

**INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA  
ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA**

**UNIVERSIDADE DO ALGARVE  
ESCOLA SUPERIOR DE SAÚDE**

**Reconstrução iterativa de imagem em Tomografia Computorizada para avaliação  
de material ortopédico – Análise da qualidade de imagem com recurso a um  
algoritmo iterativo de redução de artefactos de metal (*iMAR*)**

Fábio Miguel de Melo Nogueira

**Orientador:**

Professor Doutor Luís Jorge Oliveira Carrasco Lança  
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa - ESTeSL

Mestrado em Gestão e Avaliação de Tecnologias em Saúde

Lisboa, 2016



**INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA  
ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA**

**UNIVERSIDADE DO ALGARVE  
ESCOLA SUPERIOR DE SAÚDE**

**Reconstrução iterativa de imagem em Tomografia Computorizada para avaliação  
de material ortopédico – Análise da qualidade de imagem com recurso a um  
algoritmo iterativo de redução de artefactos de metal (*iMAR*)**

Fábio Miguel de Melo Nogueira

**Orientador:**

Professor Doutor Luís Jorge Oliveira Carrasco Lança  
Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

Mestrado em Gestão e Avaliação de Tecnologias em Saúde

Lisboa, 2016

**Reconstrução iterativa de imagem em Tomografia Computorizada para avaliação  
de material ortopédico – Análise da qualidade de imagem com recurso a um  
algoritmo iterativo de redução de artefactos de metal (*iMAR*)**

Mestrado em Gestão e Avaliação de Tecnologias em Saúde – 4ª Edição

A Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa tem o direito de arquivar e publicar esta dissertação de mestrado, através de exemplares impressos ou de forma digital e de a divulgar através de repositórios científicos e admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e que tal não viole nenhuma restrição imposta por artigos publicados que nela tenham sido incluídos.

Obrigado,

Ao Professor Doutor Luís Lança, pelo conhecimento partilhado e constante motivação.

Aos pais, Dilma e Vítor, pela referência educacional.

Ao irmão, João, pelo novo sentido dado à minha vida.

À família, pelo apoio constante.

Aos colegas do Serviço de Imagiologia do Centro Hospitalar Lisboa Norte, E.P.E., pela disponibilidade.

Aos docentes da Área Científica de Radiologia, pelo exemplo.

Aos colegas e docentes do Mestrado GATS, pela partilha.

A todos os amigos, pelas experiências proporcionadas.

A ti, Sílvia, pela paciência, pela compreensão, pelo amor e presença constante.

Um especial agradecimento ao Instituto Português de Oncologia de Lisboa Francisco Gentil, E.P.E. pelo apoio concedido, particularmente ao Serviço de Radiologia, na pessoa do seu Diretor Dr. José Venâncio, da Técnica Coordenadora de Radiologia Dra. Ana Cristina Vicente e Técnica de Radiologia Dra. Verónica Dias.

Um obrigado à Coordenação do Serviço de Imagiologia do Centro Hospitalar Lisboa Norte, E.P.E., pelas facilidades concedidas e apoio prestado.

Um agradecimento à Siemens Healthcare Portugal pela disponibilidade e apoio técnico.

Um agradecimento particular ao Dr. André Spranger, Dr. Artur Duarte, Dr. Marco Sarmiento, Técnica de Radiologia Dra. Cláudia Martins, Técnico de Radiologia Dr. Rui Araújo, Enfermeiro João Paulo e Arquiteto Ricardo Balhana, pela prestável colaboração.

*À memória de Zé e Elisa,  
Eternas referências.*

*All great things are simple,  
And many can be expressed in single words  
Freedom, justice, honor, duty, mercy, hope.*

**- Winston Churchill -**



## Resumo

O recurso à Tomografia Computorizada (TC) nas patologias musculoesqueléticas e osteoarticulares é limitado na presença de material de osteossíntese e implantes metálicos, devido ao aparecimento de artefactos radiários.

A utilização de métodos de reconstrução iterativa de imagem e algoritmos de redução de artefactos de metal, como o *Iterative Artifact Metal Reduction (iMAR)* têm possibilitado uma melhoria da qualidade de imagem face à reconstrução por retroprojeção filtrada.

A realização de uma Revisão Sistemática da literatura sem meta-análise, de acordo com a metodologia PRISMA possibilitou a inclusão de cinco referências, após pesquisa e seleção em quatro bases de dados distintas. A avaliação da qualidade realizou-se com a ferramenta QUADAS 2. Da análise dos artigos selecionados constatou-se que o *iMAR* permite a redução de artefactos e a melhoria da qualidade objetiva e subjetiva de imagem.

A aplicabilidade do *iMAR* na avaliação direcionada ao osso e tecidos imediatamente adjacentes foi analisada com recurso à implantação de uma prótese da anca num fantoma e posterior aquisição de imagem em TC com reconstrução com *iMAR* e retroprojeção filtrada.

A análise objetiva e subjetiva da qualidade de imagem evidenciou diferenças entre a RPF e o *iMAR*, no que respeita ao ruído de imagem ( $42.78 \pm 9.84$  vs.  $15.27 \pm 3.2$  UH), relação sinal-ruído média ( $4.62 \pm 4.38$  vs.  $11.78 \pm 7.08$ ) e relação contraste-ruído em três das cinco áreas em estudo, sendo estas mais evidentes com recurso a filtros *kernel* de osso e potenciais de ampola mais elevados (130 kVp).

A utilização do *iMAR* permitiu uma redução do ruído e do número de artefactos, bem como uma maior confiança no diagnóstico, uma melhoria da visualização da relação osso-implante e do detalhe ósseo, quer trabecular, quer cortical.

**Palavras-chave:** Retroprojeção filtrada; reconstrução iterativa; *iMAR*; artefactos; qualidade de imagem.

## Abstract

The use of Computed Tomography in musculoskeletal and osteoarticular pathologies is limited in the presence of osteosynthesis material and metal implants, due to the appearance of radiating artifacts.

The use of iterative image reconstruction methods and algorithms for metal artifacts reduction, such as the *Iterative Artifact Metal Reduction* (iMAR), has enabled an improvement in image quality over filtered backprojection reconstruction.

A Systematic Review of the literature without meta-analysis, according to the PRISMA methodology, allowed the inclusion of five references, after research and selection in four different databases. The quality evaluation was performed with the tool QUADAS 2. From the analysis of the selected articles it was verified that the *iMAR* allows the reduction of artifacts and the improvement of the objective and subjective image quality.

The applicability of the *iMAR* to bone and immediately adjacent tissues evaluation was analyzed with the implantation of a hip prosthesis in a phantom and subsequent acquisition of CT image with *iMAR* reconstruction and filtered backprojection.

The objective and subjective image quality analysis evidenced differences between the FBP and *iMAR* algorithms for image noise ( $42.78 \pm 9.84$  vs.  $15.27 \pm 3.2$  UH), signal-to-noise ratio ( $4.62 \pm 4.38$  vs.  $11.78 \pm 7.08$ ) and contrast-to-noise ratio in three of the five areas of interest, being these more evident with the use of bone kernel filters and higher tube potentials (130 kVp).

The use of *iMAR* confirmed a reduction of noise and number artifacts, as well as greater diagnostic confidence and improved visualization of the bone-implant interface and bone (trabecular or cortical) detail.

**Keywords:** Filtered backprojection; iterative reconstruction; *iMAR*; artifacts; image quality.

## Índice Geral

Resumo .....	<b>vii</b>
Abstract .....	<b>viii</b>
Índice de Tabelas .....	<b>xi</b>
Índice de Figuras .....	<b>xiii</b>
Lista de Abreviaturas .....	<b>xv</b>
Introdução.....	<b>1</b>
Justificação do Estudo .....	1
Definição da Questão de Investigação e Objetivos Principais .....	2
Estrutura da Dissertação .....	3
Capítulo I – Enquadramento Teórico .....	<b>5</b>
Reconstrução analítica de imagem em TC .....	8
Reconstrução Iterativa de imagem em TC .....	10
Algoritmos de Redução de Artefactos de Metal em TC .....	11
<i>iMAR</i> – Iterative metal artifact reduction .....	12
Capítulo II – Revisão Sistemática .....	<b>17</b>
Fundamentação .....	17
Objetivos Secundários .....	18
Metodologia.....	19
Estratégia de Pesquisa .....	19
Critérios de elegibilidade e seleção das referências .....	20
Extração dos dados e avaliação da qualidade das referências .....	22
Resultados .....	22
Descrição dos estudos.....	22
Efeito das intervenções.....	29
Discussão .....	30
Análise Sumária .....	34
Capítulo III – Estudo Empírico .....	<b>37</b>
Contextualização.....	37
Metodologia.....	38
Fantoma .....	38
Aquisição e reconstrução de imagem .....	39
Análise objetiva de imagem .....	40
Análise subjetiva de imagem .....	41
Análise estatística.....	42

Resultados .....	43
Discussão .....	51
Conclusão .....	54
Considerações Finais .....	55
Referências Bibliográficas .....	56
ANEXOS.....	63
Anexo I – QUADAS 2 – Análise das Referências incluídas na RS .....	65
Anexo II – Documentos de Aprovação da Componente Empírica .....	77
Anexo III – Análise objetiva da qualidade de imagem .....	81

## Índice de Tabelas

<b>Tabela 1</b> – Fatores que condicionam o aparecimento de artefactos provocados por metal em TC. Adaptado de Stradiotti P et al. (2009) (27). .....	8
<b>Tabela 2</b> – Algoritmos de reconstrução iterativa disponíveis para as principais marcas de equipamentos de TC.....	11
<b>Tabela 3</b> – Algoritmos MAR disponíveis para diversas marcas de equipamentos de TC. Adaptado de Andersson K M et al. (2015) (44). .....	12
<b>Tabela 4</b> – Características das referências incluídas na RS. ....	23
<b>Tabela 5</b> – Equipamento e protocolo de aquisição de imagem utilizados nas referências incluídas na RS.....	23
<b>Tabela 6</b> – Sumário da avaliação da qualidade das referências com recurso à QUADAS 2. ....	25
<b>Tabela 7</b> – Sumário das variáveis quantitativas e qualitativas analisadas em cada referência.....	25
<b>Tabela 8</b> – Sumário da análise quantitativa e qualitativa realizada em cada referência incluída .....	27
<b>Tabela 9</b> – Sumário dos principais efeitos da utilização do iMAR. ....	29
<b>Tabela 10</b> – Critérios de avaliação subjetiva da imagem. ....	42
<b>Tabela 11</b> – Resumo descritivo das variáveis em análise por potencial de ampola, algoritmo de reconstrução e filtro. ....	44
<b>Tabela 12</b> – Diferenças entre a reconstrução com RPF e iMAR com filtro de partes moles.....	46
<b>Tabela 13</b> – Diferenças entre a reconstrução com RPF e iMAR com filtro de osso. ..	47
<b>Tabela 14</b> – Análise da concordância inter-observadores – Coeficiente de Concordância de Kendall.....	48
<b>Tabela 15</b> – Análise da avaliação subjetiva de imagem por observador. ....	48
<b>Tabela 16</b> – Análise da significância estatística das diferenças entre a RPF e o iMAR por observador.....	49



## Índice de Figuras

<b>Figura 1</b> – Artefactos radiários causados pela presença de metal em TC.....	6
<b>Figura 2</b> – Esquema do processo de reconstrução de imagem em TC com recurso à retroprojeção filtrada.....	9
<b>Figura 3</b> – Processo de normalização do sinograma.....	13
<b>Figura 4</b> – Processo de filtração do sinograma. ....	14
<b>Figura 5</b> – Processos realizados pelo algoritmo <i>iMAR</i> na redução de artefactos de metal.....	14
<b>Figura 6</b> – Impacto do recurso ao algoritmo <i>iMAR</i> na qualidade de imagem, em comparação com a RPF.. ....	15
<b>Figura 7</b> – Fluxograma da metodologia PRISMA – seleção das referências para inclusão na Revisão Sistemática. ....	21
<b>Figura 8</b> – Fantoma utilizado na aquisição de imagens.....	38
<b>Figura 9</b> – Imagens adquiridas na presença de implantes metálicos.....	39
<b>Figura 10</b> – Curvas ROC por observador para o critério de avaliação 1.....	49
<b>Figura 11</b> – Curvas ROC por observador para o critério de avaliação 2.....	50
<b>Figura 12</b> – Curvas ROC por observador para o critério de avaliação 3.....	50
<b>Figura 13</b> – Curvas ROC por observador para o critério de avaliação 4.....	50
<b>Figura 14</b> – Curvas ROC por observador para o critério de avaliação 5.....	50
<b>Figura 15</b> – Curvas ROC por observador para o critério de avaliação 6.....	51
<b>Figura 16</b> – Curvas ROC por observador para o critério de avaliação 7.....	51
<b>Figura 17</b> – Colocação dos ROI's na primeira porção do fantoma analisada.....	82
<b>Figura 18</b> – Colocação dos ROI's na segunda porção do fantoma analisada.....	82
<b>Figura 19</b> – Colocação dos ROI's na terceira porção do fantoma analisada. ....	82
<b>Figura 20</b> – Colocação dos ROI's na quarta porção do fantoma analisada. ....	82
<b>Figura 21</b> – Colocação dos ROI's na quinta porção do fantoma analisada.....	82



## Lista de Abreviaturas

ADMIRE	Advanced Modeled Iterative Reconstruction
AIDR 3D	Adaptive Iterative Dose Reduction
ARSLVT	Administração Regional de Saúde de Lisboa e Vale do Tejo, I.P.
ASIR	Adaptive Statistical Iterative Reconstruction
ATLS	Advanced Trauma Life Support
AUC	Area Under the Curve
CAE	Controlo Automático de Exposição
CNR	Contrast-to-Noise Ratio
DEMAR	Dual-energy Metal Artefact Reduction
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
FPF	False Positive Fraction
FSMAR	Frequency Split Metal Artifact Reduction
<i>i</i> MAR	Iterative Metal Artifact Reduction
IMR	Iterative Model Reconstruction
IRIS	Iterative Reconstruction in Image Space
kVp	Potencial de Ampola
LIMAR	Linear Interpolation Metal Artifact Reduction
MAR	Metal Artifact Reduction
MARS	Metal Artifacts Reduction Software
mAs	Miliampere por segundo
MBIR	Model-based Iterative Reconstruction
NMAR	Normalized Metal Artifact Reduction
O-MAR	Metal Artifact Reduction for Orthopedic Implants
RM	Ressonância Magnética
ROI	Region of Interest
RPF	Retroprojeção Filtrada
RS	Revisão Sistemática
SAFIRE	Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction
SEMAR	Single Energy Metal Artefact Reduction
SNR	Signal-to-Noise Ratio
TC/CT	Tomografia Computorizada
TPF	True Positive Fraction
UH	Unidade de Hounsfield
VGC	Visual Grading Characteristic
VME	Virtual Monoenergetic Extrapolation



## **Introdução**

A Tomografia Computorizada (TC) é um dos métodos de imagem com grande aplicabilidade clínica, fruto da sua acessibilidade e crescente indicação, tanto no diagnóstico como na intervenção, sendo indispensável à gestão da saúde e doença dos pacientes. Tal facto tem conduzido a novos desafios, essencialmente relacionados com a dose de radiação e os seus efeitos biológicos (1), mas é notória uma gradual preocupação com a qualidade de imagem e redução de artefactos surgindo diversos algoritmos de reconstrução de imagem, que de forma geral a otimizam e conduzem a reduções de dose (2–4).

Pode dizer-se que a TC representa um dos maiores desenvolvimentos na área da imagem médica, desde a descoberta da radiação X, sendo solicitada por cada vez mais clínicos e substituindo em determinadas situações os estudos radiográficos convencionais e fluoroscópicos. A prova-lo estão os 3 milhões de exames realizados na década de 80 face aos 67 milhões de TC realizadas no ano de 2006 (5).

Tratando-se de um método radiológico cada vez mais difundido, são diversos os estudos centrados no desenvolvimento de equipamentos e *softwares* que possibilitem a optimização da TC. Com a crescente aplicabilidade dos métodos de reconstrução iterativa, esta investigação centrar-se-á nos algoritmos de redução de artefactos de metal (*metal artifact reduction – MAR*) e na sua aplicabilidade na prática clínica, essencialmente nos estudos dirigidos aos sistemas músculo-esquelético e osteoarticular.

### **Justificação do Estudo**

O constante recurso à TC para avaliação de múltiplas patologias em diversos sistemas orgânicos fazem deste método de imagem essencial na prática clínica.

Sendo imperativo que a sua utilização se faça de acordo com as boas práticas, para minimizar qualquer risco e maximizar a segurança dos pacientes, tal só é possível se os Técnicos de Radiologia forem conhecedores das diversas formas de optimização de imagem e estiverem dotados de conhecimentos que possibilitem a adequação dos parâmetros técnicos à patologia em estudo.

Como se sabe, a imagem digital é uma imagem de compromisso. Se a preocupação inicial se prendia com a qualidade de imagem, na atualidade a dose de radiação e a relação custo/benefício são critérios de decisão importantes. O que se pretende é que a qualidade

de imagem seja a melhor possível e a dose de radiação a mais baixa sem compromisso do objetivo clínico (6).

Na TC, desde a introdução do primeiro algoritmo de reconstrução iterativa em 2008 (7) que muitas têm sido as investigações a este nível. Ainda que maioritariamente direcionadas à minimização das doses de radiação (8–13), também na redução de artefactos tem havido desenvolvimentos (14–20). Importa assim sistematizar a informação acerca dos métodos de reconstrução de imagem em TC e identificar as vantagens que a implementação dos métodos iterativos podem ter na prática, principalmente no que respeita ao desenvolvimento e aplicação de algoritmos dedicados à redução de artefactos de metal.

Bastante utilizados no planeamento de radioterapia (21,22), os algoritmos *MAR* ainda não são muito aplicados nas avaliações radiológicas, essencialmente pelo maior tempo despendido na reconstrução de imagem (23). Dada a existência de múltiplos métodos de reconstrução iterativa e algoritmos *MAR*, de acordo com as diversas marcas de TC existentes, o presente trabalho de investigação centrar-se-á na avaliação do *iMAR* (*iterative metal artifact reduction*), propriedade da *Siemens Medical Solutions* (Germany).

A realização de uma revisão sistemática, pela natureza destes estudos, ajudará à sistematização da informação acerca do recurso ao *iMAR*, dirigida à qualidade de imagem e consequente redução dos artefactos de metal. O desenvolvimento de um estudo experimental sobre a aplicação do *iMAR* na avaliação das estruturas osteoarticulares permitirá a quantificação do seu potencial na melhoria da qualidade de imagem quando o objetivo de estudo é a avaliação do próprio material de osteossíntese e implantes metálicos, bem como as estruturas anatómicas imediatamente adjacentes.

### **Definição da Questão de Investigação e Objetivos Principais**

Os avanços registados nos métodos de reconstrução de imagem e desenvolvimento de algoritmos de redução de metal em TC são a génese da presente dissertação de mestrado, que tem como questão de investigação: *Qual o impacto que a reconstrução com recurso ao algoritmo iMAR tem na qualidade de imagem em TC, na avaliação de material de osteossíntese e implantes metálicos em TC osteoarticular?*

Sendo reconhecida a aplicabilidade do *iMAR* na optimização do planeamento em radioterapia, o presente projeto pretende averiguar o seu potencial na melhoria da

qualidade de imagem quando o objeto de estudo é o próprio material ortopédico e respectivos tecidos adjacentes.

A dissertação será assim constituída por dois momentos distintos: o primeiro consistirá na caracterização do estado da arte, através de uma revisão sistemática, e o segundo na avaliação da qualidade de imagem em TC através de um estudo experimental.

Em ambos, o recurso ao *iMAR* será o elemento central. A revisão sistemática, sendo descritiva e sem meta-análise, visará: a identificação da evidência existente na literatura sobre a aplicabilidade do *iMAR*; a avaliação da qualidade das referências encontradas; a sumarização dos seus resultados, quer qualitativamente, quer quantitativamente; e a sua respetiva interpretação e formulação de recomendações (24). O estudo experimental permitirá quantificar as alterações na qualidade de imagem quando o *iMAR* é utilizado na avaliação de material ortopédico por TC.

No âmbito deste trabalho propõem-se os seguintes objetivos:

- Compreender os benefícios do recurso a algoritmos de redução de artefactos de metal em TC;
- Aferir o potencial do *iMAR* no estudo de material de osteossíntese e implantes metálicos;
- Comparar o *iMAR* à retroprojeção filtrada na reconstrução de imagem em TC osteoarticular.

### **Estrutura da Dissertação**

A presente dissertação de mestrado é constituída pela introdução, três capítulos que constituem o corpo do trabalho de investigação desenvolvido e as considerações finais.

O Capítulo I proporciona o conhecimento dos fundamentos do projeto de investigação desenvolvido, abordando os conceitos teóricos associados à reconstrução analítica e iterativa de imagem e aos algoritmos de redução de artefactos de metal em TC, focando-se no *iterative metal artifact reduction (iMAR)* e na apresentação das investigações que possibilitaram o seu desenvolvimento e optimização.

O Capítulo II consiste numa revisão sistemática da literatura, sem meta-análise, sobre o recurso ao *iMAR* enquanto algoritmo de redução de artefactos de metal em TC e a sua

comparação a métodos de reconstrução analítica ou iterativa, sempre centrado na avaliação da qualidade de imagem, quer numa perspetiva objetiva quer subjetiva.

O Capítulo III compreende a apresentação de um estudo experimental sobre o impacto que o recurso ao *iMAR tem* na avaliação de material ortopédico em TC osteoarticular. Toda a metodologia e resultados são apresentados, bem como as conclusões mais relevantes, com foco na avaliação do próprio material ortopédico e tecidos imediatamente adjacentes.

## Capítulo I – Enquadramento Teórico

Atualmente, a TC assume um lugar de destaque na avaliação músculo-esquelética, essencialmente pelas possibilidades de utilização no trauma agudo e avaliação pós-operatória, apresentando contraindicações minor, quando comparada à Ressonância Magnética (RM) (25).

De uma forma geral, esta tem indicação na avaliação de pacientes com dor periprotésica após artroplastia, na visualização da interface osso-implante e no estudo detalhado do osso trabecular para identificação de osteólise, fraturas e partículas resultantes de falência do material implantado (26,27). A utilização da TC no *follow-up* cirúrgico é também comum. Na artrodese da coluna desempenha um papel fundamental devido à sua elevada resolução espacial, robustez e disponibilidade, possibilitando a avaliação dos materiais implantados e interfaces osso-implante e tecido-implante (28,29). No pós-operatório da osteossíntese com fixação interna das fraturas do terço proximal do úmero, a avaliação radiológica é condição essencial, sendo a TC importante nos atrasos de consolidação, necrose avascular, falência de material e avaliação da articulação glenoumeral, para eventual identificação de incorreto posicionamento dos parafusos (14).

As infeções associadas ao material ortopédico implantado têm vindo a diminuir, acima de tudo devido à profilaxia antibiótica peri-operatória, evolução das técnicas cirúrgicas e melhoria das condições de assepsia dos blocos operatórios. No entanto, a infeção ainda se verifica em cerca de 1% a 4% das artroplastias primárias do joelho e 1% das artroplastias primárias da anca (25) e tem na TC um excelente método de avaliação, que possibilita a análise das estruturas ósseas periprotésicas e tecidos moles, em busca de zonas de sequestro ósseo, áreas radiolucidas periprotésicas, focos de osteólise com limites esclerosados e reações periosteais (30).

Segundo West *et al.* (25) as aplicações da TC na avaliação músculo-esquelética centram-se no trauma agudo e na avaliação de fraturas específicas. No primeiro caso, embora as guidelines ATLS (Advanced Trauma Life Support) recomendem a radiologia convencional, tem-se verificado um crescente recurso à TC pelo excelente detalhe ósseo e tecidual que possibilita. Na coluna vertebral há particular interesse na avaliação da região cervical evidenciando a TC 97 a 100% das fraturas, quando a radiografia de perfil tem uma sensibilidade de 60-70%. A transição cérvico-torácica é também uma área de difícil visualização, sendo útil o recurso à TC. Na bacia, outra estrutura anatómica de enorme importância no trauma agudo, a TC possibilita uma excelente visualização da região ilíaca e acetabular, tendo o processamento 3D um papel de destaque no

planeamento cirúrgico. A avaliação tomográfica é igualmente útil nas fraturas do escafoide, planalto tibial, calcâneo e pilão tibial. Fayad *et al.* (31) acrescenta como indicações para TC a avaliação de massas ósseas e tecidulares, bem como o estudo do esqueleto axial.

Quando se associa a TC ao estudo músculo-esquelético é necessário considerar que frequentemente estamos na presença de material de osteossíntese ou implantes metálicos, sendo estes, direta ou indiretamente, objeto de estudo. Por tal situação é natural o aparecimento de artefactos, isto é, representações de estruturas anatómicas na imagem com Unidades de Hounsfield diferentes dos coeficientes de atenuação reais. Em TC, os artefactos podem ser agrupados em quatro grandes categorias: de natureza física, associados ao paciente, associados ao equipamento e de reconstrução (32).

A presença de artefactos radiários (figura 1) é comum na presença de metais e caracteriza-se pelo aparecimento de linhas de altas e baixas atenuações (brancas e pretas, respectivamente) a partir do material implantado. As elevadas densidades e números atômicos associados aos metais resultam de fenómenos de endurecimento do feixe de radiação, volume parcial, radiação dispersa e ruído (33). De uma forma geral, o metal atenua drasticamente o feixe de radiação X provocando a absorção dos fótons de baixa energia e o aumento da sua energia média, levando a projeções de dados incompletas que degradam a qualidade de imagem (27). No que respeita aos artefactos de metal, existem quatro grandes fatores que condicionam o seu aparecimento na imagem: 1) tipo de material presente; 2) espessura e geometria do metal ou estrutura anatómica; 3) potencial de ampola (kVp) e miliamperagem por segundo (mAs) utilizadas e 4) tipo de reconstrução de imagem (25).



Figura 1 – Artefactos radiários causados pela presença de metal em TC – Adaptado de Meyer *et al.* (2012) (15).

Os artefactos provocados pelo metal ocorrem devido a processos físicos relacionados com a retroprojeção filtrada, algoritmo mais utilizado na reconstrução de imagem em TC. Com este algoritmo assume-se que o número de fótons recebidos por cada detetor é preciso, mas na realidade o feixe de radiação que passa adjacente ou através dos objetos

metálicos é altamente atenuado e a medição realizada nos detetores tem um erro muito maior devido a uma combinação de fatores (34,35), sendo estes: endurecimento do feixe, dispersão da radiação X e a baixa amostragem de fótons (*undersampling* e *photon starvation*) (36).

O endurecimento do feixe de radiação X vai alterar o seu espectro, sendo a atenuação total subestimada, evidenciando as imagens resultantes bandas escuras nas áreas onde o feixe é menos atenuado. A dispersão dos fótons X vai ter uma aparência semelhante, resultando os artefactos de fótons com a sua trajetória alterada, mas captados por detetores imediatamente por detrás dos objetos metálicos. O fenómeno de *undersampling* está relacionado com a baixa amostragem de fótons de radiação X nos detetores, causando pequenos e finos raios brancos emergentes a partir dos implantes. São causados devido às grandes diferenças de densidade entre o metal e os tecidos adjacentes, o que exigiria uma amostragem maior (mais fótons de radiação X) para poder ser corretamente processada digitalmente. O último efeito físico, *photon starvation*, refere-se ao facto de apenas alguns fótons terem a capacidade de atravessar as estruturas metálicas e chegar aos detetores, resultando em grande incerteza estatística (36).

