used for cine-resonance, late enhancement, myocardial perfusion, T1 mapping, anatomic and myocardial edema evaluation, and flow map. All patients underwent ICD electronic interrogations, immediate pre and post CMR2 measurements of battery voltage, capture thresholds, sensing, lead and shock impedance. Three specialists evaluated the quality of CMR images, pre and post implantation of ICD, which were scored by the Likert Scale. This graded measure from 1 to 5 the impact of the imaging artifact and the diagnostic ability of the examination. For the images acquired by multiple slices the same score was used for each left ventricle (LV) segment (American Heart Association - AHA criteria). **Results:** We studied 22 patients submitted to MR conditional ICD implantation. CMR1 had a high score (3 to 5, $m = 4.7$) on the Likert scale. On the other hand, in all CMR2 exams, there were artifacts of susceptibility, and the anterior and lateral LV walls were more affected. The mean segmental score and respective diagnostic image rates were: 3.1 points and 82.32% for Cine SSFP; 1.74 and 27.80% for LGE; 2.08 and 30,4% for myocardial perfusion. The rates of diagnostic images obtained in the single slice acquisition were 0% for T1 mapping; 77.3% for anatomical evaluation (double and triple anatomic); 68.2% for flow map and

9.0% for myocardial edema evaluation. **Conclusion:** In patients with MR conditional ICD, the quality of the images and the diagnostic capacity of the CMR examination are compromised by susceptibility artifacts, present mainly in the anterior and lateral LV walls. These findings suggest that further research is needed to optimize image quality and diagnostic capacity of CMR in patients with MR conditional ICD.

Descriptors: defibrillators, implantable; magnetic resonance imaging; cardiac pacing, artificial; pacemaker, artificial; quality control; heart;

1. Introdução

Apesar da notável evolução das estratégias de prevenção e tratamento das doenças cardiovasculares nas últimas décadas, estas seguem sendo a principal causa de morte em todo mundo.

Como parte deste cenário, em que as doenças cardiovasculares são problema de saúde pública relevante, a morte súbita cardíaca é especificamente preocupante pela dificuldade na identificação dos indivíduos de alto risco. Nos Estados Unidos da América morrem subitamente cerca de 300 a 350 mil indivíduos/ano, e no mundo, os números atingem 4 a 5 milhões de mortes/ano.¹

Na grande maioria desses eventos ocorre taquicardia ventricular (TV) ou fibrilação ventricular (FV). Sobreviventes de parada cardíaca apresentam taxa de recorrência do evento de 30% em um ano e 45% em dois anos.²

Dentre as opções terapêuticas para essas taquiarritmias, o implante de cardioversor desfibrilador implantável (CDI) tem efetividade muito superior à abordagem farmacológica ou à ablação por cateter.

1.1. Cardioversor desfibrilador implantável

O primeiro implante de CDI em seres humanos foi realizado em 1980, mas o dispositivo passou por importantes transformações nos últimos 20 anos. Os primeiros aparelhos eram volumosos, apresentavam curta longevidade (aproximadamente 2 anos)³ e limitações quanto à capacidade diagnóstica e terapêutica.

As indicações atuais de implante de CDI são embasadas em evidências consistentes, tanto para prevenção secundária, como para

prevenção primária de morte súbita cardíaca.^{4,5} Estima-se que anualmente, nos Estados Unidos da América, cerca de 250 mil indivíduos são submetidos a implante de CDI.⁶

No Brasil, cerca de dois mil implantes de CDI são realizados anualmente, de acordo com o Registro Brasileiro de Marcapassos, Desfibriladores e Ressincronizadores Cardíacos do Departamento de Estimulação Cardíaca Artificial, da Sociedade Brasileira de Cirurgia Cardiovascular.⁷

Os modernos dispositivos apresentam volume bastante reduzido, são dotados de recursos diagnósticos avançados, capacidade de registro eletrocardiográfico, variadas estratégias terapêuticas e longevidade superior a cinco anos.

A mais marcante modernização tecnológica do CDI, entretanto, envolveu a redução do componente ferromagnético associado a outros desenvolvimentos tecnológicos, permitindo a exposição do paciente ao exame de ressonância magnética (RM) considerado, até então, proibitivo.³³

1.2 Cardioversor desfibrilador implantável condicional

O conceito de CDI condicional para RM, refere-se à proteção contra efeitos deletérios gerados pela interação do dispositivo implantado com o campo magnético da RM.

Trata-se de um sistema que foi reprojeto para reduzir o componente ferromagnético, do gerador e dos filamentos internos do cabo-eletrodo.

Também foram introduzidos filtros passa-baixo para evitar a interferência conduzida e irradiada além de sensores Hall.

Esses sensores funcionam como transdutores que acionam um interruptor eletrônico impedindo a terapia inapropriada durante a aquisição das imagens da RM.

De acordo com as normas da *American Society for Testing and Materials*⁸, matérias e produtos expostos à RM são classificados em:

- a. Seguros para RM (*MRI Safe*), quando não há restrições para realização do exame;
- b. Condicionais para RM (*MRI Conditional*), quando o exame pode ser realizado sob condições precisamente definidas;
- c. Não-seguros para RM (*MRI Unsafe*), quando o exame não pode ser realizado sob nenhuma circunstância.

1.3 Ressonância magnética e cardioversor desfibrilador implantável

A introdução da técnica de RM revolucionou o campo da precisão diagnóstica, aproximando a imagem obtida pelo exame da realidade anatômica e funcional. Trata-se de uma técnica diagnóstica que utiliza campo magnético para obtenção de imagens de alta qualidade de todas as estruturas orgânicas.^{9,23}

Para obter imagens em RM, são captados os pequenos sinais elétricos que os núcleos de hidrogênio geram ao girar. O hidrogênio é o átomo mais

simples porque é composto por um próton e um elétron. É o átomo mais abundante do corpo humano, já que toda molécula de água é composta por dois átomos de hidrogênio, e as moléculas maiores, como lipídios, proteínas e hidratos de carbono, têm uma quantidade abundante de hidrogênio. É por isso que as imagens de utilização clínica da RM são, sobretudo, imagens de prótons de água e, em menor medida, de lipídios.^{10,23}

Quando um indivíduo entra no equipamento de RM, suas moléculas se expõem a um campo magnético de alta intensidade (em geral na rotina clínica de 1,5 ou 3,0 Tesla), e seus prótons se alinham em direção ao campo magnético do equipamento.²³

Os pulsos de radiofrequência (RF) são ondas eletromagnéticas que alteram o estado de equilíbrio alcançado pela ação do campo magnético. Quando as frequências dos prótons e da RF coincidem, os prótons entram em estado denominado ressonância. A ação física é restrita ao núcleo atômico, não interferindo na eletrosfera envolvida em ligações químicas (como no DNA), diferente do que ocorre na cintilografia, tomografia computadorizada e radiograma, que utilizam radiação ionizante.^{10,23}

A máquina de RM cria uma imagem com base na forma como os núcleos de hidrogênio do corpo reagem com o campo magnético e com as ondas de radiofrequência. É particularmente importante para detecção de tumores e análise de tecidos como cérebro, medula espinhal, olhos e coração.¹⁰

Estima-se que, dentre 2,5 milhões de norte-americanos portadores de dispositivo cardíaco eletrônico implantável (DCEI), 50 a 75% terão indicação de

RM.¹¹ Ocorre que os exames de RM nos pacientes com DCEI convencional estão restritos na maioria dos centros ao redor do mundo.²⁴

Essa restrição está relacionada ao risco potencial de eventos adversos como movimentação do sistema implantado (gerador e cabo-eletrodo), ativação ou dano da chave magnética, reprogramação espúria e inibição ou reversão assíncrona do gerador, indução de corrente através dos cabos-eletrodo, estimulação em frequência e energia determinada pelo campo e aquecimento do sistema.^{11,12}

Alguns estudos avaliaram os aspectos de segurança em portadores de DCEI convencional²⁸. O ensaio mais relevante foi desenvolvido, por Nazarian *et al.*¹², que criaram protocolo específico. Foram estudados 438 pacientes, sendo 237 (54%) portadores de marcapasso (MP) e 201 (46%) portadores de CDI. Os autores concluíram que, utilizando protocolo específico, a RM pode ser realizada com segurança em pacientes com DCEI convencionais selecionados. Também foi demonstrada não-associação entre a taxa de absorção específica (*Specific Absorption Rate* - uma medida automática do *software* da máquina de RM) e disfunções do DCEI.

Apesar dessas evidências, muitos centros ainda resistem à realização do exame de RM nessa população. Por outro lado, portadores de MP condicional foram testados com relação à segurança do exame de RM neurológica e cardíaca.

Wollmann *et al.*¹³ estudaram os efeitos da RM de crânio e de coluna lombar sobre o sistema Pro-MRI do MP Biotronik Evia e respectivo cabo-eletrodo Safio S em 30 pacientes. Não foram relatados eventos adversos maiores relacionados à RM nem alterações de relevância clínica na função dos

dispositivos. Porém, em todos os pacientes, a presença do MP determinou artefatos de imagem causados pela presença de material férrico (artefatos de suscetibilidade) na projeção de difusão da RM de crânio, mas essas alterações não comprometeram o valor diagnóstico do exame.

1.4. Ressonância magnética cardíaca e cardioversor desfibrilador implantável

A ressonância magnética cardíaca (RMC) é considerada essencial na avaliação anátomo-funcional de cardiomiopatias, auxiliando a caracterização etiológica e estabelecendo dados prognósticos fundamentais em um grande número dessas doenças. Em situações específicas pode ainda orientar biópsias endomiocárdicas, pela localização precisa do acometimento miocárdico. Recentemente, a RMC tem sido muito valorizada na definição do perfil de fibrose miocárdica, por meio da técnica do realce tardio (RT), utilizando contrastes baseados no gadolínio (Gd). Vários estudos demonstraram o valor da documentação da fibrose miocárdica como preditor de mortalidade^{14,15,16,29}

A caracterização do substrato anatômico da TV é essencial na estratificação do risco de MSC, na determinação do prognóstico e na indicação de ablação por cateter das arritmias. A identificação da cicatriz miocárdica através da RMC foi proposta como método adicional para guiar a ablação. A correlação entre áreas de RT na RM e o mapeamento eletrofisiológico de baixa voltagem, já foi substancialmente comprovada.^{16,17,18}

A Unidade Clínica de Arritmias e Eletrofisiologia do InCor da FMUSP realizou, 151 procedimentos ablativos de TV em 120 pacientes, no período de

2013 a 2015. Dentre esses, 60% tinham indicação de novo procedimento ablativo, e foram privados do uso de RM, pois a imensa maioria era portador de dispositivo convencional.

Mesubi *et al.*¹⁶ estudaram 31 pacientes com CDI convencional submetidos à RMC para orientar ablação por cateter de TV e observaram que todos os pacientes apresentaram artefato de suscetibilidade. Cerca de 52% dos segmentos estudados foram afetados por artefato; a parede anterior foi a mais afetada (89%), comparada com 52%, 49% e 23% nas paredes lateral, septal e inferior, respectivamente. Os segmentos apicais apresentaram maior carga de artefato (66%) do que os segmentos médio (49%) e basal (44%). A área de artefato correlacionou-se com a distância entre o CDI e a área cardíaca à radiografia do tórax e com o índice de massa corporal (IMC), achado que limita significativamente o uso de RMC para a ablação de TV guiada por imagem.

De nosso conhecimento, não existem evidências a respeito da qualidade da imagem obtida por RMC em portadores de CDI condicional, como contribuição ao diagnóstico das morbidades e comorbidades cardíacas.

Raphael *et al.*²⁰, avaliando apenas portadores de MP condicional, documentaram artefatos de suscetibilidade nas imagens de RMC, porém concluíram que o exame forneceu diagnóstico e norteou mudanças na conduta clínica em 63% dos pacientes estudados.

A hipótese do presente estudo é que, utilizando protocolo de segurança específico, portadores de CDI condicional podem realizar RMC sem comprometimento importante da qualidade da imagem e da capacidade diagnóstica do exame.

2. Objetivos

2.1. Primário

Avaliar a qualidade e a capacidade diagnóstica das imagens adquiridas pela RMC em portadores de CDI condicional.

2.2. Secundários

Avaliar os eventos adversos e os aspectos de segurança relacionados ao paciente durante o procedimento de RMC e no seguimento tardio.

3. Métodos

Estudo piloto, prospectivo, não-randomizado, observacional e longitudinal.

Foram recrutados pacientes matriculados na Unidade Clínica de Estimulação Cardíaca do Instituto do Coração (InCor) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HCFMUSP) com os seguintes critérios de inclusão: idade mínima de 18 anos; portadores de sistema de CDI condicional que realizaram RMC prévia ao implante do dispositivo ou pacientes com indicação para implante de CDI, submetidos a exame de RMC prévia, e aguardando o procedimento cirúrgico.

Não foram incluídos pacientes com as seguintes características (critérios de exclusão): portadores de sistemas de CDI convencional ou com cabos-eletrodo abandonados e/ou epicárdicos e/ou deslocados e/ou com adaptadores; e pacientes com insuficiência renal crônica moderada ou grave (*clearance* de creatinina < 30 ml/min), conforme protocolo do Setor de Ressonância Magnética do InCor.

Todos os pacientes que concordaram em participar do estudo assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

3.1. Procedimentos realizados

Todos os pacientes realizaram: avaliação basal, RMC pré-implante de CDI, implante de CDI condicional, RMC pós-implante de CDI e, avaliação final.

