

**Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" - UNESP**

**Instituto de Biociências**

**Campus Botucatu**

**Instrumentação em Imagenologia**

**Jomar Bena Galves Junior**

**Tomografia computadorizada e ressonância magnética  
aplicados no diagnóstico em casos de dissecação de  
aorta.**

Trabalho de Conclusão de Curso

Volume I

Botucatu  
2016

Jomar Bena Galves Junior

**Tomografia computadorizada e ressonância magnética  
aplicados no diagnóstico em casos de dissecação de  
aorta.**

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", campus Botucatu como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Bacharel em Ciências Biomédicas.

Orientador: Sergio Marrone Ribeiro  
Coorientador: José Luiz Rybarczyk Filho

Volume I

Botucatu  
2016

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÊC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.  
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CÂMPUS DE BOTUCATU - UNESP  
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: ROSEMEIRE APARECIDA VICENTE-CRB 8/5651

Galves Junior, Jomar Bena.

Tomografia computadorizada e ressonância magnética aplicados no diagnóstico em casos de dissecação de aorta / Jomar Bena Galves Junior. - Botucatu, 2015

Trabalho acadêmico (relatório de estágio - Ciências Biomédicas) - Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Instituto de Biociências de Botucatu

Orientador: Sérgio Marrone Ribeiro

Coorientador: José Luiz Rybarczyk Filho

Capes: 40106004

1. Tomografia. 2. Ressonância magnética. 3. Diagnóstico por imagem. 4. Aorta - Doenças - Diagnóstico.

Palavras-chave: Aorta; Diagnóstico; Dissecação; Ressonância magnética; Tomografia computadorizada.

À todo e qualquer ser que possa desfrutar positivamente deste trabalho.

# Agradecimentos

Aos meus pais, Jeane e Jomar, meus irmãos, Juan e Janluca, família que se mantém forte e me dá forças para alcançar meus objetivos todos os dias, meu agradecimento mais especial, por cada palavra de conforto, de carinho e de ensinamento.

Aos meus tios , tias, primos e primas, e em especial aos meus avós, Sebastião, Inês, José e Carmem que sustentam a base familiar e me ensinaram muito do que sei em relação à vida e ao que significa viver.

Aos meus professores e tutores, todos sem exceção que de alguma forma contribuíram para minha formação intelectual.

Aos profissionais que me auxiliaram especificamente nesse trabalho, orientado-res, médicos, biomédicos, enfermeiros, auxiliares e secretários do Hospital das Clínicas de Botucatu.

Por último e não menos importante, a UNESP, instituição que me acolheu há alguns anos e me proporcionou um crescimento absurdo dentro e fora da sala de aula.

“Deveríamos fazer do comum algo de extraordinário e então nos surpreenderíamos descobrindo que está muito perto de nós a fonte de prazer que buscamos em algum lugar distante e difícil. Estamos muitas vezes a ponto de pisar na maravilhosa utopia mas acabamos olhando por cima dela com nosso telescópio.” (Ludwig Tieck)

# Resumo

Este trabalho avalia os prós e contras da utilização de Ressonância Magnética (RM) e Tomografia Computadorizada (TC) para diagnóstico e acompanhamento em casos de dissecação de aorta torácica e abdominal. As técnicas de diagnóstico atuais têm se apoiado muito em tecnologias que permitem a geração de imagens anatômicas e funcionais do corpo humano. Ressonância magnética e a tomografia computadorizada vêm se destacando e auxiliando não só diagnóstico e prognóstico mas também no acompanhamento de lesões nos diversos tecidos humanos. A tomografia computadorizada se baseia no uso de raio-x enquanto a ressonância magnética utiliza-se de propriedades nucleares naturais dos átomos de hidrogênio para aquisição de tais imagens. Assim como nos diversos campos médicos, a área vascular se apropria de tais métodos para diagnóstico de lesões como a dissecação de aorta. A aorta, maior artéria do corpo humano e suas patologias são objeto de estudo para promoção do bem estar dos pacientes. Concluiu-se que tanto a RM como a TC são suficientemente sensíveis para a detecção de dissecação de aorta. A ressonância magnética conta com a vantagem de não utilizar radiação ionizante, além de poder ser realizada em certos casos sem a utilização de meios de contraste endovenoso. No entanto, a tomografia computadorizada se mostra mais acessível a população, além de ser um método diagnóstico mais rápido, auxiliando nas situações de emergência.

**Palavras-chave:** Aorta, diagnóstico, dissecação, ressonância magnética, tomografia computadorizada.

# Abstract

This paper aims to evaluate pros and cons in using Magnetic Resonance Imaging (MRI) and Computed Tomography (CT) in the diagnosis and follow up of aortic dissection cases, both thoracic and abdominal. The two diagnostic techniques are based in technologies which allows the formation of anatomic and functional images of the human body. MRI and CT have become very useful helping not only in diagnosis and prognosis, but also in the follow up of several sort of human body tissues injuries. The CT technique uses x-ray while MRI uses hydrogen nuclear natural properties in order to proper imagen acquisition. As in various fields of the medicine, the vascular field appropriates from those methods for aortic dissection diagnosis. Aorta, the biggest artery of the human body and its pathologies are study objects in the interest of providing patient welfare. It was concluded that both MRI and CT are enough sensible in detection of aortic dissection. MRI has the advantage of being ionising radiation free, apart from the facility that it could be done without the use of intravenous contrast in certain cases. However, CT is more available for the population, besides being a faster method, useful in emergency situations.