A quantidade de artefactos visíveis está intimamente relacionada com o tipo de metal avaliado, esperando-se mais artefactos na presença de materiais de cromo-cobalto, seguido do aço cirúrgico e do titânio (27). Uma correta combinação dos parâmetros de aquisição pode favorecer a qualidade de imagem. Para minimizar a presença de artefactos de metal, há que promover o aumento da relação sinal-ruído, incrementando os miliampere por segundo e o potencial de ampola utilizado. A definição de valores concretos depende sempre do tipo de equipamento disponível, mas a intensidade de corrente deverá situar-se entre os 350 e 400 mA com 140 kVp.

A planificação da aquisição tomográfica terá assim de ser ligeiramente diferente, como mostra a tabela 1. Há um conjunto de alterações que podem ser realizadas: 1) kVp – quando a kilovoltagem do feixe de radiação X é aumentada, a energia dos fótons é maior e, conseqüentemente, o seu poder de penetração também; 2) corrente da ampola – o aumento dos mAs leva a maior produção de fótons de radiação X, aumentando assim a probabilidade de deteção e diminuindo a incerteza estatística; e 3) pitch – valores de pitch reduzidos conduzem à aquisição redundante de dados, facilitando a reconstrução de imagem e a diminuição dos artefactos. O aparecimento dos artefactos de metal depende também da estrutura anatómica em estudo (áreas de maior espessura são suscetíveis a

mais artefactos), do tipo de reconstrução de imagem (a seleção de filtros adequados promove a diminuição dos artefactos, bem como a avaliação multiplanar com espessuras finas) e do recurso a reconstruções volumétricas (o *volume rendering* e o *shaded surface display* podem ser úteis na visualização adicional dos implantes) (27). A utilização de grandes larguras de janela (40000 UH) podem favorecer a visualização de determinadas estruturas anatómicas (37,38).

Tabela 1 – Fatores que condicionam o aparecimento de artefactos provocados por metal em TC. Adaptado de Stradiotti P *et al.* (2009) (27).

Fatores		Efeito	
Relacionados com o material metálico	Composição	Crómio-cobalto	Máxima atenuação de fótons
		Aço cirúrgico	Alta atenuação de fótons
		Titânio	Menor atenuação de fótons
	Geometria	Forma	Maior evidência de artefactos com formas complexas
		Orientação	Maiores artefactos ao longo do maior eixo do metal no plano axial
Relacionados com os parâmetros técnicos	Colimação		Menores artefactos com recurso a pequenas colimações
	Potencial de ampola		Altos kVp proporcionam menor ruído mas igualmente menor contraste de imagem, conduzindo a maior dose de radiação.
	Miliamperagem por segundo		Altos mAs proporcionam menor ruído mas maior dose de radiação
	Pitch		Menor valor de pitch condiciona menos artefactos
	Espessura de reconstrução		Espessuras mais finas condicionam menos artefactos.
	Algoritmo de Reconstrução		Algoritmos de baixa frequência espacial (tecidos moles) ou <i>standard</i> condicionam menores artefactos.

A presença de artefactos nas imagens de TC depende, em grande parte, dos algoritmos de reconstrução utilizados, quer pela desconsideração das flutuações estatísticas, quer pelos distúrbios físicos inerentes à TC, que condicionam dados ruidosos. A optimização dos parâmetros de reconstrução de imagem e a seleção dos algoritmos mais adequados pode beneficiar a qualidade de imagem final.

### Reconstrução analítica de imagem em TC

A imagem de TC resulta da determinação dos coeficientes de atenuação totais nas várias projecções realizadas, a partir dos quais será possível a atribuição de um valor de unidade de Hounsfield a cada *pixel*, traduzindo um nível de cinzento.

Cada uma das projecções obtidas nos diferentes ângulos é projetada num sinograma e quando combinadas entre si possibilitam a criação da imagem através de um método de reconstrução designado por retroprojecção. Os princípios matemáticos inerentes a este

método conduzem a uma perda de informação para as altas frequências no domínio espacial da imagem, resultando em artefactos em forma de estrela (39). Quer isto dizer que a retroprojeção não conduz a uma representação adequada das áreas de maior atenuação, tendo estas maiores dimensões, contornos adulterados e indefinição (reprodução imperfeita). Existe a possibilidade de filtragem das múltiplas projeções, aplicando a cada uma um processo matemático – convolução – que irá alterar a resolução espacial e ruído como demonstrado na figura 2. Quanto mais “duros” forem os filtros mais a resolução espacial aumenta e mais se faz notar o ruído. Este processo é inverso quando são aplicados filtros suaves. A seleção dos diferentes filtros de convolução será realizada de acordo as áreas anatómicas e a indicação clínica em estudo (9,40,41).

Na atualidade, a retroprojeção filtrada é o método de reconstrução mais difundido na TC, e mesmo com os avanços tecnológicos ao nível do *hardware* e as alterações subjacentes (interpolação de feixe cónico) continua a ser utilizada. No entanto, tem desvantagens que a caracterizam, nomeadamente o facto de não considerar as flutuações estatísticas do feixe de radiação X, pelo que os seus resultados são caracterizados por ruído e artefactos (40), interferindo com a detetabilidade de baixo-contraste e deteriorando a nitidez dos contornos das estruturas, sendo necessário um valor mínimo de dose de radiação para garantir imagens diagnósticas (39).

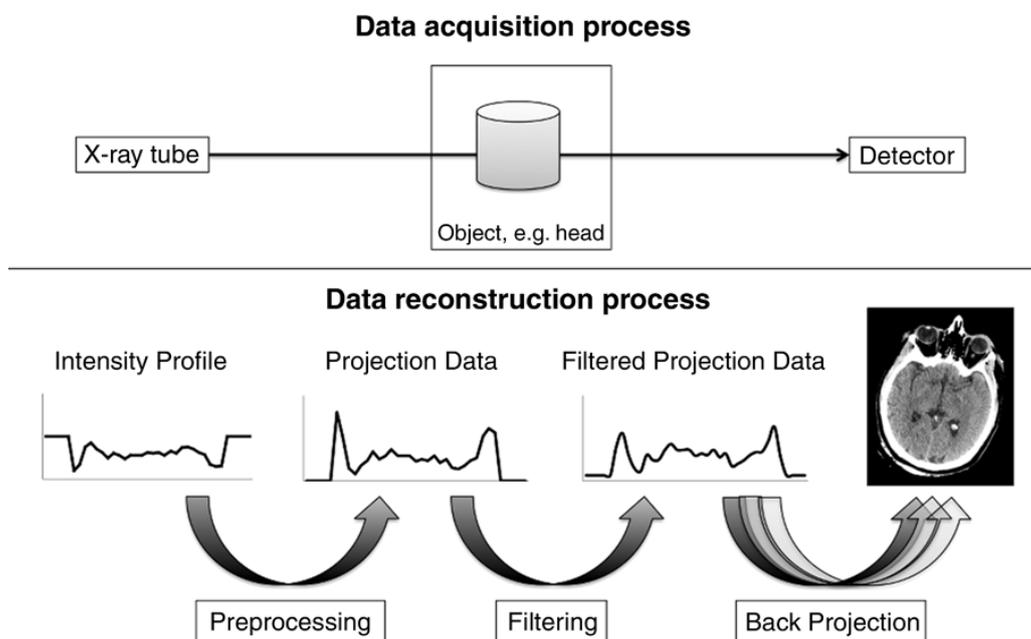


Figura 10 - Esquema do processo de reconstrução de imagem em TC com recurso à retroprojeção filtrada. Adaptado de Geyer *et al.* (2015) (40).

A RPF é o método de reconstrução mais difundido na prática clínica pela sua capacidade de gerar imagens com qualidade adequada, de forma robusta e rápida. Embora com um

desempenho global aceitável, a qualidade de imagem é deteriorada na presença de pacientes obesos, estruturas de elevada densidade e objetos metálicos (40). Tais limitações têm impulsionado o renascimento dos algoritmos de reconstrução iterativa de imagem, aplicados nos primórdios da TC e abandonados por serem matematicamente exigentes (41).

### **Reconstrução Iterativa de imagem em TC**

A tecnologia associada à TC tem evoluído significativamente desde a sua introdução no mercado por Hounsfield e James Ambrose em 1972. Os recentes avanços ao nível do *hardware*, relacionados com o número de detetores e ampolas disponíveis, têm evidenciado as limitações físicas da tomografia e possibilitado avanços ao nível do processamento de dados. O exemplo mais evidente dos últimos anos foi a reintrodução dos algoritmos de reconstrução iterativa (40). O seu aparecimento remonta à origem da TC, no entanto pelas suas propriedades matemáticas e as grandes quantidades de dados associados a este método, estes algoritmos mostraram-se inadequados para os fins clínicos, sendo utilizados apenas na reconstrução de imagem de métodos com baixa resolução espacial e temporal (42).

O objetivo da reconstrução iterativa é a criação de imagens que correspondam aos dados de projeção medidos, devendo para tal os dados de imagem, projeção, ruído e detalhe ser modulados (43). A reconstrução iterativa pode ser categorizada em três classes: 1) reconstrução estatística no domínio da imagem; 2) reconstrução estatística no domínio da projeção (sinograma) e comparação com a retroprojeção e anteprojeção; e 3) reconstrução no domínio da projeção e do sistema (*model-based*) (41).

A reconstrução iterativa no domínio de imagem é mais rápida mas menos flexível na filtragem adaptativa do ruído. Sem recurso ao *raw data*, as imagens obtidas são decompostas em várias frequências, sendo possível a sua suavização através do processamento de sinal seletivo, reduzindo-se o ruído nas áreas de baixa frequência sem minorar os detalhes de alta frequência (10,41).

A reconstrução iterativa no domínio da projeção utiliza a retroprojeção filtrada como ponto de partida para gerar dados anteprojetados (simulando o processo de aquisição em TC). Numa reconstrução perfeita, os novos dados obtidos seriam iguais aos dados retroprojetados, no entanto, devido às variações estatísticas associadas à RPF existem desvios. As projeções corrigidas servem depois para simular novas reconstruções e comparar às imagens prévias, numa tentativa de minimização da variação estatística e

redução do ruído, com o mínimo de perda de resolução espacial. Um exagero nestes ciclos de processamento podem levar à aparência artificial da nova reconstrução, algo indesejável pelos Radiologistas. Para compensar esta desvantagem há a possibilidade de associar a reconstrução iterativa à RPF (imagem original), para criação de imagens com ruído aceitável (41). Por esta razão são designados frequentemente por algoritmos híbridos (40).

A reconstrução no domínio da projeção e do sistema representa um outro nível de complexidade, introduzindo-se os modelos de geometria de aquisição, os efeitos de ponto focal, a dispersão da radiação X e o comportamento dos detetores. Visto a aquisição de imagem em TC ser “imperfeita” e suscetível a artefactos, estes modelos permitem a projeção de imagens mais precisas. Os tempos de reconstrução são mais prolongados, muitas vezes na ordem dos 45 minutos, sendo uma limitação à sua aplicabilidade clínica. No entanto os seus resultados são muito bons, principalmente no recurso à baixa dose de radiação, mesmo comparada à reconstrução iterativa segundo métodos estatísticos (41).

A tabela 2 apresenta um resumo dos principais algoritmos de reconstrução iterativa disponíveis no mercado para a principais marcas de equipamentos de TC (10,40,42).

Tabela 2 – Algoritmos de reconstrução iterativa disponíveis para as principais marcas de equipamentos de TC.

Marca de Equipamento	Algoritmos de Reconstrução Iterativa	
Philips	iDOSE <sup>4</sup>	--
	IMR	Iterative Model Reconstruction
Toshiba	AIDR 3D	Adaptive iterative dose reduction
GE	ASIR	Adaptive Statistical Iterative Reconstruction
	MBIR (Veo)	Model-based Iterative Reconstruction
Siemens	IRIS	Iterative Reconstruction in Image Space
	SAFIRE	Sinogram-affirmed iterative reconstruction
	ADMIRE	Advanced modeled iterative reconstruction

### Algoritmos de Redução de Artefactos de Metal em TC

A redução de artefactos de metal nas imagens de TC tem sido amplamente estudada, visto a reconstrução com recurso à RPF se mostrar incapaz de criar imagens sem o aspeto radiário de bandas híper e hipodensas.

À optimização dos protocolos de aquisição de imagem, juntam-se técnicas de interpolação que visam a reconstrução dos dados em falta com dados vizinhos, bem como a filtragem adaptativa que minimiza o excesso de ruído criado pela baixa amostragem de

fotões e, mais recentemente, algoritmos iterativos que combinam diferentes técnicas MAR e técnicas de reconstrução algébricas. O objetivo pode dizer-se que é sempre o mesmo, minimizar a expressão dos artefactos de metal na imagem (28).

Na tabela 3 estão evidenciados os principais algoritmos de redução de artefactos de metal presentes no mercado.

Tabela 3 - Algoritmos MAR disponíveis para diversas marcas de equipamentos de TC. Adaptado de Andersson K M *et al.* (2015) (44).

Marca de Equipamento	Philips	Toshiba	GE	Siemens
Algoritmo de redução de artefactos de metal	O-MAR – Metal Artifact Reduction for Orthopedic Implants	SEMAR – Single Energy Metal Artifact Reduction	MARS – Smart Metal Artifact Reduction	<i>i</i> MAR – Iterative Metal Artifact Reduction

### ***i*MAR – Iterative metal artifact reduction**

O algoritmo *i*MAR (*iterative metal artifact reduction*) é uma ferramenta de redução de artefactos de metal proposta pela *Siemens Healthcare* (Forchheim, Germany) para implementação clínica. Este recorre a dois tipos de reconstrução iterativa já desenvolvidos, o *NMAR – Normalized Metal Artifact Reduction* (33) e o *FSMAR – Frequency Split Metal Artifact Reduction* (15). O primeiro é um método de substituição dos dados não fiáveis (*inpainting*) com recurso à normalização do sinograma, minimizando os artefactos tangentes aos metais. A informação resultante da presença de metais (informação de alto contraste) é ignorada e substituída por informação resultante da interpolação do sinograma, para recuperação do detalhe junto do metal e tecidos adjacentes. O segundo possibilita o restauro do ruído original da imagem e os detalhes de alta frequência que possam ter sido perdidos durante a substituição da informação em falta, através da combinação das altas frequências da imagem original com as baixas frequências da imagem normalizada pelo *NMAR* (36,45–47).

A realização, repetidamente, da interpolação do sinograma normalizado e divisão das frequências, usando o resultado de cada iteração como referência para o ciclo seguinte, possibilita uma redução eficaz dos artefactos restantes da imagem anterior. O *i*MAR compreende, portanto, as seguintes fases:

1. Deteção do metal: os artefactos de metal são seleccionados por um processo de *thresholding* nas imagens originais de TC. As regiões de alto contraste são convertidas em sinogramas individualizados identificando-se as regiões não

afetadas por artefactos com zero e aquelas onde deve ocorrer correção do endurecimento do feixe e normalização do sinograma como diferentes de zero;

2. Correção do endurecimento do feixe de radiação X: o sinograma da imagem original (retroprojetada) é corrigido nas áreas que são influenciadas pelo metal (diferentes de zero). A minimização do endurecimento do feixe é baseada num modelo de correção de dados de projeção bidimensional, determinando-se o valor de correção em função da totalidade do sinal atenuado e da porção de atenuação induzida pelo metal;
3. Sinograma primário: uma imagem primária é gerada atribuindo-se o valor de 0 unidades de *Hounsfield* (equivalente à água) aos pixels dos metais e tecidos moles, enquanto os restantes (osso, pulmão, ar...) permanecem inalterados. A identificação das estruturas é realizada através de segmentação por limiares (*thresholding*). A imagem é projetada e criado um sinograma primário;
4. Interpolação normalizada (figura 3): o sinograma inicial é dividido pelo sinograma primário e é realizada a substituição da informação em falta (por interpolação linear), gerando-se o sinograma normalizado;

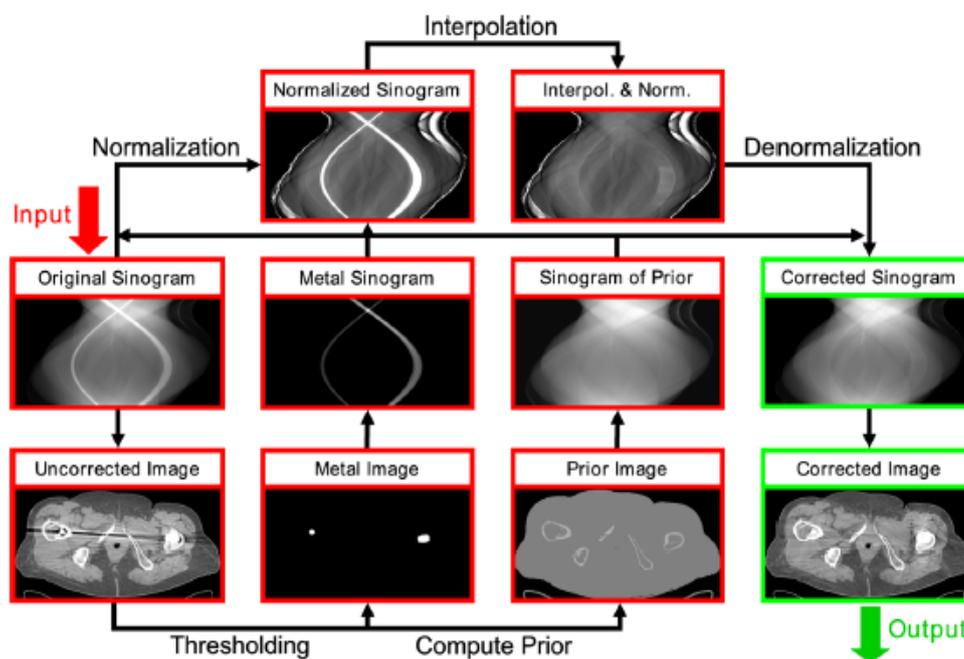


Figura 19 – Processo de normalização do sinograma – Adaptado de Meyer *et al.* (2012) (33).

5. Sinograma adaptativo: o sinograma com a substituição da informação em falta (normalizado) é fundido com o sinograma corrigido nas áreas que são influenciadas pelo endurecimento do feixe (ponto 2). A informação dos pixels que correspondem

a áreas de pouca influência do metal é retirada do sinograma com correção do endurecimento do feixe e as áreas de grande atenuação são retiradas do sinograma normalizado;

6. Divisão de frequências (figura 4): o sinograma adaptativo é reconstruído e filtrado com recurso a um filtro passa-baixo. A imagem original é filtrada com filtros passa-alto (complementares dos primeiros). Criam-se assim duas imagens que são combinadas para obtenção da imagem final corrigida para os artefactos resultantes da presença de metais. Uma das desvantagens da realização deste passo é a possibilidade de introdução de novos artefactos nas imagens corrigidas.

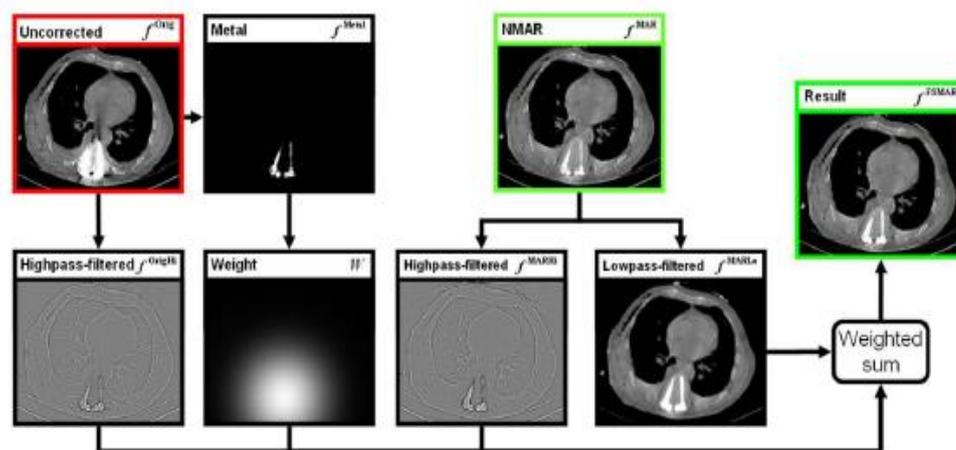


Figura 26 – Processo de filtração do sinograma – Adaptado de Meyer et al. (2012) (15).

A reconstrução de imagem com recurso ao *iMAR* compreende, por norma, três a seis ciclos de reconstrução (36,45). A performance do *iMAR* depende da seleção de diversos parâmetros relacionados com o número de iterações, as UH de referência para a segmentação dos metais e os filtros para a divisão de frequências. A figura 5 evidencia todo o processo de reconstrução de imagem com recurso ao *iMAR*.

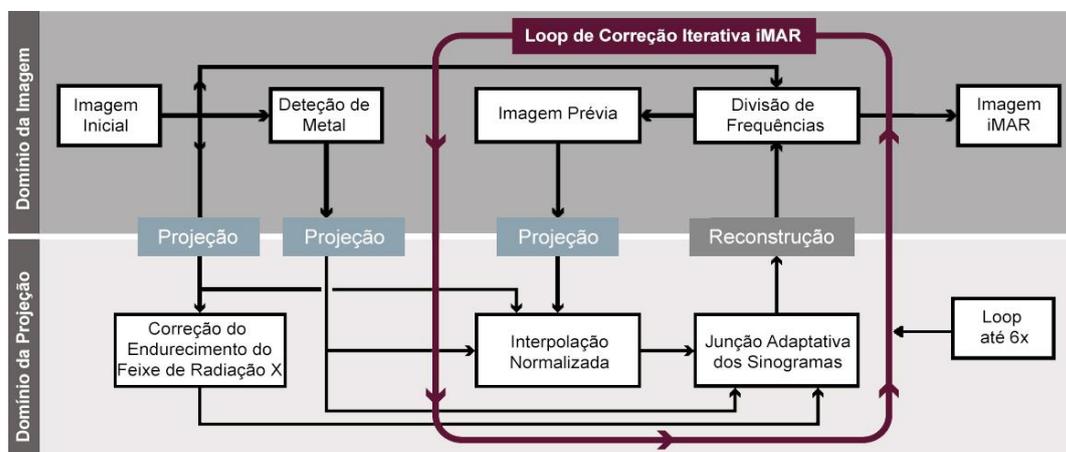


Figura 35 – Processos realizados pelo algoritmo *iMAR* na redução de artefactos de metal. Adaptado de Kachelrieß et al. (2015) (36).

Os parâmetros de reconstrução de imagem são específicos do fornecedor, podendo o Técnico de Radiologia selecionar as configurações que estão otimizadas para diversos metais (próteses da anca, implantes dentários, pacemakers, implantes de coluna, implantes de ombro, implantes para extremidades, *coils* torácicos e neurológicos) (48).

A figura 6 evidencia o impacto do recurso ao *iMAR* na reconstrução de imagem em fantasmas. A sua análise permite constatar a diminuição das bandas claras e escuras características da presença de metais quando se recorre à reconstrução iterativa. Tal facto promove a obtenção de mais informação nos ROI's e conseqüentemente uma representação do objeto mais aproximada ao referencial, isto é, ao fantoma sem a presença de metal.

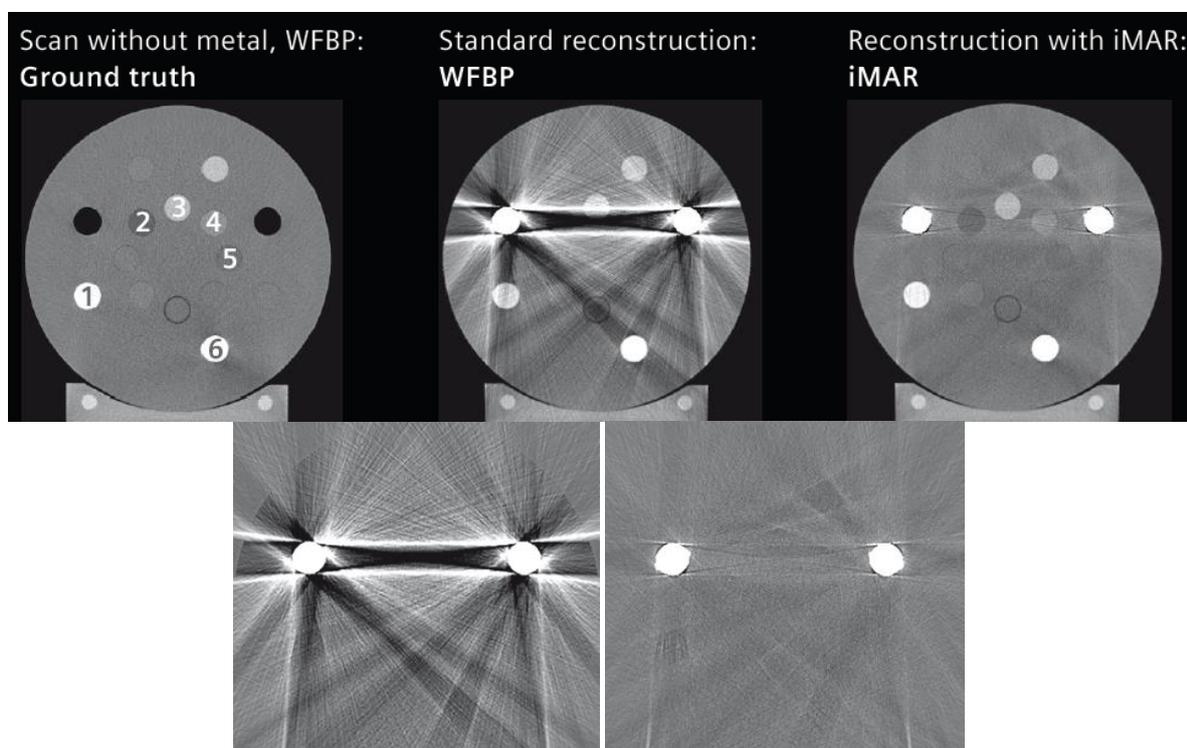


Figura 44 – Impacto do recurso ao algoritmo *iMAR* na qualidade de imagem, em comparação com a RPF. Adaptado de Kachelrieß *et al.* (2015) (36).

O *iMAR*, de acordo com Kachelrieß M *et al.* (2015) é uma técnica de redução de artefactos altamente promissora com potenciais benefícios na otimização dos planos de tratamento, podendo conduzir à poupança de tempo na planificação da aquisição quando na presença de implantes metálicos (36).



## Capítulo II – Revisão Sistemática

### Fundamentação

As revisões sistemáticas (RS), tratando-se de estudos retrospectivos e secundários, desenhados e conduzidos após a publicação de vários estudos experimentais permitem a sistematização da informação, minimizando erros através do recurso a métodos sistemáticos. Ao viabilizar um resumo de toda a evidência empírica sobre uma determinada intervenção, as RS permitem incorporar um espectro maior de resultados relevantes, não limitando as conclusões à mera leitura de alguns artigos, possibilitando assim, sempre que possível, a resposta à questão de investigação (49).

Dada a crescente preocupação com a qualidade na saúde e eficiência no uso dos recursos disponíveis, bem como a necessidade de prestação de cuidados de acordo com a melhor e mais recente evidência científica, em favor dos utentes, leva a que as RS sejam úteis na tomada de decisão pelos diversos *stakeholders* na saúde.

Em Radiologia, particularmente na TC, o desenvolvimento de equipamentos associado ao crescente número de aplicações disponíveis no mercado, leva à necessidade de um conhecimento profundo das suas mais-valias e dos ganhos de saúde que poderão proporcionar. Com tamanha evolução é quase utópico querer estar sempre atualizado, mas é certo que a utilização de toda esta tecnologia deve ser otimizada garantindo, se possível, que se está a fazer o melhor com o que se tem disponível no momento.