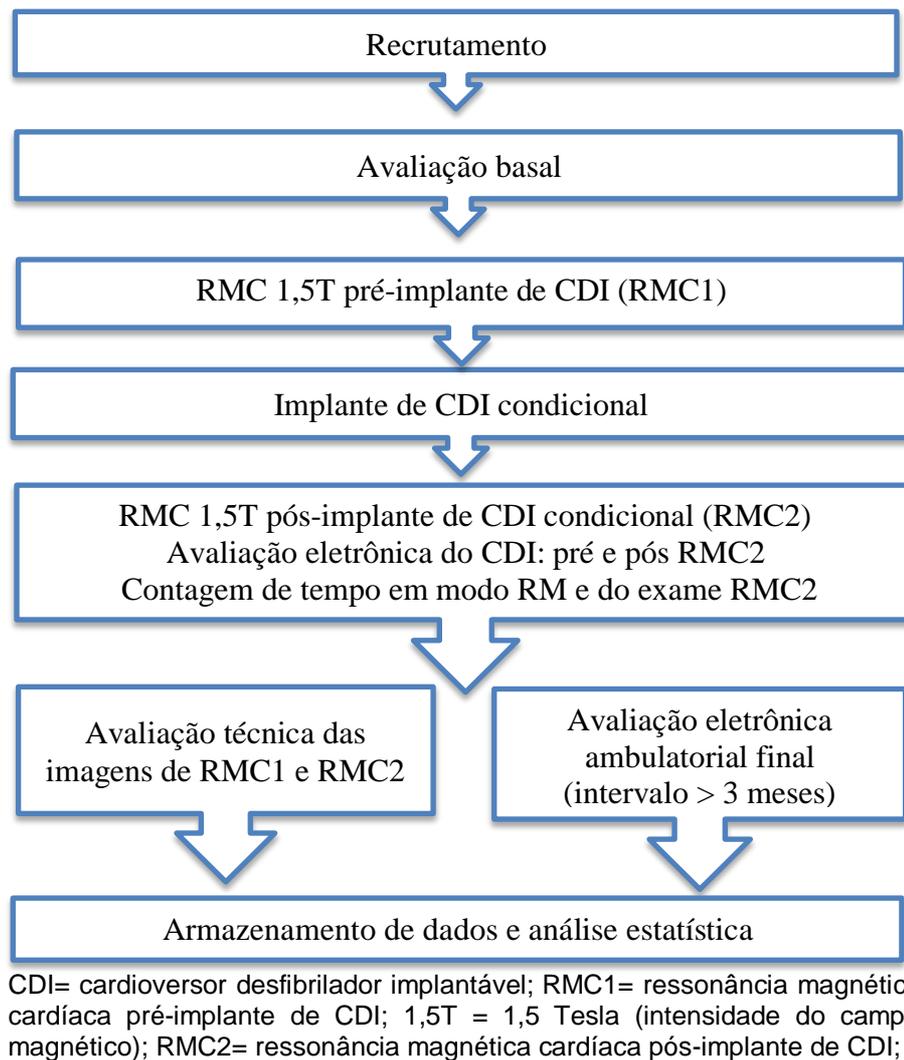


Figura 1- Fluxograma do Estudo

3.2. Avaliação basal

A avaliação basal do estudo constou de coleta dos seguintes dados:

- a. Clínico-epidemiológicos, biométricos, registro de medicamentos utilizados e análise da função renal.
- b. Características do CDI condicional, tais como nome do fabricante, especificações técnicas do gerador e dos cabos-eletrodo e data do implante.

3.3. Exame de ressonância magnética cardíaca pré-implante do cardioversor desfibrilador implantável

A RMC pré-implante, denominada RMC1, seguiu o protocolo Institucional para RMC de 1,5 Tesla (T), e constou de cine-ressonância (para avaliação de função ventricular pela técnica denominada *Steady-state free precession/SSFP*) e realce tardio (para avaliação de fibrose miocárdica) com múltiplos cortes, cobrindo todo ventrículo esquerdo (VE) e permitindo a divisão em 17 seguimentos (conforme sistema de segmentação da *American Heart Association*).²¹ A análise da fibrose miocárdica, foi quantitativa.

3.3.1 Cine-ressonância

A avaliação funcional do coração é um dos pilares do exame de RMC e, as técnicas de cine-ressonância (CINE) proporcionam medidas precisas e de alta reprodutibilidade das funções ventriculares globais e regionais (esquerda e direita) e da massa ventricular, por isso hoje são consideradas de alta precisão.

Na aquisição das imagens de CINE, em cada plano de corte do coração (*slice*) são adquiridas múltiplas imagens em diferentes tempos dentro do ciclo cardíaco, denominadas fases cardíacas (*phases* ou *frames*). Os dados adquiridos em cada fase do ciclo cardíaco preenchem um espaço k (*k-space*) correspondente, ou seja, um espaço k para cada fase, resultando na reconstrução de imagens separadas, as 20 ou 30 fases adquiridas podem ser visualizadas de forma dinâmica, passando rapidamente na tela do computador, como um filme. Para a divisão do ciclo cardíaco em múltiplas fases é

necessária sincronização com o eletrocardiograma (ECG). A aquisição convencional da CINE utiliza a técnica de *k-space*, segmentado durante um número variável de batimentos cardíacos, durante os quais é solicitado uma pausa respiratória ao paciente, variável entre 10 e 15 segundos.^{10,23}

3.3.2 Realce tardio

A utilização de meios de contraste à base de Gd faz parte do arsenal de técnicas desenvolvidas visando a melhor caracterização tecidual miocárdica na RMC. Diversas sequências foram desenvolvidas e agrupadas como técnicas de realce pós-contraste. A aplicação dos termos precoce e tardio está relacionada ao momento em que as imagens são captadas, permitindo a obtenção de informações distintas sobre diversos processos fisiopatológicos. As técnicas de realce precoce e, principalmente, a técnica do RT pelo Gd tornou-se, nos últimos anos, ferramental essencial para a aplicação clínica da RMC.^{10,27}

3.4 Implante do cardioversor desfibrilador implantável

O implante do sistema de CDI foi realizado conforme rotina preconizada pela Unidade Cirúrgica de Estimulação Cardíaca Artificial do InCor do HCFMUSP. Foram implantados sistemas de CDI condicionais aprovados pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA, que permite o exame

de RM de corpo inteiro (*full body scan*). Os geradores foram implantados exclusivamente em plano submuscular do tórax, com loja situada na região infra-clavicular esquerda.

3.5. Exame de ressonância magnética cardíaca pós-implante do cardioversor desfibrilador implantável e procedimentos de segurança

No período de pelo menos 6 semanas após o implante do CDI, foi realizado exame de RMC, denominado RMC2 utilizando preferencialmente a mesma máquina de RM do exame RMC1.

A aquisição das imagens da RMC2 seguiu protocolo estabelecido especificamente para o estudo, incluindo a maioria das sequências de pulso que são comumente utilizadas nos protocolos da rotina clínica, contemplando sequências de análise de função ventricular (CINE SSFP), perfusão miocárdica, viabilidade miocárdica e identificação de fibrose miocárdica (RT), anatomia (FSE: *double* e *triple* anatômicos) e inflamação (FSE: triple edema e Mapa T1), conforme figura 2. Ajustes habituais da homogeneidade do campo magnético utilizando os gradientes para correção de distorções de imagem (*shimming*) ou de parâmetros básicos das sequências de pulsos (ajuste do ângulo de inclinação do vetor- *flip angle*) foram realizados conforme a necessidade.

3 planos localizatórios SSFP e Double IR
 Calibração para Imagem paralela (SENSE)
 Axial FIESTA sem sincronismo cardíaco
 CINE Eixo Curto do VE (5 Cortes)
 CINE Eixos Longos do VE: 2C, 3C e 4C
 CINE Mapa de Fluxo da Aorta – Veloc. Codific. 250cm/s
 FSE *double* IR – Sangue Escuro Anatômico
 FSE triple IR – Sangue Escuro Anatômico + saturação gordura
 FSE triple IR – T2 – edema miocárdico
 MAPA T1 Pré – MOLLI – aumento de água → edema/inflamação
 Perfusão miocárdica Gd – 2 RR – 4 cortes (1 minuto) – Gd – 0,1 mMol/Kg
 Realce Tardio Eixos Longos do VE: 2C, 3C e 4C
 Realce Tardio Eixo Curto do VE (5 Cortes)
 MAPA T1 Pós (1 único corte) - MOLLI – ↑ Gd → ECV - Fibrose intersticial/difusa

} corte
único

CINE= cine-ressonância; SSFP= steady-state free precession; Gd= gadolínio; FSE= *fast spin-echo* ou spin-eco rápido; MOLLI= *modified look-locker sequence imaging*; ECV= espaço extracelular miocárdico; VE= ventrículo esquerdo; 2C= 2 câmaras; 3C= 3 câmaras; 4C= 4 câmaras.

Figura 2- Sequência de aquisições de imagem do protocolo original para RMC2

Mapa de fluxo, Mapa T1, FSE triple anatômico, FSE triple edema e FSE *double* IR foram analisados em corte único. Cine-ressonância (SSFP), perfusão miocárdica e RT foram analisados com múltiplos cortes, cobrindo todo VE e permitindo a divisão em 17 segmentos (conforme AHA).²¹

Sequências de gradiente-eco (GRE) foram incluídas, posteriormente, no protocolo.

A RMC2 foi acompanhada de procedimentos para garantia de segurança que obedeceram à protocolo Institucional específico, e constou de:

3.5.1 Avaliação da integridade do sistema do cardioversor desfibrilador implantável

A integridade do sistema de CDI foi avaliada por meio da medida dos seguintes parâmetros eletrônicos, obtidos através de telemetria por analisadores específicos: limiares de estimulação e sensibilidade, impedância dos cabos-eletrodo de estimulação e de choque, carga da bateria e registro de arritmias. Esta avaliação foi realizada na sala preparatória do exame de RM, após aquisição de acesso venoso periférico para infusão de contraste.

O valor do limiar de estimulação considerado seguro foi $\leq 2,0V$ com largura de pulso de 0,4ms; o intervalo de segurança para variação de impedância dos cabos-eletrodo foi de 200 a 1500 Ohms e a impedância de choque (teste automático de integridade do cabo-eletrodo de choque) entre 20 e 200 Ohms.

O CDI foi programado em modo RM imediatamente antes do exame. As terapias anti-taquicardia foram temporariamente desativadas e a função anti-bradicardia foi ativada em modo assíncrono (VOO ou DOO) para os pacientes com $FC < 50$ bpm ou que apresentavam irregularidade do ritmo cardíaco, pela presença de extra-sístolia atrial ou ventricular e, desligada para os pacientes com ritmo sinusal. Neste momento foi iniciada a contagem de tempo da programação em modo RM.

3.5.2 Monitoramento clínico durante a ressonância magnética cardíaca do paciente com cardioversor desfibrilador implantável condicional

Durante a RMC2, os pacientes permaneceram em posição supina, sob monitoramento contínuo de pressão arterial não-invasiva (PANI), curva de oximetria de pulso e eletrocardiograma (ECG). Todos os pacientes foram assistidos por membro da equipe médica da Unidade Clínica de Estimulação Cardíaca do InCor. Em caso de necessidade, foram previstas ações emergenciais com transferência imediata do paciente para fora da sala de RM.

O programador do CDI foi mantido ativado, em sala contígua a do exame e junto com o equipamento de suporte para ressuscitação cardiopulmonar. A RMC2 foi realizada por completo, sem limitação predefinida do tempo de exposição ao campo magnético¹² e, que foi contabilizado.

3.5.3 Avaliação do cardioversor desfibrilador implantável após a ressonância magnética cardíaca do paciente com dispositivo e procedimentos de segurança

Imediatamente após o exame de RMC2 foi realizada nova avaliação da integridade do sistema de CDI, utilizando os mesmos critérios do exame realizado antes da RMC2. A programação basal do paciente foi restabelecida e as terapias anti-taquicardia foram habilitadas. Foram coletadas também informações quanto a possíveis sintomas relacionados à ação do campo magnético sobre o CDI durante o exame tais como aquecimento, vibração ou dor local. Neste momento foi finalizada a contagem do tempo de programação em modo RM.

3.6 Avaliação final do cardioversor desfibrilador implantável

A avaliação final constou de análise tardia da integridade do sistema, pelo menos 3 meses após a RMC2. Foram avaliados: limiares de estimulação e sensibilidade, impedância dos cabos-eletrodo de estimulação e de choque, carga da bateria e registro de arritmias.

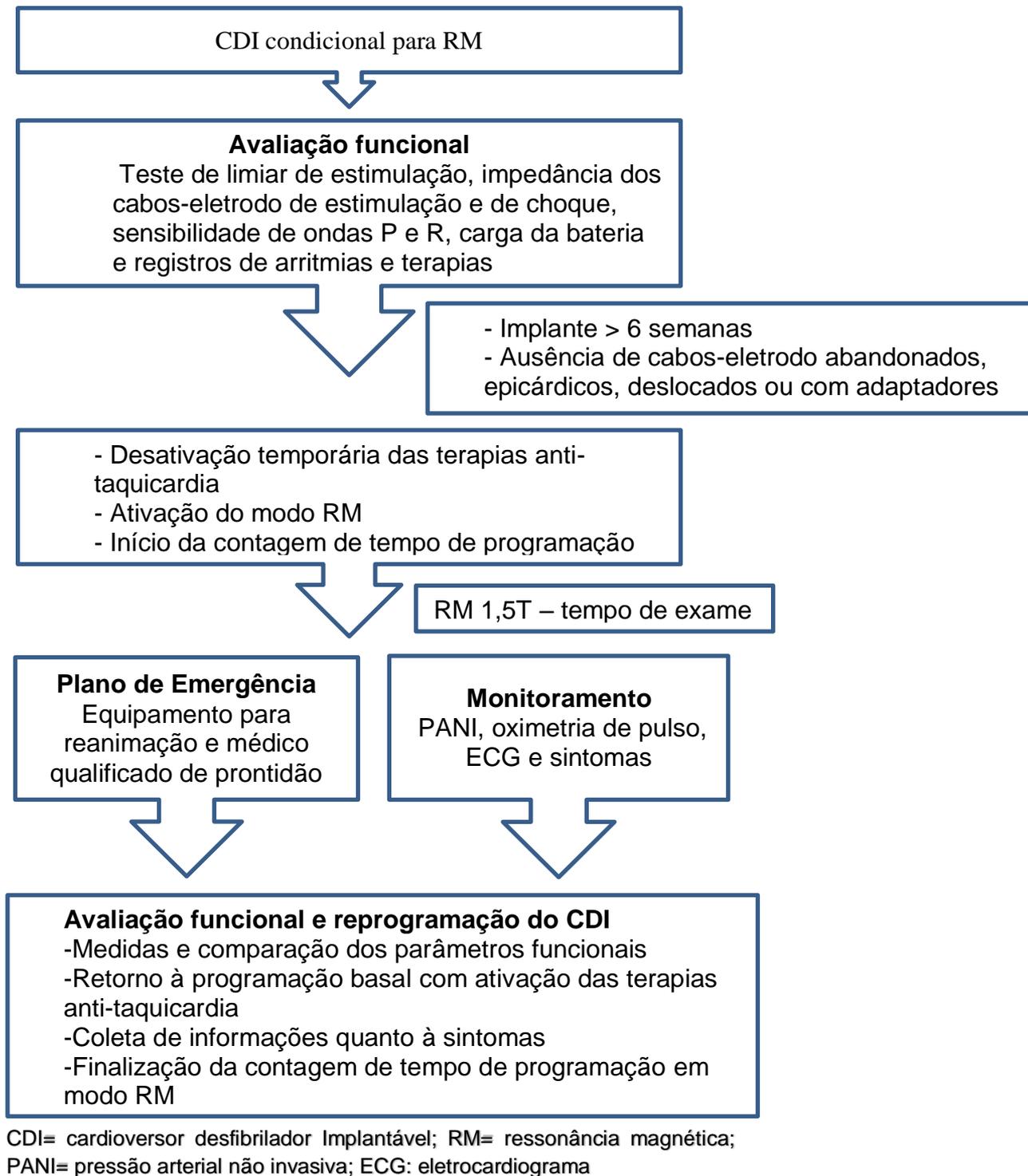


Figura 3- Protocolo de segurança para DCEI condicional utilizado na RMC2

3.7 Avaliação das imagens da ressonância magnética cardíaca

A qualidade das imagens adquiridas foi avaliada conforme presença e impacto de artefatos. Aquisições em corte único foram pontuadas por Escala de Likert, que gradua de 1 a 5, o impacto do artefato na imagem.^{20,25} Para as imagens obtidas por múltiplos cortes a mesma pontuação foi aplicada a cada segmento do VE, conforme padronização da *American Heart Association* – AHA.²¹(Figura 4)