**Key-words:** Aorta, computed tomography, diagnosis, dissection, magnetic resonance imaging.

# Sumário

|             |   |           |
|-------------|---|-----------|
| <b>1</b>    | <b>INTRODUÇÃO</b>   | <b>9</b>  |
| <b>2</b>    | <b>AORTA</b>  | <b>11</b> |
| <b>2.1</b>  | <b>Dissecção de Aorta</b>                                   | <b>11</b> |
| <b>2.2</b>  | <b>Classificação</b>  | <b>11</b> |
| <b>2.3</b>  | <b>Clínica da lesão</b>                                     | <b>12</b> |
| <b>2.4</b>  | <b>Epidemiologia</b>  | <b>12</b> |
| <b>3</b>    | <b>Tomografia Computadorizada</b>                           | <b>14</b> |
| <b>3.1</b>  | <b>Primeira Geração</b>                                     | <b>14</b> |
| <b>3.2</b>  | <b>Segunda Geração</b>                                      | <b>14</b> |
| <b>3.3</b>  | <b>Terceira Geração</b>                                     | <b>15</b> |
| <b>3.4</b>  | <b>Quarta geração</b>                                       | <b>15</b> |
| <b>3.5</b>  | <b>Aparelhos helicoidais</b>                                | <b>15</b> |
| <b>3.6</b>  | <b>Aparelhos multi-corte</b>                                | <b>15</b> |
| <b>3.7</b>  | <b>Componentes do sistema de Tomografia Computadorizada</b> | <b>16</b> |
| <b>3.8</b>  | <b>Parâmetros principais para aquisição</b>                 | <b>16</b> |
| <b>3.9</b>  | <b>Rotina</b>   | <b>16</b> |
| <b>3.10</b> | <b>Meio de contraste</b>                                    | <b>17</b> |
| <b>3.11</b> | <b>Artefatos</b>  | <b>17</b> |
| <b>3.12</b> | <b>Filtros e janelas</b>                                    | <b>18</b> |
| <b>4</b>    | <b>Ressonância Magnética</b>                                | <b>19</b> |
| <b>4.1</b>  | <b>Relaxação Longitudinal (T1)</b>                          | <b>19</b> |
| <b>4.2</b>  | <b>Relaxação Transversal (T2)</b>                           | <b>20</b> |
| <b>4.3</b>  | <b>Componentes do sistema de ressonância magnética</b>      | <b>20</b> |
| <b>4.4</b>  | <b>Parâmetros de aquisição</b>                              | <b>20</b> |
| <b>4.5</b>  | <b>Meio de contraste</b>                                    | <b>21</b> |
| <b>4.6</b>  | <b>Artefatos</b>  | <b>21</b> |
| <b>5</b>    | <b>Protocolos</b>   | <b>22</b> |
| <b>5.1</b>  | <b>Ressonância Magnética</b>                                | <b>22</b> |
| <b>5.2</b>  | <b>Tomografia computadorizada</b>                           | <b>23</b> |
| <b>6</b>    | <b>Comparação entre as metodologias</b>                     | <b>25</b> |
| <b>6.1</b>  | <b>Tomografia computadorizada</b>                           | <b>25</b> |
| <b>6.2</b>  | <b>Ressonância Magnética</b>                                | <b>26</b> |

**7            Considerações Finais .....27**

**Referências .....28**

# 1 INTRODUÇÃO

O conhecimento no campo das ciências da saúde tem caminhado rumo a um futuro onde os métodos diagnósticos terão a vantagem de serem precisos, rápidos e acessíveis. Na busca por métodos com tais características, a imagenologia médica aparece como uma opção aplicável ao diagnóstico de uma gama diversa de patologias.

Métodos de imagenologia estão cada vez mais presentes na rotina dos que exercem atividades relacionadas à saúde humana sendo decisivos na conclusão diagnóstica, diminuindo especulações incertas nos prognósticos e agilizando tomadas de decisões em prol primeiramente do paciente (HARTNELL, 2001). Tomografia Computadorizada (TC) e Ressonância Magnética (RM) são exemplos de métodos de aquisição de imagem que vêm sendo muito úteis, principalmente a partir da segunda metade do século XX quando se consolidaram na área médica (BALIGA et al., 2014), tanto na pré avaliação de lesões (das diversas regiões do corpo) como no acompanhamento pós operatório e no controle de tais lesões.

Embora bastante divergentes quanto aos princípios físicos utilizados em ambas as técnicas (que são explicados mais adiante neste trabalho) elas se mostram complementares e conseguem juntas suprir as necessidades diagnósticas específicas de diversas lesões e malformações possuindo em comum a característica vantajosa de serem técnicas não invasivas.

Doenças cardiovasculares, segundo a Organização Mundial da Saúde, têm estado entre as maiores causas de morte nos centros emergenciais e ambulatórios de todo o mundo. Desse modo, autores variados têm descrito protocolos de avaliações diagnósticas para tais afecções utilizando-se das tecnologias empregadas nos sistemas de ressonância magnética e tomografia computadorizada. Com dados epidemiológicos alarmantes para a sociedade em geral, os casos de dissecção de aorta tem apresentado incidência crescente (a dissecção de aorta é definida como a ruptura da camada íntima da artéria com conseqüente formação de um falso lúmen na parede do vaso pela separação da camada íntima e média da adventícia) (FISHER et al., 1994). A fisiopatologia e epidemiologia dessas ocorrências aparecerão ao longo deste trabalho.

Afim de auxiliar no diagnóstico e adequado tratamento em casos de dissecção de aorta, alguns autores encontraram na imagenologia algumas opções, dentre elas, a RM e TC.

A partir disso o seguinte trabalho tem por focos principais a descrição do histórico e dos princípios físicos de ambas as técnicas (RM e TC) assim como a exemplificação de protocolos utilizados para investigação de casos de dissecção de aorta, na finalidade

de comparar os métodos na avaliação diagnóstica deste tipo de lesão.

