

Universidade de Brasília – UnB  
Campus Gama – FGA  
Engenharia Eletrônica

**Análise do impacto de ruídos por inserção de módulo de  
aquisição de tomografia por emissão de pósitrons (PET)  
sobre o imageamento por ressonância magnética (MRI)  
em equipamentos PET/MRI**

**Mateus José Gonsalves Dias**

Orientador: Dr. PROF. DR. CRISTIANO JACQUES MIOSSO



**UnB – Universidade de Brasília**

**FGA – Faculdade Gama**

**Engenharia Eletrônica**

**Análise do impacto de ruídos por inserção de módulo de  
aquisição de tomografia por emissão de pósitrons (PET) sobre o  
imageamento por ressonância magnética (MRI) em  
equipamentos PET/MRI**

**Mateus José Gonsalves Dias**

**Orientador: Prof. Dr. Cristiano Jacques Miosso**

**Trabalho de Conclusão de Curso  
Engenharia Eletrônica**

**Brasília/DF, Dezembro de 2023**

UnB – Universidade de Brasília  
FGA – Faculdade Gama  
Engenharia Eletrônica

Análise do impacto de ruídos por inserção de módulo de aquisição de tomografia por emissão de pósitrons (PET) sobre o imageamento por ressonância magnética (MRI) em equipamentos PET/MRI

Mateus José Gonsalves Dias

Trabalho de Conclusão de Curso submetido à Faculdade UnB Gama da Universidade de Brasília, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de bacharel em engenharia eletrônica

Aprovada por:

---

Prof. Dr. Cristiano Jacques Miosso

(Orientador)

---

Prof. Dr. Diogo Caetano Garcia

---

Prof. Dr. Ronni Geraldo Gomes de Amorim

## Ficha Catalográfica

DIAS, MATEUS

Análise do impacto de ruídos por inserção de módulo de aquisição de tomografia por emissão de pósitrons (PET) sobre o imageamento por ressonância magnética (MRI) em equipamentos PET/MRI,

[Distrito Federal], 2023.

57p., 210 × 297 mm (FGA/UnB Gama, Bacharelado em Engenharia Eletrônica, 2023).

Trabalho de Conclusão de Curso, Faculdade UnB Gama, Engenharia Eletrônica

- |                          |  |
|--------------------------|--|
| 1. Imageamento           | 2. Ruído                               |
| 3. Ressonância Magnética | 4. Tomografia por emissão de pósitrons |
| I. FGA UnB/UnB.          |  |

## Referência

DIAS, MATEUS (2023). Análise do impacto de ruídos por inserção de módulo de aquisição de tomografia por emissão de pósitrons (PET) sobre o imageamento por ressonância magnética (MRI) em equipamentos PET/MRI. Trabalho de Conclusão de Curso, Engenharia Eletrônica, Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 57p.

## Cessão de Direitos

AUTOR: Mateus José Gonsalves Dias

TÍTULO: Análise do impacto de ruídos por inserção de módulo de aquisição de tomografia por emissão de pósitrons (PET) sobre o imageamento por ressonância magnética (MRI) em equipamentos PET/MRI

GRAU: Bacharel em Engenharia Eletrônica

ANO: 2023

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta monografia de conclusão de curso e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta monografia pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.



## Agradecimentos

Gostaria de expressar minha profunda gratidão aos meus pais, Débora e Rogério, cujo apoio incansável e esforço constante foram fundamentais em toda a minha vida. A paciência e o suporte que me proporcionaram foram essenciais para as condições ideais nos meus estudos.

Também desejo agradecer aos demais membros da minha família, cujo apoio e presença foram essenciais em toda essa trajetória de formação. Em especial, gostaria de citar meus tios Rocha, Deilma e Karla. Além disso, não posso deixar de homenagear minhas falecidas avós, Dona Maria e Dona Lourdes, que, apesar de não presenciarem esta conclusão da minha jornada acadêmica, tiveram um papel indescritível em minha vida. Tenho certeza de que estariam orgulhosas ao saber que serei o primeiro graduado em uma universidade federal da nossa família.

É imprescindível reconhecer e agradecer o professor Dr. Cristiano Miosso pela orientação dedicada e pela paciência durante a elaboração deste trabalho. Seu conhecimento, *feedbacks* e orientações enriqueceram não apenas o texto, mas também ampliaram meu conhecimento acadêmico de maneira significativa. Gostaria, igualmente, de expressar minha gratidão aos professores Dr. Diogo Caetano e Dr. Ronni Amorim por sua participação na banca avaliadora e pelos *feedbacks* valiosos que contribuíram consideravelmente para o aprimoramento do meu estudo.

Agradeço imensamente a todos os amigos que estiveram comigo nesta jornada, cujo apoio intelectual e motivacional foram vitais para o desenvolvimento deste trabalho, tornando o ambiente na UnB mais leve e enriquecedor.

Por último, mas não menos importante, expresso minha gratidão à Universidade de Brasília, aos servidores e professores que, de maneira constante, acompanharam e contribuíram para esta jornada de graduação no curso de Engenharia Eletrônica.

## Resumo

Em diferentes cenários da medicina e da engenharia, a aquisição de duas imagens de modalidades diferentes simultaneamente possui grande interesse, por permitir avaliar aspectos diferentes de um mesmo fenômeno, como características fisiológicas e anatômicas em detalhes. Contudo a realização de dois exames de imagem em paralelo era de grande complexidade na medicina, física e engenharia. A pesquisa e o desenvolvimento de técnicas híbridas de imageamento possibilitou a junção entre a Ressonância Magnética (MRI) e a Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET). Existem algumas possibilidades para a integração PET/MRI, como é o caso do método de inserção de PET em equipamentos de MRI. Este método possui algumas dificuldades, como é o caso dos ruídos mútuos entre os equipamentos utilizados nas duas modalidades de imageamento médico.

Este estudo busca quantificar e analisar os impactos do ruído gerado por inserções de PET/MRI sobre a reconstrução de imagens de MRI, utilizando diferentes cenários de imageamento. Para realizar a análise, foram obtidos dados da densidade espectral de potência do ruído causado por uma inserção específica de PET/MRI chamada *Hyperion II<sup>D</sup>*, que foram utilizados para gerar ruído com uma relação sinal-ruído (SNR) que retrate o ruído original. Além disso, foram coletados dados de uma imagem real do MRI por meio de diferentes amostragens com trajetórias espirais e radiais.

Imagens foram reconstruídas com os dados amostrados, com e sem a adição do ruído, e utilizando dois métodos distintos: Reconstrução por Energia Mínima (REM) e *Compressive Sensing* (CS). Em seguida, as imagens reconstruídas foram submetidas a análises quantitativas, por meio da SNR, e qualitativas, através da avaliação visual.

Os resultados do estudo realizado indicaram que fora da presença de ruído, as reconstruções por CS foram mais efetivas que as por REM na maioria das imagens geradas, chegando à uma diferença máxima de SNR de 22 decibéis (dB) em trajetórias espirais, e de 39 dB em trajetórias radiais.

Após a contaminação por ruído, o cenário de efetividade de CS se inverteu, foi possível identificar que dentre os cenários estudados, o método de REM foi mais efetivo. Os valores de SNR de ambos os métodos em ambas as trajetórias ficaram saturados entre 7,5 dB e 9,3 dB. Porém o método de REM se apresenta com valores de SNR levemente melhores em comparação com o método de CS. Em suma, a presença do ruído gera granulações nas imagens, seria necessário um estudo para que médicos especializados em imagiologia possam avaliar a qualidade das imagens do ponto de vista da medicina diagnóstica.

Ao final, o estudo apontou indícios de que a presença de ruído de inserções de PET/MRI pode modificar o panorama dos métodos mais eficazes na reconstrução de imagens de MRI. Talvez, na presença de ruído, seja mais vantajoso empregar métodos de reconstrução mais ortodoxos, enquanto se avança nas investigações das abordagens mais sofisticadas, para que sejam capazes de lidar de maneira mais eficiente com ruídos semelhantes ao do *Hyperion II<sup>D</sup>*.

## Abstract

In different scenarios in medicine and engineering, the simultaneous acquisition of two images from different modalities holds significant interest, as it allows assessing different aspects of the same phenomenon, such as physiological and anatomical details. However, performing two imaging exams in parallel was highly complex in medicine, physics, and engineering. Research and the development of hybrid imaging techniques enabled the fusion between Magnetic Resonance Imaging (MRI) and Positron Emission Tomography (PET). There are various possibilities for PET/MRI integration, such as the method involving the insertion of PET into MRI equipment. This method encounters challenges, including mutual noise between the equipment used in both medical imaging modalities.

This study aims to quantify and analyze the impacts of noise generated by PET/MRI insertions on MRI image reconstruction, using different imaging scenarios. To conduct analysis, data on the power spectral density of the noise caused by a specific PET/MRI insertion named *Hyperion II<sup>D</sup>* were obtained. These data were utilized to generate noise with a signal-to-noise ratio (SNR) that mirrors the original noise. Additionally, real MRI image data were collected using different sampling techniques with spiral and radial trajectories.

Images were reconstructed using sampled data, with and without the addition of noise, employing two distinct methods: Minimum Energy Reconstruction (REM) and Compressive Sensing (CS). Subsequently, the reconstructed images underwent quantitative analysis via SNR and qualitative assessment through visual evaluation.

The study's results indicated that without noise, CS reconstructions were more effective than REM in most generated images, reaching a maximum SNR difference of 22 decibels (dB) in spiral trajectories and 39 dB in radial trajectories.

After noise contamination, the effectiveness scenario of CS reversed, revealing that among the studied scenarios, the REM method was more effective. The SNR values of both methods in both trajectories ranged from 7.5 dB to 9.3 dB. However, REM showed slightly better SNR values compared to CS. In summary, noise presence led to granularity in images, necessitating further studies for radiologists to assess image quality from a diagnostic medicine perspective.

Ultimately, the study suggested indications that noise from PET/MRI insertions may alter the landscape of the most effective methods in MRI image reconstruction. Perhaps, in the presence of noise, it might be advantageous to employ more orthodox reconstruction methods while advancing investigations into more sophisticated approaches to efficiently handle noise akin to *Hyperion II<sup>D</sup>*.