Na TC, a elevada dose de radiação, boa amostragem de fotões, feixes monoenergéticos, resolução infinita do detetor, detetores perfeitos, ausência de radiação dispersa e movimento conduziram à representação perfeita da realidade em imagem, algo que sabemos difícil. Sem a satisfação de algum dos factores descritos, ocorrerão artefactos na imagem com impacto na sua qualidade (4).

A optimização da imagem requer o conhecimento dos factores que causam os artefactos, bem como dos meios de os suprimir. São muitos os artefactos em TC, podendo a sua origem estar associada aos processos físicos presentes na aquisição de imagem; relacionados com o paciente, como os artefactos de movimento ou a presença de metais; decorrentes do equipamento e do seu inadequado funcionamento; ou associados à reconstrução e processamento de imagem. Sem dúvida que o correto posicionamento e seleção dos parâmetros de aquisição são a chave para a minimização de artefactos, mas

nas TC mais recentes, o seu *design* e *software* possibilitam a correção de muitos artefactos, ainda que parcialmente (50).

No que concerne aos artefactos causados pelo metal, os desenvolvimentos ao nível da reconstrução iterativa de imagem e algoritmos específicos para a redução de artefactos de metal tem possibilitado a melhoria da qualidade de imagem, favorecendo o diagnóstico e promovendo a segurança do doente.

No mercado são diversos os algoritmos de redução de artefactos de metal, criados pelas diferentes marcas, pelo que se impõe a avaliação do seu impacto ao nível da qualidade de imagem, bem como a utilidade em detrimento da retroprojeção filtrada, na tentativa de perceber se a sua utilização é ou não uma mais-valia.

A presente RS centra-se na avaliação de um único algoritmo de redução de artefactos de metal, o *iMAR* (*iterative metal artifact reduction*), propriedade da *Siemens Medical Solutions*. Este algoritmo permite a minimização de artefactos tangentes a regiões de alto contraste, tendo como referência a frequência espacial e a recuperação de detalhes junto dos implantes metálicos, ao mesmo tempo que retém informação anatómica importante a partir das imagens originais (47).

### **Objetivos Secundários**

A presente revisão sistemática sobre o impacto do recurso ao *iMAR* na minimização de artefactos de metal abordou quer os aspetos qualitativos quer os quantitativos, sendo uma revisão integrativa e descritiva, pelo facto de não ser realizada qualquer análise estatística dos dados recolhidos.

A questão de partida para esta RS foi formulada de acordo com a metodologia PICO<sup>1</sup> (24,51): *Qual o impacto que a utilização do algoritmo iMAR tem na qualidade de imagem em TC quando comparado à retroprojeção filtrada ou outros métodos de reconstrução iterativos?* Desta forma o problema identificado é a presença de artefactos nas imagens em TC; a intervenção é a utilização do algoritmo *iMAR* na redução dos artefactos; o comparador é o recurso à reconstrução por retroprojeção filtrada ou outros métodos iterativos; e os resultados esperados são as alterações quantitativas e qualitativas da qualidade de imagem.

---

<sup>1</sup> Acrónimo: P (paciente, problema); I (intervenção); C (comparação) e O (*outcome*).

Desta forma, os objetivos da revisão sistemática são:

- Caracterizar o estado da arte quanto à utilização do algoritmo *iMAR* na reconstrução de imagem em TC;
- Sistematizar a informação disponível sobre a aplicabilidade do *iMAR* em TC;
- Comparar a qualidade de imagem resultante da reconstrução com o *iMAR* com a retroprojeção filtrada ou métodos iterativos;
- Avaliar o potencial do algoritmo *iMAR* na redução de artefactos de metal em TC através da avaliação da qualidade de imagem.

## **Metodologia**

A realização da presente RS teve por base o protocolo apresentado no *Manual Cochrane de revisiones sistemáticas de intervenciones*, com o objetivo de facilitar a procura de informação a sua apresentação de forma explícita e concisa (52).

## **Estratégia de Pesquisa**

A seleção da informação relevante foi realizada por dois investigadores, de forma cega e independente, nas bases de dados *PubMed*, *Web of Science*, *Scopus* e *Science Direct*, durante o mês de Janeiro de 2016. A pesquisa prévia realizada permitiu perceber que na reconstrução de imagem por TC são múltiplos os métodos utilizados e é frequente a associação da reconstrução iterativa de imagem às ferramentas de redução de artefactos de metal, também estas maioritariamente iterativas, sem que haja uma distinção entre os dois conceitos. Assim sendo, para que a pesquisa pudesse ser abrangente foram incluídos termos relativos à reconstrução analítica e iterativa de imagem e a um algoritmo específico de redução iterativa de artefactos de metal (*iMAR* – Siemens Healthcare, Germany), sem recurso a *MESH terms*.

As palavras-chave e combinações utilizadas na pesquisa foram: CT AND “image quality” AND “iterative reconstruction”; CT AND “iterative reconstruction” AND “filtered back-projection”; “image reconstruction algorithm” AND CT; “statistical iterative optimization” AND CT; “model-based iterative optimization” AND CT; “adaptive statistical iterative reconstruction” AND CT; iDose AND CT; SAFIRE AND CT; AIDR 3D AND CT AND “iterative reconstruction”; VEO AND CT AND “model-based iterative optimization”;

“iterative model reconstruction” AND CT; “iterative metal artifact reduction” AND CT e *iMAR* AND CT AND “iterative reconstruction”.

A selecção dos artigos foi limitada ao período de 1 de janeiro de 2010 a 31 de dezembro de 2015 (cinco anos) e aos idiomas português, espanhol, francês e inglês. Todos os duplicados foram removidos e as referências bibliográficas dos artigos incluídos na revisão sistemática foram escrutinadas, não se tendo identificado qualquer artigo adicional.

A gestão das referências resultantes da pesquisa foi realizada no *software Mendeley Desktop*© 2008-2016 Mendeley Ltd.

### **Critérios de elegibilidade e seleção das referências**

Numa fase inicial, a selecção dos artigos teve por base a leitura seletiva do título e resumo das referências e, posteriormente, a avaliação do texto integral. Todas as discordâncias foram resolvidas por consenso entre os dois investigadores.

Todo o processo de selecção das referências foi realizado de acordo com metodologia PRISMA (53,54) e os seus quatro momentos: identificação, selecção inicial, elegibilidade e estudos incluídos.

As referências originais que cumpriram os seguintes critérios de inclusão foram consideradas: 1) aplicação do *software iMAR* na reconstrução de imagem em TC; 2) comparação com a reconstrução de imagem por retro projecção filtrada ou outro algoritmo de reconstrução iterativa; 3) utilização de pacientes e/ou fantasmas na aquisição de imagem; 4) aquisição de imagem com recurso a equipamentos de TC comerciais multidetector ou *Dual-Source*, sem associação a sistemas híbridos; 5) avaliação objetiva e/ou subjetiva da qualidade de imagem e redução de artefactos e 6) recurso a algoritmos comerciais e não a versões preliminares em teste. A figura 7 evidencia todo o processo de selecção das referências para inclusão na revisão sistemática.

Foram excluídas 5727 referências, com base nos seguintes critérios: artigos de revisão (secundários, não incluídos nas revisões sistemáticas (49)); utilização de equipamentos de Micro-TC, Angiográficos e Multimodais (Híbridos); avaliação exclusiva de aspectos dosimétricos e foco no desenvolvimento dos algoritmos de reconstrução iterativa e redução de artefactos de metal (aspectos matemáticos e físicos sem avaliação da aplicabilidade clínica).

Após a análise mais detalhada do artigo, com recurso ao texto integral, 93 referências foram excluídas por avaliarem outros algoritmos de redução de artefactos de metal que não o *iMAR*, tendo sido consideradas 5 referências (23,45,47,48,55) para análise na presente RS.

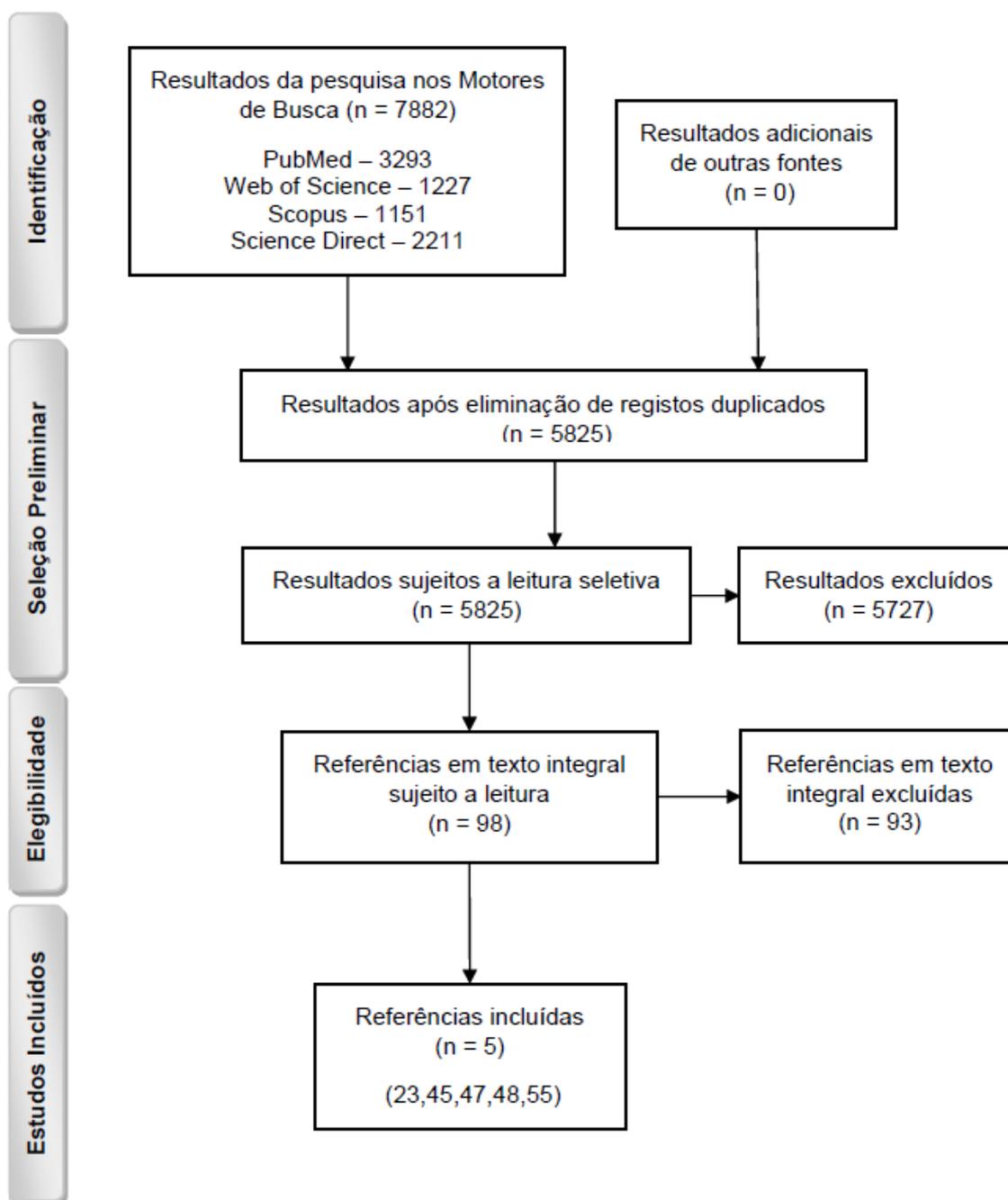


Figura 53 – Fluxograma da metodologia PRISMA – seleção das referências para inclusão na Revisão Sistemática.

## **Extração dos dados e avaliação da qualidade das referências**

A avaliação da qualidade das referências sujeitas a inclusão na Revisão Sistemática, bem como a extração de toda a informação foi realizada por consenso dos investigadores que fizeram a seleção das mesmas.

Para cada referência foi recolhida a seguinte informação: primeiro autor, ano de publicação, desenho do estudo, população (tipo e número), objetivo do estudo, equipamento de aquisição de imagem e respetivo protocolo de aquisição, algoritmo testado, algoritmo utilizado como comparador e dados quantitativos e qualitativos de avaliação da qualidade de imagem e redução dos artefactos de metal.

Para determinação da qualidade das referências incluídas recorreu-se à QUADAS 2 (*Quality Assessment of Diagnostic Accuracy Studies*) (56). Esta ferramenta foi desenvolvida para avaliar a qualidade dos estudos a incluir na revisão sistemática, através da análise de quatro domínios (seleção de pacientes; teste avaliado; padrão de referência; tempo e fluxo), possibilitando assim a determinação do risco de viés e das preocupações relativas à sua aplicabilidade, promovendo a classificação transparente dos estudos primários, no que respeita à sua qualidade, e a tomada de decisão para inclusão, ou não, na revisão.

## **Resultados**

### **Descrição dos estudos**

A presente Revisão Sistemática incluiu cinco estudos (23,45,47,48,55) de acordo com os critérios de inclusão e exclusão anteriormente apresentados, todos publicados entre 2014 e 2015, sendo três prospetivos e 2 retrospectivos. A aquisição de imagem realizou-se com recurso a pacientes em quatro das referências incluídas e com utilização de fantasmas na restante. O *raw data* foi adquirido em três equipamentos distintos de TC: multidetector *single source*, dupla energia e dupla ampola. As principais características dos estudos incluídos são apresentados na tabela 4.

Tabela 4 – Características das referências incluídas na RS.

<b>Subhas N (2014) (23)</b>	Prospetivo	8 Pacientes num total de 9 próteses do ombro (amostra de conveniência recolhida de um estudo clínico prospetivo sobre artroplastia total do ombro).	Comparar a qualidade de imagem com recurso à RPF e ao <i>iMAR</i> .
<b>Kotsenas A L (2015) (47)</b>	Retrospectivo	68 Pacientes sujeitos a instrumentação posterior da coluna que realizaram TC (critérios de elegibilidade bem definidos – amostra de conveniência).	Comparar a reconstrução de imagem com e sem recurso ao <i>iMAR</i> e avaliar o seu potencial para implementação na prática clínica.
<b>Bongers M N (2015) (45)</b>	Retrospectivo	Amostra consecutiva de 46 doentes oncológicos sujeitos a TC para follow-up das neoplasias (critérios de elegibilidade bem definidos).	Comparar e combinar a aquisição de imagem com recurso à Dupla Energia e a utilização do <i>iMAR</i> na avaliação de próteses da anca e implantes dentários.
<b>Higashigaito K (2015) (55)</b>	Prospetivo	Fantoma comercial Electron Density Phantom 062M (Computerized Imaging Reference Systems, Norfolk, VA), que simula a pélvis humana.	Comparar a redução de artefactos com recurso à extrapolação virtual monoenergética em TC de Dupla Energia com a utilização do <i>iMAR</i> em TC multidetector.
<b>Wuest W (2015) (48)</b>	Prospetivo	Amostra consecutiva de 50 Pacientes sujeitos a TC do pescoço (critérios de elegibilidade bem definidos). Total de 455 imagens analisadas.	Avaliar a utilização do <i>iMAR</i> na redução de artefactos e comparar a qualidade de imagem com a RPF e a LIMAR ( <i>Linear interpolation metal artifact reduction</i> ).

O protocolo de aquisição de imagem é apresentado, para cada referência, na tabela 5, bem como os algoritmos de reconstrução de imagem utilizados (algoritmo testado experimentalmente vs. comparador). Tendo em conta os equipamentos onde a aquisição de imagem foi realizada, assim se identificam alterações na reconstrução de imagem. Em quatro dos estudos foram utilizados algoritmos de reconstrução analíticos para comparação (retroprojeção filtrada) e noutro houve recurso à reconstrução iterativa (ADMIRE). O algoritmo testado foi sempre o *iMAR*, embora com parametrizações diferentes. O recurso à extrapolação monoenergética, no caso da aquisição com dupla energia (45), foi também associada ao *iMAR* e realizada uma comparação quer com a retroprojeção filtrada quer com a utilização do algoritmo iterativo de redução de artefacto isoladamente.

Tabela 5 – Equipamento e protocolo de aquisição de imagem utilizados nas referências incluídas na RS.

<b>Estudo (Autor, Referência e Ano de Publicação)</b>	<b>Equipamento</b>	<b>Algoritmo comparador</b>	<b>Algoritmo de testado</b>
<b>Subhas N (2014) (23)</b>	Somatom Definition Flash (Siemens Healthcare, Germany) – TC Multidetector.  Protocolo: 140 kVp, 300 mAs com modelação da corrente (CARE Dose4D), 128x0.6 mm de colimação, pitch entre 0.4 e 0.9. Reconstrução com RPF e <i>iMAR</i> 2D e 3D, com 0.6 mm de espessura e filtro <i>kernel</i> smooth (B30).	RPF	<i>iMAR</i> 2D <i>iMAR</i> 3D – 3 modos diferentes: s=0.8 (lo); s= .5 (mod); s=2.5 (hi).

<p><b>Kotsenas A L (2015) (47)</b></p>	<p>Somatom Definition Flash (Siemens Healthcare, Germany) – TC Multidetetor.</p> <p>Protocolo: 140 kVp (Cervical) e 120 kVp (Dorsal e Lombar), CAE (260 mAs de referência para coluna Dorsal e Lombar e 280 mAs para cervical), 128x0.6 mm de colimação, pitch de 0.9, tempo de rotação da gantry de 1s, FOV de 50 cm. Reconstrução com recurso à RPF (filtro <i>kernel</i> B35) e <i>iMAR</i> (protocolo de coluna)</p>	<p>RPF</p>	<p><i>iMAR</i> (parâmetros de coluna).</p>
<p><b>Bongers M N (2015) (45)</b></p>	<p>Somatom Definition Flash (Siemens Healthcare, Germany) - TC de Dupla Energia.</p> <p>Protocolo: 100 kV e 140 kV com filtração adicional de 0.4 mm. Pitch de 0.6, colimação de 64x0.6 e CAE. Reconstrução de imagem com filtro <i>kernel</i> Q30f, espessura de corte de 1mm e incremento de 1mm.</p>	<p>RPF – dupla energia com o equivalente a 120 kV.</p> <p>DEMAR – dupla energia com extrapolação monoenergética (130 keV)</p>	<p><i>iMAR</i></p> <p><i>iMAR</i> + DEMAR</p>
<p><b>Higashigaito K (2015) (55)</b></p>	<p>Somatom Force (Siemens Healthcare, Germany) – TC de Dupla ampola.</p> <p>Protocolo: 120 kVp, 108 mAs efetivos, 2x192x0.6mm de colimação; pitch de 1 e rotação da ampola de 1s. Dupla energia: 150 kVp e 138 mAs efetivos e 100 kVp com 69 mAs efetivos; 2x128x0.6mm, pitch de 0.5 e tempo de rotação de 0.5s. Reconstrução com 2mm de espessura e 1.6 de incremento com filtro <i>kernel</i> Br36.</p>	<p>ADMIRE (<i>advanced modeled iterative reconstruction</i>) nível 3.</p>	<p><i>iMAR</i></p> <p>– DEMAR</p>
<p><b>Wuest W (2015) (48)</b></p>	<p>Somatom Definition AS+ (Siemens Healthcare, Germany) – TC Multidetetor.</p> <p>Protocolo: tempo de rotação de 0.5s, 128x0.6mm, 160 mAs de referência com CAE e 120 kV. Reconstrução com FOV's e espessura de corte iguais para os três algoritmos de reconstrução. Utilização do filtro <i>kernel</i> B35f para partes moles e B70f para osso.</p>	<p>RPF</p> <p>LIMAR (Linear interpolation metal artifact reduction)</p>	<p><i>iMAR</i></p>

O resultado da avaliação da qualidade dos artigos com recurso aos critérios da QUADAS 2 é apresentado na tabela 6 (análise por artigo) podendo a análise detalhada ser consultada no anexo I. O risco de viés revelou-se elevado na avaliação do padrão de referência para West W *et al.* (48), uma vez que não é identificado quem avalia as imagens adquiridas nem as suas competências. Pelo mesmo motivo, existem preocupações no que concerne à aplicabilidade no domínio do padrão de referência (teste comparador). Para os restantes estudos considerados na RS verificou-se que o risco de viés e as preocupações relativas à aplicabilidade era baixo ou incerto.

Tabela 6 – Sumário da avaliação da qualidade das referências com recurso à QUADAS 2.

	Seleção de Pacientes	Teste Avaliado	Padrão de Referência	Tempo e Fluxo	Seleção de Pacientes	Teste Avaliado	Padrão de Referência
<b>Subhas N (2014) (23)</b>	Incerto	Baixo	Baixo	Baixo	Baixo	Baixo	Baixo
<b>Kotsenas A L (2015) (47)</b>	Baixo	Incerto	Baixo	Baixo	Baixo	Incerto	Baixo
<b>Bongers M N (2015) (45)</b>	Baixo	Baixo	Incerto	Baixo	Baixo	Baixo	Incerto
<b>Higashigaito K (2015) (55)</b>	Incerto	Baixo	Baixo	Baixo	Incerto	Baixo	Baixo
<b>Wuest W (2015) (48)</b>	Baixo	Alto	Baixo	Baixo	Baixo	Alto	Baixo

Em todas as referências foram identificadas variáveis quantitativas e qualitativas, sendo o tipo de análise evidenciado na tabela 7. A avaliação quantitativa mostrou-se bastante heterogénea, tendo-se registado, entre outros, a determinação da variação dos valores de atenuação de determinadas estruturas anatómicas, de acordo com o algoritmo de reconstrução utilizado, a medição da extensão dos artefactos, a quantificação do ruído e a criação de perfis de intensidade de sinal. A análise qualitativa revelou-se mais homogénea havendo em todas as referências o recurso à classificação visual de imagens por especialistas. A quantificação da qualidade de imagem teve por base a atribuição de um valor de acordo com uma escala tipo Likert, solicitando aos observadores que avaliassem um conjunto de parâmetros bem definidos e classificassem as imagens reconstruídas com os diferentes algoritmos.

Tabela 7 – Sumário das variáveis quantitativas e qualitativas analisadas em cada referência.

Estudo (Autor, Referência e Ano de Publicação)	Análise quantitativa	Análise Qualitativa
<b>Subhas N (2014) (23)</b>	Determinação da <b>variação dos valores de atenuação na presença do implante ortopédico</b> , obtida através da diferença das médias de atenuação entre um ROI colocado próximo do implante, onde os artefactos são mais visíveis (UH do implante) e um ROI colocado longe do implante e sem influência de artefactos (UH de referência). Medições realizadas no osso trabecular (diáfise humeral) e tecidos moles (músculo deltoide).	As imagens reconstruídas com os diferentes modos de <i>iMAR</i> 3D e a RPF foram colocadas lado a lado (aleatoriamente) e avaliadas por cinco radiologistas músculo-esqueléticos (7 a 29 anos de experiência). Cada um teve de ordenar as imagens de 1 a 4, sendo o 1 atribuído à melhor imagem. Esta avaliação foi também realizada tendo como referência apenas uma das 6 estruturas seguintes: osso trabecular da diáfise humeral; osso cortical da diáfise humeral; osso trabecular da glenóide; osso cortical da glenóide; músculo deltoide e interface osso-metal.
<b>Kotsenas A L (2015) (47)</b>	Quantificação dos artefactos através de duas medidas objetivas: 1 – <b>Apagamento da cortical do corpo vertebral</b> (medição do ângulo formado entre a porção visível de cortical à frente do implante e o centro do corpo vertebral). Esta mediação foi realizada tanto na RPF como no <i>iMAR</i> e as melhorias foram determinadas subtraindo o ângulo calculado no <i>iMAR</i> pelo ângulo medido na RPF. 2 – <b>Extensão do artefacto</b> . A banda escura que caracteriza o artefacto foi medida em mm	As imagens reconstruídas com recurso aos dois algoritmos foram avaliadas por dois neurorradiologistas com 14 anos de experiência. Imagens colocadas lado a lado, somente no plano axial e sem recurso a reformatações multiplanares, em janela de osso e partes moles. As estruturas anatómicas mais importantes foram consideradas o canal medular, a espinal medula, os buracos de conjugação e os tecidos moles paravertebrais. Foi utilizada uma escala para classificação das

	<p>no seu maior eixo, desde o final da porção visível do metal e o final da banda escura. A melhoria na imagem foi determinada através da subtração do valor determinado no <i>iMAR</i> ao valor obtido na RPF.</p>	<p>estruturas, que variava de 0 (estruturas anatómicas impossíveis de ser identificadas) a 5 (visualização da anatomia com elevado grau de confiança no diagnóstico).</p> <p>Para a análise dos tecidos moles, os dois observadores selecionaram a estrutura anatómica com pior visualização devido aos artefactos e classificaram-na de acordo com a escala apresentada.</p> <p>A avaliação das estruturas ósseas realizou-se através da análise do osso cortical junto dos implantes e classificação do mesmo de acordo com a escala anterior.</p> <p>Os dois observadores tiveram ainda de classificar as imagens segundo dois aspetos:</p> <p>1 – Recomendação do uso clínico do <i>iMAR</i>, através de uma escala de 1 a 4, onde 1 significa o seu uso em detrimento da RPF e 4 a não utilização do <i>iMAR</i>;</p> <p>2 – Impacto do uso do <i>iMAR</i> na precisão do diagnóstico (escala de -2 a 2, onde -2 significa a diminuição da precisão do diagnóstico e 2 um aumento da confiança no diagnóstico).</p>
<p><b>Bongers M N (2015) (45)</b></p>	<p><b>Expressão dos artefactos</b> nas várias reconstruções com o <i>software</i> Matlab (Version R2011b, MathWorks, Natick, MA). Para cada paciente foi desenhado um polígono no osso que circundasse todo o material representado na imagem, em 5 cortes representativos. O polígono foi utilizado nas mesmas imagens mas com os diferentes tipos de reconstrução para quantificação da atenuação nos diversos pixéis. Para determinação das alterações na densidade foi aplicada a transformada discreta de Fourier.</p> <p>O <b>ruído de imagem</b> foi determinado num corte sem qualquer artefacto de metal (desvio-padrão num ROI colocado nos tecidos moles).</p>	<p>A avaliação da qualidade das imagens foi realizada por dois radiologistas com 3 e 4 anos de experiência.</p> <p>A presença de artefactos foi classificada de 0 a 4, onde 0 indica a ausência de artefactos e 4 a presença massiva de artefactos.</p> <p>O impacto dos artefactos no diagnóstico foi classificado quer para os tecidos adjacentes ao implante, quer para os tecidos distantes, recorrendo a uma escala de 0 a 4, onde 0 indica imagem diagnóstica e 4 imagem não diagnóstica.</p>
<p><b>Higashigaito K (2015) (55)</b></p>	<p>Medição do <b>ruído de imagem</b> e <b>densidade de UH</b> em 4 ROI's circulares colocados em 4 posições distintas. As medições realizadas sem qualquer metal serviram de referência. Os <b>perfis de intensidade de sinal</b> fora criados com recurso ao Software ViSI version 1.0 (Siemens).</p>	<p>Dois radiologistas com 4 e 5 anos de experiência analisaram os 4 ROI's previamente definidos. Com recurso a uma escala cada ROI foi classificado de 0 (não diagnóstico, artefactos severos) a 4 (sem artefactos, excelente qualidade de imagem).</p>
<p><b>Wuest W (2015) (48)</b></p>	<p>Através da colocação de ROI's na língua, face esquerda, face direita e músculos do pescoço determinou-se o <b>ruído de imagem</b> (desvio padrão) que serviu como indicador para a presença de artefactos.</p>	<p>Avaliação das imagens lado a lado e classificação das mesmas segundo uma escala de 1 a 5 (1 indicava artefactos severos e 5 excelente qualidade de imagem, sem artefactos). A estrutura classificada com o valor mais baixo (menor qualidade) definiu a classificação para cada algoritmo de reconstrução.</p>

Os principais resultados das avaliações quantitativas e qualitativas são apresentados na tabela 8. Para cada referência incluída é evidenciado um sumário das variáveis analisadas e os seus respetivos valores.