## 2 AORTA

A aorta é a principal artéria do corpo humano, recebendo fluxo sanguíneo à uma alta pressão direto do ventrículo esquerdo do coração. A aorta está ligada ao ventrículo esquerdo através de sua raiz ascendendo anteriormente, passando pelo arco aórtico e tomando sentido descendente e posterior. Essa porção denominada aorta descendente, dividida em porção supra diafragmática e infra-diafragmática termina na sua divisão em artérias ilíacas comuns direita e esquerda, próxima a pelve na altura da quinta vértebra lombar (L5). No percurso completo distribui sangue para segmentos vasculares importantes como tronco braquicefálico, artéria carótida comum esquerda, artéria subclávia esquerda, artéria frênica, tronco celíaco e artérias mesentéricas superior e inferior (NETTER, 2011).

Histologicamente a aorta apresenta do seu lúmen em três camadas importantes denominadas íntima, média e adventícia. A íntima é representada por um endotélio pavimentoso simples acompanhado de uma camada subendotelial de tecido conjuntivo frouxo (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2011). Placas concêntricas de fibras elásticas (compostas principalmente por elastina) e células de musculatura lisa formam a camada média da artéria. Poros dispersos nas placas de fibras elásticas auxiliam na difusão de nutrientes. Por último, a adventícia, contém também fibras elásticas, associadas no entanto, com colágeno do tipo I, produzido por células de musculatura lisa que circundam o vaso. Nesta última camada está presente a vasa vasorum, grupo de pequenas artérias e veias que irrigam a parede do grande vaso.

### 2.1 Dissecção de Aorta

No sentido clássico, dissecção de aorta (DA) indica ruptura da camada íntima do vaso criando um conseqüente fluxo falso que descola as camadas íntima ou média da adventícia, formando assim um falso lúmen. A propagação da dissecção pode ocorrer no mesmo sentido do fluxo original (anterógrada), ou no sentido contrário (retrógrada), envolvendo ou não os demais segmentos vasculares que partem da aorta (MACURA et al., 2003).

### 2.2 Classificação

Os casos são classificados por dois sistemas:

-Stanford:

A: Aorta ascendente com ou sem acometimento da aorta descendente.

B: Acometimento apenas da aorta descendente.

-De Bakey:

I: Acometendo toda extensão da aorta, da raiz a bifurcação ilíaca.

II: Limitada à aorta descendente.

IIIa: Acometendo aorta descendente e limitada à porção supra diafragmática.

IIIb: Acometendo aorta descendente se estendendo além do diafragma ou apenas na porção abdominal.

## 2.3 Clínica da lesão

O principal sintoma de DA é dor aguda anterior, nos casos de dissecação acometendo a porção ascendente da aorta, ou interescapular quando acometendo a porção descendente da mesma (muitas vezes isso leva ao diagnóstico precoce errôneo de infarto do miocárdio). O prognóstico varia de acordo com extensão da dissecação e acometimento ou não de ramos colaterais da aorta. Esses fatores podem levar a disfunções secundárias como tamponamento cardíaco, insuficiência renal aguda, acidente vascular cerebral, infarto do miocárdio e isquemia visceral e de membros. O acometimento de ramos que irrigam o lado esquerdo do corpo é mais frequente do que do direito, sendo que o rim esquerdo é geralmente o órgão que está sob o maior risco de isquemia durante uma dissecação (ROBBINS; KUMAR, 1987).

Localmente a dissecação pode evoluir para ulceração penetrante da parede do vaso, hematoma intramural e até ruptura da aorta.

## 2.4 Epidemiologia

De acordo com Robins and Kumar (1987), nos pacientes com mais de 45 anos de idade, a incidência de DA é 3 vezes maior em homens do que em mulheres, sendo que em pacientes mais jovens a incidência não possui diferença intersexual notável. Um estudo longitudinal mais recente indicou uma diferença de frequência de 1.55 pra 1 no acometimento de homens e mulheres respectivamente (MESZAROS, 2000). Além da idade, aparecem como fatores que predisõem DA, arteriosclerose e hipertensão arterial, embora pacientes com quadros hipotensivos apresentam danos mais severos da lesão por conta de isquemias secundárias. A Síndrome de Marfan está também intimamente relacionada ao aparecimento do quadro de DA. Essa síndrome se caracteriza pela má formação dos tecidos conjuntivos de diversos órgãos, inclusive na parede dos grandes vasos, o que facilita a ruptura parcial ou total deste. Ainda segundo

---

os autores, cerca de 90% dos acometidos apresentaram o tipo A da lesão, o seja, a dissecação teve início na porção ascendente do vaso ([MESZAROS, 2000](#)).

## 3 Tomografia Computadorizada

O desenvolvimento dos sistemas atuais de tomografia computadorizada só foram possíveis através da combinação de diversas tecnologias ao longo do último século. O surgimento do Tubo de Coolidge em 1913 baseado no aparelho convencional de raio-x criado por Roentgen, em 1895, consiste no elemento principal para aquisições de imagem por TC (MOURÃO, 2007). Basicamente o sistema acopla um cátodo e um ânodo de alta tensão que possibilita a formação de uma corrente de elétrons que quando chocados contra um rotor revestido em tungstênio garante emissão de raio-x pelo efeito de Bremsstrahlung. No aparelho de TC, colimadores garantem a restrição dos feixes e o melhor direcionamento destes para os detectores. Estes detectores acoplados à sistemas de algoritmos computacionais geram imagens digitais baseadas na absorção de raio-x pelo objeto. Para auxiliar na geração dessas imagens, Godfrey Hounsfield, em 1971, criou uma escala de absorção de raio-x aplicada a tecidos humanos. Essa escala Hounsfield que vai de -1000H (ar aparece preto na imagem) até +1000H (chumbo aparece branco brilhante na imagem) onde o valor 0H (zero Hounsfield) refere-se ao valor de absorção da água. Alguns marcos importantes na evolução dos aparelhos à partir de Hounsfield criaram didaticamente a divisão da história dos mesmos em gerações (MOURÃO, 2007):

### 3.1 Primeira Geração

Estes aparelhos utilizavam apenas 1 detector de raios-x e este movimentava-se lateralmente conforme o tubo de raio-x se deslocasse. A escassez de algoritmos muito elaborados e a utilização de um único detector fizeram com que os exames não tivessem uma boa resolução (utilizavam pixels grandes) e com que os cortes durassem períodos longos.