## Sumário

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>1</b>
1.1	Os impactos e desafios das tecnologias híbridas de imagem médica . . . . .	1
1.2	Definição do Problema Científico e Proposta de Pesquisa . . . . .	4
1.3	Objetivos . . . . .	4
1.3.1	Objetivo Geral . . . . .	4
1.3.2	Objetivos Específicos . . . . .	4
1.4	Estrutura do texto . . . . .	5
<b>2</b>	<b>Fundamentação teórica e Estado da Arte</b>	<b>6</b>
2.1	Tomografia por emissão de pósitrons . . . . .	6
2.1.1	Conceitos físicos e teóricos do PET . . . . .	6
2.2	Ressonância Magnética . . . . .	8
2.2.1	Conceitos físicos e teóricos do MRI . . . . .	8
2.3	Espaço- $k$ e imageamento . . . . .	14
2.3.1	Espaço- $k$ . . . . .	15
2.3.2	Formação de imagens de MRI . . . . .	17
2.3.3	Reconstrução por Energia Mínima (REM) . . . . .	18
2.3.4	<i>Compressive Sensing</i> (CS) . . . . .	18
2.4	PET/MRI . . . . .	22

2.4.1	Exame de PET/MRI . . . . .	22
2.5	A influência da inserção de PET sobre MRI . . . . .	23
2.5.1	Resultados do <i>Hyperion II<sup>D</sup></i> . . . . .	24
<b>3</b>	<b>Materiais e Métodos</b>	<b>25</b>
3.1	Dados de MRI . . . . .	25
3.1.1	Amostras em TEFAK . . . . .	26
3.1.2	Amostras em TRFAK . . . . .	26
3.2	Comparação entre reconstrução por REM e por CS . . . . .	26
3.3	Dados do <i>Hyperion II<sup>D</sup></i> . . . . .	27
3.4	Contaminação dos dados de MRI . . . . .	30
3.5	Reconstrução das imagens . . . . .	31
<b>4</b>	<b>Resultados e Discussões</b>	<b>33</b>
4.1	Número de amostras em TEFAK . . . . .	33
4.2	Número de amostras em TRFAK . . . . .	34
4.3	SNR de imagens sem o ruído do <i>Hyperion II<sup>D</sup></i> . . . . .	35
4.3.1	SNR com TEFAK . . . . .	35
4.3.2	SNR com TRFAK . . . . .	36
4.4	SNR de imagens com o ruído do <i>Hyperion II<sup>D</sup></i> . . . . .	39
4.4.1	SNR com TEFAK . . . . .	40
4.4.2	SNR com TRFAK . . . . .	40
4.5	Imagens sem o ruído do <i>Hyperion II<sup>D</sup></i> . . . . .	42
4.5.1	Imagens amostradas com TEFAK . . . . .	42
4.5.2	Imagens amostradas com TRFAK . . . . .	43

4.6	Imagens com o ruído do <i>Hyperion II<sup>D</sup></i> . . . . .	47
4.6.1	Imagens amostradas com TEFK . . . . .	47
4.6.2	Imagens amostradas com TRFK . . . . .	47
4.7	Comparação dos resultados obtidos . . . . .	51
4.7.1	Análise de SNR . . . . .	51
4.7.2	Análise das imagens . . . . .	52
<b>5</b>	<b>Conclusão</b>	<b>53</b>

## Lista de Tabelas

1.1	Aplicações, pontos relevantes, avanços, evidências e desafios da tecnologia PET/MRI . . . . .	3
2.1	Valor de razão giromagnética para alguns núcleos . . . . .	11
2.2	Tempos aproximados de $T_1$ e $T_2$ para alguns tecidos do corpo humano . .	14

## Lista de Figuras

1.1	Comparativo entre as modalidades PET, MRI e PET/MRI . . . . .	2
2.1	Ilustração de um decaimento de um átomo de flúor, e o posterior evento de aniquilação . . . . .	7
2.2	Ilustração do próton, que se assemelha a um pequeno ímã . . . . .	9
2.3	Alinhamento dos prótons de hidrogênio em relação ao campo magnético $\mathbf{B}$	10
2.4	Efeito dos pulsos de RF de $90^\circ$ e $180^\circ$ no vetor de magnetização $M_0$ . . .	12
2.5	Ilustração da geração do SIL por parte do vetor de magnetização $\mathbf{M}$ . .	13
2.6	Exemplo das contribuições de baixa e alta frequência no espaço- $k$ em uma imagem de MRI . . . . .	16
2.7	Alguns tipos comuns de trajetórias no espaço- $k$ formadas pelas frequências amostradas durante a aquisição dos sinais de ressonância magnética. . . .	17
2.8	Exemplo de como ocorre o processo de compressão de uma imagem . . .	20
2.9	Exemplo de uma reconstrução utilizando CS . . . . .	21
2.10	A inserção de PET montada no equipamento de MRI . . . . .	23
2.11	Densidade espectral de potência obtido nas bobinas de RF do equipamento de MRI com e sem a utilização da inserção de PET . . . . .	24
3.1	Imagem de ressonância magnética de cabeça . . . . .	25
3.2	Medidas de densidade espectral de potência nos sinais coletados nas bobinas do equipamento de ressonância <i>Philips 3-T Achieva MRI system</i> , com e sem o módulo de aquisição PET. . . . .	28

3.3	Interpolação e medidas de densidade espectral de potência nos sinais coletados nas bobinas do equipamento de ressonância <i>Philips 3-T Achieva MRI system</i> , com e sem o módulo de aquisição PET. . . . .	29
3.4	Diagrama que ilustra o processo de CS utilizando pré-filtragem . . . . .	32
4.1	Gráfico do percentual de amostras em relação ao número de voltas da espiral. . . . .	33
4.2	Gráfico do percentual de amostras em relação ao número de linhas radiais. . . . .	35
4.3	Gráfico de SNR de imagens reconstruídas com TEFK e sem a adição de ruído do <i>Hyperion II<sup>D</sup></i> , reconstruídas por REM e CS. . . . .	36
4.4	Gráfico de SNR de imagens reconstruídas com TRFK e sem a adição de ruído do <i>Hyperion II<sup>D</sup></i> , reconstruídas por REM. . . . .	37
4.5	Gráficos de SNR de imagens reconstruídas com TRFK e sem a adição de ruído do <i>Hyperion II<sup>D</sup></i> , reconstruídas por REM e CS . . . . .	39
4.6	Gráfico de SNR de imagens reconstruídas com TEFK e com a adição de ruído do <i>Hyperion II<sup>D</sup></i> , reconstruídas por REM e CS. . . . .	40
4.7	Gráficos de SNR de imagens reconstruídas com TRFK e com a adição de ruído do <i>Hyperion II<sup>D</sup></i> , reconstruídas por REM e CS . . . . .	42
4.8	Imagens sem a adição do ruído do <i>Hyperion II<sup>D</sup></i> reconstruídas com REM e CS, com diferentes números de voltas de TEFK. . . . .	44
4.9	Imagens sem a adição do ruído do <i>Hyperion II<sup>D</sup></i> reconstruídas com REM e CS, com diferentes números de linhas de TRFK em $T_{superior}$ . . . . .	45
4.10	Imagens sem a adição do ruído do <i>Hyperion II<sup>D</sup></i> reconstruídas com REM e CS, com diferentes números de linhas de TRFK em $T_{inferior}$ . . . . .	46
4.11	Imagens com a adição do ruído do <i>Hyperion II<sup>D</sup></i> reconstruídas com REM e CS, com diferentes números de voltas de TEFK. . . . .	48
4.12	Imagens com a adição do ruído do <i>Hyperion II<sup>D</sup></i> reconstruídas com REM e CS, com diferentes números de linhas de TRFK em $T_{superior}$ . . . . .	49
4.13	Imagens com a adição do ruído do <i>Hyperion II<sup>D</sup></i> reconstruídas com REM e CS, com diferentes números de linhas de TRFK em $T_{inferior}$ . . . . .	50

## Lista de Símbolos, Nomenclaturas e Abreviações

CS	–	<i>Compressive Sensing</i>
CT	–	Tomografia Computadorizada
dB	–	Decibéis
dSiPM	–	Fotomultiplicadores digitais de silício
FDG	–	Fluorodeoxiglicose
FFT	–	<i>Fast Fourier Transform</i>
IFT	–	Transformada inversa de Fourier
keV	–	Quilo elétron-volt
MHz	–	Mega-hertz
MRI	–	Ressonância Magnética
ms	–	Milissegundos
PET	–	Tomografia por Emissão de Póstrons
rad	–	Radianos
REM	–	Reconstrução por Energia Mínima
RF	–	Radiofrequência
RMN	–	Ressonância Magnética Nuclear
SiPM	–	Fotomultiplicadores de silício
SNR	–	Relação sinal-ruído
T	–	Tesla
TE	–	Tempo de eco
TEFAK	–	Trajatória Espiral de Frequências Amostradas no espaço- $k$
TF	–	Transformada de Fourier
TR	–	Tempo de repetição
TRFAK	–	Trajatória Radial de Frequências Amostradas no espaço- $k$
TSE	–	<i>Turbo Spin Echo</i>

# 1 Introdução

## 1.1 Os impactos e desafios das tecnologias híbridas de imagem médica

As tecnologias híbridas de imageamento médico desempenham um papel crescente no diagnóstico médico. Ao combinar diferentes modalidades de imagem, é possível obter uma visão mais detalhada das estruturas anatômicas e fisiológicas do paciente. Essa abordagem integrada permite aos profissionais de saúde obterem informações mais abrangentes e identificarem moléstias com maior facilidade e precisão [1] [2].