Tabela 8 – Sumário da análise quantitativa e qualitativa realizada em cada referência incluída

Estudo (Autor, Referência e Ano de Publicação)	Análise Quantitativa	Análise Qualitativa
<p><b>Subhas N (2014) (23)</b></p>	<p>Diferença absoluta de UH entre o implante e o referencial:</p> <p>RPF 429.6±199.4 (Osso) 449.8±229.4 (Tecido Mole) <i>iMAR</i> lo 85.6±59.3 (Osso) 23.1±35.2 (Tecido Mole) <i>iMAR</i> mod 93.2±61.0 (Osso) 28.7±26.6 (Tecido Mole) <i>iMAR</i> hi 98.9±64.1 (Osso) 28.5±27.4 (Tecido Mole)</p>	<p>Valor médio da classificação atribuída pelos observadores.</p> <p>Osso trabecular da diáfise humeral RPF 3.40; <i>iMAR</i> lo 2.56; <i>iMAR</i> mod 1.29; <i>iMAR</i> hi 1.22. Osso cortical da diáfise humeral RPF 2.82; <i>iMAR</i> lo 2.7; <i>iMAR</i> mod 1.44 <i>iMAR</i> hi 1.44 Osso trabecular da glenóide RPF 3.49; <i>iMAR</i> lo 2.33; <i>iMAR</i> mod 1.36; <i>iMAR</i> hi 1.47 Osso cortical da glenóide RPF 3.38; <i>iMAR</i> lo 2.18; <i>iMAR</i> mod 1.44 <i>iMAR</i> hi 1.49. Músculo deltoide RPF 4.00; <i>iMAR</i> lo 1.22; <i>iMAR</i> mod 1.73; <i>iMAR</i> hi 1.62. Interface osso-metal. RPF 3.42; <i>iMAR</i> lo 2.44; <i>iMAR</i> mod 1.31; <i>iMAR</i> hi 1.31. Qualidade Global RPF 3.84; <i>iMAR</i> lo 2.42; <i>iMAR</i> mod 1.44; <i>iMAR</i> hi 1.40.</p>
<p><b>Kotsenas A L (2015) (47)</b></p>	<p>Apagamento da cortical do corpo vertebral (em graus): RPF = 7±17 <i>iMAR</i> = 3±12 Apagamento da cortical do corpo vertebral, quando presente (em graus): RPF = 34±22 <i>iMAR</i> = 13±24 Extensão do artefacto (mm): RPF = 29±18 <i>iMAR</i> = 11±7</p>	<p>Mediana da classificação atribuída pelos observadores:</p> <p>Score de visualização dos tecidos moles: RPF = 1±1.50; <i>iMAR</i> = 3±1.27 Score de visualização dos tecidos moles com mais expressão de artefactos: RPF = 0±1.34; <i>iMAR</i> = 3±1.19 Score de visualização da cortical óssea: RPF = 5±0.49; <i>iMAR</i> = 5±0.87.</p> <p>Recomendação do uso clínico do <i>iMAR</i> – em 87% dos pacientes o <i>iMAR</i> foi preferido em vez RPF. Em 10% dos casos o <i>iMAR</i> foi referido como útil em associação à RPF.</p> <p>Impacto do uso do <i>iMAR</i> na precisão do diagnóstico – aumento da confiança no diagnóstico em 32% dos pacientes, provável aumento em 37% e sem alteração no impacto em 31% dos casos.</p>
<p><b>Bongers M N (2015) (45)</b></p>	<p>Coefficientes de Fourier</p> <p>Próteses da Anca: Bandas de artefactos: RPF – 137035±101765 <i>iMAR</i> – 60558±43022 DEMAR – 91991±96934 DEMAR + <i>iMAR</i> – 32359±18567</p> <p>Implantes Dentários: Bandas de artefactos: RPF – 255720±148377 <i>iMAR</i> – 73877±37441 DEMAR – 234076±150932 DEMAR + <i>iMAR</i> – 60455±29116</p>	<p>Valores médios da classificação atribuída pelos dois observadores:</p> <p>Próteses da Anca: Presença de artefactos: RPF – 3.84±0.37 <i>iMAR</i> – 2.18±0.51 DEMAR – 3.29±0.71 DEMAR + <i>iMAR</i> – 1.87±0.40 Impacto dos artefactos no diagnóstico: Tecidos adjacentes: RPF – 3.89±0.32 <i>iMAR</i> – 2.16±0.62 DEMAR – 3.24±0.69 DEMAR + <i>iMAR</i> – 1.79±0.51 Tecidos Distantes: RPF – 3.34±0.94 <i>iMAR</i> – 1.03±0.59 DEMAR – 2.34±0.94 DEMAR + <i>iMAR</i> – 0.68±0.65</p> <p>Implantes Dentários: Presença de artefactos: RPF – 3.89±0.44</p>

		<p><i>iMAR</i> – 2.60±0.60  DEMAR – 3.66±0.60  DEMAR + <i>iMAR</i> – 2.33±0.52  Impacto dos artefactos no diagnóstico:  Tecidos adjacentes:  RPF – 3.89±0.36  <i>iMAR</i> – 2.76±0.46  DEMAR – 3.54±0.78  DEMAR + <i>iMAR</i> – 2.39±0.57  Tecidos Distantes:  RPF – 2.87±0.97  <i>iMAR</i> – 1.42±0.56  DEMAR – 2.50±0.96  DEMAR + <i>iMAR</i> – 0.81±0.63</p>
<b>Higashigaito K (2015) (55)</b>	<p>Diferença de ruído  RPF vs. VME; RPF vs. <i>iMAR</i>; VME vs. <i>iMAR</i>  1Ti ROI1: -14%; -16%; -3%  1Ti ROI2: -22%; -10%; +15%  1Ti ROI3: -32%; -28%; +6%;  1Ti ROI4: -26%; -35%; -13%  2Ti ROI1: -88%; -92%; -39%  2Ti ROI2: -12%; -22%; -11%  2Ti ROI3: +3%; -42%; -43%  2Ti ROI4: +15%; -39%; -47%  1Fe ROI1: -6%; -25%; -20%  1Fe ROI2: -16%; -29%; -15%  1Fe ROI3: -16%; -78%; -74%  1Fe ROI4: -37%; -74%; -59%  2Fe ROI1: -2%; -94%; -94%  2Fe ROI2: +4%; -46%; -47%  2Fe ROI3: -13%; -78%; -75%  2Fe ROI4: -34%; -78%; -67%</p> <p>Valores médios de atenuação em UH  Referência; RPF; VME; <i>iMAR</i>  1Ti ROI1: 55; 50; 52; 43  1Ti ROI2: -20; -17; -12; -19  1Ti ROI3: 2; -30; -11; 4  1Ti ROI4: 5; 6; 24; 9  2Ti ROI1: 55; -236; 66; 43  2Ti ROI2: -20; -8; -10; -22  2Ti ROI3: 2; -157; -14; -3  2Ti ROI4: 5; 30; 44; 15  1Fe ROI1: 55; 29; 43; 49  1Fe ROI2: -20; -16; -12; -12  1Fe ROI3: 2; -206; -125; 0  1Fe ROI4: 5; 108; 45; 11  2Fe ROI1: 55; -415; -368; 42  2Fe ROI2: -20; 1; -1; -22  2Fe ROI3: 2; -369; -295; -6  2Fe ROI4: 5; 152; 67; 14</p>	<p>Classificação atribuída de acordo com a configuração utilizada na aquisição (mediana e range):</p> <p>1Ti  RPF – 2.5 (2–3)  VME – 3 (2–3)  <i>iMAR</i> – 3 (3–4)</p> <p>2Ti  RPF – 1 (0–2)  VME – 1 (1–1)  <i>iMAR</i> – 3 (2–3)</p> <p>1Fe  RPF – 1.5 (1–3)  VME – 1 (0–2)  <i>iMAR</i> – 3 (3–4)</p> <p>2Fe  RPF – 0.5 (0–1)  VME – 0 (0–1)  <i>iMAR</i> – 3 (2–3)</p>
<b>Wuest W (2015) (48)</b>	<p>Desvio-padrão medido nas diferentes estruturas (UH):</p> <p>Língua  RPF – 162±202  LIMAR – 42±19  <i>iMAR</i> – 21±6</p> <p>Face Esquerda  RPF – 63±50  LIMAR – 25±14  <i>iMAR</i> – 16±5</p> <p>Face Direita  RPF – 73±67  LIMAR – 22±10  <i>iMAR</i> – 15±5</p> <p>Músculos do Pescoço – Direita  RPF – 14±4  LIMAR – 13±4  <i>iMAR</i> – 11±3</p> <p>Músculos do Pescoço – Esquerda  RPF – 13±4  LIMAR – 12±4  <i>iMAR</i> – 11±3</p>	<p>Classificação para cada algoritmo de reconstrução.</p> <p>RPF  1 – 174  2 – 150  3 – 61  4 – 71  5 – 0</p> <p>LIMAR  1 – 140  2 – 211  3 – 78  4 – 22  5 – 4</p> <p><i>iMAR</i>  1 – 31  2 – 47  3 – 100  4 – 135  5 – 142</p>

## Efeito das intervenções

A análise das variáveis recolhidas nas referências incluídas na RS permitiu sumarizar os principais efeitos da utilização do *iMAR* na qualidade de imagem e redução dos artefactos. As mesmas são apresentados na tabela 9.

Tabela 9 – Sumário dos principais efeitos da utilização do *iMAR*.

Estudo (Autor, Referência e Ano de Publicação)	Principais efeitos do recurso ao <i>iMAR</i>
<b>Subhas N (2014)</b> (23)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Os valores de atenuação registados na região de mais artefactos no <i>iMAR</i> 3D estão mais próximos dos valores de referência, comparativamente à RPF, quer no osso quer nos tecidos moles (conclusão com significância estatística).</li> <li>O <i>iMAR</i> mod e <i>iMAR</i> hi são sempre classificados como melhores em relação à RPF. Na visualização do músculo deltoide, o <i>iMAR</i> lo possibilitou a melhor qualidade de imagem.</li> <li>No geral, o <i>iMAR</i> mod é o que proporciona melhor qualidade de imagem (46-84% das avaliações), mas sem significância estatística.</li> </ul>
<b>Kotsenas A L (2015)</b> (47)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Tanto o <i>iMAR</i> como a RPF permitiram identificar as 5 complicações relacionadas com a instrumentação da coluna encontradas (migração de <i>cage</i>, desvio medial de parafuso interpedicular e falência de implantes).</li> <li>Melhoria na visualização das estruturas anatómicas mais importantes com recurso ao <i>iMAR</i>.</li> <li>Redução da presença de artefactos com recurso ao <i>iMAR</i>.</li> <li>Recomendação do uso do <i>iMAR</i> em mais de 90% dos casos e melhoria na precisão do diagnóstico em 32% pacientes.</li> </ul>
<b>Bongers M N (2015)</b> (45)	<ul style="list-style-type: none"> <li>O recurso ao <i>iMAR</i>, mesmo nas reconstruções de dupla energia possibilitou uma significativa redução dos artefactos, quer na avaliação das próteses da anca quer nos implantes dentários.</li> <li>As amplitudes dos coeficientes de Fourier evidenciaram a presença de menos artefactos com recurso ao <i>iMAR</i>, quando comparado à RPF.</li> <li>A reconstrução monoenergética de imagens de dupla energia (DEMAR), uma outra possibilidade de redução de artefactos, quando comparada ao <i>iMAR</i> demonstrou piores resultados.</li> <li>A associação do <i>iMAR</i> ao DEMAR possibilitou um benefício comparativamente a todas as possibilidades de reconstrução testadas.</li> </ul>
<b>Higashigaito K (2015)</b> (55)	<ul style="list-style-type: none"> <li>O ruído de imagem variou bastante de acordo com o tipo de material colocado no fantoma.</li> <li>Com recurso ao <i>iMAR</i> o ruído é menor em todos os ROI's, comparativamente à RPF.</li> <li>A qualidade de imagem é superior usando o <i>iMAR</i> em detrimento da reconstrução virtual monoenergética, tendo em consideração a avaliação qualitativa dos dois observadores. Regista-se uma exceção para a configuração 1Ti.</li> <li>O <i>iMAR</i> possibilitou uma melhor qualidade de imagem na presença de próteses bilaterais ou próteses unilaterais quando construídas em aço cirúrgico.</li> <li>O facto de o <i>iMAR</i> poder ser aplicado no pós-processamento e a reconstrução virtual monoenergética depender de um protocolo de aquisição específico, aumenta o campo de aplicabilidade do <i>iMAR</i>.</li> </ul>
<b>Wuest W (2015)</b> (48)	<ul style="list-style-type: none"> <li>O recurso ao <i>iMAR</i> possibilita melhor qualidade de imagem (avaliação subjetiva com classificação mais elevada).</li> <li>38% das imagens foram consideradas não diagnósticas para a RPF, 31% para o LIMAR e 7% para o <i>iMAR</i>.</li> <li>31% das imagens foram classificadas como excelentes no <i>iMAR</i> e apenas 1% no LIMAR. Não foi atribuído nenhuma classificação 5 na RPF.</li> <li>A delineação cortical dos processos alveolares da mandíbula e maxila, na presença de implantes metálicos, saiu favorecida com recurso ao <i>iMAR</i> (conclusão que não é evidenciada em resultados presentes no artigo).</li> </ul>

## Discussão

Um dos aspectos mais importantes a salientar é a heterogeneidade dos diferentes estudos incluídos. A avaliação quantitativa da qualidade de imagem não pode ser comparada devido ao recurso a diferentes estratégias de análise. De forma geral, os autores dos estudos procederam à determinação dos coeficientes de atenuação de estruturas anatómicas específicas bem como a quantificação do ruído de imagem, no entanto, a apresentação destas variáveis é bastante díspar.

Subhas N *et al.* (23) optou pela determinação das UH no local de maior expressão de artefactos e numa área anatómica sem influência dos mesmos, apresentando as diferenças sob a forma de valores absolutos, evidenciando assim que os resultados obtidos com recurso ao *iMAR 3D* são mais próximos dos valores de referência (valores de diferença absoluta menores, tal como evidenciado na tabela 8). Kotsenas A L *et al.* (47) optou pela quantificação do apagamento da cortical do corpo vertebral e extensão dos artefactos. O recurso ao *iMAR* possibilitou uma melhoria da visualização dos corpos vertebrais e nas situações onde a mesma era impossível com a retroprojeção filtrada verificaram-se melhorias com o *iMAR*. Também a extensão dos artefactos foi menor com recurso ao *iMAR*. Tal como demonstra a tabela 8, os valores registados para o *iMAR* foram sempre inferiores à RPF, com significância estatística ( $p < 0.001$  – teste t para amostras emparelhadas). Segundo Bongers M N *et al.* (45) a avaliação quantitativa da qualidade de imagem foi realizada com recurso aos coeficientes de Fourier (determinados no *Matlab*), que demonstraram menor expressão de artefactos com recurso ao *iMAR*, comparativamente à RPF. Para tal, em imagens de referência foi criado um polígono correspondendo à junção de vários pixéis, ao qual foi aplicado a transformada discreta de Fourier. No espectro resultante, os artefactos são identificáveis como grandes amplitudes a baixas frequências enquanto o ruído é apresentado como altas frequências (45). O recurso à extrapolação monoenergética para redução dos artefactos teve piores resultados do que a utilização do *iMAR* (coeficiente de Fourier:  $91991 \pm 96934$  vs  $60558 \pm 43022$ ). De salientar, no entanto, que a utilização em simultâneo da extrapolação monoenergética e *iMAR* evidenciou os melhores resultados face a todas as possibilidades de reconstrução testadas, sendo os coeficientes de Fourier apresentados mais baixos, comparativamente ao recurso isolado do *iMAR* (valor médio:  $32359$  vs.  $60558$ ,  $p < 0.001$ ). Em Higashigaito K *et al.* (55), a avaliação quantitativa da qualidade de imagem foi realizada com recurso à quantificação do ruído e dos coeficientes de atenuação. O recurso ao *iMAR* evidenciou menor ruído de imagem em todos os ROI's e configurações testadas, sendo a redução de ruído média de 23% para a configuração 1Ti, 49% para 2Ti,

52% para 1Fe e 74% para 2Fe, havendo sempre significância estatística. Na avaliação dos coeficientes de atenuação identificaram-se diferenças significativas entre todos os ROI's e todas as configurações testadas, no entanto o *iMAR* apresentou valores de UH médios mais semelhantes ao referencial e valores de desvio-padrão mais pequenos. Quanto a Wuest W *et al.* (48), a avaliação do desvio-padrão medido nas diferentes estruturas (ruído de imagem) revelou-se significativamente inferior para o *iMAR*, comparativamente à RPF e LIMAR, para todas as estruturas anatómicas avaliadas ( $p < 0.001$ ), como evidencia a tabela 8.

Em todos os estudos (23,45,47,48,55), a avaliação qualitativa da qualidade de imagem realizou-se com recurso à sua análise visual e classificação, maioritariamente com recurso a escalas de Likert. Denotou-se uma grande variabilidade na utilização escalas bem como nos itens avaliados.

Subhas N *et al.* (23) optou pela apresentação das imagens lado a lado, num total de quatro (RPF e três modos de *iMAR* 3D) e a sua classificação ordinal de 1 a 4, sendo o 1 atribuído à imagem com melhor qualidade e o 4 à imagem com pior qualidade. Um conjunto de estruturas de referência foi igualmente reconstruído com as 4 opções e ordenadas, depois de visualizadas lado a lado. Em todas as estruturas anatómicas e na apreciação global, o *iMAR* 3D foi classificado com ordens inferiores à RPF, possibilitando uma melhoria qualitativa da imagem. O recurso ao *iMAR mod* obteve as melhores classificações nas seguintes estruturas: osso cortical da diáfise humeral, osso trabecular da glenóide, osso cortical da glenóide e interface osso-metal, tendo sido considerado pelos observadores a melhor opção de reconstrução em 46-84% das situações. Kotsenas A L *et al.* (47) recorreu a uma escala de Likert de 6 pontos e à visualização de imagens lado a lado, em janela de partes moles e osso, e a sua classificação foi realizada por dois neurorradiologistas com 14 anos de experiência. A mediana dos scores atribuídos à visualização das estruturas anatómicas em janela de partes moles foi de  $1 \pm 1.5$  para a RPF e  $3 \pm 1.3$  para o *iMAR* ( $p < 0.001$ ). Quando a análise recaí apenas sobre a estrutura de pior visualização (em 82% dos casos foi considerado canal medular), a classificação da RPF é  $0 \pm 1.3$  e do *iMAR*  $3 \pm 1.2$  ( $p < 0.001$ ), significando a mediana de 0 o total apagamento visual das estruturas e o 3 a visualização das estruturas com baixo nível de confiança no diagnóstico. No que respeita à janela de osso, a mediana dos scores foi semelhante entre a RPF e o *iMAR* ( $5 \pm 0.5$  vs.  $5 \pm 0.9$ , respetivamente). Da análise subjetiva realizada pelos dois observadores resultou a recomendação do uso clínico do *iMAR* em 87% dos casos, tendo sido sugerido como útil em associação à RPF em 10% das situações.

Nos restantes três estudos (45,48,55) a opção para a avaliação qualitativa de imagem recaiu sobre escalas de Likert de 5 pontos. Bongers M N *et al.* (45) recorreu à experiência de 3 e 4 anos de dois radiologistas para a análise de imagem, sendo a concordância inter-observador alta/excelente (valor de kappa entre 0.73 e 1.00), excetuando na avaliação do impacto dos artefactos nos tecidos distantes. A análise realizada evidenciou que na presença de próteses da anca, a extrapolação monoenergética (DEMAR) reduz o aparecimento de artefactos face à RPF ( $3.84 \pm 0.37$  vs.  $3.29 \pm 0.71$ ), no entanto é a associação entre a extrapolação monoenergética e o *iMAR* que regista as melhores classificações, mesmo face ao recurso ao *iMAR* isoladamente ( $1.87 \pm 0.40$  vs.  $2.18 \pm 0.51$ ), ainda que sem significância estatística ( $p=0.052$ ). A avaliação dos implantes dentários demonstrou que o recurso ao *iMAR* possibilita uma redução dos artefactos face à RPF ( $3.89 \pm 0.44$  vs.  $2.6 \pm 0.60$ ), continuando a associação da extrapolação monoenergética ao *iMAR* a evidenciar os melhores resultados ( $2.33 \pm 0.52$ ,  $p < 0.0001$ ), sendo as diferenças estatisticamente significativas na avaliação dos tecidos mais distantes ( $p < 0.005$ ). Higashigaito K *et al.* (55) recorreu a dois radiologistas para a avaliação subjetiva da qualidade de imagem, mas apenas nos ROI's utilizados para a avaliação quantitativa, mantendo fixo o nível e largura da janela. Para cada ROI e configuração de material, os observadores tiveram de avaliar a presença de artefactos. O recurso ao *iMAR* melhorou significativamente a qualidade subjetiva de imagem em todas as configurações testadas (1Ti,  $p=0.008$ ; 2Ti,  $p=0.010$ ; 1Fe,  $p=0.009$ ; 2Fe,  $p=0.010$ ). Os scores médios podem ser visualizados por configuração testada e tipo de reconstrução na tabela 8. Em Wuest W *et al.* (48), o *iMAR* aumentou significativamente a qualidade de imagem subjetiva quando comparado ao LIMAR e RPF ( $p < 0.001$ ). Os scores obtidos foram:  $2.1 \pm 1.1$  (RPF),  $2 \pm 0.9$  (LIMAR) e  $3.7 \pm 1.2$  (*iMAR*), evidenciando um score mais alto menor expressão de artefactos e melhor qualidade de imagem. Denotar que apenas 7% das imagens foram consideradas não-diagnósticas com o *iMAR*, em comparação com os 38% nas RPF. O recurso ao *iMAR* evidenciou também uma redução dos cortes com artefactos severos para valores na ordem de  $0.6 \pm 1.1$ , em comparação com  $3.5 \pm 2.6$  (RPF) e  $2.8 \pm 2.2$  (LIMAR).

Uma análise mais pormenorizada da literatura possibilitou concluir que os algoritmos de reconstrução de imagem em TC são bastante investigados e há uma crescente preocupação com o impacto que a reconstrução iterativa de imagem pode ter na redução de artefactos de metal e o potencial de redução de dose que pode estar associado. O desenvolvimento dos equipamentos, a par de aplicações específicas de *software*, tem criado novas abordagens a esta temática, quer com o desenvolvimento de algoritmos específicos para a redução de artefactos, quer pela aplicação de novas técnicas, nomeadamente a dupla energia e a extrapolação energética.

Os algoritmos percursores do *iMAR* (15,33), avaliados em estudos prévios, já haviam evidenciado melhorias na redução do volume de artefactos, quando comparados com a RPF. Morsbach F *et al.* (28) demonstrou a sua utilidade na Angio-TC carotídea e Winklhofer *et al.* (14) evidenciou o potencial de redução de artefactos na avaliação da extremidade proximal do úmero em cadáveres, após colocação de placas PHILOS® (Depuy Synthes, West Chester, PA, USA). O seu constante desenvolvimento possibilitou a criação e comercialização do *iMAR*, como demonstrado em Kachelrieß *et al.* (36).

Investigações envolvendo algoritmos de redução de artefactos de metal de outras marcas têm evidenciado utilidade na redução dos mesmos. O recurso ao SEMAR (Toshiba) (20,57,58) mostrou-se útil, principalmente quando associado à reconstrução iterativa, proporcionando uma melhoria da qualidade de imagem, ainda que a mesma possa depender da localização dos implantes, FOV e área que o implante ocupa no corte em análise. A utilização do O-MAR (Philips) em fantasmas e estudos clínicos por Jeong S *et al.* (59) possibilitou reduzir substancialmente o ruído de imagem induzido pela presença de próteses ortopédicas metálicas.

Na ausência de algoritmos MAR, o recurso à reconstrução iterativa tem mostrado aplicabilidade na redução de artefactos, ainda que de forma menos conseguida do que o recurso aos mesmos. Tal facto levou Andersson K M *et al.* (44) à análise da reconstrução iterativa e do seu impacto na redução de artefactos em associação a algoritmos específicos em quatro equipamentos marcas distintas: Philips Ingenuity Core (Philips Healthcare, Cleveland, OH); Toshiba Aquilion ONE™ Vision Edition (Toshiba Medical Systems, Otawara, Japan); GE Discovery™ 750HD (GE Healthcare, Milwaukee, WI); e Siemens SOMATOM® Definition Flash (Siemens Healthcare, Forchheim, Germany). Em cada um deles procedeu à aquisição de imagem com recurso a um fantoma e à sua reconstrução com RPF; algoritmos de reconstrução iterativa de cada marca (iDose – Philips; AIDR 3D – Toshiba; ASIR – GE e SAFIRE – Siemens) e algoritmos de redução de artefactos (O-MAR – Philips; SEMAR – Toshiba e MARS – GE). As suas conclusões apontaram para uma redução do ruído de imagem e um aumento da precisão na identificação das UH nos vários ROI's analisados quando há recurso aos algoritmos de redução de artefactos. Os resultados foram melhores quando a reconstrução iterativa foi aplicada em simultâneo com a utilização dos algoritmos MAR. A extrapolação monoenergética (utilizada no equipamento Siemens em estudo para a redução de artefactos) possibilitou igualmente a redução do ruído nos ROI's mais próximos dos implantes mas em menor extensão que os algoritmos MAR dos restantes equipamentos.

Embora a extrapolação monoenergética não seja um algoritmo de redução de artefactos, vários estudos evidenciaram a sua utilidade quer individualmente, quer em associação a algoritmos *MAR*, conduzindo a uma redução da expressão de artefactos na imagem (14,29,59–63).

Um dos aspetos importantes é a aplicabilidade dos algoritmos de redução de artefactos de metal nos planeamentos de radioterapia, minimizando as incertezas associadas aos cálculos de dose na presença de implantes metálicos (21,22).

### **Análise Sumária**

Na minimização dos artefactos de metal, as estratégias mais comumente utilizadas (aumento do poder de penetrabilidade do feixe de radiação X (potencial de ampola); aumento da intensidade de corrente (miliampere por segundo); utilização de pequenas colimações; recurso a algoritmos de reconstrução *smooth* e escalas de TC de maior profundidade de *bits*) têm-se mostrado insuficientes, conduzindo algumas ao incremento da dose de radiação a que os pacientes são expostos (44,64).

O recurso ao *iMAR* possibilita uma melhoria da qualidade de imagem, quer do ponto de vista objetivo, quer subjetivo, minimizando o aparecimento de artefactos causados pelos implantes metálicos e materiais de osteossíntese, sendo recomendada a sua utilização sempre que a indicação clínica seja a avaliação de estruturas anatómicas que possam ser influenciadas pela presença de artefactos de metal.

A associação dos algoritmos *MAR* à reconstrução iterativa, quando disponível, é igualmente aconselhável, evidenciando bons resultados (55).