### 3.2 Segunda Geração

Nesta geração de aparelhos, estes já apresentavam um conjunto de 30 detectores e um feixe delgado em forma de leque acompanhado de algoritmos mais sofisticados que aumentaram a velocidade de reconstrução das imagens apesar de o tempo de aquisição ainda ser longo. O ponto crucial de evolução foi a facilidade de posicionamento do paciente devido a fileira de receptores, não presente nos aparelhos de primeira geração (MOURÃO, 2007).

### 3.3 Terceira Geração

Os aparelhos de terceira geração se destacam por utilizar tanto o tubo de raio-x quanto a fileira de detectores acoplados a um sistema circular de 360° eliminando a necessidade de reposicionamento dos mesmos durante a aquisição. Isso influenciou também no tempo de aquisição das imagens, reduzido drasticamente para próximo de 10 segundos por corte (MOURÃO, 2007).

### 3.4 Quarta geração

Essa geração de aparelhos inovou na fixação de um anel de detectores nos 360° em torno do paciente onde apenas o tubo era móvel. Os detectores fixos diminuíram os artefatos de movimento das versões anteriores. Até essa geração os cortes eram feitos de forma separada, ou seja, entre um corte e outro a mesa era deslocada para a próxima região de interesse dependendo do espaçamento desejado entre cortes (MOURÃO, 2007).

### 3.5 Aparelhos helicoidais

Esses aparelhos que carregam arquiteturas de terceira ou quarta geração inovaram a forma de aquisição, antes separada em pequenos intervalos de cortes, uma vez que agora o tubo de raio-x gira continuamente em torno do paciente enquanto a mesa se desloca também continuamente. Algoritmos elaborados reparam a redundância de dados (interpolação de dados) e são capazes de gerar pela primeira vez uma imagem volumétrica. Essa tecnologia possibilitou a utilização da TC para diagnósticos vasculares utilizando meio de contraste (MOURÃO, 2007).

### 3.6 Aparelhos multi-corte

Completando a evolução até o presente momento dos aparelhos de tomografia computadorizada e chegando ao que está disponível hoje para uso nos centros médicos, a última grande inovação foi a incorporação de diversas fileiras de detectores, possibilitando vários cortes a cada volta do tubo de raio-x no gantry (MDCT – multi-detector computed tomography). A velocidade de aquisição aumentou consideravelmente com esse novo sistema (MOURÃO, 2007).

## 3.7 Componentes do sistema de Tomografia Computadorizada

-Gantry: Conjunto em forma anelar contendo o tubo de raio-x, colimadores de feixe, detectores acoplados a conversores digitais, e sistema de alimentação e resfriamento.

-Mesa: Acomoda o paciente e oferece recursos para posicionamento dos membros.

-Painel de controle (console): Acoplado aos sistemas de aquisição e reconstrução de imagens, conta com um software específico, contendo ferramentas variadas para programação e edição das imagens. É um sistema de duas vias entre o paciente e o operador responsável pelo exame (MOURÃO, 2007).

## 3.8 Parâmetros principais para aquisição

Colimação do feixe: Ajusta a espessura dos cortes a serem feitos.

Tensão: Regula a diferença de potencial no tubo de raio-x que acelera os elétrons na direção do ânodo.

Fator mAs: Quanto maior a corrente de elétrons gerada, maior será a geração de radiação primária (raio-x), e maior a incidência deste no paciente.

Pitch: definido como sendo  $\frac{\text{deslocamento da mesa}}{\text{corte}}$ , o pitch vai definir a distância *espessura do* entre um corte e o outro implicando na diretamente na velocidade do corte (juntamente com tempo de rotação do tubo).

Matriz: Número de pixels formando a imagem. Cada pixel representa a atenuação de um voxel (medida volumétrica) do FoV.

FOV (field of view): Tamanho da área no qual cada corte fará a varredura. Ou seja, o tamanho do FOV dividido pela matriz representa o tamanho do pixel na aquisição. Lembrando que um pixel pequeno requer um fator mAs alto mas fornece uma imagem com melhor resolução espacial (MOURÃO, 2007).

## 3.9 Rotina

A rotina normal de um exame tomográfico inicia-se com a preparação do paciente que deve ser conscientizado sobre os procedimentos realizados na sala de tomografia, além de ser instruído a como se portar durante a aquisição das imagens. Isso quer dizer ficar o mais imóvel possível para evitar artefatos de movimento e seguir a

risca a indicação de apneia durante exames que envolvam tórax ou abdômen. Um questionário deve ser (se possível) feito com o paciente ou acompanhante com informações sobre histórico médico do paciente, administração prévia de medicamentos, possíveis cirurgias ou procedimentos médicos anteriores e principalmente sobre alergias diversas, o que pode impedir o paciente de se submeter ao exame com contraste iodado (mais informações sobre o contraste serão apresentadas à frente neste trabalho).

A partir disso se tudo estiver dentro das normas gerais, o paciente é posicionado e a aquisição das imagens tem início. O exame de tomografia é relativamente rápido. Após a aquisição dos dados no plano axial, o software inicia as reconstruções volumétricas (isotrópicas). Estes são usados posteriormente para reconstruções nos outros planos de corte (coronal, sagital e oblíquo). Após esse processo, normalmente as imagens estão prontas para serem laudadas pelo profissional competente.