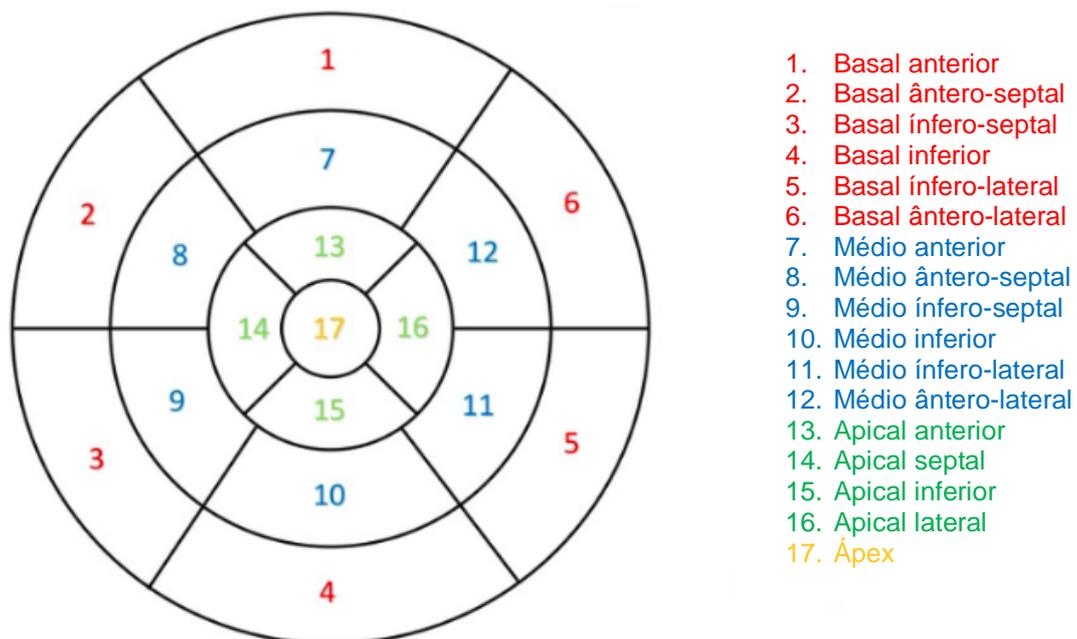


Figura 4- Sistema de segmentação da AHA para análise de imagem da RMC

Cada segmento foi classificado usando a escala de pontos como segue:

- 5 Excelente qualidade de imagem, sem artefatos afetando a avaliação da anatomia cardíaca;
- 4 Boa qualidade de imagem, com pouco artefato afetando a avaliação da anatomia cardíaca, porém, sem impacto na capacidade diagnóstica;
- 3 Moderada interferência de artefatos na avaliação da anatomia cardíaca, com capacidade diagnóstica limítrofe;
- 2 Moderada interferência de artefatos na anatomia cardíaca causando impacto na capacidade diagnóstica;
- 1 Pobre qualidade de imagem com significativo impacto de artefatos na avaliação da anatomia cardíaca, impossibilitando o diagnóstico.

A avaliação das imagens da RMC1 foi realizada em consenso entre dois especialistas experientes. A avaliação das imagens da RMC2 teve a análise de dois especialistas independentes e em consenso. Quando houve divergência entre estes, um terceiro especialista (mais experiente) definiu a pontuação do segmento em questão. Desta maneira, a RMC2 passou por duas avaliações independentes, um consenso entre dois especialistas e um consenso final entre três especialistas.

A análise das imagens por parede de VE foi realizada conforme agrupamento dos segmentos seguindo o padrão da AHA: anterior (segmentos 1, 7 e 13); lateral (segmentos 5, 6, 11, 12 e 16); inferior (segmentos 4, 10 e 15), septal (segmentos 2,3, 8, 9 e 14) e ápex (17) conforme a Tabela 1.

Tabela 1- Agrupamento dos segmentos por parede de VE

Parede de VE	Segmentos
Anterior	1, 7, 13
Lateral	5, 6, 11, 12, 16
Inferior	4, 10, 15
Septal	2, 3, 8, 9, 14
Ápex	17

VE= ventrículo esquerdo

A capacidade diagnóstica das imagens foi analisada utilizando o critério de qualidade por pontuação (escala de Likert), distribuindo os achados entre imagens diagnósticas quando avaliadas com 3 a 5 pontos e, imagens não diagnósticas quando avaliadas com 1 ou 2 pontos.

A taxa diagnóstica foi expressa por percentagem de imagem diagnóstica.

O artefato de suscetibilidade causado pela presença do cabo-eletrodo, se visualizado, teve seu diâmetro mensurado e registrada a sequência de imagem do aparecimento. Foi considerado diâmetro do artefato, o alo negro ao redor do cabo-eletrodo (ausência de sinal), dentro da cavidade ventricular.

O artefato de suscetibilidade causado pela presença do gerador do CDI foi avaliado quantitativamente através da medida do diâmetro do alo de ausência de sinal (alo negro) gerado ao redor do dispositivo. A medida foi realizada do centro do artefato em sua melhor visualização até o limite mais distante onde atingiu a anatomia cardíaca.

Foram, ainda, realizadas medidas das dimensões torácicas, em toda amostra: altura do tórax, diâmetros ântero-posterior (AP) e látero-lateral (LL). (Figuras 5)

A medida da altura torácica foi realizada a partir de uma linha cuja base se inicia na interface entre a maior área cardíaca e o diafragma no plano coronal. O limite superior desta linha foi determinado como o limite da parede torácica externa na imagem do plano coronal que continha o mais alto ápex pulmonar.

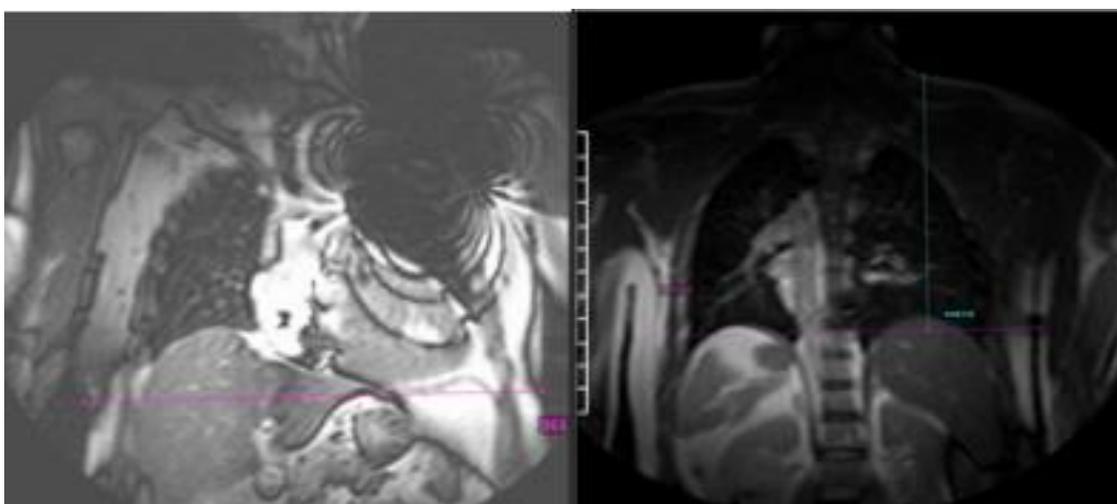
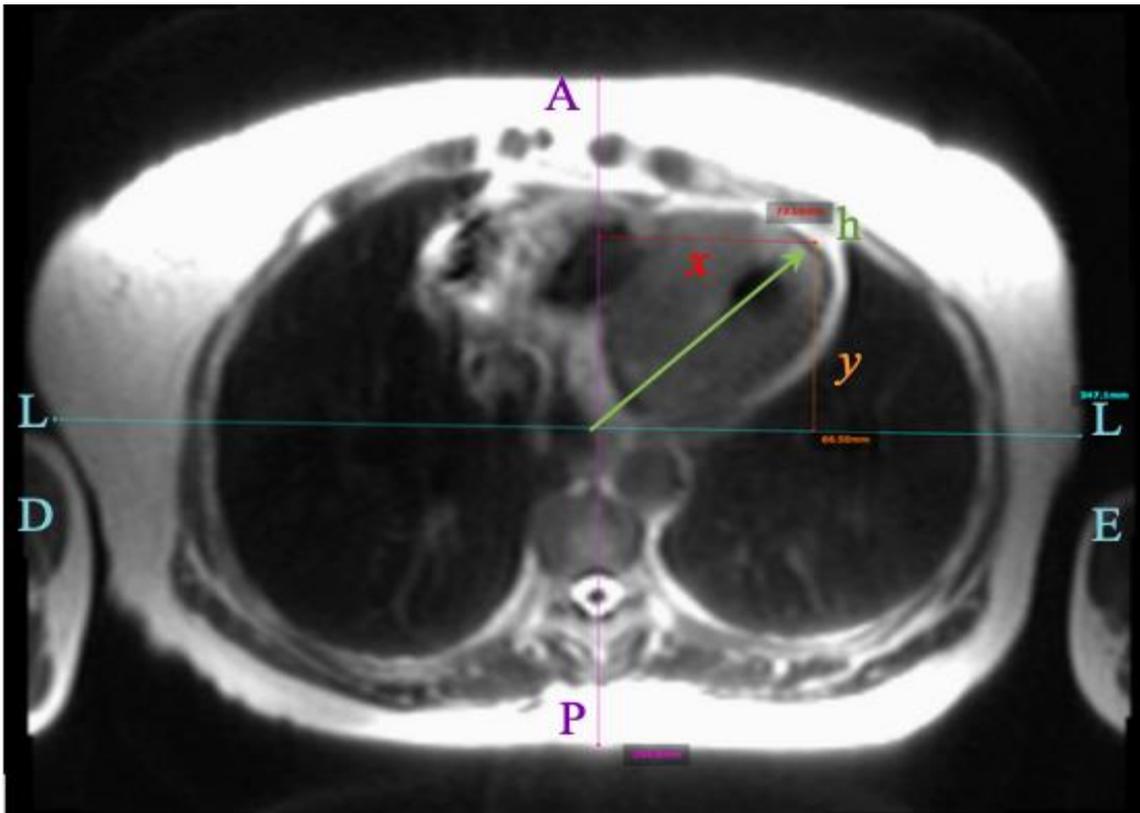


Figura 5- Linhas de base e altura torácica

O diâmetro AP foi medido na imagem da maior área cardíaca no plano axial e na mesma imagem o diâmetro LL foi medido cruzando exatamente o centro da linha AP. Nesta imagem foi possível identificar a ponta do VE e, tomando-a como referência, foram traçados dois vetores em relação aos eixos AP (vetor x) e LL (vetor y). Foi calculada também a hipotenusa resultante destes vetores com a finalidade de investigar se a distância do ápex do VE e seu posicionamento em relação ao centro do tórax, pode ser um preditor da presença ou gravidade de artefatos. (Figuras 6)



A=anterior; P= posterior; L= lateral; D= lado direito; E= lado esquerdo; x= vetor x; y= vetor y; h= hipotenusa

Figura 6- Diâmetros AP, LL e vetores da ponta de VE aos respectivos eixos

3.8 Armazenamento de dados e análise estatística

Todos os dados coletados foram armazenados diretamente no sistema de banco de dados criado no gerenciador RedCap^{31,32} (*Research Electronic Data Capture*) para o presente estudo e que se encontra hospedado no servidor do HCFMUSP.

Por tratar-se de estudo piloto, o tamanho da amostra foi arbitrado em 20 pacientes.

Inicialmente todas as variáveis foram analisadas descritivamente. Para as variáveis quantitativas esta análise foi feita através da observação dos valores mínimos e máximos, e do cálculo de médias, desvios-padrão e mediana. Para as variáveis qualitativas calculou-se frequências absolutas e relativas.

O estudo de correlações foi realizado através do coeficiente de correlação de Spearman.²¹

Para a comparação entre três momentos de avaliação foi utilizado o teste não-paramétrico de Friedman²¹ e para dois momentos o teste não-paramétrico de Wilcoxon.²¹

O *software* utilizado para os cálculos estatísticos foi o SPSS 17.0 for *Windows*.

O nível de significância utilizado para os testes foi de 5% ($p < 0,05$).

4. Resultados

4.1 Pacientes e avaliação basal

Foram recrutados trinta e seis pacientes, no período de agosto/2016 a abril/2018. Um paciente foi a óbito, pré-implante do CDI, e dois evoluíram para insuficiência renal crônica moderada a grave, e por isso foram excluídos do estudo. Onze pacientes foram, inadvertidamente, submetidos a implante de CDI não-condicional para RM e também não seguiram no estudo.