A revisão sistemática possibilitou a identificação de um conjunto de referências bibliográficas não incluídas que evidenciaram que a utilização da reconstrução iterativa em TC tem resultados na minimização da dose de radiação, sem comprometimento da qualidade objetiva e subjetiva de imagem, ou maximização da qualidade de imagem mantendo o nível de dose, em comparação com a RPF (9,13), permitindo a sua utilização na redução de artefactos na presença de implantes metálicos ou material de osteossíntese, uma vez que para os mesmos parâmetros da RPF poderia ser obtida melhor qualidade de imagem. No entanto, são necessários estudos focados na redução de artefactos metálicos apenas com recurso à reconstrução iterativa.

O recurso à extrapolação virtual monoenergética em TC de dupla energia é uma possibilidade na minimização de artefactos de metal, sendo essencial o desenvolvimento de investigações que a associem aos algoritmos MAR na reconstrução de imagem, determinando assim o seu impacto na qualidade e redução de artefactos (45).

O recurso ao *iMAR*, em determinadas situações, conduziu ao aparecimento de novos artefactos, principalmente em áreas mais afastadas dos metais (48), pelo que a contínua optimização do algoritmo é essencial, sendo útil o desenvolvimento de estudos que o possam tornar mais eficiente e mais rápido.



## Capítulo III – Estudo Empírico

### Contextualização

A presença de metais nas aquisições de TC leva a que as projeções tomográficas sejam incompletas, devido à elevada atenuação destes materiais. A reconstrução de imagem com recurso à RPF é incapaz de contrariar esta falta de dados e geram-se artefactos, perdendo este método algum do seu poder diagnóstico.

A reconstrução iterativa para redução de artefactos, de forma geral, promove a minimização das alterações causados pela presença de metais à custa da substituição da informação em falta através de: 1) identificação dos implantes – determinação da sua localização e tipo de implantes; 2) correção física – redução dos erros resultantes do endurecimento do feixe de radiação X (essencialmente para os metais de baixa densidade); 3) reconstrução iterativa – substituição dos valores de atenuação em falta (essencialmente para os metais de elevada densidade); e 4) reconstrução final da imagem (65).

Os algoritmos de redução de artefactos de metal começam a ser disponibilizados pelos diversos fabricantes de equipamentos de TC. Exemplo disso é o *iMAR*, propriedade da *Siemens Healthcare* (Forchheim, Germany), que combina o *NMAR* (33) e o *FSMAR* (15). O recurso à interpolação linear associada à normalização e desnormalização do *raw data* possibilita uma melhoria da qualidade de imagem, que articulada com a preservação das altas frequências da imagem original conduzem a menor indefinição dos volumes reconstruídos (28,66).

De acordo com a Revisão Sistemática apresentada no capítulo anterior, o *iMAR* possibilita uma melhoria da qualidade através da redução dos artefactos radiários causados pela presença de materiais metálicos.

No presente trabalho experimental, o *iMAR* será utilizado na reconstrução de imagem de um fantoma com uma prótese da anca implantada, comparando-se a qualidade de imagem com recurso a este algoritmo com a reconstrução com retroprojeção filtrada, focando-se a avaliação na quantificação da redução dos artefactos e na melhoria da visualização do metal implantado e sua relação com o osso e tecidos moles imediatamente adjacentes.

Este trabalho é um estudo analítico de tipo experimental que visa responder à questão: *Qual o impacto que o algoritmo iMAR tem na qualidade de imagem em TC osteoarticular para estudo de implantes metálicos*. Os seus objetivos são:

- Avaliar o impacto do algoritmo *iMAR* na qualidade de imagem em TC;
- Comparar a qualidade de imagem em TC com recurso ao *iMAR* e à retroprojeção filtrada;
- Comparar a avaliação objetiva com a avaliação subjetiva de imagem, para o *iMAR* e a RPF;
- Determinar a aplicabilidade do *iMAR* na avaliação de material de implante ortopédico.

## Metodologia

### Fantoma

A preparação do fantoma (figura 8) foi realizada por um ortopedista especialista em anca com 4 anos de experiência. Num fémur de porco, com tecidos moles, foi implantada uma prótese Exeter (Stryker®) sem recurso a cimento cirúrgico. Apenas a haste foi utilizada e não houve colocação de cabeça femoral. Após resseção do colo femoral, sem uso de fresas para preparação do canal medular, foi introduzida uma haste XS. A opção por não fresagem do canal deveu-se à necessidade de evitar a remoção do trabeculado ósseo, para melhor caracterização da relação deste com a haste femoral.

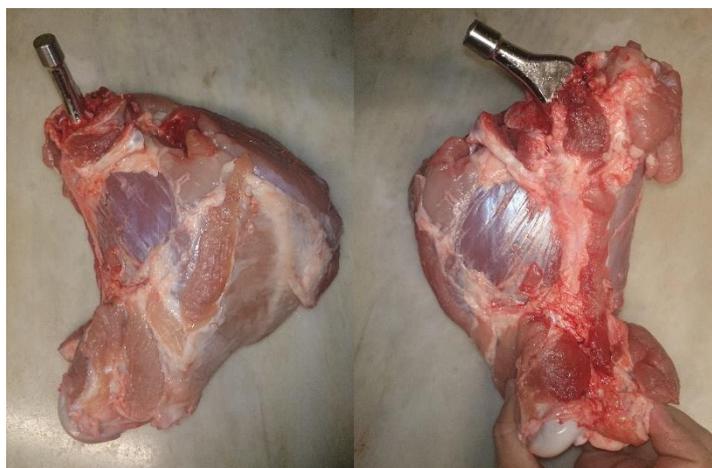


Figura 8 – Fantoma utilizado na aquisição de imagens.

## Aquisição e reconstrução de imagem

A aquisição de imagem decorreu num equipamento de TC Siemens SOMATOM® Scope (MSCT 16 cortes). Após a fixação do fantoma para evitar movimentos durante as aquisições, estas foram realizadas com os seguintes parâmetros técnicos: espessura de corte de 16 x 0.6 mm; rotação da gantry de 1s; pitch de 0,85; 110 e 130 kVp e modulação de corrente através do CareDose4D. O FOV foi de 275 mm e a matriz de 512x512. Procedeu-se à reconstrução de imagem com recurso à retroprojeção filtrada com 1 mm de espessura e 1 mm de incremento com filtro de partes moles (*kernel*/B41s medium) e osso (*kernel*/B80s very sharp). O material implantado foi posteriormente reconstruído com os mesmos parâmetros e recurso ao *iMAR* (*iMAR* mod Hi) e seguindo o protocolo *Hip implants*. A figura 9 evidencia algumas das imagens adquiridas durante o presente estudo.

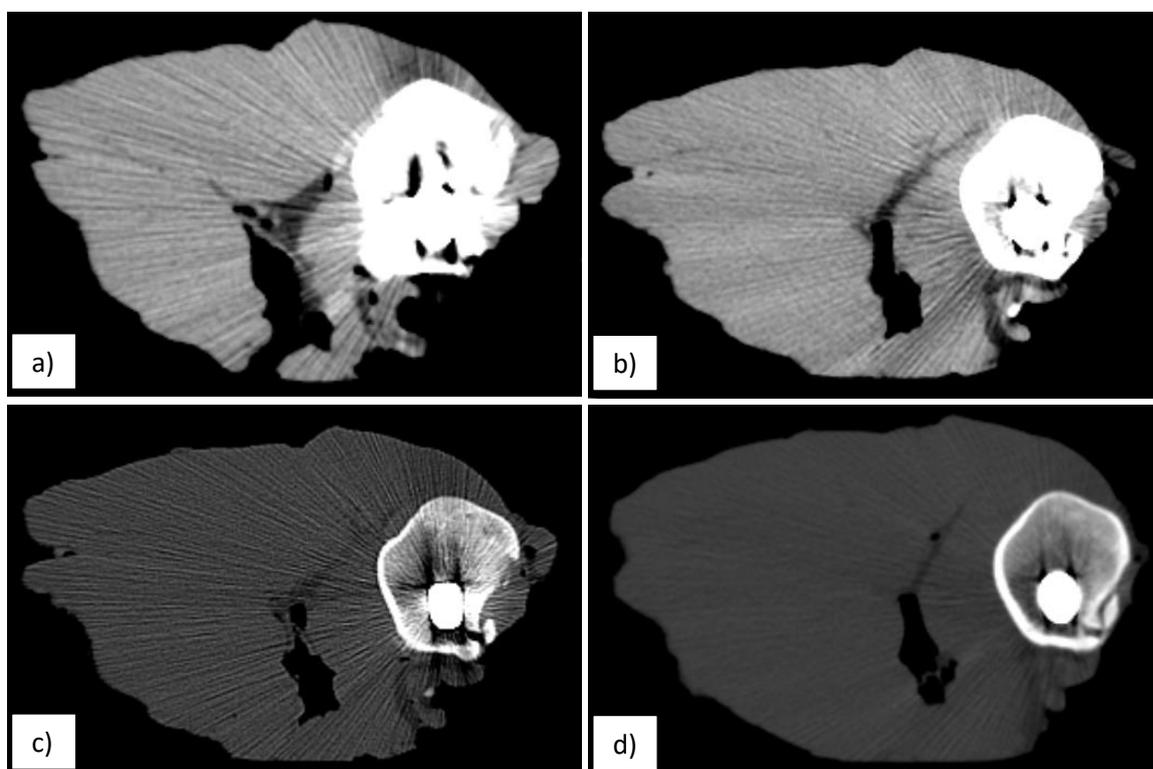


Figura 9 – Imagens adquiridas na presença de implantes metálicos. a) Reconstrução com RPF e filtro *kernel* de partes moles; b) Reconstrução com *iMAR* e filtro *kernel* de partes moles; c) Reconstrução com RPF e filtro *kernel* de osso; d) Reconstrução com *iMAR* e filtro *kernel* de osso.

Após a aquisição dos dados com a prótese implantada, esta foi removida e foram realizadas aquisições de controlo para comparação posterior. Criaram-se então seis volumes de dados (reconstrução em partes moles partes moles: RPF vs. *iMAR* vs. Sem Prótese e reconstrução em osso: RPF vs. *iMAR* vs. Sem Prótese) para cada potencial de ampola.

A aquisição dos dados decorreu num hospital público da ARSLVT (Administração Regional de Saúde de Lisboa e Vale do Tejo, I.P.), bem como as reconstruções de imagem. Todos os dados foram transferidos usando um disco externo (Toshiba®) para estações de processamento *offline* para posterior avaliação da qualidade objetiva e subjetiva da imagem.

O estudo foi previamente submetido à Unidade de Investigação Clínica do hospital onde decorreu, tendo sido aprovado pela Comissão de Investigação, Comissão de Ética e Conselho de Administração, como demonstrado no anexo II.

### **Análise objetiva de imagem**

A avaliação objetiva da qualidade de imagem foi realizada por um Técnico de Radiologia com 6 anos de experiência e dedicado à análise de imagem em TC.

Do total de imagens adquiridas foram selecionadas 5 para cada volume de dados e por potencial de ampola utilizado (110 e 130 kVp) num total de 60 imagens. As 5 imagens selecionadas compreendiam 5 regiões anatómicas diferentes (primeira porção de osso visível, grande trocânter, pequeno trocânter, porção média da haste femoral e extremidade distal da haste).

Em cada uma das imagens foram colocados 6 ROI's, como demonstrado no anexo III. Um deles, com 1cm<sup>2</sup>, foi colocado numa área de fundo para determinação dos valores de atenuação do ar e quantificação do ruído de imagem. Os restantes ROI's, com 0,5cm<sup>2</sup> foram colocados em estruturas anatómicas de interesse para quantificação dos números de TC médios. Os valores de UH serviram para a determinação da Relação Sinal-Ruído média (SNR) e Relação Contraste-Ruído (CNR) para cada ROI. O nível e a largura da janela foram mantidos constantes para as partes moles (nível: 35 UH; largura: 350 UH) e para o osso (nível: 450 UH; largura: 1500 UH) em todas as imagens.

A SNR foi calculada de acordo com o demonstrado por Kahn *et al.* (2015) (67). Corresponde ao somatório das UH de todos os ROI's dividido pelo ruído.

$$SNR = \frac{\sum \text{Valores de atenuação dos ROI's}}{\sigma (\text{Desvio-padrão do Ar})} \quad (3.1)$$

A CNR foi calculada de acordo com o demonstrado por Bourne R *et al.* (2010) (68). Para cada ROI foi aplicada a seguinte fórmula, onde A corresponde à localização do ROI e B corresponde ao ar.

$$CNR = \frac{\mu A - \mu B}{\sigma \text{ (Desvio-padrão do Ar)}} \quad (3.2)$$

As imagens foram analisadas com recurso ao *software* RadiAnt DICOM Viewer, versão 3.0.2.12209 (Copyright © 2009-2016 Medixant).

### **Análise subjetiva de imagem**

As imagens em formato DICOM, num total de 40 (20 reconstruídas com RPF e 20 com *iMAR*, em dois potenciais de ampola distintos, 110 e 130 kVp) foram apresentadas aos observadores com recurso ao *software* Viewer for Digital Evaluation of X-ray images (ViewDEX 2.0) (69,70).

A análise visual das imagens foi efetuada, de forma cega e independente, imagem a imagem, por três observadores, dois Ortopedistas com 4 e 10 anos de experiência e um Radiologista com 10 anos de experiência, sem que lhes fosse permitido o ajuste de qualquer parâmetro na imagem, além do *zoom*. Estes observadores foram instruídos a atribuir um score a cada critério de avaliação, num total de sete para cada imagem, como demonstrado na tabela 10, recorrendo para tal a uma escala de Likert de 5 pontos. Os primeiros quatro critérios visam a aferição da qualidade de imagem e os restantes a atribuição de um score de acordo com um aspeto em particular. O critério 6 apenas se aplicou às imagens reconstruídas com um filtro *kernel* de partes moles e os critérios 5 e 7 às imagens reconstruídas com um filtro de osso.

As imagens foram analisadas com recurso a um monitor de diagnóstico WIDE® MX20 2MP monocromático, com resolução de 1200x1600, profundidade de cor de 14bit, 21,3 polegadas e controlo de luminância.

Tabela 10 – Critérios de avaliação subjetiva da imagem.

Critério	Escala
<b>1. Classifique a magnitude dos artefactos visualizados.</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Presença massiva de artefactos.</li> <li>2. Presença de artefactos pronunciados.</li> <li>3. Artefactos minor.</li> <li>4. Presença de artefactos minor justa material de implante.</li> <li>5. Ausência de artefactos.</li> </ol>
<b>2. Classifique a visualização do material de implante e tecidos adjacentes.</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Avaliação diagnóstica muito difícil ou inviável.</li> <li>2. Presença de artefactos pronunciados com avaliação diagnóstica restrita.</li> <li>3. Presença de artefactos generalizados sem impacto na avaliação diagnóstica das estruturas.</li> <li>4. Presença de artefactos minor, sem impacto na avaliação diagnóstica das estruturas.</li> <li>5. Totalmente visíveis, sem presença de artefactos.</li> </ol>
<b>3. Classifique a qualidade diagnóstica da imagem.</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Não diagnóstica, presença massiva de artefactos.</li> <li>2. Marcados artefactos com prejuízo da qualidade de imagem e do diagnóstico.</li> <li>3. Presença de artefactos minor, com qualidade de imagem reduzida mas diagnóstica.</li> <li>4. Presença de artefactos minor justa material de implante, com qualidade de imagem aceitável e diagnóstica.</li> <li>5. Ausência de artefactos com boa qualidade de imagem e sem prejuízo no diagnóstico.</li> </ol>
<b>4. Como descreve a sua confiança no diagnóstico baseado nesta imagem?</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Nada confiante.</li> <li>2. Pouco confiante.</li> <li>3. Confiante.</li> <li>4. Bastante confiante.</li> <li>5. Totalmente confiante.</li> </ol>
<b>5. À relação osso-implante, atribua um score à imagem.</b>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Imagem muito má.</li> <li>2. Imagem má.</li> <li>3. Imagem aceitável.</li> <li>4. Imagem boa.</li> <li>5. Imagem muito boa.</li> </ol>
<b>6. Ao detalhe dos tecidos moles, atribua um score à imagem.</b>	
<b>7. Ao detalhe do osso (cortical e trabecular), atribua um score à imagem.</b>	

### Análise estatística

Toda a análise estatística foi realizada com recurso ao *software* SPSS Statistics (versão 22, IBM SPSS, Chicago, IL).

Na análise objetiva procedeu-se à apresentação das medidas de tendência central e dispersão para as variáveis em estudo, procedendo a comparações entre a RPF e *iMAR*, estratificadas pelo potencial de ampola e filtro de reconstrução. Para a determinação de diferenças entre as variáveis procedeu-se a testes de verificação da normalidade da amostra (teste de Shapiro-Wilk) e respetivos testes paramétricos (teste t para o valor médio da diferença) e não paramétricos (Wilcoxon), caso a normalidade da amostra não se verificasse (71–73). Todas as interpretações foram realizadas para um nível de significância de 5%.

Como hipótese de investigação é apresentada uma hipótese operacional e unidirecional (71): a qualidade de imagem em TC reconstruída com RPF para avaliação de implantes metálicos é inferior ou igual à qualidade de imagem em TC com recurso ao *iMAR*. O

recurso a uma hipótese unilateral específica a direção esperada da relação entre variáveis e tendo por base as conclusões da Revisão Sistemática, espera-se que o *iMAR* proporcione maior qualidade de imagem nas reconstruções em TC. Desta forma todas as estatísticas apresentadas foram interpretadas de acordo com testes unilaterais à direita (71,73).

Na análise subjetiva da imagem procedeu-se à determinação de medidas de posição (moda e mediana) e dispersão (mínimo e máximo), apresentando-se as tabelas de frequência. Para comparar as medidas de posição das duas amostras (*iMAR* vs. RPF), por observador, recorreu-se ao teste de Wilcoxon (71–73), sendo este interpretado para um nível de significância de 5% e à luz de testes unilaterais à direita.

A concordância inter-observador foi quantificada com recurso ao coeficiente de concordância de Kendall ponderado ( $W$ ) e a sua significância estatística testada para um a valor  $p \leq 0,05$  (73).

Para melhor caracterizar a análise subjetiva realizada pelos observadores recorreu-se às Curvas ROC (Receiver Operating Characteristic), tendo por base a interpretação de cada critério de avaliação. Desta forma, cada item foi avaliado com se tratasse de uma análise VGC (Visual Grading Characteristic), onde os vários observadores recorreram a uma escala para dar a sua opinião sobre as imagens, tal como sugerido por Paulo G (2015) (74). A escala variou para cada item em análise, pelo que cada critério é apresentado individualmente. Uma vez que todas as imagens foram reconstruídas com RPF e *iMAR* foi quantificada a percepção que cada observador tinha das mesmas, sendo considerada a RPF como o *goldstandard* e o *iMAR* como a alternativa.

A análise VGC realizou-se com recurso a uma Calculadora de Curvas ROC *online* (John Eng, Maryland, USA) (75) e foi realizada para cada observador e critério de avaliação.

## **Resultados**

A análise quantitativa dos dados foi realizada de acordo com o tipo de reconstrução, potencial de ampola e filtro *kernel*, estando os dados obtidos compilados na tabela 11.

Tabela 11 – Resumo descritivo das variáveis em análise por potencial de ampola, algoritmo de reconstrução e filtro.

Estatísticas descritivas								
Potencial de Ampola	Algoritmo de Reconstrução	Filtro	Variáveis	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
110kV	RPF	Partes Moles	Ruído de Imagem_AR	5	11.82	21.76	16.63	±3.97
			UH_AR		-998.23	-988.60	-995.05	±4.02
			Media UH ROI's		34.81	412.21	178.42	±157.31
			SNR Média		1.60	23.66	10.99	±9.43
			CNR ROI1		51.48	89.30	66.11	±15.06
			CNR ROI2		44.88	89.95	66.71	±19.71
			CNR ROI3		-21.43	67.34	14.15	±36.28
			CNR ROI4		53.88	115.49	79.30	±24.97
		CNR ROI5	-2.56	46.72	10.49	±20.56		
		Osso	Ruído de Imagem_AR	5	46.10	81.18	61.67	±14.91
			UH_AR		-984.54	-953.91	-970.34	±13.87
			Media UH ROI's		27.39	406.47	181.15	±159.80
			SNR Média		.52	5.01	2.80	±2.13
			CNR ROI1		12.59	22.59	17.48	±4.203
	CNR ROI2		12.26		22.60	18.11	±4.66	
	CNR ROI3		-6.29		14.75	3.68	±9.42	
	CNR ROI4		15.16		24.18	20.17	±3.74	
	CNR ROI5	-.77	9.82	2.26	±4.36			
	iMAR	Partes Moles	5	Ruído de Imagem_AR	13.91	20.10	16.50	±3.04
				UH_AR	-1006.83	-994.12	-998.03	±5.16
				Media UH ROI's	35.14	360.08	191.20	±139.86
				SNR Média	2.42	19.46	11.14	±7.76
				CNR ROI1	52.86	75.80	65.07	±10.88
				CNR ROI2	54.49	99.73	73.5	±16.68
				CNR ROI3	-7.96	54.75	20.78	±27.73
				CNR ROI4	54.24	79.59	71.10	±9.78
		CNR ROI5	-6.49	36.70	5.56	±17.59		
		Osso	5	Ruído de Imagem_AR	12.67	18.47	16.35	±2.71
				UH_AR	-1004.52	-986.47	-994.74	±6.76
				Media UH ROI's	37.26	318.57	185.88	±128.14
				SNR Média	2.61	17.25	10.6	±6.5
				CNR ROI1	57.28	79.97	65.47	±10.87
				CNR ROI2	57.67	86.34	73.9	±11.037
				CNR ROI3	-8.36	44.19	18.47	±24.007
	CNR ROI4			56.43	83.72	70.28	±12.57	
CNR ROI5	-6.63	36.19	5.68	±17.3				
Sem prótese	Partes Moles	5	Ruído de Imagem_AR	8.31	15.44	11.12	±2.9	
			UH_AR	-1001.24	-996.89	-999.73	±1.69	
			Media UH ROI's	39.60	301.69	186.18	±101.93	
			SNR Média	4.77	20.23	15.818	±6.43	
			CNR ROI1	69.28	127.79	100.93	±24.17	
			CNR ROI2	81.64	129.96	109.53	±19.03	
			CNR ROI3	-12.63	66.37	28.5860	±33.69	
			CNR ROI4	84.87	128.07	108.91	±17.28	
	CNR ROI5	-2.50	18.18	2.23	±8.95			
	Osso	5	Ruído de Imagem_AR	35.53	48.18	41.7	±5.23	
			UH_AR	-990.91	-983.50	-987.27	±2.7	
			Media UH ROI's	37.58	286.63	186.29	±104.11	
			SNR Média	1.01	6.54	4.35	±2.27	
			CNR ROI1	21.76	29.91	25.63	±3.29	
			CNR ROI2	22.13	34.63	28.63	±4.50	
			CNR ROI3	-2.84	15.59	7.1	±8.23	
CNR ROI4			21.55	37.41	28.16	±6.05		
CNR ROI5	-.76	6.40	.93	±3.07				
130kV	RPF	Partes Moles	5	Ruído de Imagem_AR	9.84	31.76	17.14	±8.95
				UH_AR	-997.34	-983.88	-992.6	±5.20
				Media UH ROI's	42.46	383.61	172.26	±141.28
				SNR Média	1.34	25.34	12.69	±11.03
				CNR ROI1	32.77	108.43	73.93	±31.65
				CNR ROI2	33.43	124.90	76.63	±36.5
				CNR ROI3	-38.08	83.12	13.59	±45.41

	<i>iMAR</i>	Osso	CNR ROI4	33.25	125.97	87.54	±39.67	
			CNR ROI5	-1.46	47.40	11.81	±20.37	
		Partes Moles	Ruído de Imagem_AR	33.50	58.86	42.78	±9.84	
			UH_AR	-990.99	-978.38	-984.40	±5.19	
			Media UH ROI's	40.40	373.87	185.79	±151.68	
			SNR Média	.99	11.16	4.62	±4.38	
			CNR ROI1	17.46	31.97	25.51	±5.85	
			CNR ROI2	16.69	34.29	26.7	±6.95	
			CNR ROI3	-9.61	20.12	3.48	±11.698	
			CNR ROI4	18.45	56.22	31.17	±14.88	
		CNR ROI5	-.54	20.65	4.72	±9.01		
		Sem prótese	Partes Moles	Ruído de Imagem_AR	11.50	32.56	19.2280	±8.38
				UH_AR	-1011.89	-983.91	-995.44	±10.14
				Media UH ROI's	35.01	302.51	178.57	±112.88
				SNR Média	1.08	20.29	11.11	±7.51
	CNR ROI1			32.09	88.88	62.24	±23.27	
	CNR ROI2			32.34	107.44	70.70	±30.45	
	CNR ROI3			-4.09	56.37	23.26	±26.42	
	CNR ROI4			32.33	92.88	66.30	±24.26	
	CNR ROI5		-6.61	38.22	5.68	±18.36		
	Osso		Ruído de Imagem_AR	9.65	17.63	15.27	±3.2	
			UH_AR	-1000.44	-984.64	-993.17	±5.78	
			Media UH ROI's	35.56	310.64	182.41	±123.53	
			SNR Média	2.02	18.88	11.78	±7.08	
			CNR ROI1	59.69	104.09	71.55	±18.36	
			CNR ROI2	60.48	103.22	81.80	±19.79	
		CNR ROI3	-7.44	45.24	22.70	±26.18		
	Partes Moles	CNR ROI4	58.38	110.44	76.22	±22.68		
		CNR ROI5	-6.16	35.95	5.10	±17.38		
		Ruído de Imagem_AR	6.85	42.62	16.68	±15.01		
UH_AR		-1001.68	-980.40	-995.26	±9.12			
Media UH ROI's		38.89	299.71	174.19	±99.34			
SNR Média		.91	31.26	18.33	±13.04			
CNR ROI1		24.50	156.05	99.3	±55.13			
CNR ROI2		24.83	179.99	110.09	±64.45			
Osso	CNR ROI3	-2.62	80.07	31.15	±34.43			
	CNR ROI4	24.50	165.18	109.46	±62.17			
	CNR ROI5	-4.09	43.11	7.65	±19.91			
	Ruído de Imagem_AR	25.42	47.84	36.81	±8.34			
	UH_AR	-996.66	-981.00	-988.76	±5.99			
	Media UH ROI's	39.41	275.08	171.68	±92.33			
	SNR Média	.82	8.01	4.94	±2.6			
	CNR ROI1	21.85	41.88	30.01	±7.53			
Partes Moles	CNR ROI2	22.08	42.35	32.47	±7.48			
	CNR ROI3	-2.28	17.20	8.21	±8.9			
	CNR ROI4	21.92	47.83	33.19	±11.01			
	CNR ROI5	-.73	8.41	1.37	±3.97			

Na interpretação da tabela há a considerar que todos os valores registados dizem respeito aos ROI's e não a estruturas anatómicas em específico, uma vez que as imagens em análise representam diferentes porções da anatomia (primeira porção de osso visível, grande trocânter, pequeno trocânter, porção média da haste femoral e extremidade distal da haste). Tal situação introduz um viés na interpretação dos dados, minimizado pela manutenção da opção metodológica em todas as análises.

Dado um dos objetivos principais deste trabalho ser a comparação da reconstrução de imagem por RPF com o *iMAR*, a identificação de possíveis diferenças teve em conta o algoritmo de reconstrução utilizado, o potencial de ampola e o filtro *kernel*. Na tabela 12 são apresentadas as diferenças entre a reconstrução com recurso ao *iMAR* e à RPF para

as partes moles, sendo possível verificar que apenas na aquisição de imagem com 130 kVp de potencial de ampola se identificam diferenças significativas entre o *iMAR* e a RPF, notando-se um aumento do ruído com recurso ao *iMAR* e um aumento da CNR para o ROI 1 com recurso a RPF, quando a opção recai sobre um filtro de partes moles.