### 3.10 Meio de contraste

Assim como em procedimentos de hemodinâmica, o meio de contraste utilizado para exames de tomografia é iodado (podendo ser iônico ou não iônico). O meio de contraste possui um fator de absorção de raio-x muito alto, aparecendo assim nas imagens com um tom branco brilhante. Nos exames vasculares a utilização de contraste endovenoso é indispensável. No entanto, existem algumas contra indicações para a utilização deste meio de contraste. Pacientes com insuficiência renal ou AVC hemorrágico são exemplos de contra indicação para o contraste endovenoso (EV). Pacientes com alergia leve a componentes iodados podem ser submetidos ao preparo prévio com prednisona (MOURÃO, 2007).

### 3.11 Artefatos

Como já citado neste trabalho, artefatos de movimento podem prejudicar bastante a imagem (principalmente quando o paciente não é colaborativo). Movimento involuntários como fluxo sanguíneo, batimento cardíaco e movimento peristálticos tiveram artefato bastante reduzidos com a introdução de cortes rápidos. Por último e mais prejudicial que os artefatos já descritos são os causados por objetos metálicos uma vez que tais objetos possuem um alto coeficiente de absorção de raio-x, deformando os valores nos pixels adjacentes. Alguns sistemas possuem filtros de redução deste tipo de artefato para lidar com paciente que apresentem endo ou exopróteses metálicas (MOURÃO, 2007).

## 3.12 Filtros e janelas

Para melhor visualização de estruturas ou tecidos específicos, os software utilizados na programação e ajuste das imagens obtidas oferecem recursos de alteração de filtro e janela.

O filtro corresponde à densidade a ser realçada na imagem podendo variar dependendo da área do corpo a ser estudada. Filtros específicos para tórax (pulmões), ossos (normalmente no caso de fraturas) e partes moles são exemplos dessa ferramenta ([MOURÃO, 2007](#)).

Além disso é possível alterar a faixa da escala de cinza desejada para a visualização e isso é chamado de janelamento. É possível alterar o nível (window level - WL) e a largura (window width - WW) da janela de observação das imagens, ou seja, definir os melhores pontos de observação para determinada estrutura. Como as diferentes estruturas podem apresentar coeficientes de alteração/densidades muito diferentes, a janela mais adequada para a observação do pulmão, por exemplo, será muito diferente daquela utilizada para a observação das estruturas ósseas da parede torácica. ([SILVA; CARVALHO, 2000](#)).

## 4 Ressonância Magnética

A técnica de diagnóstico por ressonância magnética surgiu nos anos 70 do último século e tem se mostrado uma das mais inovadoras da área de diagnóstico por imagem. Isso porque ela se aproveita de propriedades naturais dos átomos presentes no corpo humano para elaboração de imagens (PRASAD et al., 2015). Todos os átomos possuem um momento angular intrínseco (ou spin) que se caracteriza pela rotação do núcleo deste em torno do próprio eixo. Esse movimento pode no entanto, ser afetado por fortes campos magnéticos. Quando aplicado este campo magnético, o núcleo atômico altera a direção do spin original entrando em movimento de precessão numa frequência específica e alinhando-se ao campo magnético externo. A somatória da força magnética microscópica de cada um dos prótons é denominada magnetização longitudinal (Mz) (FERREIRA; NACIF, 2011).

Para a aplicação de ressonância magnética na imagenologia médica, o átomo de escolha é o de hidrogênio, que apesar de simples (formado apenas por 1 próton e 1 elétron) é muito abundante na composição do corpo humano e gera sinal de ressonância mais forte que qualquer outro átomo presente nos compostos orgânicos.

Para que o sinal de ressonância seja obtido uma fonte externa de pulsos de radiofrequência é aplicado na mesma frequência dos prótons de interesse e estes, absorvendo energia, alteram momentaneamente a direção do movimento nuclear, gerando o que é chamado de magnetização transversal. Se o pulso for capaz de alterar a direção da magnetização longitudinal dos prótons em 90° dizemos que foi aplicado um pulso de 90°. Em fração de segundo estes prótons vão retornando à posição de magnetização longitudinal por ação do campo magnético externo e liberam energia na forma do que é denominado sinal de ressonância. Este sinal elétrico pode ser capturado por bobinas externas que transformam-no em sinal digital utilizando conversão analógica-digital. As informações da aquisição de dados durante o exame são enviadas para um espaço de imagem temporária, denominado Espaço K. Algoritmos complexos (transformação de Fourier) são finalmente utilizados para o processamento das sequências de imagens bidimensionais, que aparecem no monitor do operador (NÓBREGA, 2006).

### 4.1 Relaxação Longitudinal (T1)

Os átomos de hidrogênio ligados a diversas estruturas e tecidos humanos são facilmente excitados por fatores externos, no entanto retornam a posição de magnetização horizontal após a aplicação do pulso de radiofrequência (RF), e o mais importante,

em tempos diferentes. A esse fenômeno se dá o nome de relaxação longitudinal. Isso auxilia na diferenciação dos tecidos na imagem final pois diferentes tecidos emitirão sinais de ressonância magnética também diferentes. Imagens denominadas ponderadas em T1 portanto representarão o sinal emitido pelos prótons do tecido até que 63% da magnetização longitudinal dos hidrogênios deste seja recuperada (WESTBROOK, 2010).

## 4.2 Relaxação Transversal (T2)

Ainda baseado no princípio físico da aplicação de RF e na distorção da magnetização dos prótons, a relaxação transversal, diferentemente da relaxação horizontal, é o tempo necessário para que a magnetização transversal adquirida após o pulso de RF decaia aproximadamente 37% do valor original. Esse tempo, assim como na relaxação transversal varia nos diferentes tecidos e estruturas humanas (WESTBROOK, 2010).