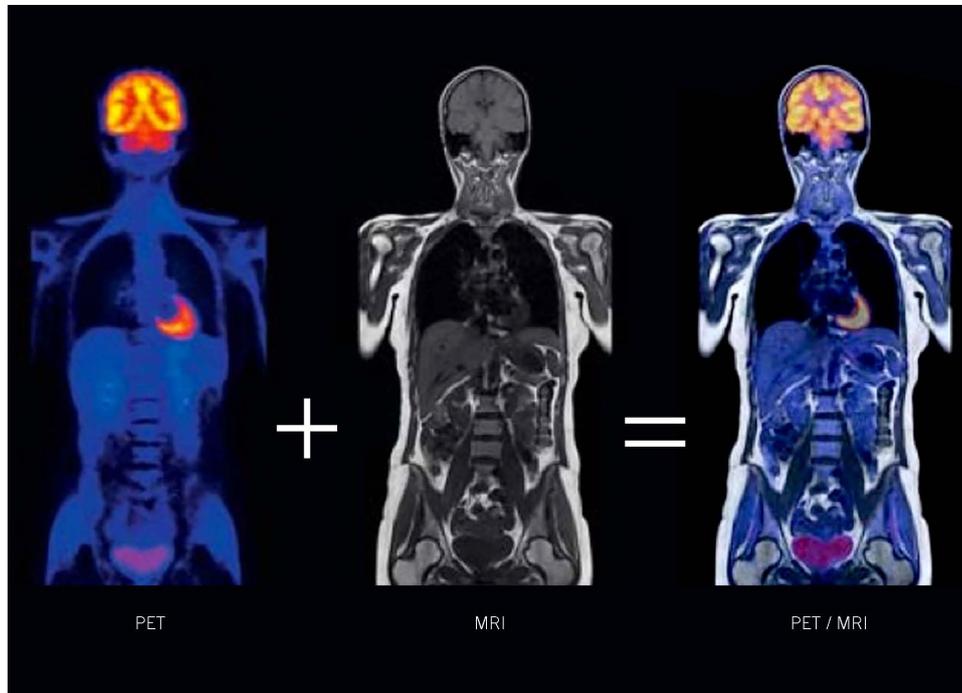
Antes de 1990, todos os exames médicos de imagem eram realizados de forma separada, resultando em maiores tempos de exame e mais utilização de recursos. A junção que possibilitou o avanço dos exames híbridos de diagnóstico médico por imagens se deu com a tomografia por emissão de pósitrons (PET) e a tomografia computadorizada (CT), que proporcionam imagens com informações funcionais, metabólicas e anatômicas [1]. O advento da tecnologia PET/CT tornou atrativo o estudo do PET híbrido com a ressonância magnética (MRI), o PET/MRI [1]. Porém, devido a dificuldades operacionais e alto custo, a disseminação da utilização do PET/MRI é muito menor do que a do PET/CT. Até 2016, cerca de 70 equipamentos híbridos de PET/MRI foram implementados para a realização de exames, sendo que a maioria desses equipamentos está instalada em universidades [2].

O PET é um tipo de tomografia que utiliza radiofármacos ao invés de emissões de radiação ionizante, sendo menos nocivo que a tomografia convencional [3]. Possui uma resolução menor se comparada com CT e MRI. O PET pode ser utilizado para diagnosticar várias moléstias, porém sua principal aplicação está no diagnóstico de tumores [3].

O MRI tem como objetivo realizar exames de imagens nos tecidos moles do corpo com uma boa resolução, podendo assim ser utilizado para diagnosticar uma variedade de moléstias. É um exame relativamente demorado, porém sua maior vantagem é a não utilização de radiações ionizantes na realização do exame. O MRI é considerada a modalidade de diagnóstico para detecção de doenças cancerígenas em tecidos moles [2].

O PET/MRI possibilita um exame de imagem excelente, juntando imagens de MRI,

que possuem boa resolução e bom detalhamento dos tecidos moles do corpo, e imagens de PET, que mostram os níveis de atividade celular e de metabolismo dos tecidos estudados. Ou seja, traz informação tecidual e fisiológica [1] [4]. A Figura 1.1 mostra um exame de MRI, um exame de PET e um exame de PET/MRI.



**Figura 1.1.** Comparativo entre as modalidades de imageamento PET, MRI e a modalidade híbrida PET/MRI. Figura extraída de [5].

É possível descrever a principal utilização de PET/MRI como [4]:

“De todas as áreas de crescimento em PET-MRI, a neuroimagem mostra o caminho mais promissor. Isto é principalmente devido às excelentes ferramentas disponíveis para ambas modalidades, para avaliar vários aspectos da anatomia e a função cerebral, bem como a sua, estacionária, relativamente rígida e estrutura simétrica, o que o torna ideal para a imagiologia. Outras áreas onde PET-RM pode desempenhar um papel maior seria cabeça e pescoço, abdômen superior, e aplicações musculoesqueléticas.”

Dentre outras aplicações do PET/MRI pode-se citar o estudo da região do cérebro que produz crises epiléticas em pacientes com epilepsia focal, e a distinção entre demências e síndromes parkinsonianas [4]. A Tabela 1.1 resalta aplicações, pontos relevantes, avanços, evidências e desafios da tecnologia PET/MRI.

**Tabela 1.1.** Aplicações, pontos relevantes, avanços, evidências e desafios da tecnologia PET/MRI. Tabela extraída de [1].

Aplicações	Pontos relevantes	Avanços	Novas Evidências	Futuros desafios
Neurociências	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Aquisição simultânea</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Aumento do foco do papel em distúrbio psiquiátrico.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Métodos atuais de correção de atenuação são aceitáveis, inclusive em imagens cerebrais usando FDG e estudos de neurotransmissores.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Avanços em distúrbios do sistema dopaminérgico, como a Doença de Parkinson.</li> <li>• Desenvolver análise de dados multiparamétricos</li> </ul>
Doenças cardiovasculares	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Análise de placas ateroscleróticas e caracterização de tecido miocárdico</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Novos radiofármacos para análise cardiovascular</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Alto valor preditivo para a avaliação do estado de tecido inflamatório pós-infarto.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Redução de artefatos, quantificação de sinais de RM, compensação de movimento cardíaco e respiratório e diminuição do comprimento das aquisições</li> </ul>
Oncologia	<ul style="list-style-type: none"> <li>• É considerada a ferramenta “solução de problemas” principalmente em áreas em que o papel do PET/CT é pequeno</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• PET/RM regional</li> <li>• Performance diagnóstica superior em câncer de próstata</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Novos estudos de potencial diagnóstico foram publicados, porém com número de pacientes pequeno.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Definir áreas de aplicações que proveram informações novas e únicas.</li> </ul>
Infecção e inflamação	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Novos radiotraçadores e alvos, principalmente em tecidos moles</li> </ul>	–	–	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Marcação celular e de peptídeos e citocinas que possam ser utilizados em diferentes situações clínicas.</li> </ul>
Áreas emergentes	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Não deve ser utilizado apenas para identificar sítios de doenças, mas para caracterizar processos fisiológicos</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Estudos do pâncreas e desordens metabólicas como diabétes</li> </ul>	–	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Utilizar essa modalidade como marcador preditivo e/ou prognóstico.</li> </ul>

## 1.2 Definição do Problema Científico e Proposta de Pesquisa

Equipamentos de PET/MRI ainda são de rara utilização no mundo. Existem algumas questões que atrapalham a sua disseminação, mas entre elas uma grande dificuldade é a questão do ruído mútuo entre os aparelhos das duas modalidades de exame de imagem [1].

Alguns métodos de integração para PET/MRI já foram desenvolvidos, baseando-se principalmente em blindagem eletromagnética, no estudo de materiais, no posicionamento dos equipamentos e no uso de inserções de PET/MRI [1]. A questão do ruído continua sendo um problema, tendo em vista que algumas imagens ainda possuem distorções severas mesmo utilizando os métodos já desenvolvidos [1][4].

Garantir que as distorções não inviabilizem a utilização das imagens de PET/MRI é mais um dos vários desafios dentro da área de processamento de sinais biológicos. Para avaliar o impacto dos ruídos, o presente estudo se propõe a simular o impacto de inserções de PET/MRI no resultado de imagens de MRI com diferentes métodos de reconstrução e aquisição, e depois avaliar a qualidade e o tipo de distorção nas imagens.

## 1.3 Objetivos

### 1.3.1 Objetivo Geral

O presente estudo tem como principal objetivo avaliar o impacto da inserção de PET/MRI sobre as imagens de MRI. Este estudo possui o intuito de simular a contaminação causada pela inserção de PET/MRI sobre as medidas de MRI, reconstruir imagens a partir dos dados medidos e depois realizar uma análise acerca do resultado final.

### 1.3.2 Objetivos Específicos

Para que seja atingido o objetivo geral, são abordados os seguintes objetivos específicos:

- Fazer a modelagem do ruído causado pela inserção de PET/MRI sobre os sinais das bobinas X e Y do equipamento de MRI.
- Implementar um algoritmo para simular computacionalmente a contaminação de um sinal de MRI com o ruído da inserção de PET/MRI.
- Avaliar com métodos quantitativos e qualitativos o impacto do ruído na imagem reconstruída, comparando o resultado obtido com uma imagem de MRI reconstruída

sem a contaminação.

## 1.4 Estrutura do texto

O Capítulo 2 aborda princípios físicos e teóricos por trás dos exames de PET, MRI e PET/MRI. Explica o PET, desde a física por trás dos radiofármacos até a detecção de raios gama. Em seguida, explora o MRI, abordando a exposição ao campo magnético, a utilização de pulsos de RF, a captação de sinais e a formação da imagem. Posteriormente, discute a tecnologia de PET/MRI, suas diferentes abordagens de exame e desafios de ruído entre as modalidades. Além disso, apresenta um estudo sobre o *Hyperion II<sup>D</sup>*, uma inserção de PET/MRI, descrevendo alguns dos resultados relevantes.

O Capítulo 3 apresenta os métodos utilizados para a realização do presente estudo; apresenta inicialmente os dados reais de uma aquisição de MRI e os dados interpolados dos resultados obtidos pelo estudo presente em um equipamento de PET/MRI. Depois é realizada uma descrição do processo realizado para a simulação da contaminação dos dados, reconstrução da imagem, e sua posterior análise.

O Capítulo 4 apresenta a descrição dos resultados obtidos e as imagens reconstruídas com e sem a simulação de ruído. Depois é feita uma análise quantitativa e qualitativa dos resultados obtidos, com uma análise comparativa dos mesmos.

O Capítulo 5 apresenta as devidas conclusões do presente estudo, além de proposições para estudos futuros.

## 2 Fundamentação teórica e Estado da Arte

### 2.1 Tomografia por emissão de pósitrons

PET é um exame realizado no âmbito da medicina nuclear, que é uma área da medicina que utiliza radiofármacos para realizar o diagnóstico de moléstias [3].

O PET se baseia na administração de um radiofármaco no indivíduo que sofre um decaimento por emissão de pósitrons [3]. O pósitron interage com um elétron e ocorre um evento denominado como aniquilação, que libera um par de raios gama com mesma direção, porém com sentidos opostos [6]. O anel de detectores do PET capta os raios gama, e por métodos computacionais é possível fazer um mapeamento de regiões que possuem maiores concentrações do radiofármaco [6].

#### 2.1.1 Conceitos físicos e teóricos do PET

A obtenção de dados do exame PET pode ser dividida em duas partes: radiofármacos e detecção [6].