Tabela 12 – Diferenças entre a reconstrução com RPF e *iMAR* com filtro de partes moles.

Análise estatística emparelhada – Partes Moles								
Potencial de Ampola e Variáveis Emparelhadas			Médias	Desvio-Padrão	Diferenças Emparelhadas		Teste Não Paramétrico (valor p)	Teste Paramétrico (valor p)
					Média	Desvio-Padrão		
110kV	Par 1	Ruído de Imagem_AR (RPF) – Ruído de Imagem_AR ( <i>iMAR</i> )	16.63	±3.97	0.13	±4.18	0.313	
			16.50	±3.05				
	Par 2	UH_AR (RPF) – UH_AR ( <i>iMAR</i> )	-995.05	±4.02	2.98	±8.59		0.241
			-998.03	±5.16				
	Par 3	Media UH ROI's (RPF) – Media UH ROI's ( <i>iMAR</i> )	178.42	±157.31	-12.78	±41.75		0.2655
			191.20	±139.86				
	Par 4	SNR Média (RPF) – SNR Média ( <i>iMAR</i> )	10.99	±9.43	-0.15	±3.54		0.465
			11.14	±7.7				
	Par 5	CNR ROI1 (RPF) – CNR ROI1 ( <i>iMAR</i> )	66.11	±15.06	1.03	±13.24		0.435
		65.07	±10.88					
Par 6	CNR ROI2 (RPF) – CNR ROI2 ( <i>iMAR</i> )	66.71	±19.71	-6.79	±17.44		0.2165	
		73.50	±16.68					
Par 7	CNR ROI3 (RPF) – CNR ROI3 ( <i>iMAR</i> )	14.15	±36.28	-6.63	±19.01		0.2395	
		20.78	±27.73					
Par 8	CNR ROI4 (RPF) – CNR ROI4 ( <i>iMAR</i> )	79.30	±24.97	8.20	±20.91		0.215	
		71.10	±9.78					
Par 9	CNR ROI5 (RPF) – CNR ROI5 ( <i>iMAR</i> )	10.49	±20.56	4.93	±5.49	0.156		
		5.56	±17.59					
130kV	Par 1	Ruído de Imagem_AR (RPF) – Ruído de Imagem_AR ( <i>iMAR</i> )	11.1	±2.90	-8.11	±9.73	0.031	
			19.23	±8.38				
	Par 2	UH_AR (RPF) – UH_AR ( <i>iMAR</i> )	-992.60	±5.20	2.85	±7.90		0.2325
			-995.44	±10.14				
	Par 3	Media UH ROI's (RPF) – Media UH ROI's ( <i>iMAR</i> )	172.26	±141.28	-6.31	±53.64		0.4025
			178.57	±112.88				
	Par 4	SNR Média (RPF) – SNR Média ( <i>iMAR</i> )	12.69	±11.03	1.59	±4.68		0.245
			11.11	±7.51				
	Par 5	CNR ROI1 (RPF) – CNR ROI1 ( <i>iMAR</i> )	73.93	±31.65	11.68	±8.57		0.019
			62.24	±23.27				
	Par 6	CNR ROI2 (RPF) – CNR ROI2 ( <i>iMAR</i> )	76.63	±36.50	5.92	±6.88		0.063
			70.70	±30.45				
	Par 7	CNR ROI3 (RPF) – CNR ROI3 ( <i>iMAR</i> )	13.59	±45.41	-9.67	±36.88		0.2945
		23.26	±26.42					
Par 8	CNR ROI4 (RPF) – CNR ROI4 ( <i>iMAR</i> )	87.54	±39.67	21.24	±19.19		0.0345	
		66.30	±24.26					
Par 9	CNR ROI5 (RPF) – CNR ROI5 ( <i>iMAR</i> )	11.81	±20.37	6.14	±7.01	0.094		
		5.68	±18.36					

A visualização das imagens com um filtro *kernel* de osso evidencia um maior número de diferenças significativas entre a RPF e o *iMAR*. O recurso a potenciais de ampola mais elevados (110 e 130 kVp) possibilita, em associação ao *iMAR*, uma diminuição do ruído da imagem e das UH do ar, bem como um aumento da SNR média e da CNR para os ROI's 1, 2 e 4, alterações com significância estatística para um valor  $p \leq 0,05$ , como demonstrado na tabela 13.

Tabela 13 – Diferenças entre a reconstrução com RPF e *iMAR* com filtro de osso.

Análise estatística emparelhada – Osso								
Potencial de Ampola e Variáveis Emparelhadas			Médias	Desvio-Padrão	Diferenças Emparelhadas		Teste Não Paramétrico (valor $\rho$ )	Teste Paramétrico (valor $\rho$ )
					Média	Desvio-Padrão		
110kV	Par 1	Ruído de Imagem_AR (RPF) – Ruído de Imagem_AR ( <i>iMAR</i> )	61.67	±14.91	45.31	±15.05		0.003
			16.35	±2.71				
	Par 2	UH_AR (RPF) – UH_AR ( <i>iMAR</i> )	-970.34	±13.87	24.4	±16.02		0.027
			-994.74	±6.76				
	Par 3	Media UH ROI's (RPF) – Media UH ROI's ( <i>iMAR</i> )	181.15	±159.80	-4.73	±54.70		0.856
			185.88	±128.14				
	Par 4	SNR Média (RPF) – SNR Média ( <i>iMAR</i> )	2.80	±2.13	-7.8	±4.41		0.017
			10.6	±6.5				
	Par 5	CNR ROI1 (RPF) – CNR ROI1 ( <i>iMAR</i> )	17.47	±4.20	-48.01	±10.94		0.001
65.49			±10.87					
Par 6	CNR ROI2 (RPF) – CNR ROI2 ( <i>iMAR</i> )	18.11	±4.66	-55.79	±12.50		0.001	
		73.9	±11.04					
Par 7	CNR ROI3 (RPF) – CNR ROI3 ( <i>iMAR</i> )	3.68	±9.42	-14.79	±17.42	0.156		
		18.47	±24.011					
Par 8	CNR ROI4 (RPF) – CNR ROI4 ( <i>iMAR</i> )	20.17	±3.74	-50.11	±13.13		0.001	
		70.28	±12.57					
Par 9	CNR ROI5 (RPF) – CNR ROI5 ( <i>iMAR</i> )	2.26	±4.36	-3.42	±13.16	0.313		
		5.68	±17.3					
130kV	Par 1	Ruído de Imagem_AR (RPF) – Ruído de Imagem_AR ( <i>iMAR</i> )	42.78	±9.84	27.51	±9.16	0.031	
			15.27	±3.2				
	Par 2	UH_AR (RPF) – UH_AR ( <i>iMAR</i> )	-984.40	±5.19	8.76	±4.48		0.012
			-993.17	±5.78				
	Par 3	Media UH ROI's (RPF) – Media UH ROI's ( <i>iMAR</i> )	185.79	±151.68	3.38	±49.97		0.887
			182.41	±123.53				
	Par 4	SNR Média (RPF) – SNR Média ( <i>iMAR</i> )	4.62	±4.38	-7.16	±4.06		0.017
			11.78	±7.08				
	Par 5	CNR ROI1 (RPF) – CNR ROI1 ( <i>iMAR</i> )	25.51	±5.84	-46.04	±16.37	0.031	
			71.55	±18.36				
	Par 6	CNR ROI2 (RPF) – CNR ROI2 ( <i>iMAR</i> )	26.7	±6.95	-55.10	±17.11		0.002
			81.80	±19.80				
	Par 7	CNR ROI3 (RPF) – CNR ROI3 ( <i>iMAR</i> )	3.48	±11.69	-19.22	±22.21		0.125
			22.70	±26.18				
	Par 8	CNR ROI4 (RPF) – CNR ROI4 ( <i>iMAR</i> )	31.17	±14.88	-45.04	±19.17		0.006
76.22			±22.68					
Par 9	CNR ROI5 (RPF) – CNR ROI5 ( <i>iMAR</i> )	4.72	±9.01	-0.38	±8.97	0.313		
		5,10	±17,38					

A análise da qualidade subjetiva da imagem, realizada com recurso a três observadores foi focada na avaliação de sete critérios, identificados nas tabelas 14 a 16 por itens.

A variabilidade das classificações atribuídas pelos três observadores às 40 imagens em análise foi quantificada com recurso ao coeficiente de concordância de Kendall ponderado sendo apresentada na tabela 14. Da sua análise pode constatar-se que, de acordo com o valor  $\rho$ , as avaliações realizadas pelos três observadores são estatisticamente concordantes, existindo, portanto, uma associação entre as observações. No entanto, apenas para o item 6 existe uma concordância forte entre as três avaliações ( $W \geq 0,66$ ) (76).

Tabela 14 – Análise da concordância inter-observadores – Coeficiente de Concordância de Kendall.

Análise da concordância entre observadores								
Item		Item 1	Item 2	Item 3	Item 4	Item 5	Item 6	Item 7
Coeficiente de Concordância de Kendall	K W	0.504	0.287	0.242	0.150	0.132	0.698	0.253
	Valor p	0.000	0.000	0.000	0.002	0.071	0.000	0.006

Em todos os observadores, a moda e mediana das classificações é, tendencialmente, igual ou superior para a *iMAR*, como demonstra a tabela 15. Apenas nos itens 3 e 6 foi constatada uma moda superior para a RPF, e apenas no caso do observador 2. O observador 3 foi aquele que mais scores 5 atribuiu e onde os valores de moda e mediana mais variaram entre ambos os métodos de reconstrução.

Da análise das avaliações dos observadores constatou-se a existência de diferenças significativas entre o *iMAR* e a RPF (Tabela 16) na classificação da magnitude dos artefactos visualizados e no score atribuído ao detalhe do osso cortical e trabecular, apresentando as imagens reconstruídas com o *iMAR* scores maiores que a RPF, como demonstrado previamente na tabela 15. A significância estatística das diferenças entre algoritmos de reconstrução por observador variou consideravelmente (tabela 16), sendo o observador 2 aquele que menos diferenças encontrou entre os algoritmos de reconstrução em análise.

Tabela 15 – Análise da avaliação subjetiva de imagem por observador.

Análise de Frequências – Avaliação subjetiva da qualidade de imagem															
Item	Item 1		Item 2		Item 3		Item 4		Item 5		Item 6		Item 7		
Algoritmo de Reconstrução	<i>iMAR</i>	RPF	<i>iMAR</i>	RPF	<i>iMAR</i>	RPF	<i>iMAR</i>	RPF	<i>iMAR</i>	RPF	<i>iMAR</i>	RPF	<i>iMAR</i>	RPF	
Observador 1	N	20	20	20	20	20	20	20	10	10	10	10	10	10	
	Mediana	3	2	3	2.5	3	3	3	4	4	3	3	4	4	
	Moda	3 <sup>a</sup>	2	3	2	4	4	4	4	4	4	3	3	4	4
	Mín.	2	1	2	1	2	1	1	1	3	1	3	2	3	2
	Máx.	4	4	4	4	4	4	5	4	5	4	4	4	5	4
Observador 2	N	20	20	20	20	20	20	20	10	10	10	10	10	10	
	Mediana	4	3	4	3	3	3	3	4	4	3	3	5	4	
	Moda	4	3 <sup>a</sup>	4	4	2 <sup>a</sup>	4	4	5	4	2 <sup>a</sup>	3 <sup>a</sup>	5	4 <sup>a</sup>	
	Mín.	2	1	1	1	1	1	1	2	2	1	1	1	1	
	Máx.	5	5	5	5	5	5	4	4	5	5	5	5	5	
Observador 3	N	20	20	20	20	20	20	20	10	10	10	10	10	10	
	Mediana	3	2	3	2	3	2	3	2	4	3.5	2	1	4	3
	Moda	3	1 <sup>a</sup>	4	1	4	1	3	1	4	4	2	1	4	4
	Mín.	1	1	1	1	1	1	1	1	2	1	1	1	2	1
	Máx.	5	5	5	5	5	5	5	4	5	4	3	4	5	4

a – múltiplas modas presentes – é apresentado o valor mais pequeno.

Para o observador 1 apenas nos itens 5 e 6 (relação osso implante e detalhe dos tecidos moles) não foi encontrada uma diferença significativa entre a opção pelo *iMAR* em detrimento da RPF, para um valor  $\rho \leq 0,05$ .

O observador 3 foi aquele onde mais diferenças com significância estatística foram encontradas. Apenas no item 6 (score atribuído ao detalhe dos tecidos moles) o *iMAR* não foi superior à RPF, e embora a moda e mediana das classificações atribuídas tenham sido superiores à RPF, esta acabou por receber classificações maiores.

Tabela 16 – Análise da significância estatística das diferenças entre a RPF e o *iMAR* por observador.

Análise da significância estatística das diferenças entre a RPF e o <i>iMAR</i>								
Item		Item 1	Item 2	Item 3	Item 4	Item 5	Item 6	Item 7
Algoritmo de Reconstrução		RPF vs. <i>iMAR</i>						
Obs. 1	Valor $\rho$	0.010	0.005	0.009	0.014	0.063	0.313	0.031
Obs. 2	Valor $\rho$	0.031	0.227	0.274	0.188	0.063	0.313	0.063
Obs. 3	Valor $\rho$	0.000	0.005	0.002	0.010	0.016	0.109	0.031

Teste não paramétrico para variáveis ordinais – Wilcoxon. As células assinaladas a cor diferente identificam diferenças significativas ( $\rho \leq 0,05$ )

A comparação do *iMAR* com a RPF através de curvas ROC. Em cada critério avaliado houve dois conjuntos de dados, referentes à RPF ao *iMAR*, que serviram para a criação da curva de coordenadas VGC. A área abaixo da curva VGC (AUC) pode ser considerada uma medida da diferença de qualidade de imagem entre a RPF e o *iMAR*, bem como uma avaliação da performance do observador (77). Nas figuras 10 a 16 são apresentadas as avaliações de cada observador por critério de avaliação, AUC e desvio-padrão de cada observador.

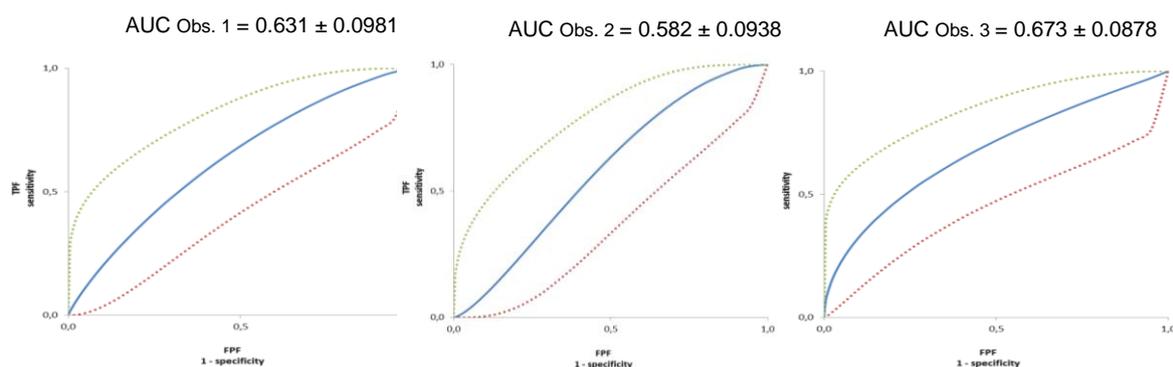


Figura 10 – Curvas ROC por observador para o critério de avaliação 1.

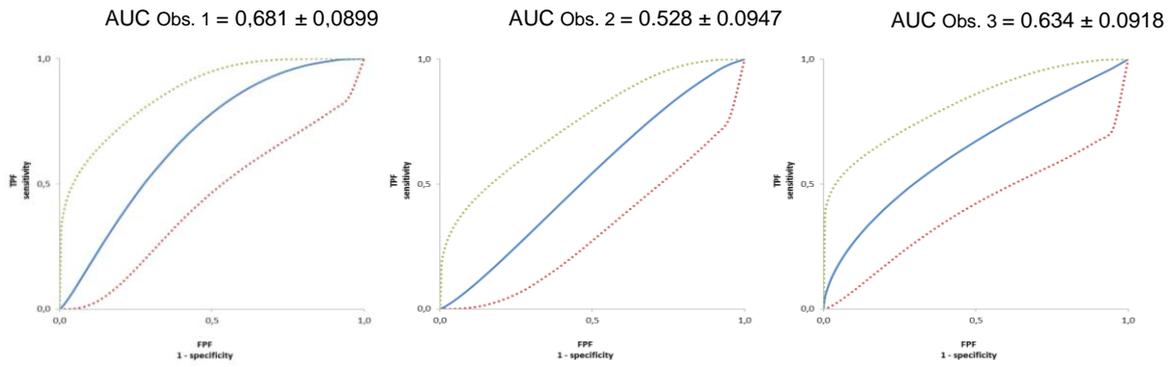


Figura 11 – Curvas ROC por observador para o critério de avaliação 2.

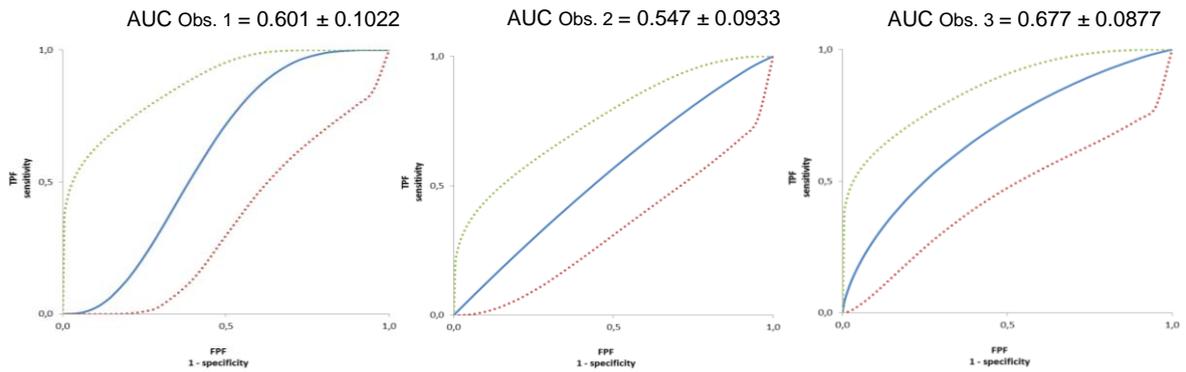


Figura 12 – Curvas ROC por observador para o critério de avaliação 3.

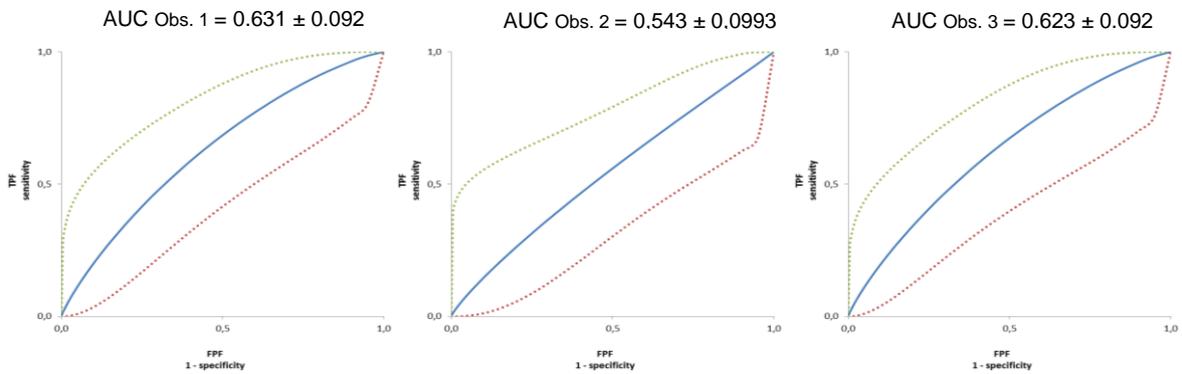


Figura 13 – Curvas ROC por observador para o critério de avaliação 4.

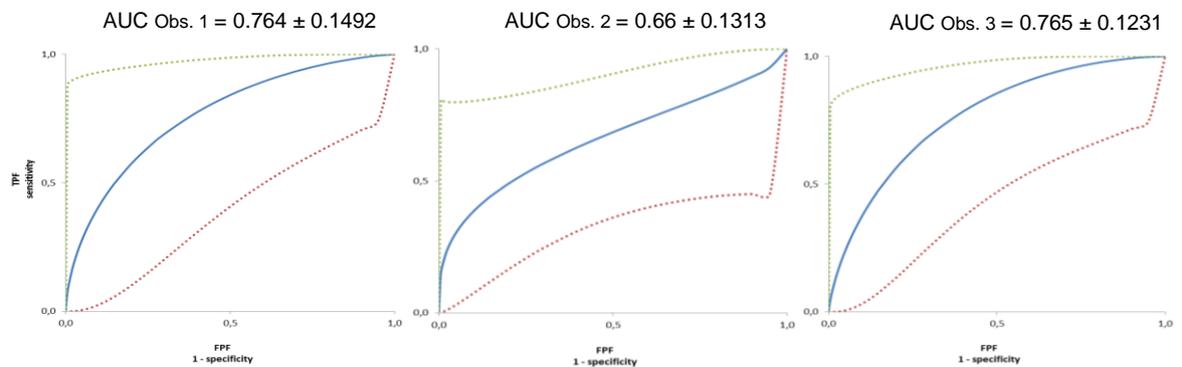


Figura 14 – Curvas ROC por observador para o critério de avaliação 5.

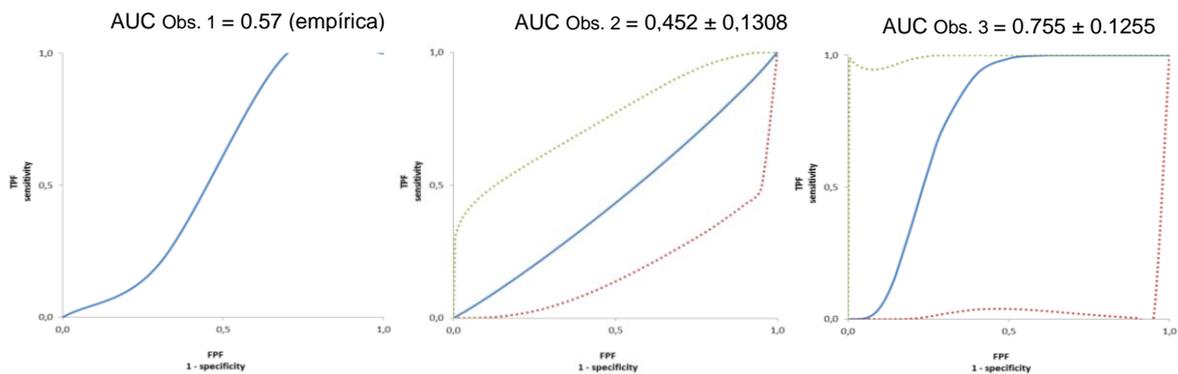


Figura 15 – Curvas ROC por observador para o critério de avaliação 6.

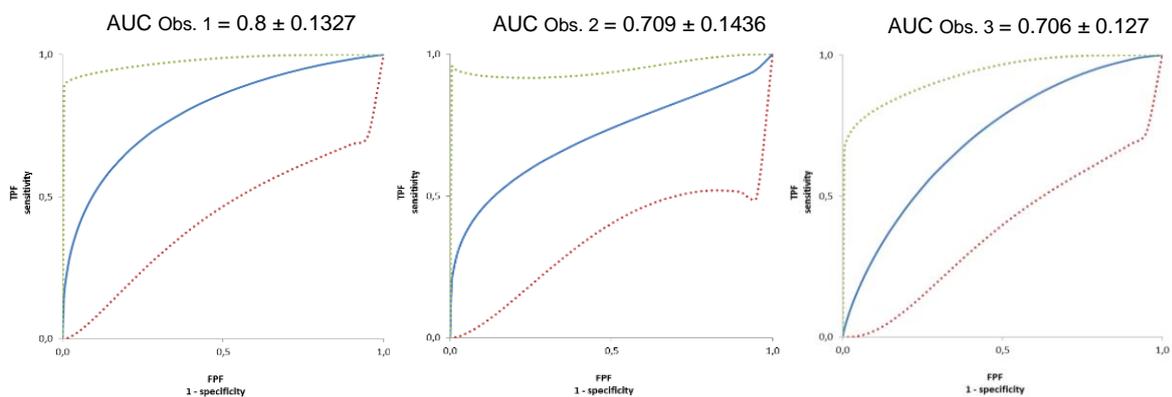


Figura 16 – Curvas ROC por observador para o critério de avaliação 7.

A análise das curvas VGC permite-nos concluir que AUC equivalentes a 0,5 significam uma perceção do critério em análise igual para a RPF e o *iMAR*. Valores inferiores a 0,5 significam uma melhor avaliação para a RPF e valores superiores a 0,5 uma melhor performance do *iMAR* (74).

Em todas as curvas apresentadas, a TPF (true positive fraction) corresponde ao *iMAR* e a FPF (false positive fraction) à RPF. Como se pode constatar, apenas para o critério de avaliação 6 se identificou um valor de AUC inferior a 0,5 para o observador 2, demonstrando a RPF um pior desempenho que a reconstrução iterativa. Todos os restantes critérios obtiveram um valor de AUC acima de 0,5 significando que os três observadores consideram que o *iMAR* possibilita melhores classificações que a RPF para os critérios em análise e apresentados na tabela 10.

## Discussão

O recurso ao *iMAR* para redução dos artefactos causados por metais tem sido avaliado, principalmente nos estudos de Radioterapia para simulação, correção e estimação de dose, quer com recurso a fantasmas, quer a amostras de pacientes. As conclusões indicam

que este método de reconstrução de imagem tem aplicabilidade clínica, na medida em que possibilita uma determinação mais eficiente das UH conduzindo a planeamentos mais adequados (21,22).

Ao presente estudo podem ser apontadas algumas limitações, essencialmente relacionadas com: 1) a opção metodológica suscetível a erros na avaliação objetiva da qualidade, uma vez que por se tratarem de imagens referentes a áreas anatómicas diferentes, os ROI's não foram colocados nas mesmas estruturas, tendo-se calculado a SNR e CNR referentes aos ROI's e não a estruturas anatómicas específicas; 2) o recurso a amostras de pequenas dimensões condicionando as extrapolações que se poderiam realizar; 3) a manipulação de outras variáveis, como o potencial de ampola e os filtros *kernel*, que podem ter impacto na variação da qualidade de imagem (não se realizou uma análise estatística multivariada para determinação do seu impacto); e 4) as áreas de especialização dos observadores responsáveis pela avaliação subjetiva de imagem são bastante distintas, podendo tal facto ter condicionado interpretações diferentes entre si.

Apesar de tais limitações, constatou-se que o recurso ao *iMAR* possibilita uma melhoria da qualidade objetiva de imagem, com significância estatística quando há recurso à utilização de um filtro *kernel* para osso (B80s very Sharp), focado na filtragem das baixas frequências e melhoramento da nitidez. A associação deste tipo de filtros ao *iMAR* leva a uma menor evidência de ruído e melhoria da SNR média e CNR nos ROI's 1, 2 e 4 para potenciais de ampola de 110 e 130 kVp. Nos restantes ROI's, embora se constate uma CNR melhor, não há diferenças significativas entre os dois métodos de reconstrução, como constatado na tabela 13.