## 4.3 Componentes do sistema de ressonância magnética

A aparelhagem do sistema de RM conta com um sistema elétrico de para formação do campo magnético principal que nos aparelhos atuais criam campo de 1,5 ou 3T (tesla). Além disso, o sistema conta com bobinas de criação de campos magnéticos gradientes nos três principais eixos (x, y e z). Esses campos gradientes são fundamentais para a localização espacial dos dados na formação da imagem final. Para complementar, uma série de bobinas específicas para diferentes regiões do corpo estão disponíveis para captação dos sinais elétricos e enviá-los para o console de acompanhamento das aquisições (NÓBREGA, 2006).

## 4.4 Parâmetros de aquisição

Para programação das sequências, alguns parâmetros devem ser pré definidos:

Sequência de pulsos: A forma como os pulsos de RF são aplicados é capaz de definir o contraste da imagem final. A sequência mais comum dentro da rotina é conhecida como spin-eco (NÓBREGA, 2006). Essa sequência se inicia com um pulso de 90° seguido de um pulso de 180° e a partir disso são capturados os sinais de RM. Além disso, a variação dos resultados na sequência são definidos por:

Tempo de eco (TE): tempo entre a aplicação do pulso de 90° e a amplitude máxima do sinal.

Tempo de repetição (TR): Tempo medido entre dois pulsos de radiofrequência.

## 4.5 Meio de contraste

Em algumas situações pré definidas, a utilização de um contraste paramagnético é indicado. Um exemplo de meio de contraste usado nos protocolos de RM é o gadolínio. Este é um metal pesado tóxico ao organismo que é administrado em associação com quelatos que auxiliam na eliminação renal do meio de contraste (FERREIRA; NACIF, 2011).

Indicações de uso do gadolínio

Tumores

Metástases

Processos inflamatórios/infecciosos

Análises vasculares

Ruptura de barreira hemato-encefálica

Esclerose múltipla

Infarto

Estudos funcionais de perfusão

## 4.6 Artefatos

Assim como em TC alguns fatores influenciam negativamente nas imagens de RM. Artefatos de movimento são muito nocivos á qualidade da imagem, por isso pacientes pouco colaborativos necessitam de sedação para realização do exame. Além disso, movimentos involuntários como fluxo sanguíneo nos vasos, peristaltismo, batimentos cardíacos e respiração atrapalham a imagem e a solução pode ser o trigger automático. Esse sistema de aquisição melhora as definição das imagens mas aumenta consideravelmente o tempo de aquisição (FERREIRA; NACIF, 2011).

## 5 Protocolos

Os protocolos em ressonância magnética e tomografia computadorizada são bastante variáveis e recebem nomenclaturas diferentes dependendo do aparelho utilizado, marca, modelo, ano de construção e também do software associado. Além disso, pode haver divergência na escolha do protocolo entre os operadores dependendo do caso analisado. Os protocolos apresentados foram baseados nos seguintes aparelhos:

RM: Siemens Verio 18 canais.

TC: Toshiba Activion 16.

### 5.1 Ressonância Magnética

Protocolo para avaliação de dissecção de aorta

O paciente é colocado na mesa na posição decúbito dorsal e no sentido “head-first”. A bobina corporal (volumétrica) deve ser posicionada sobre o paciente e o encontro das luzes (linhas) de marcação horizontal e vertical deve estar alinhado ao centro da bobina e à posição do osso xifoide no paciente.

Para a avaliação desta lesão o protocolo escolhido é baseado em sequências que avaliam partes moles da região torácica ou abdominal, além de sequências de ângio ressonância.

O protocolo se inicia com a realização de sequências localizatórias nos 3 planos principais: axial, coronal e sagital. Estes servirão para a correta programação das sequências posteriores.

A escolha de uma sequência axial e uma sagital no início do protocolo, que sejam ponderadas em T2 auxiliam na visualização da aorta onde líquidos devem ficar com aparência clara.

A partir disso, sequências com tempo de repetição curto (entre 3 e 8 milissegundos) devem ser realizadas, pois nestas, consegue-se um máximo sinal do sangue que está em fluxo laminar nos vasos. Fluxo turbulento no entanto produz um rápido defasamento e o resultado é um sinal fraco, escurecido na imagem (BALIGA et al., 2014). Para tais resultados a técnica de contraste de fase (sequências de gradiente eco modificadas) pode ser escolhida uma vez que esta se baseia nos desvios de fase induzidos pela velocidade, para distinguir entre fluxo sanguíneo e tecido estacionário. Com isso consegue-se uma supressão dos tecidos estacionários, melhorando o fundo da imagem. Além disso, a possibilidade de estimar a velocidade de fluxo é

característica exclusiva desta sequência, pois a intensidade do sinal está diretamente ligada a velocidade dos prótons.

Exames realizados com meio de contraste ainda contam com uma ferramenta de gatilho fluoroscópico, onde sequências bidimensionais ultrarrápidas possibilitam a visualização do vaso de interesse (aorta) em tempo real, ficando por conta do operador a função de disparar a sequência tridimensional assim que o contraste atingir o vaso desejado. Essa ferramenta exclui a necessidade da injeção prévia de contraste para teste do tempo de chegada do contraste à região examinada (dose-teste) (CHADI et al., 2012).

Em função de um melhor resultado visual, as aquisições podem ser isotrópicas, e a técnica de subtração das sequências pré e pós contraste, possibilita um pós processamento ideal. No pós processamento, uma imagem de reconstrução multiplanar (3D) poderá ser criada a partir da subtração isovolumétrica juntamente com uma projeção de máxima intensidade (MIP).