##### 2.1.1.1 Radiofármacos

Para a obtenção de um radiofármaco é necessária a produção de radionuclídeos, que são muito semelhantes a substâncias presentes em diferentes tecidos de um organismo [6]. A diferença é que em radionuclídeos alguns átomos são substituídos por isótopos radioativos de meia vida curta. Tal produção é comumente feita por um equipamento chamado ciclotron [3].

O radiofármaco mais utilizado para o PET é a fluordeoxiglicose (FDG), um composto semelhante à glicose [3]. A FDG é utilizada para exames de detecção de câncer, onde a atividade das células cancerígenas é maior do que a das células saudáveis. Este radiofármaco é consumido por células ativas, indicando função metabólica tecidual típica do

câncer [3].

O decaimento ocorre de acordo com a reação

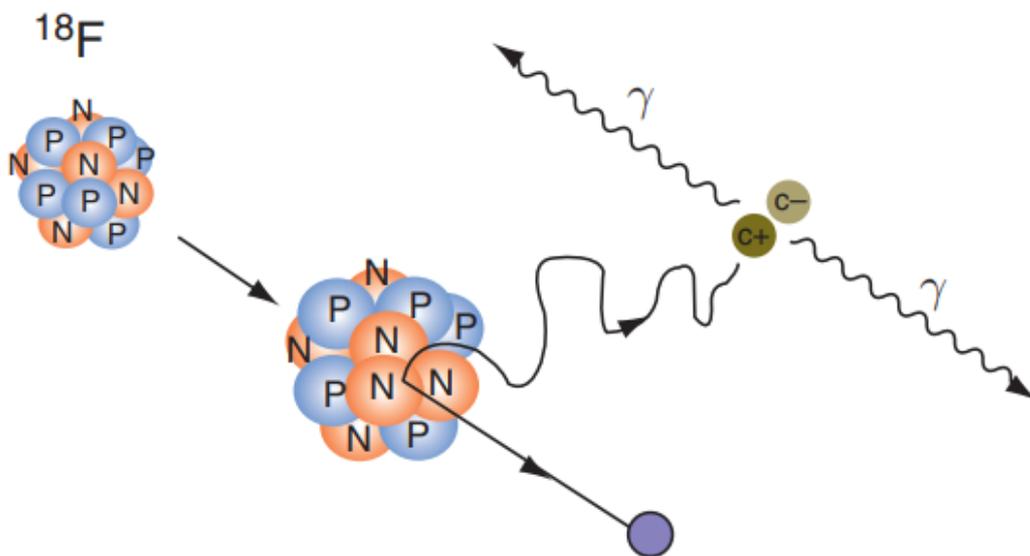


onde um radionuclídeo decai, resultando em um nuclídeo e na emissão de um pósitron e um neutrino [3].

O processo de decaimento da FDG é descrito pela reação



Após a emissão, o pósitron é lançado e eventualmente colide com sua antipartícula: o elétron. Este evento de colisão se chama aniquilação, que tem como resultado a emissão de dois raios gama com 511 quilo elétron-volts (keV) de energia, que possuem a mesma direção, porém sentidos opostos [6] [7]. A aniquilação é ilustrada na Figura 2.1.



**Figura 2.1.** Representação do decaimento de um átomo de flúor radioativamente decaindo e gerando um átomo de oxigênio, um neutrino e um pósitron. O pósitron se choca com um elétron, causando um evento de aniquilação, produzindo raios gama. Figura adaptada de [7].

É possível realizar o exame de PET cerca de 20 minutos após a administração do radiofármaco [7].

### 2.1.1.2 Detecção

Após a aniquilação, os raios gama são captados pelos cristais de cintilação, e são coletados por fotossensores, geralmente tubos fotomultiplicadores de silício (SiPM), convertidos em sinais elétricos, que posteriormente são utilizados para a reconstrução da imagem de PET [6].

Os cristais de cintilação estão dispostos no chamado anel de detectores de PET, que é uma estrutura física externa em formato circular que busca eventos coincidentes, ou seja, emissões de raios gama provenientes da mesma aniquilação. Os anéis de PET possuem milhares de cristais de cintilação que são capazes de registrar eventos coincidentes em um intervalo de poucos nanosegundos [3] [6].

## 2.2 Ressonância Magnética

O exame de ressonância magnética (MRI) é uma técnica de imageamento médico que tem como base o fenômeno físico da ressonância magnética nuclear (RMN), possui uma boa resolução e é um exame não-invasivo e inofensivo no âmbito de radiações ionizantes [6] [8].

O MRI utiliza a relação de um campo magnético com os prótons do hidrogênio presentes no corpo humano, que por sua vez interagem com pulsos de radiofrequência (RF) gerados pelas bobinas transmissoras do equipamento. As ondas resultantes dessa interação são captadas por bobinas receptoras, e posteriormente são utilizadas para produzir as imagens de MRI [9].

### 2.2.1 Conceitos físicos e teóricos do MRI

O processo para a obtenção de dados para o imageamento do MRI segue três passos: a exposição a um campo magnético homogêneo, a emissão de pulsos de RF e a captação do sinal de indução livre (SIL) [6].

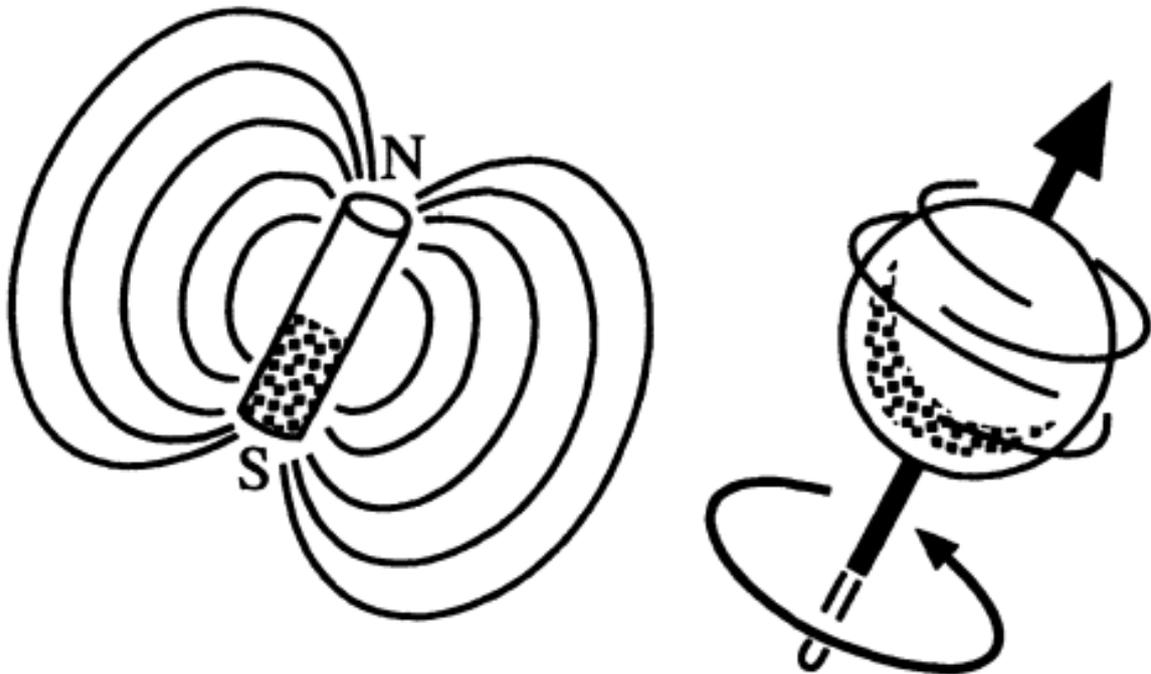
#### 2.2.1.1 Exposição a um campo magnético homogêneo

O *spin* pode ser classificado, algebricamente, como o momento angular que possibilita propriedade magnética ao núcleo dos átomos [8]. O momento magnético de um núcleo

pode ser descrito como

$$\mu = \gamma \hbar \mathbf{I}, \quad (2.3)$$

onde  $\mu$  é o momento magnético,  $\gamma$  é a razão giromagnética,  $\hbar$  é a constante de Planck reduzida, e  $\mathbf{I}$  é o operador de *spin* [10]. A Figura 2.2 ilustra o momento magnético  $\mu$ .



**Figura 2.2.** Ilustração acerca do *spin* do próton, uma partícula positivamente carregada. O efeito desse fenômeno é semelhante ao efeito causado por um pequeno ímã. Figura extraída de [11].

Geralmente, em exames de MRI, o átomo utilizado é o hidrogênio, devido a três motivos [9]:

- Diferenças significativas entre o MRI em hidrogênio presente em tecidos saudáveis e patológicos;
- A grande presença de hidrogênio no organismo humano;
- À sensibilidade do hidrogênio a MRI.

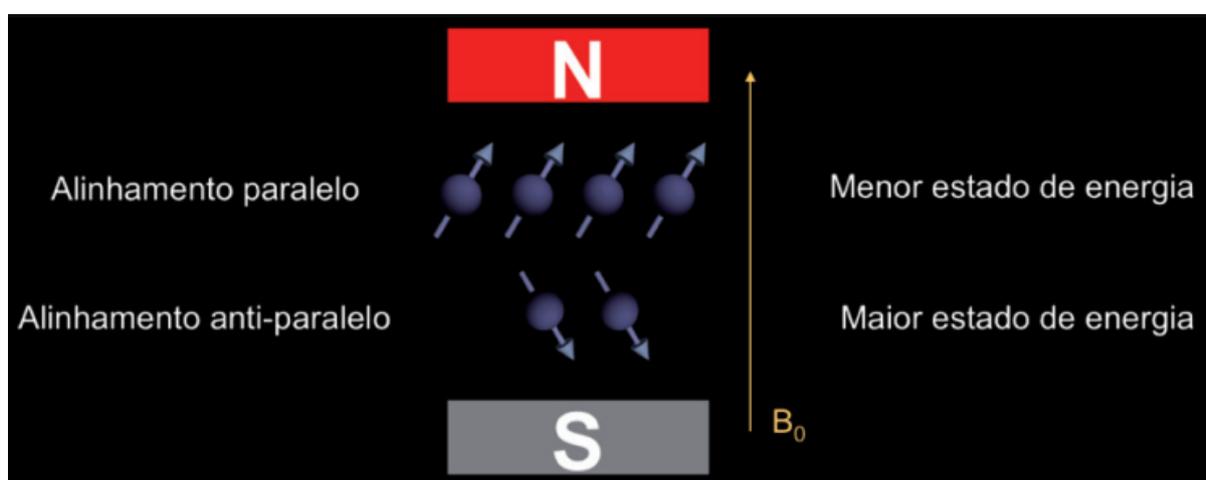
Os prótons do hidrogênio tem orientações naturalmente aleatórias, porém na presença de um campo magnético forte, esses prótons se orientam de acordo com a orientação do campo magnético em questão [12]. Os prótons podem se alinhar de maneira paralela ou anti-paralela ao campo magnético [12]. Existem muito mais prótons em alinhamento

paralelo do que em alinhamento anti-paralelo, onde a proporção entre ambos segue a distribuição de Boltzman

$$\frac{N_P}{N_{AP}} = \exp\left(\frac{-U}{kT}\right), \quad (2.4)$$

onde  $N_P$  é o número de spins alinhados paralelamente,  $N_{AP}$  é o número de spins alinhado anti-paralelamente,  $K$  é a constante de Boltzmann,  $T$  é a temperatura em Kelvins, e  $U$  é a diferença de energia os níveis de energia dos elétrons [9] [13].