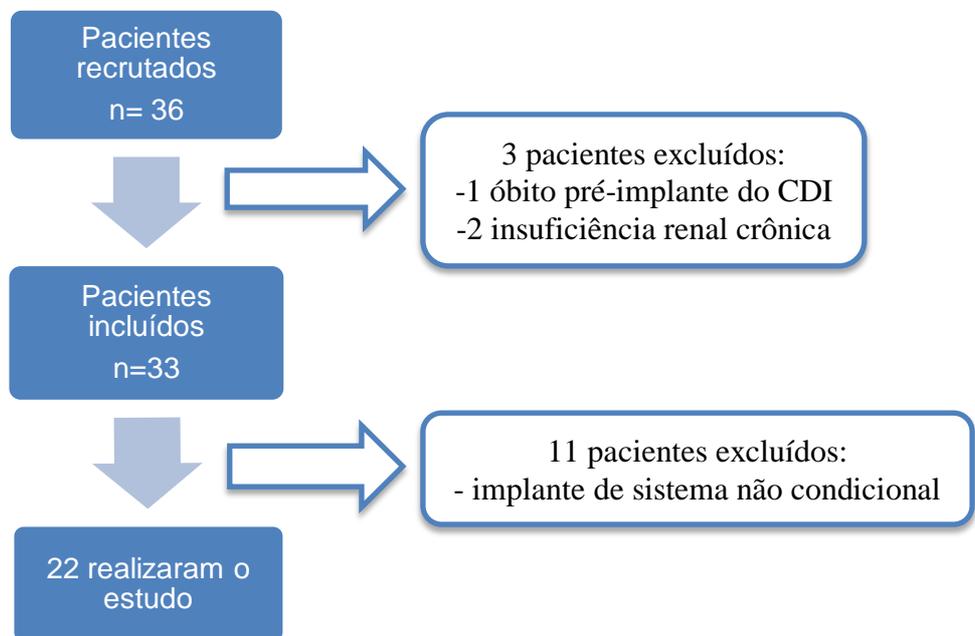
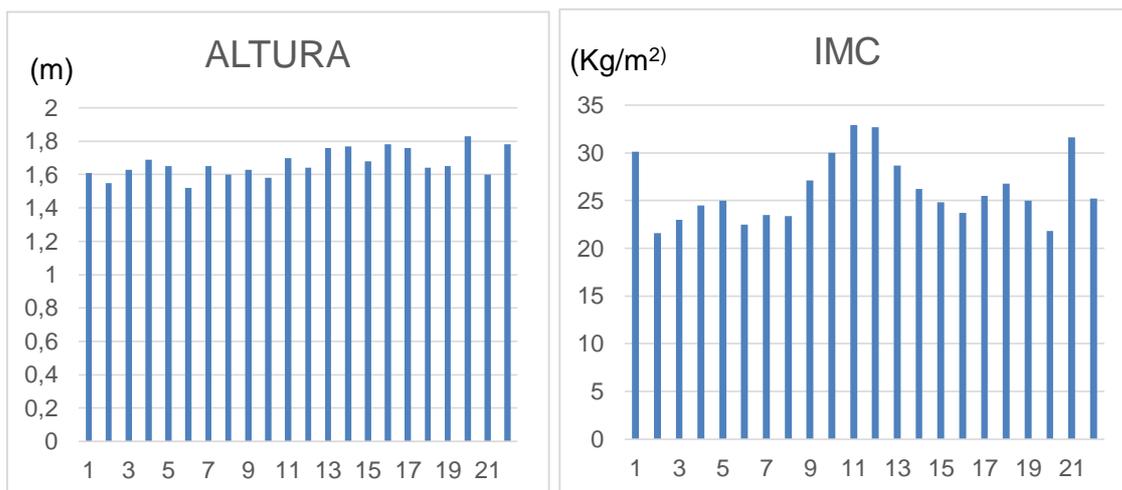


Figura 7- Fluxograma de pacientes do estudo

Dentre os 22 pacientes seguidos no estudo, 15 eram do sexo masculino (68,2%) e, a idade variou de 18 a 69 anos, com média de $52,82 \pm 12,96$ anos.

O IMC variou de $21,6 \text{ kg/m}^2$ a $32,9 \text{ kg/m}^2$, com média de $26,16 \pm 3,44 \text{ kg/m}^2$ enquanto a altura variou de 1,52 a 1,83 m, com média de 1,66 m.



IMC= índice de massa corporal

Figura 8- Distribuição da altura e IMC dos pacientes avaliados

As principais cardiomiopatias de base foram isquêmica (27,27%), hipertrófica (27,27%) e chagásica (22,72%).

Os principais achados ecocardiográficos registrados foram: FEVE = $49,7 \pm 16,07\%$; tamanho do átrio esquerdo (AE) = $43,23 \pm 6,53\text{mm}$ e diâmetro diastólico do ventrículo esquerdo (DDVE) = $55,32 \pm 9,25\text{mm}$.

A massa de VE, mensurada pela RMC, apresentou valor médio de $148,90 \pm 64,71\text{g}$.

Tabela 2- Características clínicas e funcionais da casuística

	n	Média	DP
Idade (anos)	22	52,82	12,96
Peso (Kg)	22	72,91	11,07
Altura (m)	22	1,67	0,08
IMC (Kg/m ²)	22	26,16	3,44
Achados ecocardiográficos			
IMC (Kg/m ²)	22	26,16	3,44
FEVE (%)	22	49,73	16,07
AE (mm)	22	43,23	6,53
DDVE (mm)	22	55,32	9,25
Massa VE (g)	21	148,90	64,71
Cardiopatias de base			
	n		%
CMP Isquêmica	6		27,27
CMP Hipertrofica	6		27,27
CMP Chagásica	5		22,72
CMP Dilatada Idiopática	3		13,63
QT longo	1		4,54
Sarcoidose	1		4,54
Terapia medicamentosa			
Betabloqueador	18		81,8
Amiodarona	14		63,6
Estatina	11		50,0
IECA	10		45,5
AAS	8		36,4
Furosemida	7		31,8
Levotiroxina	7		31,8
Espironolactona	6		27,3
ACO	6		27,3
BRA	3		13,6
Digoxina	2		9,1

IMC= índice de massa corporal; FEVE= fração de ejeção do ventrículo esquerdo; AE= átrio esquerdo; DDVE= diâmetro diastólico do ventrículo esquerdo; CMP= cardiomiopatia; IECA= inibidor da enzima conversora de angiotensina; AAS= ácido acetil salicílico; ACO= anti-coagulante oral; BRA= bloqueador do receptor da angiotensina II.

4.2 Sistemas de cardioversor desfibrilador implantável utilizados

Onze pacientes foram submetidos ao implante de sistema de CDI condicional do fabricante Biotronik (Ilesto 5 DRT Pro MRI) e onze (50%) ao sistema condicional do fabricante Medtronic (Evera MRI), sendo que 17 pacientes (77,3%) receberam dispositivos de dupla-câmara.

Todos os geradores foram implantados em loja peitoral infra-clavicular esquerda, no plano submuscular, e possuíam cabos-eletrodo com sistema de fixação ativa. (Tabela 3)

Tabela 3- Características dos dispositivos implantados

Fabricante	n	%
Biotronik	11	50,0
Medtronic	11	50,0
Gerador		
Ilesto 5 DRT Pro MRI	11	50,0
Evera MRI DR	6	27,3
Evera MRI SR	5	22,7
Tipo de gerador		
Dupla câmara	17	77,3
Câmara única	5	22,7
Cabo-eletrodo atrial		
Safio S53	11	50,0
Capsure fix	6	27,3
Ausente	5	22,7
Cabo-eletrodo ventricular		
Linux Smart Pro MRI SD	4	18,2
Protego Pro MRI SD	7	31,8
Sprint Quattro	11	50,0

4.3 Ressonância magnética cardíaca

4.3.1 Protocolo

Os exames de RMC1 foram realizados, rotineiramente, conforme indicação clínica.

Com relação ao exame de RMC2, 13 pacientes (59,1%) utilizaram máquina do fabricante Toshiba e nove do fabricante Phillips. Onze (50%) pacientes apresentavam-se em ritmo sinusal com condução atrioventricular normal e por isso realizaram o exame com programação anti-bradicardia do CDI em modo RM desligado (*OFF*). Outros onze pacientes realizaram o exame em modo RM assíncrono ou por que apresentavam bradiarritmia ou pela presença de extra-sístolia atrial ou ventricular.

O tempo médio para realização do protocolo de RMC2 variou de 41 a 76 minutos com média de $55,45 \pm 9,08$ minutos e o tempo médio da programação do CDI em modo RM variou 58 e a 206 minutos com média de $86,55 \pm 30,47$ minutos. (Tabela 4)

Tabela 4- Exame de RMC2: máquinas utilizadas, programação do CDI em modo RM e tempos registrados

Máquina	n	%				
Toshiba	13	59,1				
Philips	9	40,9				
Modo RM	n	%				
OFF	11	50,0				
DOO	10	45,5				
VOO	1	4,5				
Conforto						
Sem queixas	22	100,0				
Tempo	n	Média	dp	Mediana	Mínimo	Máximo
RMC2**	22	55,45	9,08	56,00	41,00	76,00
Modo RM	22	86,55	30,47	80,00	58,00	206,00
FC (bpm)	18	68,28	8,86	70,00	50,00	80,00

RMC2= ressonância magnética cardíaca pós-implante do CDI; OFF= função marcapasso desabilitada; VOO= modo de estimulação assíncrona ventricular; DOO= modo de estimulação assíncrona átrio-ventricular; FC= frequência cardíaca; bpm= batimentos por minuto

4.3.2 Avaliação do cardioversor desfibrilador implantável

Os testes funcionais do CDI pós - RMC2 não revelaram modificações nos limiares de estimulação e sensibilidade, impedância dos cabos-eletrodo, impedância de choque e carga da bateria, em relação ao exame pré - RMC2 ($p>0,05$) conforme registrado na tabela 5.

Tabela 5- Avaliação dos parâmetros funcionais do CDI pré e pós RMC2

Momento	Variável	n	Média	dp	Mediana	Mínimo	Máximo
Pré-RMC2	BAT (v)	22	3,07	0,05	3,09	2,99	3,13
	Onda P (mv)	17	3,48	1,62	3,60	0,60	7,00
	Onda R(mv)	22	11,98	7,32	9,80	0,00	24,20
	LEA (v)	17	0,69	0,21	0,70	0,40	1,20
	LEV (v)	22	0,80	0,20	0,80	0,30	1,30
	ICA (Ω)	17	533,71	93,33	513,00	376,00	722,00
	ICV (Ω)	22	488,18	68,18	476,00	361,00	664,00
	IChoque (Ω)	22	63,45	10,67	60,00	47,00	94,00
	AP (%)	17	30,39	34,58	6,20	0,00	89,00
	VP (%)	22	20,40	37,24	1,00	0,00	99,10
Pós-RMC2	BAT (v)	22	3,06	0,06	3,09	2,94	3,13
	Onda P (mv)	17	3,78	1,27	3,90	1,40	6,10
	Onda R (mv)	22	12,51	7,49	11,25	0,00	24,20
	LEA (v)	17	0,71	0,20	0,70	0,40	1,10
	LEV (v)	22	0,83	0,17	0,80	0,60	1,30
	ICA (Ω)	17	517,24	98,20	513,00	318,00	779,00
	ICV (Ω)	22	482,64	65,64	475,00	361,00	664,00
	IChoque (Ω)	22	63,86	9,21	64,00	44,00	88,00

RMC2= ressonância magnética cardíaca pós-implante do CDI; LEV= limiar de estimulação ventricular; LEA= limiar de estimulação atrial; ICA= impedância do cabo-eletrodo atrial; ICV= impedância do cabo ventricular; I Choque= impedância de choque; AP= percentagem de estimulação atrial; VP= percentagem de estimulação ventricular; BAT (v) =carga da bateria (volts)

4.3.3 Avaliação das imagens da ressonância magnética cardíaca pré-implante do cardioversor desfibrilador implantável

O exame de RMC1 seguiu protocolo Institucional em RMC de 1,5T e constou de cine-ressonância (CINE SSFP) e de realce tardio (RT) em múltiplos cortes, permitindo análise em 17 segmentos.

4.3.3.1 Imagens de cine-ressonância/*Steady-state free precession* no exame pré-implante do cardioversor desfibrilador implantável

As imagens adquiridas por CINE SSFP receberam pontuação 4 e 5 (boa e excelente qualidade respectivamente) quando analisadas na RMC1.

Houve predomínio de excelente qualidade de imagem, sem artefatos afetando a avaliação da anatomia cardíaca (72,5% das avaliações obtiveram 5 pontos e 27,0% obtiveram 4 pontos) resultando em taxa diagnóstica de 100% na análise segmentar. Em 0,5% das imagens observou-se moderada interferência de artefatos que, foram registrados nos segmentos 10 e 11 do mesmo paciente, e receberam 3 pontos. A pontuação média por segmento variou de 4,59 a 4,82 pontos (média = $4,72 \pm 0,46$ pontos).