Um exemplo de programação para sequências que evidenciam vasos é apresentada a seguir:

Corte isovolumétrico: 1.2x1.2x1.2mm

FoV: 390mm

TR:2.8ms

TE:1.04ms

NEX ou Average: 1

Distância entre cortes: 20mm

## 5.2 Tomografia computadorizada

Para a realização da angiotomografia de aorta, é imprescindível a utilização de contraste iodado aplicado por uma bomba de injeção sob pressão e fluxo controlados. O fluxo de injeção para este tipo de exame deve ser alto em relação aos demais (entre 4 e 5ml/s). Já o volume indicado para injeção é de 100ml (MURHS et al., 2006).

Para o início do exame, o paciente deve ser posicionado em decúbito dorsal no sentido feet-first em relação ao gantry. A posição zero da linha de marcação transversal do aparelho deve estar na altura da fúrcula esternal do paciente. Já as linhas de marcação longitudinais devem estar seguindo a linha corpórea média.

Antes de qualquer corte específico, dois scouts devem ser realizados, um antero-posterior e um latero-lateral, para posicionamento do FoV durante o cortes seguintes. Para o protocolo apresentado neste trabalho tanto os scouts quanto os demais cortes

devem ser realizados com uma tensão fixa de 120kV (isso para adultos, nos quais a ocorrência de dissecação de aorta é mais provável). A corrente no entanto é variável e os valores demonstrados aqui poderão ser alterados devido a exigência e a condição do paciente.

Para melhor eficiência no corte das imagens de aorta a ferramenta de “smart-prep” será apresentada. Primeiramente um corte de 4 mm é feito na altura da aorta ascendente, próximo da raiz da mesma. Com esse corte feito, um ROI (region of interest) deve ser posicionado no centro do corte transversal da aorta ascendente e a densidade de disparo deve ser estabelecida em 180H.

Além disso, deve-se utilizar um acompanhamento em tempo real de cortes repetidos na mesma altura em que o ROI foi estabelecido. Desse modo, caso o sistema de disparo automático do corte falhe, o operador pode dispará-lo manualmente quando perceber que o meio de contraste atingiu a região desejada. Para estes cortes sucessivos, utiliza-se uma corrente fixa de 50mA e a janela de partes moles, que facilita a visualização.

O corte para a angiotomografia é o último do protocolo e segue as seguintes recomendações:

Tensão: 120kV

Corrente: Modulada (variando automaticamente entre 10 e 300mA)

Espessura de corte: 1mm

Tamanho do corte: Varia de acordo com o tamanho do paciente.

Pitch: 1.125 ou maior se possível.

Além disso, filtro especial de angiotomografia (CTA) deve ser estabelecido em associação com um filtro de pulmão para reconstruções futuras.

O corte isovolumétrico axial permite a reconstrução multiplanar da imagem (MPR) aliada a uma projeção de máxima intensidade (MIP).

## 6 Comparação entre as metodologias

Visto que ambas as técnicas de diagnóstico por imagem (RM e TC) possuem protocolos aplicados á avaliação de casos de dissecção de aorta, agora será apresentada uma avaliação baseada nos prós e contras de cada uma. Primeiramente, é preciso ressaltar que ambas as técnicas são suficientemente sensíveis para detecção de formação ou não de aneurismas, localização da ruptura da parede arterial, avaliação da extensão da dissecção e do tipo de dissecção presente, incluindo avaliação de possíveis complicações iminentes ([HARTNELL, 2001](#)).

### 6.1 Tomografia computadorizada

Primeiramente, para o auxílio na exclusão de possíveis diagnósticos, é importante salientar que TC é capaz de identificar melhor a presença de hematoma intramural do que a RM ([HARTNELL, 2001](#)). Por outro lado, úlcera penetrante é melhor identificada nas sequências de MR uma vez que as técnicas de TC não apresentam boa sensibilidade para avaliar o grau de penetração da íntima em placas ateromatosas ([LEPAGE et al., 2001](#)).

Reconstruções multiplanares de cortes de tomografia em aparelhos helicoidais com multidetectores são úteis para avaliação repetida da área seccional da aorta. No entanto casos afetando a porção proximal da aorta, junto a válvula da aorta, requerem atenção redobrada, pois artefatos de movimento nessa região podem afetar a visualização das próprias válvulas e da raiz da aorta, devido a obliquidade destes em relação ao plano de aquisição (axial). Segundo Murhs ([MURHS et al., 2006](#)) artefatos de movimento podem alterar o real diâmetro do vaso na avaliação por TC em até 27.5%.

Fatores que dão preferência exclusiva ao uso de TC são instabilidade hemodinâmica, por exemplo em casos pós cirúrgicos, pacientes com endopróteses metálicas ou aparelhos implantados (marca passo ou aparelho auditivo interno) e pacientes alérgicos ao gadolínio, ou seja, pacientes portadores das contra indicações absolutas da RM. Por último, algumas características dos aparelhos de TC atuais que favorecem a escolha do métodos são o custo inferior ao exame de RM, a rapidez relativa em que o exame é realizado e a alta resolução das imagens, principalmente nas reconstruções tridimensionais das angiotomografias ([SEBASTIÀ et al.,](#) ).

## 6.2 Ressonância Magnética

A primeira vantagem associada a escolha da RM em relação a TC é a não utilização de radiação ionizante no paciente, fator que tem maior peso para avaliação de lesões em crianças e pacientes do sexo feminino. Além disso, a alta resolução dos exames de RM auxiliam na discriminação espacial do fluxo sanguíneo e da parede do vaso, aumentando a confiabilidade na avaliação do envolvimento de vasos que partem da aorta. A avaliação de insuficiência da válvula aórtica também é indicada com o uso de RM (SHERRAH et al., 2014).

Adicionalmente, a técnica de RM permite a realização de angiografia (arterial) sem a necessidade do uso de meio de contraste em pacientes com afecções renais, através do contraste natural da imagem causado pela diferença dos movimentos de fluxo de prótons nos canais vasculares, característica das sequências de contraste de fase (CLOUGH et al., 2012).