O sentido do alinhamento é definido pelo nível de energia do próton, sendo que o nível de baixa energia realiza alinhamento paralelo, e o nível de alta energia realiza alinhamento anti-paralelo, como pode ser visto na Figura 2.3 [12].



**Figura 2.3.** Ilustração acerca do estado de energia e tipo de alinhamento que os prótons de hidrogênio podem apresentar quando expostos a um campo magnético  $B_0$ . Figura extraída de [9].

Com a exposição ao campo magnético, o alinhamento dos *spins* dos prótons não é perfeito, sendo que estes tem um comportamento que, algebricamente, pode ser descrito como um giro ao redor do eixo que determina o sentido do vetor campo magnético  $\mathbf{B}$ . Este fenômeno se denomina como precessão [9].

Sabe-se que a energia de interação com o campo magnético  $\mathbf{B}$  é

$$U = -\boldsymbol{\mu} \cdot \mathbf{B}_a, \quad (2.5)$$

onde  $U$  é a energia da interação, e  $\mathbf{B}_a = B_0\hat{z}$ , em que  $B_0$  é a magnitude do campo magnético aplicado, portanto

$$U = -\gamma\hbar B_0 I_z, \quad (2.6)$$

sendo que os valores de  $I_z$  são  $m_I = I, I - 1, \dots, -I$ , então

$$U = -m_I\gamma\hbar B_0. \quad (2.7)$$

O próton possui  $I = \frac{1}{2}$ , ou seja, na presença de um campo magnético  $\mathbf{B}$ , pode ocupar 2 níveis de energia, que são  $m_I = \mp \frac{1}{2}$ , calculando a diferença de energia entre os dois níveis, é possível obter

$$U_{-\frac{1}{2}} - U_{\frac{1}{2}} = \frac{\gamma \hbar B_0}{2} + \frac{\gamma \hbar B_0}{2} = \gamma \hbar B_0, \quad (2.8)$$

porém

$$\hbar \omega_0 = U_{-\frac{1}{2}} - U_{\frac{1}{2}}, \quad (2.9)$$

onde  $\omega_0$  é a frequência de precessão. Substituindo 2.9 em 2.8 e fazendo simplificações, é possível encontrar

$$\omega_0 = \gamma B_0, \quad (2.10)$$

porém  $\omega_0$  está em frequência angular, para converter para frequência de precessão linear utilizando  $f = \frac{\omega_0}{2\pi}$ , já  $\gamma$  é a razão giromagnética, dada em radianos (rad) por Tesla (T) multiplicado por segundo (s): rad/T.s. A frequência de precessão pode ser encontrada a partir da equação de Larmor, que é descrita por

$$f_{LARMOR} = \gamma B_0, \quad (2.11)$$

onde  $f_{LARMOR}$  é a frequência de Larmor,  $\gamma$  é a razão giromagnética [6][10]. A Tabela 2.1 apresenta os valores de  $\gamma$ , em mega-hertz (MHz) por T, para os núcleos de alguns elementos.

**Tabela 2.1.** Valores de razão giromagnética para alguns dos núcleos mais comuns, que poderiam ser utilizados para uma exame de MRI. Dados extraídos de [11].

Núcleo	$\gamma$ [MHz/T]
$^1\text{H}$	42.58
$^{13}\text{C}$	10.71
$^{19}\text{F}$	40.05
$^{31}\text{P}$	11.26

O objetivo da MRI é obter imagens em 2 dimensões, através da obtenção do gradiente de campo magnético, que na prática varia linearmente o campo magnético do equipamento, muda a  $f_{LARMOR}$  e possibilita a escolha de uma seção para a realização do exame [9]. A variação do campo magnético com a aplicação de gradiente é descrita por

$$B_z = B_0 + zG_z, \quad (2.12)$$

onde  $G_z$  é a intensidade do gradiente aplicado em uma dada direção  $z$ , e  $B_z$  é a componente do campo na direção  $z$  [9].

A utilização de gradientes causa mudanças tanto na  $f_{LARMOR}$  quanto na fase dos prótons, sendo que esses dois parâmetros em conjunto trazem a informação espacial do sinal [9].

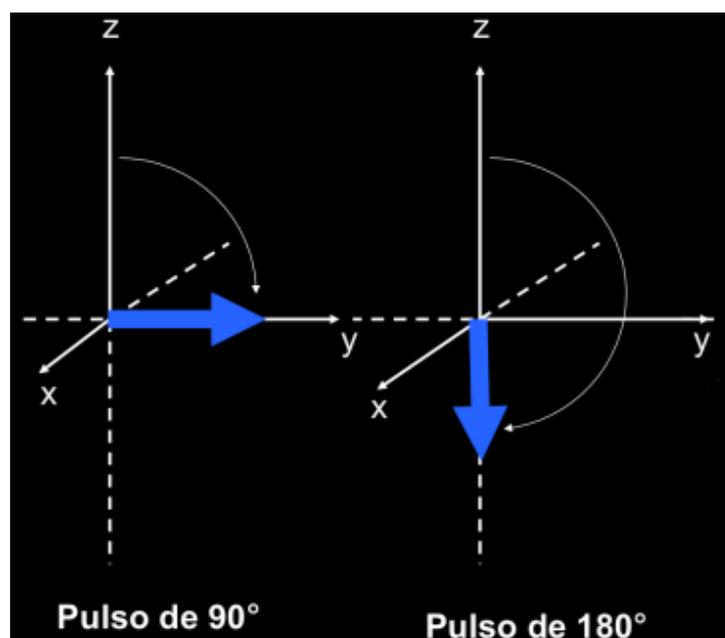
### 2.2.1.2 Emissão de pulsos de RF

Como exposto anteriormente, os prótons se comportam como pequenos ímãs, e na presença de um campo magnético, cada um deles contribui para gerar um vetor de magnetização resultante e estático  $\mathbf{M}$ , paralelo a  $\mathbf{B}$  [12].

Após a magnetização dos tecidos, o equipamento de MRI emite pulsos de RF na frequência de Larmor [6].

Os prótons, absorvem a energia proveniente dos pulsos de RF, e em consequência disso, alguns prótons que estavam em alinhamento paralelo mudam o seu sentido para um alinhamento anti-paralelo [12]. Antes da emissão os prótons giravam na mesma frequência, porém em fases diferentes, e com a absorção da energia dos pulsos de RF, as fases se alinham [6] [9].

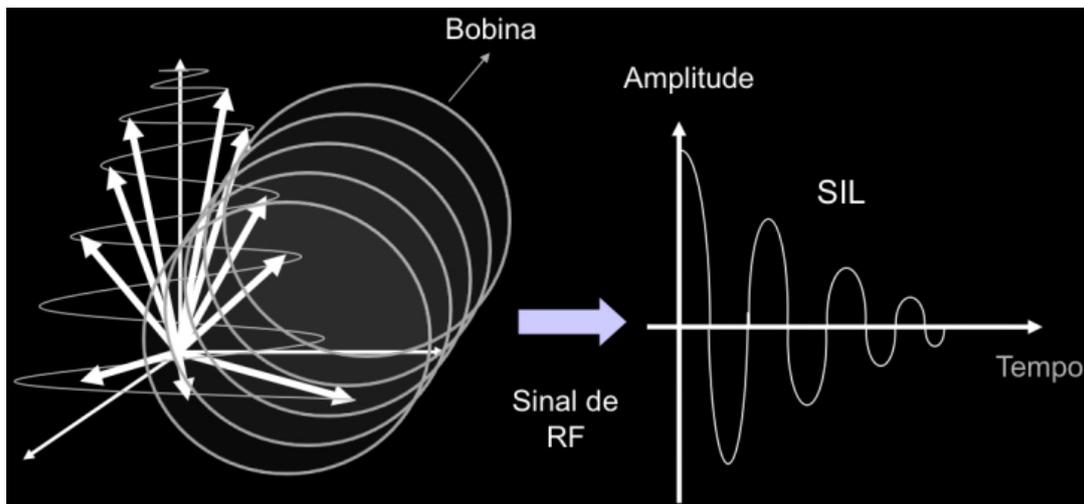
Com a mudança na proporção de prótons nos sentidos de alinhamento e o alinhamento das fases,  $\mathbf{M}$  não fica mais estático e paralelo a  $\mathbf{B}$ , mas sim girando em um plano perpendicular a  $\mathbf{B}$ , nos chamados pulsos de  $90^\circ$  [9]. Além dos pulsos de  $90^\circ$ , também são utilizados os pulsos de  $180^\circ$ , que deixam o vetor  $\mathbf{M}$  na mesma direção que  $\mathbf{B}$ , porém em sentido oposto [9]. O efeito dos pulsos pode ser melhor visualizado na Figura 2.4.



**Figura 2.4.** Ilustração acerca do efeito que os pulsos de RF de  $90^\circ$  e  $180^\circ$  causam no vetor de magnetização  $M_0$ . Figura adaptada de [9].

### 2.2.1.3 Captação de SIL

Após a interrupção dos pulsos RF, o vetor  $\mathbf{M}$  volta ao estado inicial e paralelo a  $\mathbf{B}$ , em um processo conhecido como relaxação [12]. O processo de relaxação induz uma onda eletromagnética, denominada SIL [9]. A Figura 2.5 demonstra como é a geração do SIL após um pulso de  $90^\circ$ .



**Figura 2.5.** Figura que ilustra o momento onde após a emissão de pulsos de RF o vetor de magnetização  $\mathbf{M}$  volta ao seu estado inicial, gerando o SIL. Figura adaptada de [9].