A avaliação por parede de VE, conforme Tabela 1, apresentou taxa diagnóstica de 100% e pontuação média acima de 4,7 em todas as paredes. (Tabela 6)

Tabela 6- CINE SSFP – RMC1: pontuação segmentar e por paredes de VE

		CINE SSFP - RMC1 Pontuação 3 a 5 - Diagnóstica			
		n	% diagnóstica	Média	dp
Análise por Segmento	1	22	100,0	4,73	0,46
	2	22	100,0	4,73	0,46
	3	22	100,0	4,73	0,46
	4	22	100,0	4,68	0,48
	5	22	100,0	4,68	0,48
	6	22	100,0	4,68	0,48
	7	22	100,0	4,68	0,48
	8	22	100,0	4,68	0,48
	9	22	100,0	4,68	0,48
	10	22	100,0	4,59	0,59
	11	22	100,0	4,64	0,58
	12	22	100,0	4,68	0,48
	13	22	100,0	4,82	0,39
	14	22	100,0	4,82	0,39
	15	22	100,0	4,82	0,39
	16	22	100,0	4,77	0,43
	17	22	100,0	4,82	0,39
Média CINE			100,0	4,72	0,46
Análise por Parede de VE	Anterior			4,74	0,44
	Inferior			4,70	0,50
	Lateral			4,69	0,48
	Septal			4,73	0,45
	Ápex			4,82	0,39

RMC1= ressonância magnética cardíaca pré-implante do CDI; CINE= cine-ressonância; VE= ventrículo esquerdo; SSFP= *steady-state free precession*

4.3.3.2 Imagens de realce tardio do exame pré-implante do cardioversor desfibrilador implantável

As imagens adquiridas por RT na RMC2 receberam em média $4,77 \pm 0,60$ pontos por segmento nos 17 segmentos avaliados. A pontuação máxima

(5 pontos) foi obtida em 85,8% das imagens avaliada. A taxa diagnóstica foi de 100%. (Tabela 7)

Tabela 7- RT – RMC1: pontuação segmentar e por paredes de VE

		n	RT - RMC1		
			Pontuação 3 a 5 - Diagnóstica		
			% diagnóstica	Média	dp
Análise por Segmento	1	22	100,0	4,77	0,61
	2	22	100,0	4,77	0,61
	3	22	100,0	4,77	0,61
	4	22	100,0	4,77	0,61
	5	22	100,0	4,77	0,61
	6	22	100,0	4,77	0,61
	7	22	100,0	4,73	0,63
	8	22	100,0	4,73	0,63
	9	22	100,0	4,77	0,61
	10	22	100,0	4,77	0,61
	11	22	100,0	4,77	0,61
	12	22	100,0	4,73	0,63
	13	22	100,0	4,77	0,61
	14	22	100,0	4,77	0,61
	15	22	100,0	4,77	0,61
	16	22	100,0	4,77	0,61
	17	22	100,0	4,86	0,47
Média RT			100,0	4,77	0,60
Análise por Parede de VE	Anterior			4,76	0,61
	Inferior			4,77	0,60
	Lateral			4,76	0,60
	Septal			4,76	0,60
	Ápex			4,86	0,47

RMC1= ressonância magnética cardíaca pré-implante do CDI; RT= realce tardio; VE= ventrículo esquerdo

4.3.4 Avaliação das imagens de ressonância magnética cardíaca do paciente com cardioversor desfibrilador implantável

Artefatos de suscetibilidade ocorreram em todos os exames da RMC2

4.3.4.1 Imagens de cine-ressonância/*Steady-state free precession* após implante do cardioversor desfibrilador implantável condicional

As imagens da RMC2 adquiridas por CINE SSFP apresentaram média de $3,10 \pm 0,88$ pontos por segmento. (Tabela 8)

Tabela 8- CINE SSFP- RMC2: pontuação dos segmentos e paredes de VE.

		CINE SSFP-RMC2		
		n	Média	dp
Análise por Segmento	1	22	2,64	0,90
	2	22	2,91	0,97
	3	22	3,50	1,06
	4	22	3,59	1,10
	5	21	3,24	0,89
	6	22	2,68	1,09
	7	22	2,68	0,99
	8	22	3,00	0,69
	9	22	3,59	0,73
	10	22	3,59	0,80
	11	22	3,32	0,57
	12	22	2,68	0,84
	13	22	2,86	0,56
	14	22	3,00	0,62
	15	22	3,32	0,65
	16	22	3,09	0,53
	17	22	2,95	0,84
Média SSFP			3,10	0,88
Análise por Parede de VE	Anterior		2,73	0,83
	Inferior		3,50	0,86
	Lateral		3,00	0,84
	Septal		3,20	0,87
	Ápex		2,95	0,84

RMC2= ressonância magnética cardíaca pós-implante do CDI; CINE= cine-ressonância; SSFP= *steady-state free precession*; VE= ventrículo esquerdo

A avaliação por parede de VE mostrou na parede anterior pontuação média de $2,73 \pm 0,83$ e na parede inferior média de $3,50 \pm 0,86$. A análise dos segmentos e demais paredes de VE segue na Tabela 8.

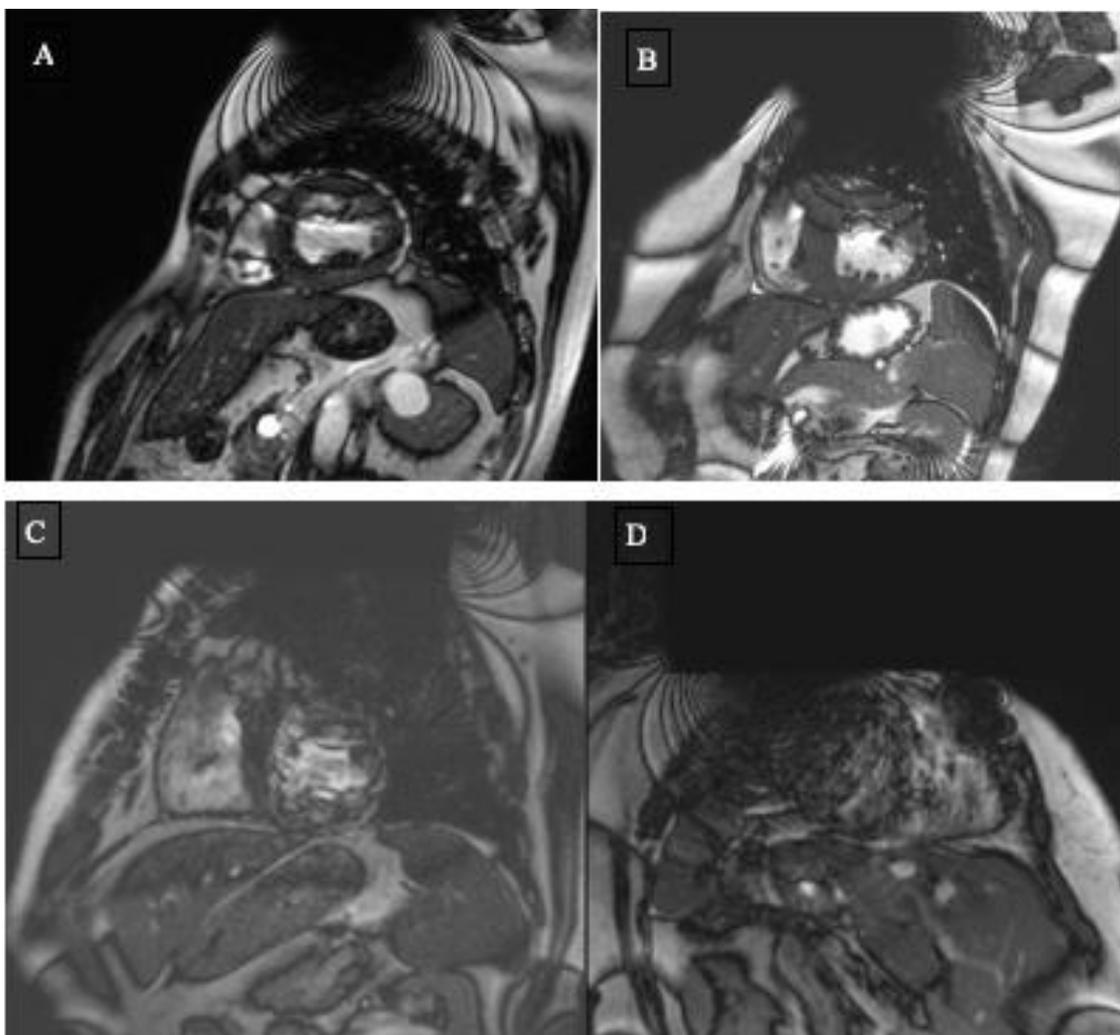


Figura 9- Imagens de CINE SSFP da RMC2: Artefatos causando moderada interferência nos segmentos anterior, ântero-septal e ântero-lateral, porém com capacidade diagnóstica. Segmentos inferior, ínfero-lateral e ínfero-septal preservados (A e B); moderada interferência de artefatos com capacidade diagnóstica limitrofe em todos os segmentos (C); significativo impacto de artefatos com impossibilidade diagnóstica (D).

A taxa diagnóstica por segmento de VE foi 82,3% e, neste grupo a pontuação média foi $3,40 \pm 0,60$. (Tabela 9)

Analisando por parede de VE a taxa de imagens diagnósticas (3 a 5 pontos) por paredes de VE foi: 72,7% na parede anterior e no ápex; 81,7% na parede lateral; 83,6% septal e 93,9% na inferior. (Tabela 9)

Tabela 9- CINE SSFP – RMC2: análise segmentar e por parede das imagens diagnósticas.

		CINE SSFP–RMC2			
		Pontuação 3 a 5 - Diagnóstica			
		n	% diagnóstica	Média	dp
Análise por Segmento	1	16	72,7	3,13	0,34
	2	17	77,3	3,35	0,49
	3	19	86,4	3,79	0,79
	4	20	90,9	3,80	0,89
	5	18	85,7	3,50	0,62
	6	14	63,6	3,36	0,63
	7	15	68,2	3,27	0,46
	8	17	77,3	3,29	0,47
	9	21	95,5	3,67	0,66
	10	21	95,5	3,67	0,73
	11	21	95,5	3,38	0,50
	12	16	72,7	3,13	0,34
	13	17	77,3	3,12	0,33
	14	18	81,8	3,22	0,43
	15	21	95,5	3,38	0,59
	16	20	90,9	3,20	0,41
	17	16	72,7	3,38	0,50
Média SSFP			82,3	3,40	0,60
Análise por Parede de VE	Anterior		72,7	3,20	0,38
	Inferior		93,9	3,61	0,75
	Lateral		81,7	3,31	0,51
	Septal		83,6	3,48	0,62
	Ápex		72,7	3,38	0,50

RMC2= ressonância magnética cardíaca pós-implante do CDI; CINE= cine-ressonância; SSFP= *steady-state free precession*; VE= ventrículo esquerdo

4.3.4.2 Imagens de realce tardio após implante do cardioversor desfibrilador implantável condicional

A sequência de imagens da RMC2 adquiridas por RT apresentou média de $1,84 \pm 1,40$ pontos por segmento. (Tabela 10)

Tabela 10- RT – RMC2: pontuação dos segmentos e paredes de VE

		RT – RMC2		
		n	Média	dp
Análise por Segmento	1	21	1,67	1,28
	2	21	1,86	1,35
	3	21	2,10	1,58
	4	21	2,05	1,60
	5	21	2,10	1,51
	6	21	1,71	1,27
	7	22	1,23	0,75
	8	22	1,77	1,34
	9	22	2,14	1,61
	10	22	2,09	1,54
	11	22	1,95	1,40
	12	22	1,41	1,10
	13	21	1,29	0,90
	14	21	2,10	1,64
	15	21	2,05	1,56
	16	21	1,76	1,41
	17	22	2,09	1,57
Média RT			1,84	1,40
Análise por Parede de VE	Anterior		1,39	1,00
	Inferior		2,06	1,54
	Lateral		1,79	1,34
	Septal		1,99	1,49
	Ápex		2,09	1,57

RMC2= ressonância magnética cardíaca pós-implante do CDI; RT= realce tardio; VE= ventrículo esquerdo

A avaliação por parede de VE mostrou pontuação média de $1,39 \pm 1,00$ na parede anterior e na parede inferior $2,06 \pm 1,54$. (Tabelas 10).



Figura 10- Imagens de RT da RMC2: Boa qualidade de imagem, com poucos artefatos afetando a anatomia cardíaca e sem impacto na capacidade diagnóstica (A); segmento anterior e ântero-septal com impossibilidade diagnóstica (B); pobre qualidade da imagem com impossibilidade diagnóstica (C e D).

A taxa diagnóstica nos segmentos de VE foi 26,1% e, neste grupo a pontuação média foi $4,05 \pm 0,80$.

A análise por parede de VE apresentou taxa de imagens diagnósticas (3 a 5 pontos) no RT de: 12,7%; na parede anterior; 25,0% na lateral; 21,7%; na inferior; 28,9% na septal e 36,4% no ápex (Tabela 11).

Tabela 11- RT – RMC2: análise segmentar e por parede das imagens diagnósticas

		RT – RMC2			
		Pontuação 3 a 5 - Diagnóstica			
		n	% diagnóstica	Média	dp
Análise por Segmento	1	5	23,8	3,80	0,84
	2	5	23,8	4,00	1,00
	3	7	33,3	4,14	0,90
	4	7	33,3	4,14	0,90
	5	8	38,1	3,88	0,83
	6	5	23,8	3,80	0,84
	7	2	9,1	3,50	0,71
	8	5	22,7	4,00	1,00
	9	7	31,8	4,29	0,95
	10	7	31,8	4,14	0,90
	11	6	27,3	4,00	0,89
	12	3	13,6	4,00	1,00
	13	2	5,0	4,00	0,00
	14	7	33,3	4,29	0,76
	15	7	33,3	4,14	0,69
	16	5	23,8	4,20	0,45
	17	8	36,4	4,00	0,93
Média RT			26,1	4,05	0,80
Análise por Parede de VE	Anterior		12,7	3,78	0,67
	Inferior		21,7	4,14	0,79
	Lateral		25,0	3,96	0,76
	Septal		28,9	4,16	0,86
	Ápex		36,4	4,00	0,93

RMC2= ressonância magnética cardíaca pós-implante do CDI; RT= realce tardio; VE=ventrículo esquerdo

4.3.4.3 Imagens de perfusão miocárdica após implante do cardioversor desfibrilador implantável condicional

As imagens da RMC2 nas sequências de perfusão miocárdica apresentaram média de $2,08 \pm 1,49$ pontos por segmento. (Tabela 12)

Tabela 12- Perfusão - RMC2: Análise das imagens de perfusão miocárdica por segmento

		Perfusão miocárdica – RMC2		
		n	Média	dp
Análise por Segmento	1	22	1,59	1,30
	2	22	2,09	1,48
	3	22	2,77	1,48
	4	22	2,45	1,53
	5	22	2,14	1,52
	6	22	1,64	1,40
	7	22	1,59	1,33
	8	22	2,05	1,50
	9	22	2,55	1,44
	10	22	2,50	1,54
	11	22	2,09	1,60
	12	22	1,59	1,33
	13	22	1,64	1,40
	14	22	2,23	1,51
	15	22	2,59	1,68
	16	22	1,77	1,48
Média Perfusão			2,08	1,49
Análise por Parede de VE	Anterior		1,61	1,32
	Inferior		2,52	1,56
	Lateral		1,85	1,46
	Septal		2,34	1,48

RMC2= Ressonância magnética cardíaca pós-implante do CDI

A avaliação por parede de VE mostrou na parede anterior pontuação média de $1,61 \pm 1,32$; na parede inferior $2,52 \pm 1,56$; na parede lateral $1,85 \pm 1,46$ e na septal $2,34 \pm 1,48$. (Tabela 12)