As avaliações dos observadores aos critérios 5 e 7, focados na avaliação do osso e da sua relação com o material de implante, vem reforçar a conclusão de que o *iMAR* possibilita uma melhoria da qualidade de imagem, percebida pelos três observadores no que respeita ao detalhe do osso cortical e trabecular e pelo observador 3 na relação osso-implante. Na quantificação dos artefactos, o *iMAR* provou diminuir o ruído de imagem, aparecendo os artefactos, essencialmente, justa material de implante, ao contrário da RPF, onde estes estão mais dispersos.

Vários estudos tiveram conclusões semelhantes, identificando o *iMAR* como um algoritmo capaz de minimizar o ruído e melhorar a qualidade de imagem e a sua percepção, face a outras técnicas de reconstrução, como a RPF (23,47,48), técnicas iterativas (46,48) e extrapolações monoenergéticas com recurso à dupla-energia (45,46).

O recurso a reconstruções com filtros de partes moles não favorece a visualização dos metais. A reduzida largura de janela com que estas imagens são visualizadas faz aumentar o contraste entre as estruturas prejudicando a visualização dos detalhes mais finos. Este grande contraste acentua as bandas claras e escuras características da presença de metais, principalmente com recurso ao potencial de ampola de 110 kVp. A justificação está na ausência de diferenças significativas entre as variáveis em análise. A avaliação subjetiva realizada pelos observadores também não evidenciou diferenças entre os dois métodos de reconstrução de imagem, como se pode constatar na análise do critério 6 (específico para as partes moles), na tabela 16, havendo assim uma concordância entre a análise objetiva e subjetiva das imagens.

Quando se compara a RPF ao *iMAR*, um dos aspectos a constatar é o facto deste último possibilitar uma melhoria da confiança do observador caso tivesse de fazer diagnóstico baseado nas imagens apresentadas (critério 4), pelo menos para o observador 1 e 3. Nota-se que ambos atribuíram mais scores 5 (totalmente confiantes no diagnóstico) ao algoritmo de redução de artefactos face a RPF.

Os resultados do observador 1 e 3 são mais consistentes entre si, enquanto o observador 2 não identifica tantas diferenças entre o *iMAR* e a RPF. Tal facto pode ser justificado pelo facto do observador 1 ser Radiologista especialista em estudos osteoarticulares e musculoesqueléticos e ter uma maior perceção da imagem radiológica e dos critérios que definem a sua qualidade, estando desperto para a avaliação do ruído e definição. O observador 3 é Ortopedista especialista em anca, estando portanto bastante focado na avaliação dos implantes metálicos em análise e da sua relação com os tecidos adjacentes. A sua formação mais recente e mais direccionada para o diagnóstico por métodos tomográficos pode também justificar uma maior capacidade de avaliação de imagens de TC. Quanto ao observador 2, embora especialista em Ortopedia trabalha essencialmente ligado às patologias do membro superior. Tal facto pode justificar uma análise menos focada nos aspetos relacionados com a melhoria da qualidade de imagem.

A análise às curvas VGC tem de ser realizada de forma cuidada. Em todos os critérios avaliados, a performance dos observadores 1 e 3 foram superiores à do observador 2, tendo estes valores de AUC mais próximos de 0,5. Da análise da tabela 16 era já possível constatar que o observador 2 foi aquele que menos diferenças encontrou entre as imagens reconstruídas com *iMAR* e RPF. O critério de avaliação 7 foi aquele onde se identificaram AUC mais elevadas para os observadores 1 e 2, enquanto o observador 3 teve melhor performance na observação do critério 5, ambos os critérios referentes à avaliação das imagens com um filtro *kernel* específico para osso. Mais uma vez, tal como

já constatado para a avaliação objetiva, o *iMAR* evidencia um melhor desempenho quando se recorre a reconstruções para osso.

Para o critério de avaliação 6, podem identificar-se valores de AUC para os observadores 1, 2 e 3 de 0,57, 0,452 e 0,753, respetivamente, que nos dizem que para o observador 1 e 3 existem avaliações mais elevadas às imagens reconstruídas com *iMAR*, algo contraditório à identificação de diferenças na avaliação subjetiva com recurso aos testes não paramétricos, onde se constatou a não existência de diferenças. No entanto há que considerar que a interpretação das curvas VGC são bastante suscetíveis a erros, principalmente na presença de amostras pequenas (77), tal como se verificou para este estudo em todos os critérios, sendo mais evidente nos critérios 5 a 7, onde cada observador apenas avaliou 10 imagens, 5 para cada método de reconstrução.

Para o critério de 1 a 4, os resultados da avaliação subjetiva com recurso ao teste não paramétrico de Wilcoxon são consistentes com as AUC identificadas, existindo uma melhoria em cada critério quando há recurso ao *iMAR*. De notar que para o observador 2 as AUC foram sempre próximas de 0,5 o que limita a identificação de diferenças, algo já constatado na tabela 16.

## **Conclusão**

O recurso ao *iMAR* na reconstrução de imagem possibilitou uma melhoria da qualidade de imagem face à RPF, sendo esta mais evidente com recurso a filtros *kernel* de osso e potenciais de ampola mais elevados (130 kVp). Tal conclusão é fundamentada pela avaliação subjetiva da qualidade de imagem, permitindo o *iMAR* a diminuição dos artefactos e a melhoria da qualidade diagnóstica da mesma.

O *iMAR* mostrou-se uma ferramenta útil na avaliação óssea na presença de metais, possibilitando uma melhor avaliação objetiva e subjetiva da qualidade de imagem, quando comparado à retroprojeção filtrada.

## Considerações Finais

Os resultados obtidos com a avaliação objetiva e subjetiva de imagem são consistentes, ainda que suscetíveis a alguns erros, relacionados com o tamanho da amostra, a opção metodológica e as diferentes formações e níveis de experiência dos observadores.

No entanto, pode constatar-se que a reconstrução de imagem com recurso ao *iMAR* possibilita melhores resultados objetivos e subjetivos, no que respeita à avaliação das imagens, principalmente com recurso à visualização com filtros *kernel* para osso. De forma sumária, o *iMAR* conduz à diminuição do volume de artefactos na imagem, quando comparado à reconstrução por RPF.

Os resultados provenientes da parte experimental desta dissertação de mestrado são concordantes com a Revisão Sistemática previamente realizada, onde se constatou que o *iMAR* proporciona uma melhoria da qualidade de imagem e a minimização da expressão de artefactos causados pelos implantes metálicos e materiais de osteossíntese.

O facto do estudo experimental se focar na avaliação dos osso e tecidos moles imediatamente adjacentes aos implantes metálicos evidencia a mais-valia que o *iMAR* trás à avaliação osteoarticular e musculoesquelética na presença destes materiais, potenciando a aplicabilidade da TC. Tal facto é ainda mais relevante pela contra-indicação da RM neste tipo de estudos.

Conclui-se, portanto, que os algoritmos de redução de artefactos de metal são úteis na reconstrução de imagem em TC, possibilitando um aumento do seu potencial diagnóstico e aplicabilidade. Há ainda necessidade de minimizar os novos artefactos resultantes da reconstrução com estes algoritmos, sendo desejável o desenvolvimento de estudos futuros focados na sua optimização.

O contínuo desenvolvimento tecnológico da TC impõe que estes algoritmos sejam associados às reconstruções iterativas e extrapolações monoenergéticas, (com recurso a sistemas *single source* ou *dual source*), na tentativa de quantificar o potencial que estas ferramentas em conjunto podem ter na redução dos artefactos e minimização da dose de radiação.

## Referências Bibliográficas

1. Patino M, Fuentes JM, Hayano K, Kambadakone AR, Uyeda JW, Sahani D V., et al. A Quantitative Comparison of Noise Reduction Across Five Commercial (Hybrid and Model-Based) Iterative Reconstruction Techniques: An Anthropomorphic Phantom Study. *Am J Roentgenol* [Internet]. United States; 2015 Feb [cited 2015 Nov 10];204(2):W176–83.
2. Gervaise A, Teixeira P, Villani N, Lecocq S, Louis M, A. B, et al. CT dose optimisation and reduction in osteoarticular disease. *Diagn Interv Imaging* [Internet]. France; 2013 Apr;94(4):371–88.
3. Tamm EP, Rong XJ, Cody DD, Ernst RD, Fitzgerald NE, Kundra V. Quality initiatives: CT radiation dose reduction: how to implement change without sacrificing diagnostic quality. *Radiographics*. United States; 2011;31(7):1823–32.
4. Boas FE, Fleischmann D. CT artifacts: Causes and reduction techniques. *Imaging Med* [Internet]. United States; 2012;4(2):229–40.
5. Schauer DA, Linton OW. National Council on Radiation Protection and Measurements report shows substantial medical exposure increase. *Radiology*. 2009;253(2):293–6.
6. Lança LJOC. A imagem radiológica em sistemas de radiografia digital [Internet]. 2011. Available from: <http://hdl.handle.net/10773/3950>
7. Hara AK, Paden RG, Silva AC, Kujak JL, Lawder HJ, Pavlicek W. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study. *AJR Am J Roentgenol* [Internet]. 2009 Sep 23 [cited 2016 Apr 3];193(3):764–71.
8. Greffier J, Macri F, Larbi A, Fernandez A, Pereira F, Mekkaoui C, et al. Original article: Dose reduction with iterative reconstruction in multi-detector CT: What is the impact on deformation of circular structures in phantom study? *Diagn Interv Imaging* [Internet]. 2015 Jan 1; Available from: 10.1016/j.diii.2015.06.019
9. Greffier J, Macri F, Larbi A, Fernandez A, Khasanova E, Pereira F, et al. Dose reduction with iterative reconstruction: Optimization of CT protocols in clinical practice. *Diagn Interv Imaging* [Internet]. France; 2015 May 1;96(5):421–2. Available from: 10.1016/j.diii.2015.02.007
10. Löve A, Olsson M-L, Siemund R, Stålhammar F, Björkman-Burtscher IM, Söderberg M. Six iterative reconstruction algorithms in brain CT: a phantom study on image quality at different radiation dose levels. *Br J Radiol* [Internet]. Sweden: 2013 Nov 1;86(1031):20130388.
11. Habets J, Symersky P, Leiner T, de Mol BAJM, Mali WPTM, Budde RPJ. Artifact

- reduction strategies for prosthetic heart valve CT imaging. *Int J Cardiovasc Imaging*. United States; 2012 Dec;28(8):2099–108.
12. Korn A, Fenchel M, Bender B, Danz S, Hauser TK, Ketelsen D, et al. Iterative reconstruction in head CT: Image quality of routine and low-dose protocols in comparison with standard filtered back-projection. *Am J Neuroradiol* [Internet]. United States; 2012 Feb;33(2):218–24.
  13. Tobalem F, Dugert E, Verdun FR, Dunet V, Ott JG, Rudiger HA, et al. MDCT arthrography of the hip: value of the adaptive statistical iterative reconstruction technique and potential for radiation dose reduction. *AJR Am J Roentgenol* [Internet]. Lausanne; 2014 Dec;203(6):665–73.
  14. Winkhofer S, Benninger E, Spross C, Morsbach F, Rahm S, Ross S, et al. CT metal artefact reduction for internal fixation of the proximal humerus: Value of mono-energetic extrapolation from dual-energy and iterative reconstructions. *Clin Radiol* [Internet]. Switzerland; 2014 May;69(5):199–206.
  15. Meyer E, Raupach R, Lell M, Schmidt B, Kachelriess M, Kachelrieß M. Frequency split metal artifact reduction (FSMAR) in computed tomography. *Med Phys*. United States; 2012 Apr;39(4):1904.
  16. Meyer E, Raupach R, Lell M, Schmidt B, Kachelriess M. Normalized metal artifact reduction (NMAR) in computed tomography. *Med Phys*. United States; 2010 Oct;37(10):5482–93.
  17. Li H, Noel C, Chen H, Harold Li H, Low D, Moore K, et al. Clinical evaluation of a commercial orthopedic metal artifact reduction tool for CT simulations in radiation therapy. *Med Phys* [Internet]. United States; 2012 Dec;39(12):7507–17.
  18. Boudabbous S, Arditi D, Paulin E, Syrogiannopoulou A, Becker C, Montet X. Model-based iterative reconstruction (MBIR) for the reduction of metal artifacts on ct. *Am J Roentgenol* [Internet]. Switzerland; 2015 Aug [cited 2015 Nov 3];205(2):380–5.
  19. Hilgers G, Nuver T, Minken A. The CT number accuracy of a novel commercial metal artifact reduction algorithm for large orthopedic implants. *J Appl Clin Med Phys*. United States; 2014;15(1):4597.
  20. Sonoda A, Nitta N, Ushio N, Nagatani Y, Okumura N, Otani H, et al. Evaluation of the quality of CT images acquired with the single energy metal artifact reduction (SEMAR) algorithm in patients with hip and dental prostheses and aneurysm embolization coils. *Jpn J Radiol*. Japan; 2015 Nov;33(11):710–6.
  21. Andersson KM, Ahnesjo A, Vallhagen Dahlgren C. Evaluation of a metal artifact reduction algorithm in CT studies used for proton radiotherapy treatment planning. *J Appl Clin Med Phys*. United States; 2014;15(5):4857.

22. Axente M, Paidi A, Von Eyben Rr, Zeng C, Bani-Hashemi AA, Krauss A, et al. Clinical evaluation of the iterative metal artifact reduction algorithm for CT simulation in radiotherapy. *Med Phys* [Internet]. 2015 Mar [cited 2015 Dec 6];42(3):1170–83. Available from: <http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/42/3/10.1118/1.4906245>
23. Subhas N, Primak AN, Obuchowski NA, Gupta A, Polster JM, Krauss A, et al. Iterative metal artifact reduction: evaluation and optimization of technique. *Skeletal Radiol* [Internet]. Germany; 2014 Dec [cited 2016 Jan 24];43(12):1729–35.
24. Dwamena BA. Evidence-based Radiology: Step 3-Diagnostic Systematic Review and Meta-analysis (Critical Appraisal). *Semin Roentgenol* [Internet]. Elsevier Inc.; 2009;44(3):170–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1053/j.ro.2009.03.007>
25. West ATH, Marshall TJ, Bearcroft PW. CT of the musculoskeletal system: What is left is the days of MRI? *Eur Radiol*. 2009;19(1):152–64.
26. Liu PT, Pavlicek WP, Peter MB, Spangehl MJ, Roberts CC, Paden RG. Metal artifact reduction image reconstruction algorithm for CT of implanted metal orthopedic devices: A work in progress. *Skeletal Radiol*. 2009;38(8):797–802.
27. Stradiotti P, Curti A, Castellazzi G, Zerbi A. Metal-related artifacts in instrumented spine. Techniques for reducing artifacts in CT and MRI: State of the art. *Eur Spine J*. 2009;18(SUPPL. 1):102–8.
28. Morsbach F, Bickelhaupt S, Wanner G, Krauss A, Schmidt B, Alkadhi H. Reduction of metal artifacts from hip prostheses on CT images of the pelvis: value of iterative reconstructions. *Radiology* [Internet]. Switzerland; 2013;268(1):237–44. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23513244>
29. Guggenberger R, Winklhofer S, Osterhoff G, Wanner G, Fortunati M, Andreisek G, et al. Metallic artefact reduction with monoenergetic dual-energy CT: Systematic ex vivo evaluation of posterior spinal fusion implants from various vendors and different spine levels. *Eur Radiol*. 2012;22(11):2357–64.
30. Cyteval C, Bourdon A. Imaging orthopedic implant infections. *Diagn Interv Imaging*. France; 2012 Jun;93(6):547–57.
31. Fayad LM, Bluemke DA, Fishman EK. Musculoskeletal imaging with computed tomography and magnetic resonance imaging: When is computed tomography the study of choice? *Curr Probl Diagn Radiol*. 2005;34(6):220–37.
32. Yazdi M, Beaulieu L. Artifacts in Spiral X-ray CT Scanners: Problems and Solutions. *World Acad Sci Eng Technol*. 2007;11(11):96–100.
33. Meyer E, Bergner F, Raupach R, Flohr T, KachelrieB M. Normalized metal artifact reduction (NMAR) in computed tomography. *IEEE Nucl Sci Symp Conf Rec*.

- 2009;5482(2010):3251–5.
34. Bestic JM, Berquist TH. Current Concepts in Hip Arthroplasty Imaging: Metal-on-Metal Prostheses, Their Complications, and Imaging Strategies. *Semin Roentgenol* [Internet]. 2013 Apr;48(2):178–86. Available from: <http://dx.doi.org/10.1053/j.ro.2012.11.008>
  35. Boas FE, Fleischmann D. Evaluation of two iterative techniques for reducing metal artifacts in computed tomography. *Radiology*. United States; 2011 Jun;259(3):894–902.
  36. Kachelrieß M, Krauss A. Iterative Metal Artifact Reduction (iMAR): Technical Principles and Clinical Results in Radiation Therapy. 2015.
  37. Cahir JG, Toms AP, Marshall TJ, Wimhurst J, Nolan J. CT and MRI of hip arthroplasty. *Clin Radiol*. 2007;62(12):1163–71.
  38. Roth TD, Maertz N, Parr JA, Buckwalter K, Choplin RH. CT of the Hip Prosthesis: Appearance of Components, Fixation, and Complications. *Radiographics*. United States; 2012;32(4):1089–107.
  39. Greffier J, Fernandez A, Macri F, Freitag C, Metge L, Beregi J-PP. Which dose for what image? Iterative reconstruction for CT scan. *Diagn Interv Imaging* [Internet]. France; 2013 Nov;94(11):1117–21.
  40. Geyer LL, Schoepf J, Meinel FG, Nance JW, Bastarrika G, Leipsic JA, et al. State of the Art: Iterative CT reconstruction techniques1. *Radiology* [Internet]. United States; 2015 Aug [cited 2015 Dec 6];276(2):339–57. Available from: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiol.2015132766> \n<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26203706>
  41. Seibert JA. Iterative reconstruction: how it works, how to apply it. *Pediatr Radiol* [Internet]. United States; 2014 Oct;44 Suppl 3(3):431–9. Available from: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=edsgao&AN=edsgcl.385382809&lang=pt-br&site=eds-live&scope=site>
  42. Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Review Paper: Iterative reconstruction methods in X-ray CT. *Phys Medica* [Internet]. 2012 Apr 1;28:94–108. Available from: [10.1016/j.ejmp.2012.01.003](http://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2012.01.003)
  43. Willemink MJ, De Jong P, Leiner T, De Heer L, Nievelstein RAJ, Budde RPJ, et al. Iterative reconstruction techniques for computed tomography Part 1: Technical principles. *Eur Radiol* [Internet]. Netherlands; 2013 Jun;23(6):1623–31.
  44. Andersson KM, Nowik P, Persliden J, Thunberg P, Norrman E. Metal artefact reduction in CT imaging of hip prostheses - an evaluation of commercial techniques provided by four vendors. *Br J Radiol*. 2015;88(1052).

45. Bongers MN, Schabel C, Thomas C, Raupach R, Notohamiprodjo M, Nikolaou K, et al. Comparison and Combination of Dual-Energy - and Iterative-Based Metal Artefact Reduction on Hip Prosthesis and Dental Implants. Zeng L, editor. PLoS One [Internet]. 2015 Nov 24 [cited 2016 Jan 24];10(11):e0143584. doi:10.1371/journal.pone.0143584
46. Higashigaito K, Angst F, Runge VM, Alkadhi H, Donati OF. Metal Artifact Reduction in Pelvic Computed Tomography With Hip Prostheses Comparison of Virtual Monoenergetic Extrapolations From Dual-Energy Computed Tomography and an Iterative Metal Artifact Reduction Algorithm in a Phantom Study. Invest Radiol [Internet]. Switzerland; 2015 Dec [cited 2016 Jan 24];50(12):828–34.
47. Kotsenas AL, Michalak GJ, DeLone DR, Diehn FE, Grant K, Halaweish AF, et al. CT metal artifact reduction in the spine: Can an iterative reconstruction technique improve visualization? Am J Neuroradiol [Internet]. United States; 2015 Aug [cited 2016 Jan 24];36(11):2184–90.
48. Wuest W, May MS, Brand M, Bayerl N, Krauss A, Uder M, et al. Improved Image Quality in Head and Neck CT Using a 3D Iterative Approach to Reduce Metal Artifact. AJNR Am J Neuroradiol [Internet]. United States; 2015 Oct [cited 2016 Jan 24];36(10):1988–93.
49. Sampaio RMM. Systematic Review Studies: a Guide for Careful Synthesis of Scientific Evidence. Rev bras fisioter, São Carlos. 2007;11(1):77–82.
50. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. Radiographics [Internet]. 2004;24(6):1679–91. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15537976>  
[http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=artifacts in CT: regonition and avoidance](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=artifacts+in+CT:+reognition+and+avoidance)
51. Costa Santos CM, Matos Pimenta CA, Nobre MR. The PICO strategy for the research question construction and evidence search. Rev Lat Am Enfermagem. 2007;15(3):508–11.
52. Higgins JP, Green S. Manual Cochrane de Revisões Sistemáticas de Intervenções [Internet]. Manual Cochrane de Revisões Sistemáticas de Intervenções. 2012. Available from: [www.cochrane-handbook.org](http://www.cochrane-handbook.org)
53. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, Grp P. Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement (Reprinted from Annals of Internal Medicine). Phys Ther [Internet]. 2009;89(9):873–80.
54. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG. Academia and Clinic Annals of Internal Medicine Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: Annu Intern Med. 2009;151(4):264–9.

55. Higashigaito K, Angst F, Runge VM, Alkadhi H, Donati OF. Metal Artifact Reduction in Pelvic Computed Tomography With Hip Prostheses. *Invest Radiol* [Internet]. 2015;50(12):828-834. DOI: 10.1097/RLI.0000000000000191
56. Whiting PF, Rutjes AWS, Westwood ME, Mallet S, Deeks JJ, Reitsma JB, et al. Research and Reporting Methods Accuracy Studies. *Ann Intern Med*. 2011;155(4):529–36.
57. Gondim Teixeira PA, Meyer J-BB, Baumann C, Raymond A, Sirveau F, Coudane H, et al. Total hip prosthesis CT with single-energy projection-based metallic artifact reduction: Impact on the visualization of specific periprosthetic soft tissue structures. *Skeletal Radiol* [Internet]. France; 2014 Sep;43(9):1237–46.
58. Funama Y, Taguchi K, Utsunomiya D, Oda S, Hirata K, Yuki H, et al. A newly-developed metal artifact reduction algorithm improves the visibility of oral cavity lesions on 320-MDCT volume scans. *Phys Medica-European J Med Phys* [Internet]. 2015 Feb;31(1):66–71.
59. Jeong S, Kim SH, Hwang EJ, Shin C-I, Han JK, Choi BI. Usefulness of a metal artifact reduction algorithm for orthopedic implants in abdominal CT: phantom and clinical study results. *AJR Am J Roentgenol* [Internet]. United States; 2015 Feb;204(2):307–17.
60. Bamberg F, Dierks A, Nikolaou K, Reiser MF, Becker CR, Johnson TRC. Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic extrapolation. *Eur Radiol*. 2011;21(7):1424–9.
61. De Crop A, Casselman J, Van Hoof T, Dierens M, Vereecke E, Bossu N, et al. Analysis of metal artifact reduction tools for dental hardware in CT scans of the oral cavity: kVp, iterative reconstruction, dual-energy CT, metal artifact reduction software: does it make a difference? *Neuroradiology* [Internet]. Belgium; 2015 Aug [cited 2015 Dec 6];57(8):841–9.
62. Dong Y, Shi AJ, Wu JL, Wang RX, Sun LF, Liu AL, et al. Metal artifact reduction using virtual monochromatic images for patients with pedicle screws implants on CT. *Eur Spine J* [Internet]. 2015; Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26070548>
63. Meinel FG, Bischoff B, Zhang Q, Bamberg F, Reiser MF, Johnson TRC. Metal artifact reduction by dual-energy computed tomography using energetic extrapolation: a systematically optimized protocol. *Invest Radiol* [Internet]. 2012;47(7):406–14. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22659595>
64. Gupta A, Subhas N, Primak AN, Nittka M, Liu K. Metal Artifact Reduction: Standard

- and Advanced Magnetic Resonance and Computed Tomography Techniques. *Radiol Clin North Am* [Internet]. 2015 May;53(3):531–47. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.rcl.2014.12.005>
65. Verburg JM, Seco J. CT metal artifact reduction method correcting for beam hardening and missing projections. *Phys Med Biol* [Internet]. United States; 2012 May;57(9):2803–18.
  66. Morsbach F, Wurnig M, Kunz DM, Krauss A, Schmidt B, Kollias SS, et al. Metal artefact reduction from dental hardware in carotid CT angiography using iterative reconstructions. *Eur Radiol* [Internet]. Switzerland; 2013 Oct;23(10):2687–94. Available from: <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-84884819320&partnerID=40&md5=4740e02476dd3dca1ca8ab062eced568>
  67. Kahn J, Grupp U, Kaul D, Boning G, Lindner T, Streitparth F. Computed tomography in trauma patients using iterative reconstruction: reducing radiation exposure without loss of image quality. *Acta Radiol*. 2015 Apr;
  68. Bourne R. *Fundamentals of Digital Imaging in Medicine*. Springer; 2010.
  69. Håkansson M, Svensson S. VIEWDEX: an efficient and easy-to-use software for observer performance studies. *Radiat Prot Dosimetry* [Internet]. 2010;139(1):42–51. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20200105>
  70. Svalkvist A, Svensson S, Håkansson M, Båth M, Månsson LG. Viewdex: a Status Report. *Radiat Prot Dosimetry* [Internet]. 2016; Available from: <http://rpd.oxfordjournals.org/content/early/2016/01/27/rpd.ncv543.abstract>
  71. Fortin M-F. *Le processus de la recherche: de la conception à la réalisation*. Mont-Royal, Québec: Décarie Editeur; 1996.
  72. Cunha G, Rosário Martins M, Sousa R, Ferraz de Oliveira F. *Estatística aplicada às ciências e tecnologias da saúde*. Lidel - Edições Técnicas, Lda; 2007.
  73. Marôco J. *Análise Estatística com o SPSS Statistics*. Analise e Gestao da Informacao. LDA; 2011. 990 p.
  74. Paulo G. *Optimisation and Establishment of Diagnostic Reference Levels*. Universidade de Coimbra; 2015.
  75. Eng JM. *ROC Analysis: Web-based Calculator for ROC Curves* [Internet]. Johns Hopkins University. [cited 2016 Jun 24]. Available from: [www.jrocf.it.org](http://www.jrocf.it.org)
  76. Conover W. *Practical Nonparametric Statistics* [Internet]. 3ed. Editi. Wiley India Pvt. Limited; 2006. Available from: <https://books.google.pt/books?id=UBV2VwCxrMcC>
  77. Hogg P, Blakeley C, Buissink C. *Optimax 2015 - Multicultural team-based research in radiography, a holistic educational approach*. Groningen; 2015.

## ANEXOS



## Anexo I – QUADAS 2 – Análise das Referências incluídas na RS

## QUADAS-2

ID:

1

Author:

Subhas N.

Year:

2014

Reviewer:

Conjunta

### DOMAIN 1: PATIENT SELECTION

#### A. RISK OF BIAS

Describe methods of patient selection:

Amostra de conveniência retirada de um estudo clínico prospectivo (8 pacientes num total de 9 próteses, uma bilateral).

Was a consecutive or random sample of patients enrolled?

Yes

Was a case-control design avoided?

No

Did the study avoid inappropriate exclusions?:

Unclear

Could the selection of patients have introduced bias?