A taxa de variação de  $\mathbf{M}$  pode ser obtida por

$$\frac{d\mathbf{M}}{dt} = \gamma \mathbf{M} \times \mathbf{B}, \quad (2.13)$$

porém quando se adicionam termos relacionados às interações *spin-spin* e *spin-rede*, o processo de relaxação pode ser descrito pela equação

$$\frac{d\mathbf{M}}{dt} = \gamma(\mathbf{M} \times \mathbf{B}) - \frac{M_{xy}}{T_2} + \frac{M_0 - M_z}{T_1}, \quad (2.14)$$

onde  $M_0$  é o valor de equilíbrio,  $T_1$  é o tempo de relaxação longitudinal, e  $T_2$  é o tempo de relaxação transversal. A equação 2.14 é conhecida como equação fenomenológica de Bloch [7] [10].

As constantes  $T_1$  e  $T_2$  são independentes uma da outra, mas sempre tem-se  $T_1 \geq T_2$ . A relaxação dos diversos tecidos e substâncias possuem diferenças temporais de  $T_1$  e  $T_2$  entre si, e é justamente essa diferença que é utilizada para determinar o contraste nas imagens de MRI [7] [9] [10]. A Tabela 2.2 expõe os diferentes tempos de relaxação, em milissegundos (ms), de  $T_1$  e  $T_2$  para equipamentos de MRI de 1,5T.

**Tabela 2.2.** Tempos aproximados de  $T_1$  e  $T_2$  para alguns tecidos do corpo humano quando expostos a um campo magnético de 1.5 T. Dados extraídos de [7]

<b>Tipo de tecido</b>	$T_1$ [ms]	$T_2$ [ms]
Muscular esquelético	870	47
Muscular cardíaco	870	57
Fígado	490	43
Rim	560	58
Baço	780	62
Adiposo	260	84
Substância branca	920	101
Substância cinzenta	790	92

No contexto da emissão de pulsos e da captação do SIL, existem dois conceitos importantes: o tempo de repetição (TR) e o tempo de eco (TE) [9]. O TE é a diferença de tempo entre a aplicação do pulso de  $90^\circ$  e o pico do sinal coletado na bobina, que também pode ser chamado de eco; já o TR é a diferença de tempo entre os pulsos iniciais de cada sequência [6].

### 2.3 Espaço- $k$ e imageamento

No século XIX o físico e matemático Jean-Baptiste Fourier apresentou o conceito de que funções senoidais podem ser utilizadas como base ortogonal de representação de sinais. No presente a Transformada de Fourier (TF), normalmente utilizada por meio da *Fast Fourier Transform* (FFT), é de extrema importância na matemática computacional, estando presente na física computacional, em telecomunicações, processamento de sinais, e em muitas outras áreas [14].

A TF de uma função  $f(x)$  pode ser expressa pela equação

$$\mathfrak{F}\{f(x)\} = F(u) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \exp(-j2\pi ux) dx, \quad (2.15)$$

onde  $u$  representa a frequência, e  $j = \sqrt{-1}$ . A Transformada Inversa de Fourier (IFT) de  $F(u)$  é expressa por

$$\mathfrak{F}^{-1}\{F(u)\} = f(x) = \int_{-\infty}^{\infty} F(u) \exp(j2\pi ux) du, \quad (2.16)$$

a TF e a IFT existem se  $f(x)$  for contínua e integrável, e se  $F(u)$  for integrável [15]. Caso a função  $f(x)$  for discretizada por  $N$  amostras igualmente espaçadas entre si, pode-se

chegar à TF discreta, que é descrita pela equação

$$F(u) = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{N-1} f(x) \exp\left(\frac{-j2\pi ux}{N}\right), \quad (2.17)$$

onde neste caso discreto  $x = 0, 1, 2, \dots, N - 1$ , e  $u = 0, 1, 2, \dots, N - 1$ , neste caso a transformada é um vetor [15].

Considere  $f(x, y)$  como uma função de duas variáveis, a TF desta função pode ser expressa por

$$\mathfrak{F}\{f(x, y)\} = F(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp(ux + vy) dx dy, \quad (2.18)$$

onde  $u$  e  $v$  representam as frequências [15]. Semelhantemente ao caso unidimensional, também existe a TF discreta também existe no caso bidimensional

$$F(u, v) = \frac{1}{MN} \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{M-1} f(x, y) \exp\left(-j2\pi \left(\frac{ux}{M} + \frac{yv}{N}\right)\right), \quad (2.19)$$

onde  $y$ ,  $v$  e  $M$  se comportam da mesma forma que  $x$ ,  $u$  e  $N$  no caso unidimensional, neste caso a transformada é uma matriz [15].

Funções como imagens podem ser amostradas em matrizes quadradas, com  $N = M$ , este é o caso de imagens de MRI, onde os dados em frequência do SIL são amostrados em uma matriz de frequências; ou seja, o aparelho de MRI amostra os dados da TF bidimensional da imagem final. Esta matriz que possui os dados da TF da imagem final se chama espaço- $k$  [9][16].

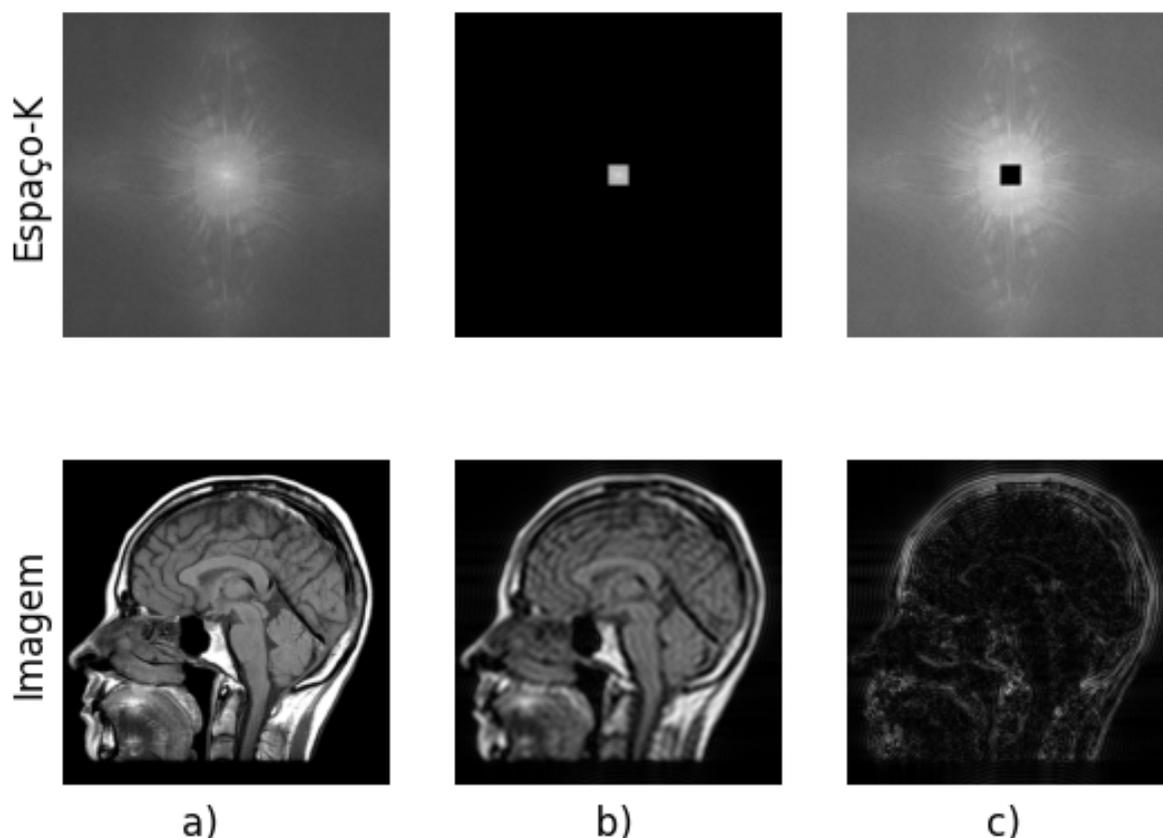
### 2.3.1 Espaço- $k$

Para a formação das imagens de MRI surge o espaço- $k$ , que não se trata de um espaço físico, ou de alguma parte do equipamento de MRI, mas como exposto na seção anterior, é uma matriz que recebe os dados em frequência adquiridos durante a realização do exame [17]. A letra  $k$  é empregada para descrever esta matriz por conta de sua ampla utilização por matemáticos e físicos para descrever frequências espaciais em algumas equações que envolvem, no geral, propagação de ondas eletromagnéticas [16] [17].

O espaço- $k$  é preenchido por frequências espaciais, que são amostras em frequência de ecos do SIL [9] [16]. Um dado de extrema importância para a compreensão do espaço- $k$  é o fato de que não existem correspondências de “um para um” entre o espaço- $k$  e a imagem de MRI, ou seja, um pontos da matriz de frequências espaciais contém informação de todos os pontos da imagem, e vice-versa [7] [16].

As baixas frequências contém a maior parte da informação, já as altas frequência contém a maior parte dos detalhes, que são essencial para distinguir pequenos objetos de maneira correta [16] [17].