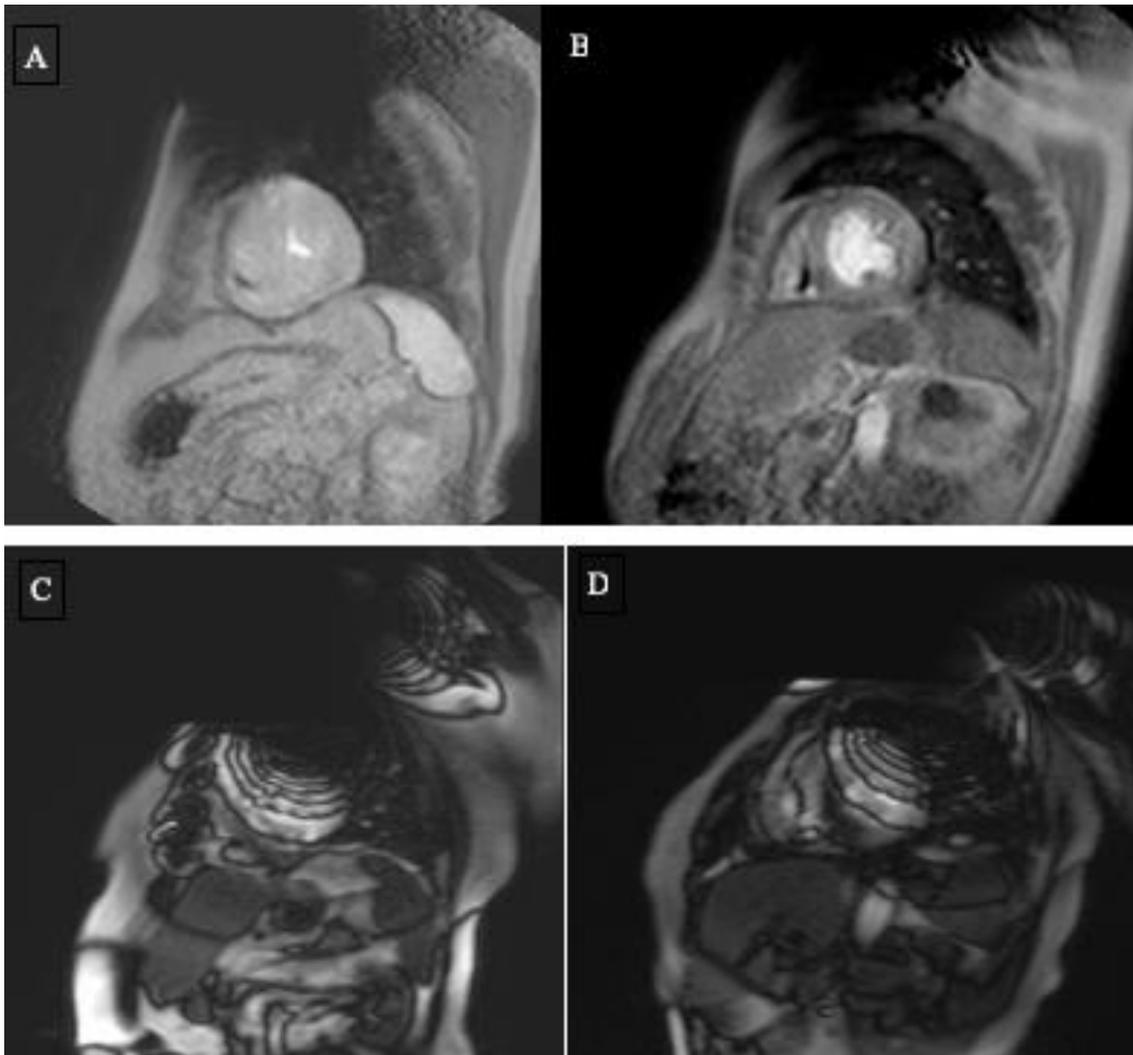


Figura 11- Imagens de perfusão miocárdica da RMC2: excelente qualidade de imagem (A e B); pobre qualidade da imagem com impossibilidade diagnóstica (C e D).

Tabela 13- Perfusão miocárdica – RMC2: Análise das imagens de perfusão por segmento

		Perfusão miocárdica– RMC2 Pontuação 3 a 5 - Diagnóstica			
		n	% diagnóstica	Média	dp
Análise por Segmento	1	3	13,6	4,67	0,58
	2	5	22,7	4,60	0,55
	3	12	54,5	3,92	0,90
	4	9	40,9	4,11	0,78
	5	8	36,4	4,00	0,76
	6	4	18,2	4,50	0,58
	7	4	18,2	4,25	0,96
	8	5	22,7	4,60	0,55
	9	10	45,5	3,90	0,88
	10	10	45,5	4,00	0,82
	11	7	31,8	4,29	0,76
	12	4	18,2	4,25	0,96
	13	4	18,2	4,50	0,58
	14	8	36,4	4,00	0,93
	15	9	40,9	4,44	0,73
	16	5	22,7	4,40	0,55
Média RT			30,4	4,20	0,77
Análise por Parede de VE	Anterior		16,7	4,45	0,69
	Inferior		42,4	4,18	0,77
	Lateral		25,5	4,25	0,70
	Septal		36,4	4,10	0,84

RMC2= ressonância magnética cardíaca pós-implante do CDI; RT= realce tardio; VE= ventrículo esquerdo

A taxa diagnóstica nos segmentos de VE foi 30,4% e, neste grupo a pontuação média foi $4,20 \pm 0,77$. Quando analisado por parede de VE, a taxa diagnóstica (3 a 5 pontos) na perfusão miocárdica foi: 16,7% na parede

anterior; 25,5% na lateral; 42,4% na inferior e 36,4% na septal. O ápex não foi avaliado nesta sequência de imagem. (Tabela 13)

4.3.4.4 Imagens em corte único da ressonância magnética cardíaca do paciente com cardioversor desfibrilador implantável condicional

Com relação às imagens analisadas em corte único na RMC2: (Tabela 14)

4.3.4.4.1 Mapa T1

A sequência de Mapa T1 em RMC de portadores de CDI mostrou 100% de imagens com significativo impacto de artefatos na avaliação da anatomia cardíaca e impossibilidade diagnóstica com taxa diagnóstica nula. (Figura 12)

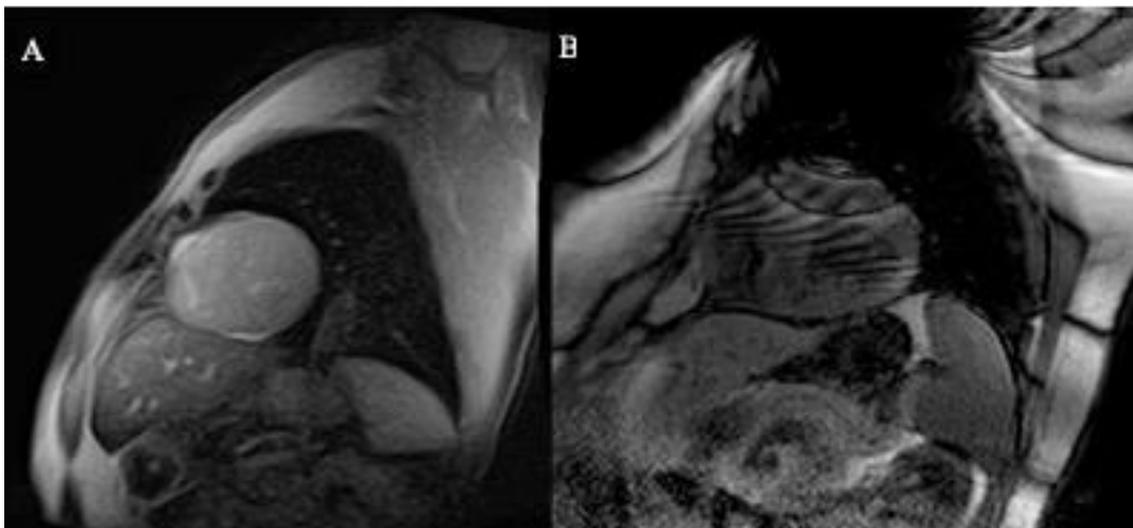


Figura 12- Imagens de mapa T1: excelente qualidade de imagem da RMC1 (A); pobre qualidade de imagem com impossibilidade diagnóstica na RMC2 (B).

4.3.4.4.2 Mapa de fluxo

A aquisição de mapa de fluxo apresentou taxa diagnóstica de 68,2% sendo 45,5% das imagens classificadas com presença de poucos artefatos, sem impacto na qualidade diagnóstica e 13,6% com excelente qualidade de imagem. (Figura 13)

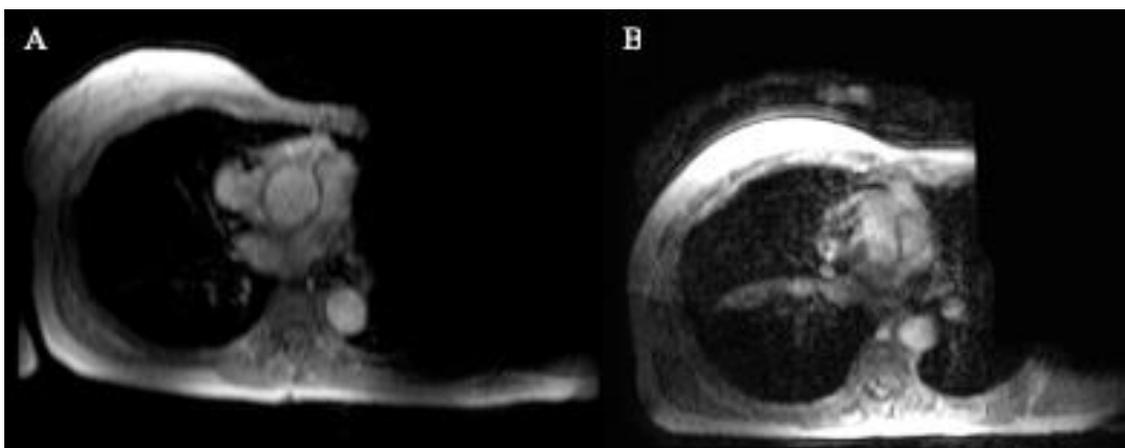


Figura 13- Imagem de mapa de fluxo da RMC2: excelente qualidade de imagem com 5 pontos na avaliação (A); pobre qualidade de imagem com impossibilidade diagnóstica (B).

4.3.4.4.3 Spin-eco rápido triple anatômico

As sequências de FSE triple anatômico demonstraram taxa diagnóstica de 77,3%. Em 10 pacientes (45,5%) houve moderada interferência de artefatos e capacidade diagnóstica limítrofe. (Figura 14)

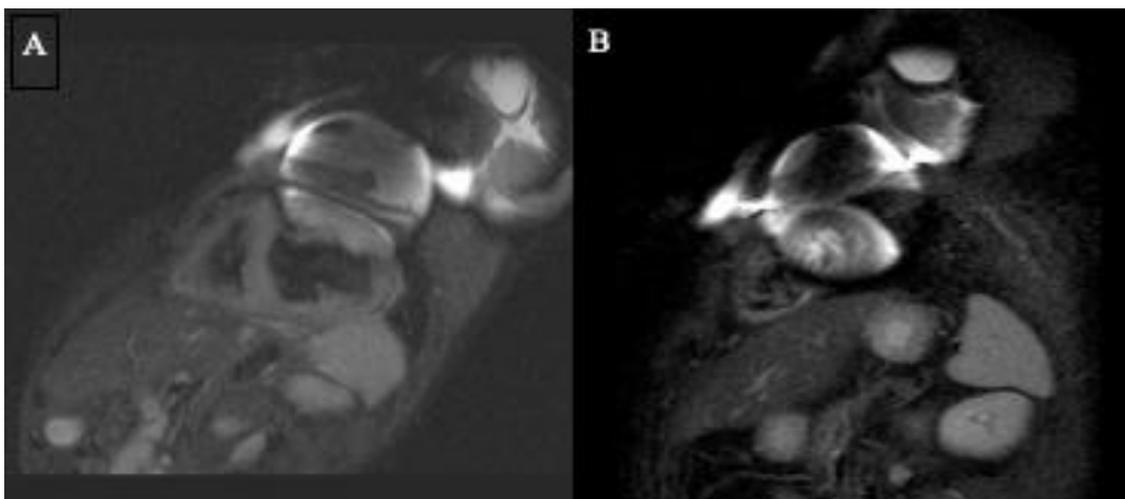


Figura 14- Imagens de FSE triplo anatômico da RMC2: boa qualidade de imagem com 4 pontos na avaliação (A); pobre qualidade de imagem com impossibilidade diagnóstica (B).

4.3.4.4.4 *Spin-eco rápido triple edema*

A taxa diagnóstica nas sequências de FSE *triple edema* foi de apenas 9,0%. O exame mostrou impossibilidade diagnóstica em 81,8% da amostra e impacto na capacidade diagnóstica em 9,1%, totalizando 90,9% de imagens não diagnósticas por esta técnica. (Figura 15)

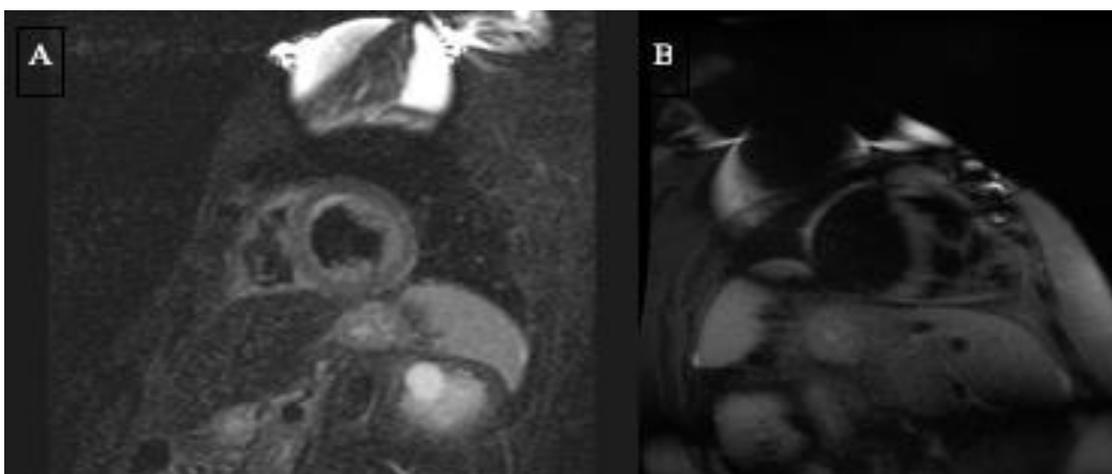


Figura 15- Imagens de FSE triple edema da RMC2: único exame da amostra que recebeu 5 pontos, excelente qualidade de imagem (A); pobre qualidade de imagem com impossibilidade diagnóstica (B).