Risk of bias: Unclear

#### B. APPLICABILITY:

Describe included patients:

Apenas foram selecionados os pacientes sujeitos a Artroplastia Total do Ombro (anatômica ou invertida).

Do the included patients and setting match the question?

Concerns regarding applicability: Low

### DOMAIN 2: INDEX TEST

#### A. RISK OF BIAS

Describe the index test and how it was conducted and interpreted

Cinco radiologistas, especialistas em sistema musculoesquelético avaliaram as imagens reconstruídas com os diferentes algoritmos (4 imagens em cada avaliação), classificando-as de 1 a 4, sendo o 1 atribuído à imagem de melhor qualidade. As UH de algumas estruturas foram determinadas e comparadas entre os algoritmos, determinando a diferença entre a Retroprojeção Filtrada e os tipos de IMAR.

Were the index test results interpreted without knowledge of the results of the reference standard?

Unclear

If a threshold was used, was it pre-specified?

No

Could the conduct or interpretation of the index test have introduced bias?

Risk of bias: Low

#### B. APPLICABILITY:

Is there concern that the index test, its conduct, or interpretation differ from the review question

Concerns regarding applicability: Low

## QUADAS-2

ID:  Author:  Year:  Reviewer:

### DOMAIN 3: REFERENCE STANDARD

#### A. RISK OF BIAS

Describe the reference standard and how it was conducted and interpreted::

Reconstrução de imagem com recurso à Retroprojeção Filtrada

Is the reference standard likely to correctly classify the target condition?

Were the reference standard results interpreted without knowledge of the results of the index test?

Could the reference standard, its conduct, or its interpretation have introduced bias?

Risk of bias:

#### B. APPLICABILITY:

Is there concern that the target condition as defined by the reference standard does not match the review question?

Concerns regarding applicability:

### DOMAIN 4: FLOW AND TIMING

#### A. RISK OF BIAS

Describe any patients who did not receive the index test(s) and or reference standard or who were excluded from the 2x2 table (refer to flow diagram):

A ausência de cirurgia para Artroplastia Total do Ombro foi condição de exclusão do estudo.

Describe the time interval and any interventions between index test(s) and reference standard:

Todas as imagens foram adquiridas com recurso a um protocolo institucional e a reconstrução realizou-se de forma offline, numa estação de trabalho própria, com recurso à RPF e três tipos de iMAR.

Was there an appropriate interval between index test and reference standard?

Did all patients receive a reference standard?

Did patients receive the same reference standard?

Were all patients included in the analysis?

Could the patient flow have introduced bias?

## QUADAS-2

ID:  Author:  Year:  Reviewer:

### DOMAIN 1: PATIENT SELECTION

#### A. RISK OF BIAS

Describe methods of patient selection:

Pacientes sujeitos a instrumentação posterior da coluna e avaliação pós-operatória por TC, entre Julho de 2012 e Agosto de 2013, foram incluídos (68 no total). Trata-se de um estudo retrospectivo. Os critérios de inclusão encontram-se bem definidos.

Was a consecutive or random sample of patients enrolled?

Was a case-control design avoided?

Did the study avoid inappropriate exclusions?:

Could the selection of patients have introduced bias? Risk of bias:

#### B. APPLICABILITY:

Describe included patients:

- 1 - Instrumentação da Coluna Vertebral
- 2 - TC sem contraste da área intervencionada
- 3 - TC de 128 cortes (sempre o mesmo equipamento na aquisição)
- 4 - Arquivo das imagens.

Do the included patients and setting match the question? Concerns regarding applicability:

### DOMAIN 2: INDEX TEST

#### A. RISK OF BIAS

Describe the index test and how it was conducted and interpreted

Imagens reconstruídas por técnicos de Radiologia com experiência, estando os parâmetros de reconstrução bem definidos (RPF vs. iMAR, com algoritmo de coluna). Todo o volume de dados adquirido foi depois reconstruído, garantindo que todos os objectos que pudessem criar artefactos estavam incluídos.

As imagens foram analisadas em estações próprias, com recurso a dois Neurorradiologistas experientes. Todas as imagens foram analisadas, lado a lado (o mesmo plano e os dois algoritmos diferentes), com foco na visualização das estruturas anatómicas mais importantes e quantificação da importância dos artefactos. No primeiro caso foi aplicada uma escla de likert (0 - estruturas sem visualização; 5 - estrutura anatómica visível com confiança no diagnóstico) e no segundo caso mediu-se a extensão do artefacto em ambas as imagens (valores positivos - mais valia; valores negativos - degradação da imagem) e a recomendação para uso clínico (os dois avaliadores definiram o impacto da reconstrução do ponto de vista clínico).

Were the index test results interpreted without knowledge of the results of the reference standard?

If a threshold was used, was it pre-specified?

Could the conduct or interpretation of the index test have introduced bias? Risk of bias:

#### B. APPLICABILITY:

Is there concern that the index test, its conduct, or interpretation differ from the review question? Concerns regarding applicability:

## QUADAS-2

ID:  Author:  Year:  Reviewer:

### DOMAIN 3: REFERENCE STANDARD

#### A. RISK OF BIAS

Describe the reference standard and how it was conducted and interpreted::

Reconstrução de imagem com recurso à retroprojeção filtrada.

Is the reference standard likely to correctly classify the target condition?

Were the reference standard results interpreted without knowledge of the results of the index test?

Could the reference standard, its conduct, or its interpretation have introduced bias?

Risk of bias:

#### B. APPLICABILITY:

Is there concern that the target condition as defined by the reference standard does not match the review question?

Concerns regarding applicability:

### DOMAIN 4: FLOW AND TIMING

#### A. RISK OF BIAS

Describe any patients who did not receive the index test(s) and or reference standard or who were excluded from the 2x2 table (refer to flow diagram):

Os critérios de inclusão foram apresentados e todos os pacientes que no intervalo de tempo determinado não os cumpriam foram excluídos.

Describe the time interval and any interventions between index test(s) and reference standard:

O intervalo de tempo não é referenciado. Todas as aquisições foram reconstruídas com os dois algoritmos diferentes pelo mesmo especialista.

Was there an appropriate interval between index test and reference standard?

Did all patients receive a reference standard?

Did patients receive the same reference standard?

Were all patients included in the analysis?

Could the patient flow have introduced bias?

## QUADAS-2

ID:  Author:  Year:  Reviewer:

### DOMAIN 1: PATIENT SELECTION

#### A. RISK OF BIAS

Describe methods of patient selection:

Estudo retrospectivo que incluiu uma amostra consecutiva de doentes oncológicos sujeitos a TC de corpo inteiro no follow-up das suas patologias (46). O acesso às imagens foi realizado sem que fosse possível ter acesso à identificação dos pacientes. Nenhuma TC foi realizada de propósito para possibilitar a inclusão no estudo! Os critérios de inclusão foram bem definidos (realização de TC cranial ou pélvica e existência de amálgamas dentárias ou próteses de anca).

Was a consecutive or random sample of patients enrolled?

Was a case-control design avoided?

Did the study avoid inappropriate exclusions?:

Could the selection of patients have introduced bias? Risk of bias:

#### B. APPLICABILITY:

Describe included patients:

Dados demográficos apresentados (género, idade, tipo de exame, número e localização dos metais em estudo).  
Dados imagiológicos apresentados (DLP, CTDI...)

Do the included patients and setting match the question? Concerns regarding applicability:

### DOMAIN 2: INDEX TEST

#### A. RISK OF BIAS

Describe the index test and how it was conducted and interpreted

Protocolo de aquisição de imagem explícito.

Protocolo de Reconstrução apresentado:

- 1 - Reconstruções DE com e sem iMAR - 120 kV Standard
- 2 - Reconstruções DE Monoenergéticas com e sem iMAR - 130 keV

Análise qualitativa realizada por dois radiologistas experientes através de um score determinado por uma escala tipo likert. Os artefactos eram classificados de 0 a 4 (0 - inexistência e 4 - artefactos severos) e o impacto no diagnóstico devido aos artefactos foi avaliado nos tecidos imediatamente adjacentes aos implantes e nos tecidos distantes (0 - imagens diagnósticas e 4 - imagens não diagnósticas) .

Análise quantitativa realizada com recurso ao Matlab. Criação de um ROI no osso que circundasse o metal em cinco cortes representativos em cada um dos tipos de reconstrução. Extração dos valores de atenuação para cada píxel do ROI. Para quantificação das alterações de densidade foi aplicada a Transformada de Fourier discreta. O espectro resultante evidencia os artefactos como elevadas amplitudes a baixas frequências e o ruído de imagem a elevadas frequências.

Como comparador foi medido o ruído de imagem num corte sem artefactos, medindo o desvio padrão num ROI colocado nos tecidos moles.

Were the index test results interpreted without knowledge of the results of the reference standard?

## QUADAS-2

ID:  Author:  Year:  Reviewer:

If a threshold was used, was it pre-specified?

Could the conduct or interpretation of the index test have introduced bias? Risk of bias:

### B. APPLICABILITY:

Is there concern that the index test, its conduct, or interpretation differ from the review question? Concerns regarding applicability:

## DOMAIN 3: REFERENCE STANDARD

### A. RISK OF BIAS

Describe the reference standard and how it was conducted and interpreted::

O referencial é a reconstrução DE sem algoritmo de redução de metais, embora não seja explícito o tipo de reconstrução (Retroprojeção Filtrada).

Is the reference standard likely to correctly classify the target condition?

Were the reference standard results interpreted without knowledge of the results of the index test?

Could the reference standard, its conduct, or its interpretation have introduced bias? Risk of bias:

### B. APPLICABILITY:

Is there concern that the target condition as defined by the reference standard does not match the review question? Concerns regarding applicability:

## DOMAIN 4: FLOW AND TIMING

### A. RISK OF BIAS

Describe any patients who did not receive the index test(s) and or reference standard or who were excluded from the 2x2 table (refer to flow diagram):

Critérios de inclusão explícitos, pelo que todos os pacientes que não os cumprissem eram excluídos.

Describe the time interval and any interventions between index test(s) and reference standard:

Intervalo de tempo não referido. Todas as reconstruções foram realizadas tendo por base o raw data selecionado retrospectivamente.

Was there an appropriate interval between index test and reference standard?

Did all patients receive a reference standard?

Did patients receive the same reference standard?

Were all patients included in the analysis?

Could the patient flow have introduced bias?

## QUADAS-2

ID:  Author:  Year:  Reviewer:

### DOMAIN 1: PATIENT SELECTION

#### A. RISK OF BIAS

Describe methods of patient selection:

Utilização de um fantoma simulando a pelvis humana (modelo comercial - Electron Density Phantom 062M).

Was a consecutive or random sample of patients enrolled?

Was a case-control design avoided?

Did the study avoid inappropriate exclusions?:

Could the selection of patients have introduced bias?

Risk of bias:

#### B. APPLICABILITY:

Describe included patients:

A aquisição de imagem foi realizada com 5 diferentes configurações (sem inserção de metais - referência; uma inserção de aço; uma inserção de titanium; duas inserções de aço; e duas inserções de titanium).

Do the included patients and setting match the question?

Concerns regarding applicability:

### DOMAIN 2: INDEX TEST

#### A. RISK OF BIAS

Describe the index test and how it was conducted and interpreted

Aquisição de imagem em SE e depois em DE. Protocolos bem descritos.

Imagens alvo de análise quantitativa e qualitativa.

Quantitativa: 2 radiologistas independentes mediram o ruído de imagem com 4 ROI colocados em posições bem definidas. Todas as medições foram repetidas em 3 cortes previamente seleccionados. Para cada imagem foi também calculado o Perfil de Intensidade de Sinal com recurso ao software ViSi (Siemens).

Quantitativa: Os mesmos 2 radiologistas classificaram a qualidade de imagem nos ROI previamente desenhados. Cada um foi avaliado com recurso a uma escala de likert (0 - não diagnóstica, muitos artefactos; 4 - sem artefactos, imagem de qualidade).

Were the index test results interpreted without knowledge of the results of the reference standard?

If a threshold was used, was it pre-specified?

Could the conduct or interpretation of the index test have introduced bias?

Risk of bias:

#### B. APPLICABILITY:

Is there concern that the index test, its conduct, or interpretation differ from the review question

Concerns regarding applicability:

## QUADAS-2

ID:

4

Author:

Higashigaito K

Year: 2015

Reviewer:

Conjunta

### DOMAIN 3: REFERENCE STANDARD

#### A. RISK OF BIAS

Describe the reference standard and how it was conducted and interpreted::

O referencial está bem descrito. A aquisição sem qualquer tipo de metal e reconstrução iterativa com recurso ao algoritmo ADMIRE (última geração - Siemens). Todos as outras combinações do fantoma foram reconstruídas:

- 1 - com o mesmo algoritmo do referencial (ADMIRE nível 3, sem MAR);
- 2 - com iMAR (recurso ao raw data SE);
- 3 - como raw data DE e extrapolação virtual monoenergética.

Is the reference standard likely to correctly classify the target condition?

Yes

Were the reference standard results interpreted without knowledge of the results of the index test?

Yes

Could the reference standard, its conduct, or its interpretation have introduced bias?

Risk of bias: Low

#### B. APPLICABILITY:

Is there concern that the target condition as defined by the reference standard does not match the review question?

Concerns regarding applicability: Low

### DOMAIN 4: FLOW AND TIMING

#### A. RISK OF BIAS

Describe any patients who did not receive the index test(s) and or reference standard or who were excluded from the 2x2 table (refer to flow diagram):

Não se aplica.

Describe the time interval and any interventions between index test(s) and reference standard:

Não há referência. Todas as reconstruções foram realizadas tendo por base o raw data adquirido com recurso ao fantoma.

Was there an appropriate interval between index test and reference standard?

Yes

Did all patients receive a reference standard?

Yes

Did patients receive the same reference standard?

Yes

Were all patients included in the analysis?

No

Could the patient flow have introduced bias?

Low

## QUADAS-2

ID:  Author:  Year:  Reviewer:

### DOMAIN 1: PATIENT SELECTION

#### A. RISK OF BIAS

Describe methods of patient selection:

Durante um ano (2013) todos os pacientes que realizaram TC do pescoço foram incluídos. Apenas os que respeitavam todos os critérios de inclusão foram considerados (sem contra-indicação para contraste, sem artefactos de movimento e com alterações na imagem causadas pela presença de metais - 50 pacientes - 455 imagens).

Was a consecutive or random sample of patients enrolled?

Was a case-control design avoided?

Did the study avoid inappropriate exclusions?:

Could the selection of patients have introduced bias?

Risk of bias:

#### B. APPLICABILITY:

Describe included patients:

Dados epidemiológicos apresentados.

Do the included patients and setting match the question?

Concerns regarding applicability:

### DOMAIN 2: INDEX TEST

#### A. RISK OF BIAS

Describe the index test and how it was conducted and interpreted

Aquisição de imagem com recurso a um protocolo bem definido e apresentado (TC Multicorte 128 Siemens).  
Reconstrução do raw data com RPF, LIMAR e iMAR.  
Avaliação quantitativa: colocação de ROI em estruturas previamente seleccionadas e medição do desvio-padrão para determinação da existência de artefactos.  
Avaliação qualitativa: recurso à escala de likert para classificação da qualidade de imagem (1 - artefactos severos, não diagnóstica e 5 - sem artefactos, excelente qualidade).  
A avaliação foi realizada visualizando as imagens lado a lado, de forma aleatória e sem qualquer informação. Não está definido quem avalia as imagens!!!

Were the index test results interpreted without knowledge of the results of the reference standard?

If a threshold was used, was it pre-specified?

Could the conduct or interpretation of the index test have introduced bias?

Risk of bias:

#### B. APPLICABILITY:

Is there concern that the index test, its conduct, or interpretation differ from the review question

Concerns regarding applicability:

## QUADAS-2

ID:

5

Author:

Wuest W.

Year:

2015

Reviewer:

Conjunta

### DOMAIN 3: REFERENCE STANDARD

#### A. RISK OF BIAS

Describe the reference standard and how it was conducted and interpreted::

A reconstrução com recurso ao iMAR é comparada à retroprojeção filtrada e ao LIMAR (algoritmo precursor).

Is the reference standard likely to correctly classify the target condition?

Yes

Were the reference standard results interpreted without knowledge of the results of the index test?

Yes

Could the reference standard, its conduct, or its interpretation have introduced bias?

Risk of bias:

Low

#### B. APPLICABILITY:

Is there concern that the target condition as defined by the reference standard does not match the review question?

Concerns regarding applicability:

Low

### DOMAIN 4: FLOW AND TIMING

#### A. RISK OF BIAS

Describe any patients who did not receive the index test(s) and or reference standard or who were excluded from the 2x2 table (refer to flow diagram):

Apenas as imagens com artefactos foram consideradas no estudo.

Describe the time interval and any interventions between index test(s) and reference standard:

Reconstrução de imagem com os diferentes algoritmos realizada ao mesmo tempo.

Was there an appropriate interval between index test and reference standard?

Yes

Did all patients receive a reference standard?

Yes

Did patients receive the same reference standard?

Yes

Were all patients included in the analysis?

No

Could the patient flow have introduced bias?

Low



## Anexo II – Documentos de Aprovação da Componente Empírica

 INSTITUTO PORTUGUÊS DE ONCOLOGIA DE LISBOA FRANCISCO GENTIL, EPE Unidade de Investigação Clínica IPOLFG, EPE	<b>Parecer do Conselho de investigação</b>	<b>UIC</b>
	INSTITUTO PORTUGUÊS DE ONCOLOGIA DE LISBOA FRANCISCO GENTIL, EPE Unidade de Investigação Clínica	

**Tipo de Projecto:** Ensaio Clínico       Estudo Observacional   
 Investigação Básica       Estudo Laboratorial

**Título:** Impacto da reconstrução interativa de imagem em TC osteoarticular para avaliação de material ortopédico – software IMAR – UIC/1024

**Promotor/ Entidade financiadora:** IPO e Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa

**Investigador Responsável:** Fábjo Nogueira

**Serviços participantes:** Radiologia

**PARECER DO CONSELHO DE INVESTIGAÇÃO:**

O presente projecto pretende avaliar o impacto da reconstrução interativa de imagem em TC osteoarticular para avaliação de material ortopédico utilizando o software IMAR. Trata-se de um estudo pertinente já que a impossibilidade de realizar estudos de RM em vários destes doentes, torna a TC a única alternativa válida. É realmente relevante o número de exames de TC osteoarticular com material protésico o que torna pertinente a redução dos artefactos associados. O estudo está bem desenhado e cumpre as normas requeridas para um estudo deste tipo podendo ajudar a validar o software IMAR no objetivo proposto de reduzir os artefactos induzidos em TC devido à presença de próteses metálicas.

**Data:** 05-05-2018

**Assinatura:**

*Paulo*

Pelo Conselho de Investigação

 <p>IPOLFG, EPE</p>	<b>Apreciação e Votação de Parecer</b>	<b>CE</b>
	INSTITUTO PORTUGUÊS DE ONCOLOGIA DE LISBOA FRANCISCO GENTIL, EPE Comissão de Ética	

### Apreciação do Parecer

**Data da Reunião: 05-05-2016**

**Título do Projecto:** "Impacto da Reconstrução interariva de imagem em tomografia computadorizada osteoarticular para avaliação de material ortopédico – Análise da qualidade de imagem com recursos ao software iMAR" – UIC/1024

A Comissão de Ética para a Saúde (CES) do Instituto Português de Oncologia de Lisboa Francisco Gentil, EPE, em reunião realizada nesta data, apreciou a fundamentação do perito relator sobre o pedido de parecer sobre o projecto de investigação acima identificado.

O processo foi votado pelos membros da CES presentes:

Presidente – Dra Filomena Pereira

Dra Cristina Nave, Dra Manuela Paiva, Dra Susana Rodrigues, Enf. Maria Manuel Pinto

**Resultado da Votação:**

Parecer: Favorável (em anexo parecer do perito)

Data : 06-05-2016

Presidente da Comissão de Ética para a Saúde  
do IPOLFG-EPE

  
 Dra Filomena Pereira

Recebido em 18/05/2016  
 C. Costa

142450



INSTITUTO PORTUGUÊS DE ONCOLOGIA DE LISBOA  
FRANCISCO GENTIL, E.P.E.

Unidade de Investigação Clínica

NOTA DE SERVIÇO

De: Unidade de Investigação Clínica

Data: 18/05/2016

Para: Dr. João Oliveira  
Vogal do Conselho de Administração

N.º : 81/2016

**ASSUNTO:** Projecto de Investigação intitulado "Impacto da reconstrução iterativa de imagem em Tomografia Computorizada osteoarticular para avaliação de material ortopédico – Análise da qualidade de imagem com recurso ao software IMAR" – UIC/1024. Investigador principal: Dr. Fábio Nogueira.

Obtidos os pareceres favoráveis necessários (Conselho de Investigação e Comissão de Ética), junto envio para autorização final o estudo mencionado em epígrafe.

Com os melhores cumprimentos,

Conceição Costa  
Unidade de Investigação Clínica

Nada o fora, desde  
que não determine  
utilização do aparelho  
de TAC que comprometa  
a atividade do serviço,  
o que está sob avaliação  
pelo respetivo directo,  
de já venho a  
JOÃO OLIVEIRA

JOÃO OLIVEIRA  
Director Clínico

18/5/16

Anexo III – Análise objetiva da qualidade de imagem

– Imagens ilustrativas da colocação dos ROI's –

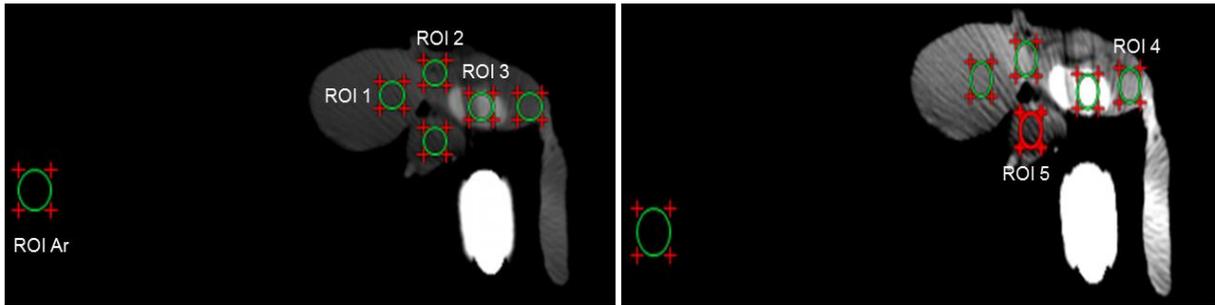


Figura 17 – Colocação dos ROI's na primeira porção do fantoma analisada.

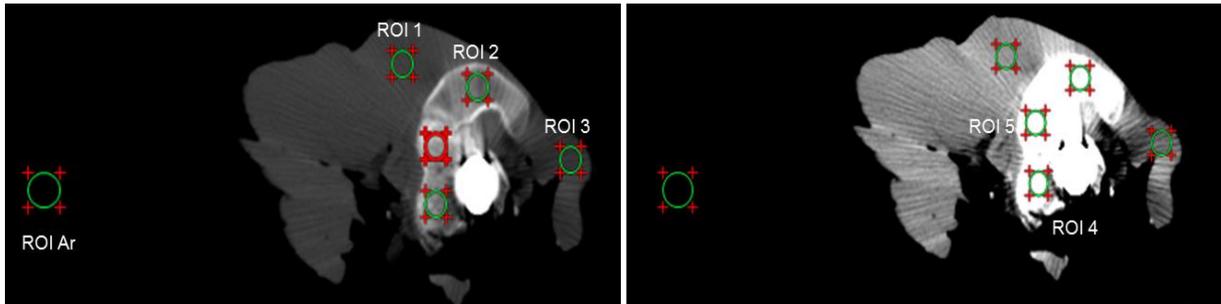


Figura 18 – Colocação dos ROI's na segunda porção do fantoma analisada.

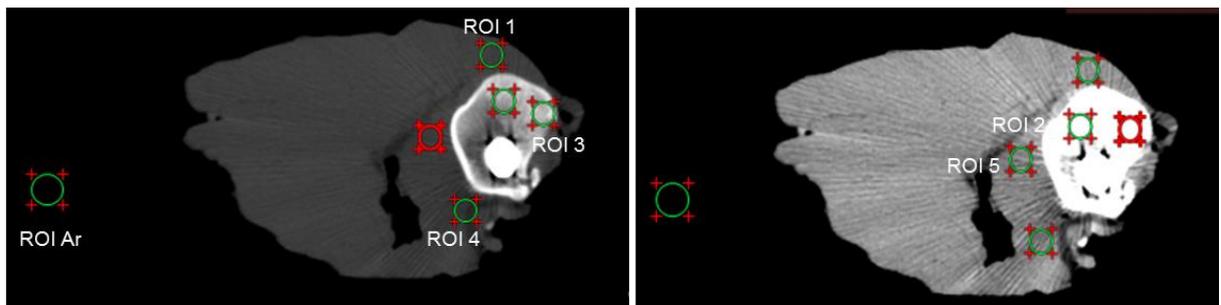


Figura 19 – Colocação dos ROI's na terceira porção do fantoma analisada.

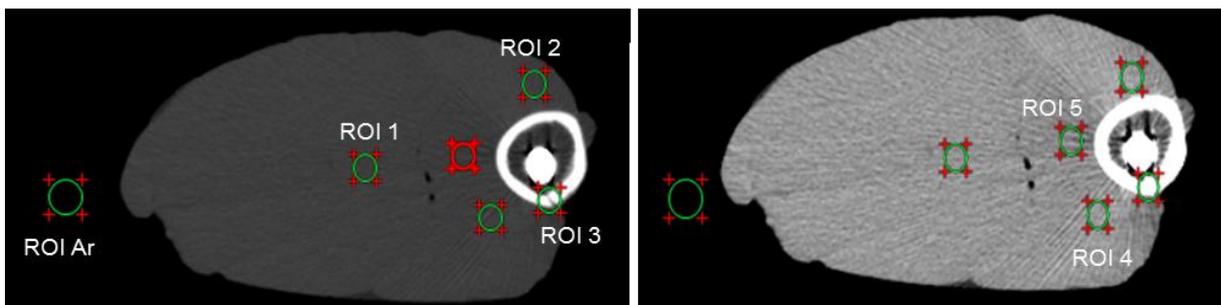


Figura 20 – Colocação dos ROI's na quarta porção do fantoma analisada.

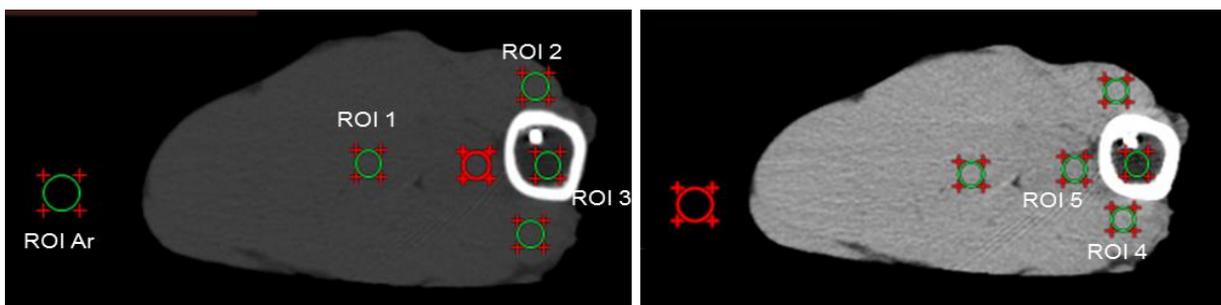


Figura 21 – Colocação dos ROI's na primeira porção do fantoma analisada.