Estudos recentes mostraram que (ainda que com pouca diferença de confiabilidade) os exames de RM possuem maior precisão na detecção de dissecções da porção ascendente proximal da aorta (FISHER et al., 1994)(HARTNELL, 2001)(BALIGA et al., 2014).

A precisão dos resultados e das medidas espaciais feitas no aparelho de RM torna essa técnica melhor indicada para acompanhamento longitudinal de reparo de lesões aórticas. Além disso, um estudo mostrou que a avaliação de ruptura de suturas pós cirúrgicas na artéria e diferenciação desta em relação á hematomas pós cirúrgicos podem ser bem avaliadas em sequências spin eco contrastadas (HARTNELL, 2001). Pacientes com alergia confirmada á compostos iodados, pacientes apresentando hipotireoidismo não tratado e diabetes (em tratamento com metformina) têm por melhor opção de diagnóstico a RM, devido aos riscos de contraste iodado utilizado na TC. Por último e não menos importante, avaliações funcionais por sequências dinâmicas dos vasos são uma exclusividade da técnica RM, não sendo possível realizá-las em aparelhos de TC (METAFRATZI et al., 2002).

## 7 Considerações Finais

Os casos devem ser examinados individualmente pela equipe médica responsável orientando a melhor forma da realização do exame junto ao operador dos aparelhos, sempre levando em consideração os riscos e benefícios de cada exame e balanceando estes com o risco iminente da própria lesão, para que a decisão seja tomada levando ao melhor diagnóstico e conduta terapêutica possíveis ao paciente.

## Referências

- BALIGA, R. R. et al. The Role of Imaging in Aortic Dissection and Related Syndromes. *CARDIOVASCULAR IMAGING*, v. 7, n. 4, 2014. Citado 3 vezes nas páginas 9, 22 e 26.
- CHADI, S. A. et al. Trends in management of abdominal aortic aneurysms. *JOURNAL OF VASCULAR SURGERY*, v. 55, n. 4, p. 924 – 928, Abril 2012. Citado na página 23.
- CLOUGH, R. E. et al. A new imaging method for assessment of aortic dissection using four-dimensional phase contrast magnetic resonance imaging. v. 55, n. 4, Abril 2012. Citado na página 26.
- FERREIRA, F. M.; NACIF, M. S. Manual de técnicas em ressonância magnética. [S.I.]: Rubio, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 19 e 21.
- FISHER, E. R. et al. Acute Aortic Dissection: Typical and Atypical Image Features. *Radiographics*, v. 14, n. 6, p. 1263 – 1271, 1994. Citado 2 vezes nas páginas 9 e 26.
- HARTNELL, G. G. Imaging of Aortic Aneurysms and Dissection: CT and MRI. *Journal of Thoracic Imaging*, v. 16, n. 1, p. 35 – 46, 2001. Citado 3 vezes nas páginas 9, 25 e 26.
- JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. Histologia Básica. 11. ed. [S.I.]: Guanabara Koogan, 2011. Citado na página 11.
- LEPAGE, M. A. et al. Aortic Dissection: CT Features that Distinguish True Lumen from False Lumen. p. 207 – 211, Janeiro 2001. Citado na página 25.
- MACURA, K. J. et al. Pathogenesis in Acute Aortic Syndromes: Aortic Dissection, Intramural Hematoma, and Penetrating Atherosclerotic Aortic Ulcer. *AJR*, v. 181, agosto 2003. Citado na página 11.
- MESZAROS, I. Epidemiology and Clinicopathology of Aortic Dissection. *Chest*, v. 117, n. 5, maio 2000. Citado 2 vezes nas páginas 12 e 13.
- METAFRATZI, Z. M. et al. The Clinical Significance of Aortic Compliance and Its Assessment with Magnetic Resonance Imaging. *JOURNAL OF CARDIOVASCULAR MAGNETIC RESONANCE*, v. 4, n. 4, p. 481 – 491, 2002. Citado na página 26.
- MOURÃO, A. P. Tomografia computadorizada: tecnologias e aplicações. [S.I.]: Difusão, 2007. Citado 5 vezes nas páginas 14, 15, 16, 17 e 18.
- MURHS et al. Dynamic cine-CT angiography for the evaluation of the thoracic aorta; insight in dynamic changes with implications for thoracic endograft treatment. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, v. 32, 2006. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 25.
- NETTER, F. H. Atlas de anatomia humana. Quinta edição. [S.I.]: Elsevier, 2011. Citado na página 11.
- NÓBREGA, A. I. de. Técnicas em Ressonância Magnética. Ribeirão Preto: Atheneu, 2006. Citado 2 vezes nas páginas 19 e 20.

PRASAD, P. B. et al. Review of Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance 2014. Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance, v. 17, n. 1, novembro 2015. Citado na página 19.

ROBBINS; KUMAR. Basic Pathology. Quarta edição. [S.l.: s.n.], 1987. Citado na página 12.

SEBASTIÀ, C. et al. Aortic Dissection: Diagnosis and Follow- up with Helical CT. Scientific Exhibit, v. 9, n. 1, p. 45 – 60. Citado na página 25.

SHERRAH, A. G. et al. Clinical Utility of Magnetic Resonance Imaging in the Follow-up of Chronic Aortic Type B Dissection. Heart, Lung and Circulation, v. 23, p. 157 – 159, 2014. Citado na página 26.

SILVA, A. C.; CARVALHO, P. C. P. SISTEMA DE ANÁLISE DE NÓDULO PULMONAR. 2000. Citado na página 18.

WESTBROOK, C. Manual de técnicas de ressonância magnética. terceira edição. [S.l.]: Guanabara Koogan, 2010. Citado na página 20.