4.3.4.4.5 *Spin-eco rápido double IR*

As imagens de *double IR* obtiveram taxa diagnósticas de 77,3%. Houve predomínio de imagens pontuadas no limite diagnóstico (40,9%), ou com artefato, porém sem impacto na qualidade diagnóstica (36,4%).

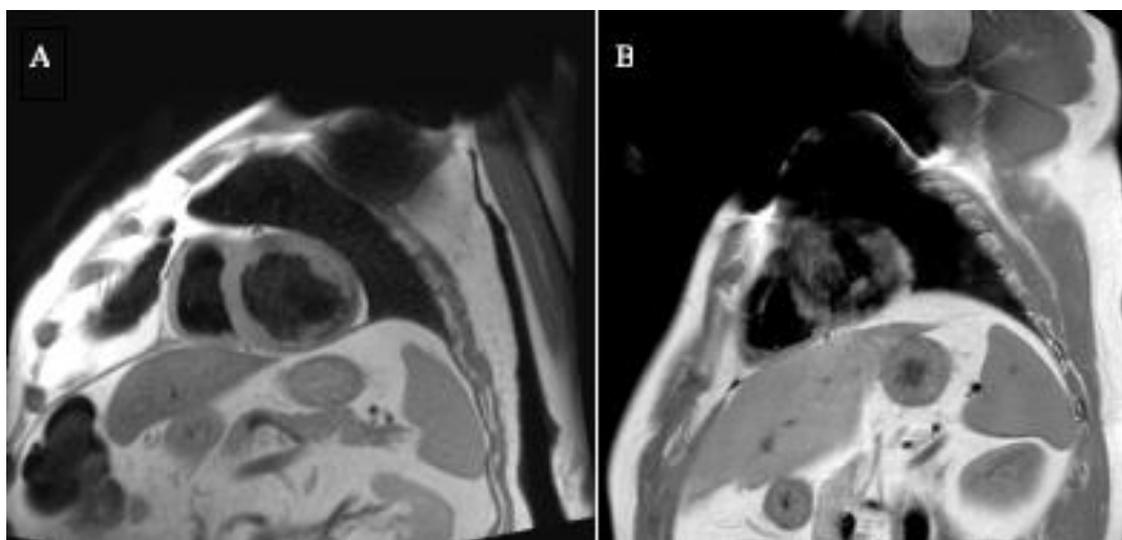


Figura 16- Imagens de FSE *double IR* da RMC2: boa qualidade de imagem com 4 pontos na avaliação (A); pobre qualidade de imagem com impossibilidade diagnóstica (B).

As sequências de imagem avaliadas em corte único receberam pontuação única em cada paciente. A distribuição por pontuação para cada sequência está expressa na tabela 14.

Tabela 14- RMC2: Análise das imagens em corte único

RMC2 Imagem	Pontuação					
		1	2	3	4	5
Mapa T1	n	22	0	0	0	0
	%	100,0	0,0	0,0	0,0	0,0
Mapa de fluxo	n	3	4	2	10	3
	%	13,6	18,2	9,1	45,5	13,6
FSE triple anatômico	n	3	2	10	6	1
	%	13,6	9,1	45,5	27,3	4,5
FSE triple edema	n	18	2	1	0	1
	%	81,8	9,1	4,5	0,0	4,5
FSE double IR	N	4	1	9	8	0
	%	18,2	4,5	40,9	36,4	0,0

RMC2= ressonância magnética cardíaca pós-implante do CDI; FSE= *fast spin echo* ou spin-eco rápido

4.3.4.5 Imagens de gradiente-eco após implante do cardioversor desfibrilador implantável condicional

Sequências de CINE GRE foram realizadas em 6 pacientes para análise comparativa de qualidade com imagens de SSFP. As imagens da RMC2 adquiridas por CINE GRE apresentaram média de $3,31 \pm 1,27$ pontos por segmento. A avaliação quando agrupada por parede de VE mostrou na parede anterior pontuação média de $3,11 \pm 1,10$ e na parede inferior média de $3,47 \pm 1,31$. A análise dos segmentos e demais paredes de VE segue na Tabela 15.

Tabela 15- CINE GRE- RMC2: pontuação dos segmentos e paredes de VE

		CINE GRE-RMC2		
		n	Média	dp
Análise por Segmento	1	6	2,38	1,19
	2	6	2,75	1,58
	3	6	2,75	1,58
	4	6	2,75	1,58
	5	6	2,75	1,58
	6	6	2,50	1,41
	7	6	3,50	0,55
	8	6	3,83	0,75
	9	6	4,17	0,75
	10	6	4,17	0,75
	11	6	4,17	0,75
	12	6	4,00	0,89
	13	5	3,80	0,84
	14	5	3,80	0,84
	15	5	3,80	0,84
	16	5	3,80	0,84
	17	5	3,00	1,22
Média SSFP			3,31	1,27
Análise por Parede de VE	Anterior		3,11	1,10
	Inferior		3,47	1,31
	Lateral		3,33	1,34
	Septal		3,36	1,32
	Ápex		3,00	1,22

RMC2= ressonância magnética cardíaca pós-implante do CDI

A taxa diagnóstica por segmento de VE foi 85,5% e, neste grupo a pontuação média foi $3,80 \pm 0,75$. (Tabela 16)

Analisando por parede de VE a taxa de imagens diagnósticas (3 a 5 pontos) por paredes de VE foi: 84,2% na parede anterior; 81,8% na parede lateral; 81,8% septal; 84,2% na inferior e 80,0% no ápex. (Tabela 16)

Tabela 16- CINE GRE – RMC2: análise segmentar e por parede das imagens diagnósticas.

		CINE GRE –RMC2			
		Pontuação 3 a 5 - Diagnóstica			
		n	% diagnóstica	Média	dp
Análise por Segmento	1	5	62,5	3,20	0,45
	2	5	62,5	3,80	0,84
	3	5	62,5	3,80	0,84
	4	5	62,5	3,80	0,84
	5	5	62,5	3,80	0,84
	6	5	62,5	3,40	0,89
	7	6	100,0	3,50	0,55
	8	6	100,0	3,83	0,75
	9	6	100,0	4,17	0,75
	10	6	100,0	4,17	0,75
	11	6	100,0	4,17	0,75
	12	6	100,0	4,00	0,89
	13	5	100,0	3,80	0,84
	14	5	100,0	3,80	0,84
	15	5	100,0	3,80	0,84
	16	5	100,0	3,80	0,84
	17	4	80,0	3,50	0,58
Média SSFP			85,5	3,80	0,75
Análise por Parede de VE	Anterior		84,2	3,50	0,63
	Inferior		84,2	3,94	0,77
	Lateral		81,8	3,85	0,81
	Septal		81,8	3,89	0,75
	Ápex		80,0	3,50	0,58

RMC2= ressonância magnética cardíaca pós-implante do CDI

4.4 Variáveis e correlações

Os valores das medidas antropométricas, vetores da imagem cardíaca e diâmetros dos artefatos para a análise de correlações com a qualidade de imagem estão descritos na Tabela 17.

Tabela 17- Medidas antropométricas e diâmetro dos artefatos

Medida	n	Média	dp	Mediana	Mínimo	Máximo
∅ AP (cm)	22	22,41	2,82	22,55	17,88	28,22
∅ LL (cm)	22	32,78	2,24	33,15	28,89	36,15
Altura torácica (cm)	22	24,70	2,05	24,75	21,29	29,04
Vetor X (cm)	22	9,06	1,44	9,11	6,86	13,09
Vetor Y (cm)	22	6,74	1,53	6,85	2,06	9,20
Hipotenusa	22	11,41	1,09	11,61	9,47	13,25
Diâmetro do artefato						
∅ Artefato gerador (mm)	22	100,48	12,69	101,71	60,85	117,40
Artefato cabo-eletrodo(mm)						
∅ Menor	22	12,64	3,70	11,36	7,30	23,90
∅ Maior	22	20,97	5,13	21,07	13,49	29,43
∅ SSFP	22	13,64	3,23	13,57	7,50	18,50
∅ GRE	6	11,76	1,14	12,39	10,00	13,00
∅ RT	18	13,80	2,80	12,87	10,00	21,25
∅ Perfusão miocárdica	20	13,74	3,08	13,27	9,00	22,25
∅ Mapa de fluxo	10	16,51	4,91	15,59	13,00	30,00

AP=ântero-posterior; LL=látero-lateral; ∅= diâmetro; SSFP= *steady-state free precession*; RT= realce tardio; GRE= gradiente-eco

Foram testadas correlações entre as sequências de imagem utilizadas e o grau de artefatos nas paredes de VE com relação ao vetor x, vetor y,

hipotenusa, distância do centro do artefato ao diafragma, diâmetro dos artefatos do gerador e dos cabos-eletrodo.

Houve correlação positiva significativa entre a imagem de CINE SSFP das paredes anterior, lateral e septal de VE com a altura do paciente e, entre o vetor x e as paredes inferior, lateral e septal de VE. A presença de correlação negativa foi identificada entre o vetor y e a parede inferior de VE e, entre o DDVE e a parede lateral de VE.

Tabela 18- Correlações significativas da análise das imagens de CINE na RMC2

Parede de VE		RMC2 - SSFP			
		Altura (m)	Vetor X (cm)	Vetor Y (cm)	DDVE (mm)
Anterior	r	0,466	0,305	-0,183	-0,221
	p	0,029	0,168	0,415	0,322
	n	22	22	22	22
Inferior	r	0,382	0,475	-0,434	-0,150
	p	0,080	0,025	0,044	0,505
	n	22	22	22	22
Lateral	r	0,568	0,484	-0,367	-0,420
	p	0,006	0,023	0,093	0,052
	n	22	22	22	22
Septal	r	0,470	0,439	-0,262	-0,134
	p	0,027	0,041	0,239	0,553
	n	22	22	22	22

RMC2= ressonância magnética cardíaca pós-implante do CDI; SSFP= *steady-state free precession*;

A análise nas sequências de perfusão miocárdica identificou uma correlação positiva entre o vetor x e a parede lateral de VE. Ainda na pesquisa de correlações, houve correlação negativa entre o DDVE e a parede anterior nas sequências de RT e perfusão miocárdica. (Tabela 19)

Tabela 19- Correlações significativas da análise das imagens de RT e perfusão miocárdica na RMC2.

Parede de VE	Sequência	Perfusão miocárdica		Realce tardio
		Vetor X (cm)	DDVE (mm)	DDVE (mm)
Anterior	r	0,352	-0,451	-0,451
	p	0,108	0,035	0,035
	n	22	22	22
Inferior	r	0,416	-0,382	-0,382
	p	0,054	0,080	0,080
	n	22	22	22
Lateral	r	0,481	-0,130	-0,130
	p	0,023	0,565	0,565
	n	22	22	22
Septal	r	0,411	-0,091	-0,091
	p	0,057	0,688	0,688
	n	22	22	22

4.5 Eventos Adversos

Não foram observados eventos adversos relacionados à realização dos exames de RMC tais como: movimentação do DCEI (gerador e cabo-eletrodo), ativação ou dano da chave magnética, reprogramação espúria e inibição ou reversão assíncrona do gerador, indução de corrente através dos cabos-eletrodo, estimulação em frequência e energia determinada pelo campo, aquecimento do sistema, ativação de terapias anti-taquicardia e alterações na carga da bateria.

Não foram documentados episódios de taquiarritmias durante a realização da RMC.

Não ocorreram complicações de qualquer natureza relacionadas à estimulação e não foram registrados eventos claustrofóbicos ou qualquer outra queixa pelos pacientes.

Em um caso que inadvertidamente adentrou o ambiente de RM sem prévia ativação do modo RM do CDI, foi emitido o sinal vibratório e auditivo de segurança do dispositivo. A interrogação telemétrica e os testes funcionais demonstraram que não ocorreram alterações funcionais do dispositivo.

5. Discussão

De nosso conhecimento, este estudo é o primeiro a demonstrar que diferentes graus de artefatos de suscetibilidade podem comprometer fortemente a interpretação das imagens de várias sequências de RMC utilizadas na prática clínica, em pacientes com CDI condicional. De fato, as imagens adquiridas pela RMC durante realização do exame após implante de CDI, comparadas às do exame prévio, apresentaram distorções que, de alguma forma, comprometeram a interpretação dos achados.

A frequência e a intensidade, não esperada, destes artefatos foram observadas já nas primeiras abordagens, por ocasião de realização da sequência habitual de planos localizatórios, dificultando a identificação das estruturas cardíacas de referência para o exame.

As melhores aquisições foram observadas nas técnicas de FSE com sangue escuro, em que ocorre saturação sanguínea por duplo pulso de inversão-recuperação, chamadas de *double IR* (FSE *double IR*) e *spin-eco* rápido com sangue escuro e saturação de gordura, obtidos pelo uso de três pulsos de inversão-recuperação preparatórios, conhecida como *triple IR* (FSE *triple IR*). Com a observação de que as sequências de FSE sofriam menos interferência, passou-se a utilizá-las como padrão localizatório inicial, facilitando a aquisição das imagens.

As imagens adquiridas na RMC1 realizada na rotina clínica do InCor e composta por imagem de CINE SSFP e RT, apresentaram boa ou excelente qualidade de imagem. Em alguns casos ocorreu artefato de imagem, mas a avaliação diagnóstica não foi comprometida; as características desses artefatos sugerem ser secundários à movimentação corporal ou respiratória.

Os achados do presente estudo, a respeito da análise de imagens adquiridas na RCM2, nas sequências de múltiplos cortes (17 segmentos), de um modo geral, corroboraram as evidências de outros estudos, de que as paredes anterior e lateral são mais afetadas por artefatos de suscetibilidade.^{19,20} Nesses estudos, a técnica de CINE SSFP foi invariavelmente utilizada como ferramenta diagnóstica. O presente estudo demonstrou também a presença de artefatos utilizando sequências de RT e de perfusão miocárdica.

Alguns estudos^{32,19,21,26} demonstraram que as aquisições da CINE pela técnica SSFP apresentam maior taxa de imagens não-diagnósticas, quando comparadas às sequências de gradiente-eco convencional (GRE). Nesses estudos, foi demonstrado que esta última técnica – pouco utilizada atualmente por apresentar qualidade inferior à SSFP – registrou menor taxa de interferência por artefatos de suscetibilidade.