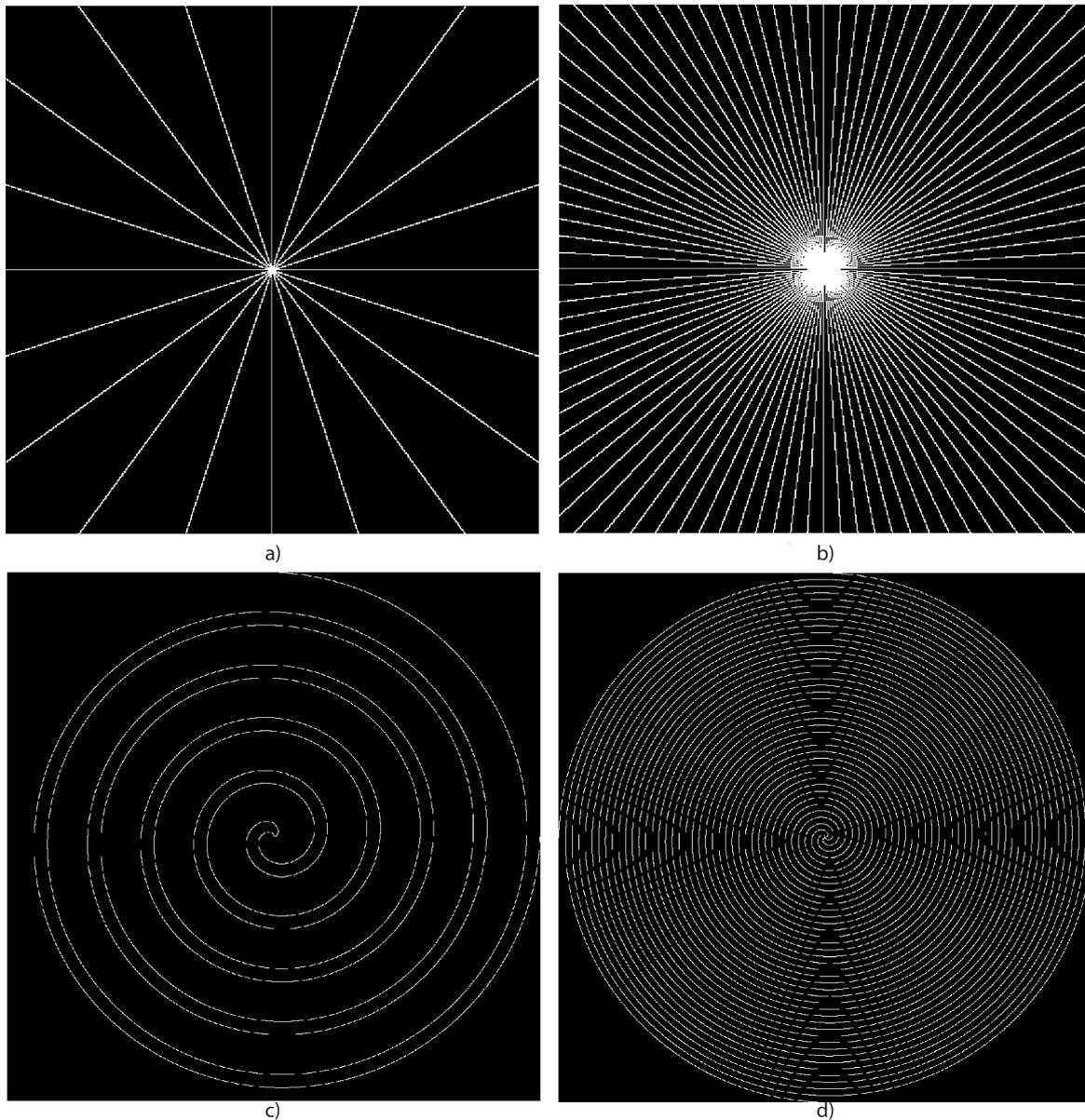
A Figura 2.6 traz um exemplo visual das contribuições das componentes de baixa e alta frequência para a formação de uma imagem. Para o desenvolvimento do presente estudo, o espaço- $k$  foi definido para que as baixas frequências estejam no centro do espaço- $k$ , e as altas frequências nas bordas. Na Figura 2.6 a), está uma representação visual de um espaço- $k$  completo, e abaixo sua respectiva imagem reconstruída; já a Figura 2.6 b) apresenta uma representação visual do espaço- $k$  com apenas as componentes de baixa frequência, é possível ver que a imagem não possui definição, parece estar borrada; a Figura 2.6 c) apresenta uma representação visual do espaço- $k$  com apenas as componentes de alta frequência, é possível ver apenas alguns contornos.



**Figura 2.6.** Exemplos de espaço- $k$  : a)Completo e sua respectiva reconstrução. b)Com as altas frequências zeradas, e sua respectiva reconstrução. c)Com as baixas frequências zeradas, e sua respectiva reconstrução

Preencher todos os dados do espaço- $k$  costuma levar um tempo excessivo, portanto são realizadas estratégias para um preenchimento otimizado, amostrando-se apenas pontos em determinadas trajetórias. As trajetórias no espaço- $k$  são baseadas em diferentes sequências de pulso [9]. A Figura 2.7 ilustra a Trajetória Espiral de Frequências Amostradas

das no espaço- $k$  (TEFAK) e a Trajetória Radial de Frequências Amostradas no espaço- $k$  (TRFAK).



**Figura 2.7.** Trajetórias no espaço- $k$  formadas pelas frequências amostradas durante a aquisição dos sinais de ressonância magnética.: (a) TRFAK com 10 linhas, (b) TRFAK com 50 linhas, (c) TEFAK com 5 voltas e 2 braços, (d) TEFAK com 10 voltas e 4 braços.

### 2.3.2 Formação de imagens de MRI

Após a aquisição dos dados da trajetória, é necessário completar os dados faltantes do espaço- $k$ , e para isso existem diversas técnicas, que passam tanto por métodos mais

simples, como o método de Reconstrução por Energia Mínima (REM) e métodos mais complexos, como o *Compressive Sensing* (CS), tais métodos serão abordados nas próximas seções [18].

Com todos os dados do espaço- $k$  em mãos, basta realizar uma IFT para obter a imagem final de MRI.

### 2.3.3 Reconstrução por Energia Mínima (REM)

O método de REM é extremamente simples, baseando-se apenas em receber os dados amostrados, completar com valor nulo os coeficientes faltantes, e depois realizar uma IFT para reconstruir a imagem final. A REM geralmente não é utilizada em aplicações reais de MRI, pois pode gerar artefatos severos [19].

Adicionar valores nulos no espaço- $k$  não traz ganho de informação, porém existem métodos melhores e mais elaborados para estimar os valores do espaço- $k$  [19] [20]. Em suma, é um método de baixa complexidade computacional, mas o custo temporal de aquisições para ter imagens de boa qualidade é muito alto.

### 2.3.4 *Compressive Sensing* (CS)

A realização de exames de imageamento médico depende da captação de sinais biológicos, como ocorre em tomografias, ultrassonografia, MRI, etc [6]. Porém, para trabalhar computacionalmente com sinais biológicos, é necessário discretiza-los, ou seja, realizar amostragem nesses sinais. O trabalho do matemático Claude Shannon e do engenheiro Harry Nyquist resultou no teorema de Shannon-Nyquist, que estabelece que a frequência de amostragem deve ser no mínimo 2 vezes maior que a largura de banda do sinal que está sendo amostrado, como pode ser obtido pela relação

$$f_s > 2B_f, \quad (2.20)$$

onde  $f_s$  é a frequência de amostragem e  $B_f$  é a banda do sinal a ser amostrado [21]. Obedecer ao teorema de Shannon-Nyquist garante que um sinal amostrado não terá perda de informação em relação ao sinal original [14].

Em MRI as aquisições são demoradas, de forma que obedecer o teorema de Shannon-Nyquist pode se tornar inviável, tendo em vista o desconforto para realizar o exame. Portanto, é necessário realizar as aquisições de dados de MRI em uma taxa sub-Nyquist.

### 2.3.4.1 Sinal esparso e compressão de sinais

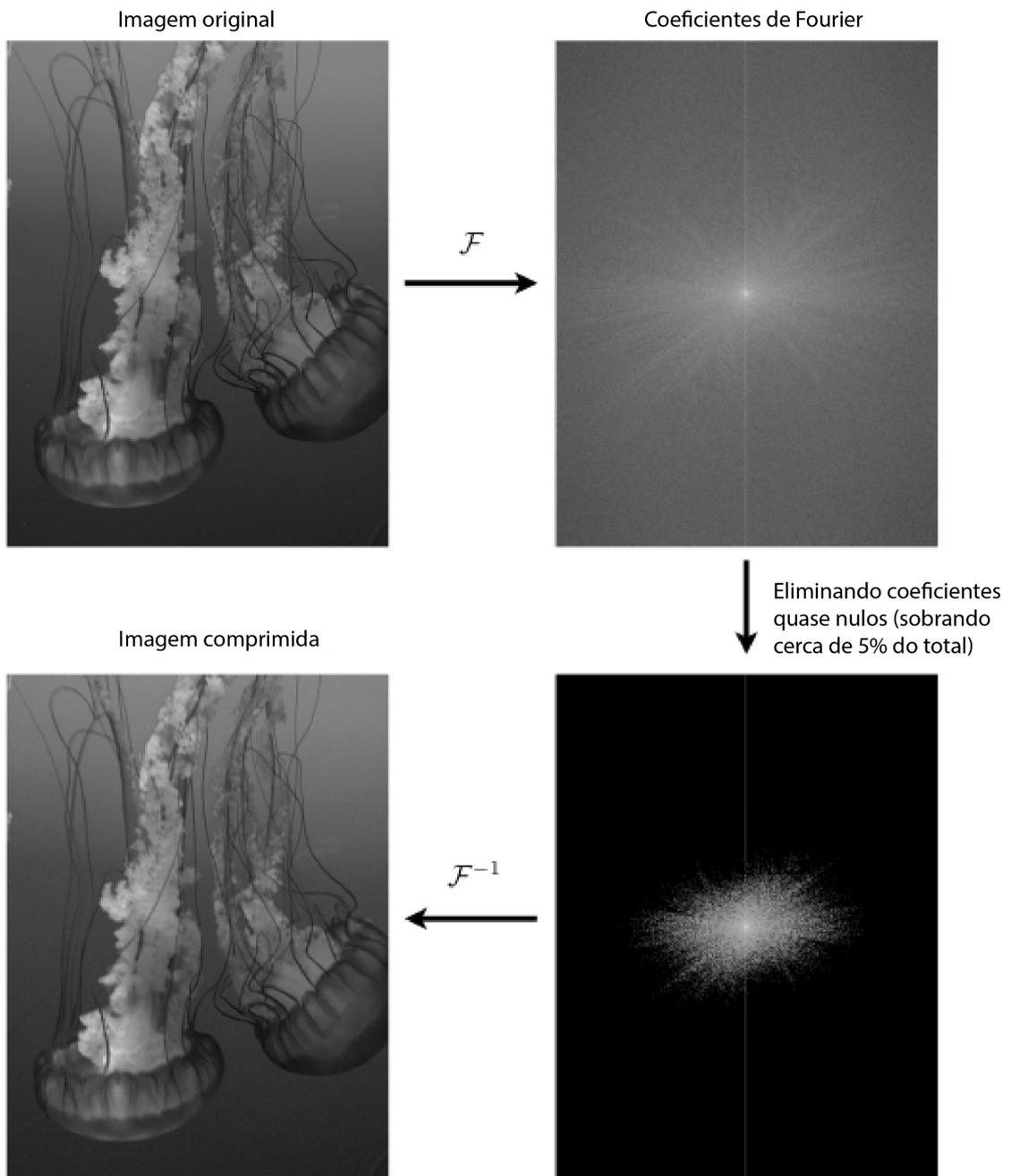
Grande parte de sinais como imagens e áudio são compressíveis, ou seja, se o sinal for representado em uma base adequada, ele pode ser representado e armazenado com menos coeficientes [14]. Um sinal  $x \in \mathbb{R}^n$  poderia ser representado pela equação

$$x = \Psi s, \quad (2.21)$$

onde  $\Psi$  é uma base de transformação, de forma que  $\Psi \in \mathbb{R}^{n \times n}$ ; e  $s$  é um vetor, de forma que  $s \in \mathbb{R}^n$ . O vetor  $s$  é esparso, ou seja, contém zero na maioria de seus elementos.