Por essas evidências, decidiu-se acrescentar a técnica CINE GRE no protocolo, mas foi possível aplicá-la somente em seis pacientes sendo que, no presente estudo não foi possível confirmar tal observação já que, na amostra selecionada as pontuações foram semelhantes, não havendo diferença significativa entre as imagens analisadas por essas duas técnicas.

É importante destacar que os artefatos de suscetibilidade estão visualmente associados à presença do gerador. Os artefatos causados pela presença dos cabos-eletrodo são visualizados no interior do VD sem comprometer a avaliação da imagem ventricular.

A importância clínica do exame de RMC nos pacientes do presente estudo foi bem marcada pela avaliação da taxa diagnóstica. A nosso ver, trata-

se de um índice que define a possível contribuição do exame no contexto da doença. Pontuações elevadas (3 a 5) foram consideradas diagnósticas e isso ocorreu com 82,32% de imagens de CINE, valor muito mais expressivo em relação as outras técnicas de cortes múltiplos. Entretanto, enquanto a média de pontuação das imagens diagnósticas na CINE foi de 3,4 pontos, no RT a média nas imagens diagnósticas foi de 4,1 pontos e, na perfusão miocárdica foi de 4,2 pontos.

Assim, sumariamente, é possível afirmar que o RT e a perfusão miocárdica proporcionam menor taxa diagnóstica, mas quando isso ocorre, a qualidade é boa. Por outro lado, a CINE apresenta maior taxa diagnóstica com imagens de qualidade limítrofe.

Ademais, é importante destacar os principais resultados da análise de correlações entre dados antropométricos e anatômicos com qualidade das imagens, que podem auxiliar na predição dos melhores achados do exame de RMC. A principal correlação positiva, entre a altura do paciente e qualidade da imagem nas paredes anterior, lateral e septal demonstram que quanto mais alto for o indivíduo, melhores serão as imagens nessas paredes, achado compatível com a maior distância entre o gerador do CDI e o coração. Assim também, a correlação positiva do vetor x com as paredes inferior, lateral e septal do VE demonstram que quanto mais lateral estiver a ponta de VE, melhores serão as imagens nestas regiões. Por outro lado, a correlação negativa e significativa entre o vetor y e a parede inferior do VE, deixa claro que quanto mais anterior estiver a ponta do VE, menor será o impacto de artefatos nas imagens da parede inferior.

Com relação aos aspectos de segurança do paciente portador de CDI condicional, o presente estudo deixou claro que o protocolo Institucional é efetivo porque não ocorreram manifestações clínicas ou registro de alterações eletrocardiográficas associadas à realização da RCM2. De fato, a análise dos testes funcionais pré e pós RMC2, contemplando medidas telemétricas dos limiares de estimulação e sensibilidade, impedância dos cabos-eletrodo de estimulação e de choque, carga da bateria e registro de arritmias não demonstraram qualquer variação significativa.

Adicionalmente ao aspecto de segurança, deve-se destacar a contribuição da vivência prática obtida no decorrer do estudo com implicação na melhora da assistência aos pacientes. Isto porque, documentou-se durante a RMC2 do primeiro paciente, elevado tempo de programação em modo RM (206 minutos), fator de desproteção por inativação das terapias do CDI. Com isso, otimizou-se o fluxo/logística de monitoramento, o processo de programação e os testes funcionais do CDI, obtendo redução expressiva do tempo médio para 79,63 minutos (mínimo de 58 e máximo de 111 minutos).

Conclui-se que a melhor estratégia consiste em realizar os testes de integridade e a programação do CDI no ambiente da RM, em sala preparatória, minutos antes da entrada do paciente na sala do exame e, logo após a finalização do mesmo.

5.1 Limitações do estudo

Trata-se de estudo piloto com número reduzido de pacientes, que com maior casuística, possivelmente documentasse maior número de correlações com variáveis de interesse.

O presente estudo não pôde utilizar *softwares* de RM como *wideband*,^{21,22,26} com capacidade de minimizar ou mesmo anular interferências ferromagnéticas e seus artefatos. Esta tecnologia está restrita aos poucos centros desenvolvedores, e ainda não há perspectiva de acessibilidade para o sistema de saúde devido aos seus custos.

5.2 Considerações finais

O desenvolvimento tecnológico e a redução quantitativa do material ferromagnético utilizado na fabricação dos DCEI atingiu importante impacto clínico na vida de seus portadores. Permitiu o acesso ao exame de RM e, principalmente, com controle de segurança. Entretanto, os portadores de CDI permanecem com limitações relacionadas à qualidade técnica das imagens de RMC.

Os resultados deste estudo permitem afirmar que o maior impacto na qualidade da imagem é decorrente de artefatos de suscetibilidade gerados pela carcaça do dispositivo e que esforços são necessários para o desenvolvimento de dispositivos que preservem o bom desempenho terapêutico do CDI, porém, com maior redução do componente ferromagnético.

A pesquisa de novos materiais, ou a mudança no projeto do gerador podem ser exploradas buscando ainda maior redução do componente ferromagnético.

Assim, atualmente, para que os pacientes possam se beneficiar das informações adquiridas através da RMC, principalmente quanto a caracterização e quantificação de fibrose^{27,30}, julga-se razoável recomendar que os pacientes com indicação para implante de CDI façam o exame no pré-operatório e tenham tais informações disponíveis para futura necessidade.

6. Conclusões

Este estudo piloto, realizado em portadores de CDI condicional submetidos ao exame de RMC, demonstrou que:

- A qualidade das imagens e a capacidade diagnóstica do exame de RMC estão comprometidas por artefatos de suscetibilidade, presentes, sobretudo, nas paredes anterior e lateral de VE. Há correlações estatisticamente significativas entre dados antropométricos e anatômicos que podem prever a qualidade da imagem.
- A segurança dos pacientes foi preservada, sem documentação de eventos adversos clínicos ou funcionais do CDI.

Esses achados sugerem que é necessário realizar outras investigações, visando otimizar o papel da RMC nos portadores de CDI condicional.

7. Referências Bibliográficas

- 1- Rai V, Agrawal DK. Role of risk stratification and genetics in sudden cardiac death. *Can J Physiol Pharmacol*. 2017;95(3):225-238.
- 2- Robert O. Bonow, Douglas L. Mann, Douglas P. Zipes, Peter Libby. Braunwald's Heart Disease. Ed 9, *Elsevier Health Sciences*, 2011. Pág 864. ISBN: 1437727700, 978143772770.
- 3- van Welsenes GH, Borleffs CJ, van Rees JB, Atary JZ, Thijssen J, van der Wall EE, et al. Improvements in 25 Years of Implantable Cardioverter Defibrillator Therapy. *Neth Heart J*. 2011;19: 24-30.
- 4- Moss AJ, Zareba W, Hall WJ, Klein H, Wilber DJ, Cannom DS, Daubert JP, et al. Multicenter Automatic Defibrillator Implantation Trial II Investigators. Prophylactic implantation of a defibrillator in patients with myocardial infarction and reduced ejection fraction. *N Engl J Med* 2002; 346:877–883.
- 5- Tofield A. Practical approach makes new ESC Cardiac Pacing and Cardiac Resynchronization Therapy Guidelines accessible to all. *Eur Heart J* - 2013;34;2281–2329.
- 6- Mozaffarian D, Benjamin EJ, Go AS, Arnett DK, Blaha MJ, Cushman M, et al. Heart disease and stroke statistics – 2016 Update A report from the *American Heart Association*. *Circulation*. 2016 Jan 26;133(4):e38-360.
- 7- ABEC/DECA – Associação Brasileira de Arritmia, Eletrofisiologia e Estimulação Cardíaca / Departamento de Estimulação Cardíaca Artificial da Sociedade Brasileira de Cirurgia Cardiovascular (SBCCV) (<http://www.deca.org.br/Medica/RBM.aspx>). Acesso em 16 de novembro de 2016.

- 8- American Society for testing and materials. Standard Practice for Marking Medical Devices and Other Items for Safety in the Magnetic Resonance Environment, ASTM International, West Conshohocken, PA, 2013, (www.astm.org) <http://www.astm.org/cgi-bin/resolver.cgi?F2503-13>.
- 9- Greulich S, Arai AE, Sechtem U, Mahrholdt H. Recent advances in cardiac magnetic resonance imaging. *F1000 Res.* 2016; 7;5
- 10- Fernandes JL, Rochitte CE, Nomura CH, Filho CF, Pinto IM, Nacif MS, et al. Ressonância e tomografia cardiovascular. Seção I, capítulo 1: princípios gerais de ressonância magnética e física. Editora Manole, 2013; (1);3 -12.
- 11-Kalin, R. Stanton, MS. Current Clinical Issues for MRI Scanning of Pacemaker and Defibrillator Patients. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2005; 28 (4):326–328.
- 12-Nazarian S, Hansford R, Roguin A, Goldsher D, Zviman MM, Lardo AC, et al. A prospective evaluation of a protocol for magnetic resonance imaging of patients with implanted cardiac devices. *Ann Intern Med.* 2011;4;155 (7):415-424.
- 13-Wollmann CG, Steiner E, Vock P, Ndikung B, Mayr H. Monocenter feasibility study of the MRI compatibility of the Evia pacemaker in combination with Safio S pacemaker lead. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2012;25;14:67.
- 14-Madureira AJ, Ramos I. Cardiovascular Nuclear Magnetic Resonance: present indications and future perspectives. *Rev Port Cir Cardiotorac Vasc.* 2005;12(3):157-62.

- 15-Gaztanaga J, Paruchuri V, Elias E, Wilner J, Islam S, Sawit S, et al. Prognostic value of late gadolinium enhancement in nonischemic cardiomyopathy. *Am J Cardiol.* 2016;1;118(7):1063-8.
- 16-Xu R, Athavale P, Nachman A, Wright GA. Multiscale registration of real-time and prior MRI data for image-guided cardiac interventions. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2014;61(10):2621-32.
- 17-Cochet H, Komatsu Y, Sacher F, Jadidi AS, Scherr D, Riffaud M, et al. Haïssaguerre M, Jaïs P. Integration of merged delayed-enhanced magnetic resonance imaging and multidetector computed tomography for the guidance of ventricular tachycardia ablation: a pilot study. *J Cardiovasc Electrophysiol,* 2013;24(4):419-26.
- 18-NJeim M, Yokokama M, Frank L, Crawford T, Good E, Morady F, et al. Value of Cardiac Magnetic Resonance Imaging in Patients With Failed Ablation Procedures for Ventricular Tachycardia. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology* 2016; (2):183-189.
- 19-Mesubi O, Ahmad G, Jeudy J, Jimenez A, Kuk R, Saliaris A, et al. Impact of ICD artifact burden on late gadolinium enhancement cardiac MR imaging in patients undergoing ventricular tachycardia ablation. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2014;37(10):1274-83.
- 20-Raphael CE, Vassiliou V, Alpendurada F, Prasad SK, Pennell DJ, Mohiaddin RH. Clinical value of cardiovascular magnetic resonance in patients with MR-conditional pacemakers. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging.* 2016;17(10):1178-85.
- 21-Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, Jacobs AK, Kaul S, Laskey WK, et al. American Heart Association Writing Group on Myocardial Segmentation

- and Registration for Cardiac Imaging. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart. A statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. *J Nucl Cardiol.* 2002;9(2):240-5.
- 22-Rosner, B. Fundamentals of Biostatistics - Boston, PWS Publishers, Second edition, 1986, 584pp.
- 23-Vassiliou VS, Cameron D, Prasad SK, Gatehouse PD. Magnetic resonance imaging: Physics basics for the cardiologist. *JRSM Cardiovasc Dis.* 2018;22;7:204800401877223.
- 24-Russo RJ. Determining the risks of clinically indicated nonthoracic magnetic resonance imaging at 1.5 T for patients with pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators: rationale and design of the MagnaSafe Registry. *Am Heart J.* 2013;165(3):266–272.
- 25-Hilbert S, Jahnke C, Loebe S, Oebel S, Weber A, Spampinato R, et al. Cardiovascular magnetic resonance imaging in patients with cardiac implantable electronic devices: a device-dependent imaging strategy for improved image quality. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging.* 2018;1;19(9):1051-1061.
- 26-Schwittler J, Gold MR, Al Fagih A, Lee S, Peterson M, Ciuffo A, et al. Image Quality of Cardiac Magnetic Resonance Imaging in Patients With an Implantable Cardioverter Defibrillator System Designed for the Magnetic Resonance Imaging Environment. *Circ Cardiovasc Imaging.* 2016;9(5).
- 27-Bhuva AN, Kellman P, Graham A, Ramlall M, Boubertakh R, Feuchter P, et al. Clinical impact of cardiovascular magnetic resonance with optimized

- myocardial scar detection in patients with cardiac implantable devices. *Int J Cardiol.* 2019;15;279:72-7.
- 28-Russo RJ, Costa HS, Silva PD, Anderson JL, Arshad A, Biederman RW, et al. Assessing the risks associated with MRI in patients with a pacemaker or defibrillator. *N Engl J Med.* 2017;376:755–764.
- 29-Jablonowski R, Chaudhry U, van der Pals J, Engblom H, Arheden H, Heiberg E, et al. Cardiovascular Magnetic Resonance to Predict Appropriate Implantable Cardioverter Defibrillator Therapy in Ischemic and Nonischemic Cardiomyopathy Patients Using Late Gadolinium Enhancement Border Zone: Comparison of Four Analysis Methods. *Circ Cardiovasc Imaging.* 2017;10(9).
- 30-Harris PA, Taylor R, Thielke R, Payne J, Gonzalez N, Conde JG. Research Electronic Data Capture (REDCap) - A metadata-driven methodology and workflow process for providing translational research informatics support. *J Biomed Inform.* 2009; 42(2): 377–381.
- 31- <https://projectredcap.org> / sistema REDCap (Research Eletronic Data Capture) hospedado no Servidor do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo – HCFUSP.
- 32-Eyal A, Ariel Roguin A. Magnetic resonance imaging in patients with cardiac implantable electronic devices. *Circulation.* 2015;132:e176-e178.
- 33-Lobodzinski SS. New drugs and technologies in cardiology: Recent innovations in the development of magnetic resonance imaging conditional pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators. *Cardiol J.* 2012;19(1):98-104.