Geralmente para imagens e áudios, é comum utilizar  $\Psi$  para transformadas de Fourier ou Wavelet, pois após realizar tais transformadas, a maioria dos coeficientes são extremamente pequenos, de forma que podem ser igualados a zero com mínimas perdas de informação; os coeficientes restantes são mais relevantes, e representam uma baixa porcentagem do total de coeficientes [14].

Os coeficientes restantes podem ser armazenados e transmitidos, e posteriormente para uma reconstrução do sinal, basta realizar a transformada inversa do vetor esparso. Esta tática é utilizada para realizar compressão do tipo JPEG em imagens e do tipo MP3 em áudios [14]. A Figura 2.8 apresenta um exemplo do processo descrito, onde a imagem original é submetida a uma transformada de Fourier (TF); os coeficientes com valores quase nulos são descartados, sobrando assim cerca de 5% do número total; é realizada uma IFT e a imagem comprimida é reconstruída.

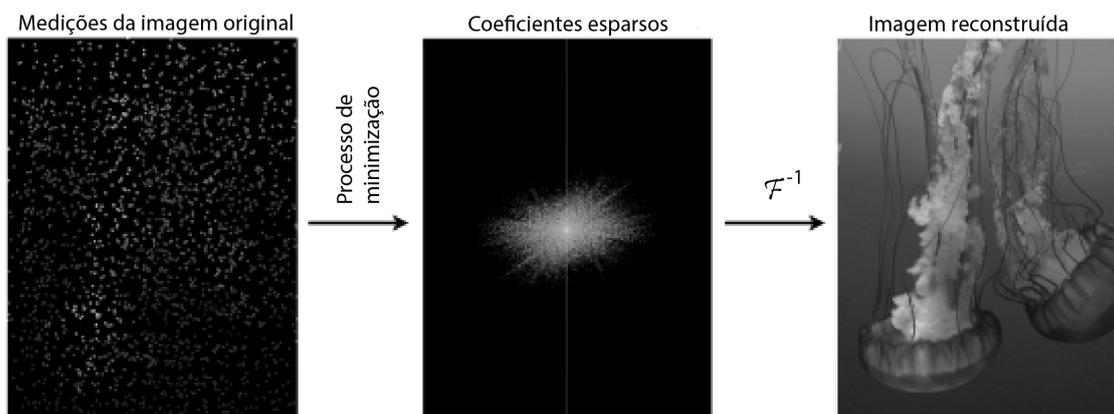


**Figura 2.8.** Exemplo de compressão, onde a imagem original passa por uma TF, tem os coeficientes de valores quase nulos descartados e depois passa por uma IFT. Figura adaptada de [14].

### 2.3.4.2 Reconstrução por CS

Para a compressão, é necessário ter o vetor original, realizar a TF, eliminar os coeficientes quase nulos para encontrar o vetor esparso e posteriormente realizar uma IFT para uma reconstrução; por outro lado, a intenção do CS é amostrar o vetor original de tal

forma que apenas os coeficientes relevantes para o vetor esparso sejam medidos; o termo *Compressive Sensing* poderia ser traduzido como Amostragem Comprimida, porém a tradução que mais reflete o método é Sensoreamento Comprimido [14] [18]. A Figura 2.9 ilustra como funciona o CS, onde uma imagem é amostrada com poucos coeficientes, e após passarem um processo de minimização resultam em uma matriz esparsa, que passa por uma IFT e reconstrói perfeitamente a imagem.



**Figura 2.9.** Exemplo de uma reconstrução por CS, onde a imagem original que é amostrada, passa por um processo de minimização para encontrar os coeficientes esparsos, e depois é reconstruída com IFT. Figura adaptada de [14].

Considere um vetor de medidas  $b$ , de forma que  $b \in \mathbb{R}^l$ , o vetor poderia ser expresso com a equação

$$b = Mx, \quad (2.22)$$

onde  $x$  é um sinal em que  $x \in \mathbb{R}^n$ , e  $M$  é uma matriz de medidas, onde  $M \in \mathbb{R}^{l \times n}$ . Ao combinar as equações 2.21 e 2.22, e utilizar  $\Theta = M\Psi$  é possível encontrar a relação

$$b = \Theta s, \quad (2.23)$$

que representa um sistema de equações indeterminado, ou seja, existem infinitos vetores esparsos  $s$  que satisfazem a equação [14] [22] [23].

Mesmo com infinitas soluções para  $s$ , é possível encontrar um vetor esparso  $\hat{s}$  com o mínimo de componentes não-nulos, de forma que idealmente é

$$\hat{s} = \operatorname{argmin}_s \|s\|_0, \quad (2.24)$$

considerando  $b = \Theta s$  [14] [22] [23]. O problema da Equação 2.24, que utiliza norma  $l_0$ , é extremamente complexo, e acaba sendo inviável. Por exemplo, a reconstrução de uma imagem de  $512 \times 512$  *pixels*, utilizando 1 ms de tempo de processamento para cada combinação, poderia demorar em torno de  $10^8$  anos [22].

Existem algumas formas de contornar o problema da norma  $l_0$ , e uma das melhores

é a minimização de  $l_p$ , que é descrita por

$$\hat{s} = \operatorname{argmin}_s \|s\|_p^p, \quad (2.25)$$

considerando  $b = \Theta s$ , e utilizando

$$\|s\|_p = \left( \sum_{k=1}^n |s_k|^p \right)^{\frac{1}{p}}, \quad (2.26)$$

com  $0 < p < 1$ . Se forem aplicados valores como  $p = 1$  e  $p = 2$ , serão obtidas as normas  $l_1$  e  $l_2$ , respectivamente [24].

## 2.4 PET/MRI

### 2.4.1 Exame de PET/MRI

A tecnologia PET/MRI é muito atrativa por conta da possibilidade de juntar o estudo de atividade fisiológica, advinda do PET, com o estudo tecidual advindo do MRI. Existem três formas de realizar um exame de PET/MRI [4]:

- Aparelhos separados: os exames são realizados em equipamentos separados, e depois os dados são juntados via *software*;
- Aparelho híbrido: é um aparelho que já é idealizado com a intenção de realizar simultaneamente os exames de PET e de MRI;
- Inserção de PET: um equipamento de PET produzido para ser adaptado em uma máquina de MRI preexistente e realizar aquisição simultânea.

Realizar os exames de forma separada não é interessante por conta da demora para a realização de cada modalidade. Já o grande problema da implementação da tecnologia PET/MRI com aquisição simultânea é a difícil integração dos dois sistemas, sendo que o PET precisaria se comportar de modo correto na presença de campos magnéticos, e o MRI precisaria manter a homogeneidade de campo magnético, além de evitar ruído de RF em suas bobinas receptoras [1].

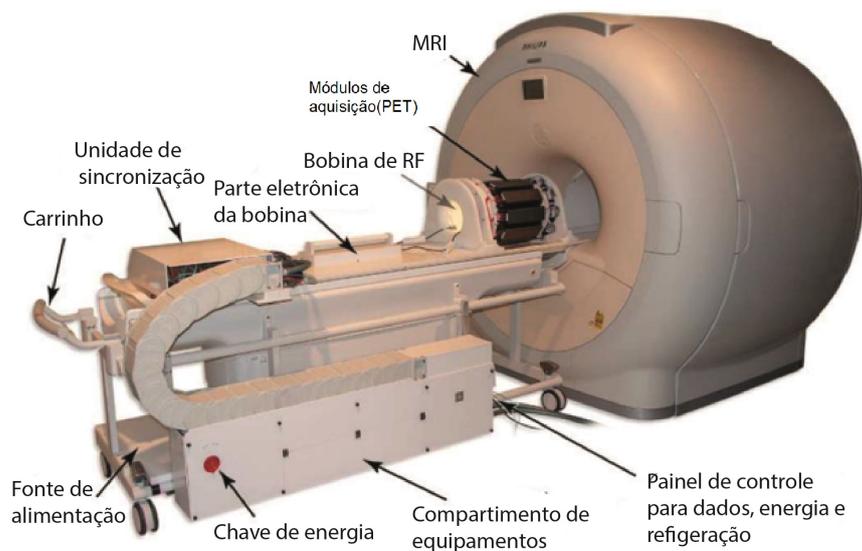
## 2.5 A influência da inserção de PET sobre MRI

O ruído imposto no MRI por parte do PET quando os exames estão sendo executados de maneira simultânea é de natureza estrutural, uma vez que a estrutura física do anel de detectores do PET pode causar distorções na homogeneidade do campo magnético, além de poder causar bloqueios nos pulsos de RF [4].

A saída encontrada para os sistemas híbridos de PET/MRI é alterar o posicionamento do anel de detectores de PET, deixando-o atrás das bobinas de RF do MRI. O novo posicionamento do anel de detectores elimina grande parte do ruído do anel de detectores de PET no MRI [1].

Para tentar contornar o problema de ruídos mútuos, alguns métodos e estudos tem sido desenvolvidos ao redor do mundo, tais como: blindagem eletromagnética de sistemas PET e inserções de PET penetrável por RF. Porém a base do presente estudo é o *Hyperion II<sup>D</sup>*, que se trata de uma inserção de PET que utiliza fotomultiplicadores digitais de silício (dSiPM), em detrimento dos SiPM [25].

O *Hyperion II<sup>D</sup>* foi inserido em um equipamento de MRI do modelo *Philips 3-T Achieva MRI system*, como é mostrado na Figura 2.10. Três bobinas diferentes foram utilizadas para realizar os testes: uma bobina grande com 160 mm de diâmetro e 200 mm de largura; uma bobina pequena, utilizada para MRI em ratos, com 46 mm de diâmetro e 120 mm de largura; e uma bobina *Multi-Nuclei*. Os testes foram realizados com um fantoma contendo FDG, e posteriormente em um rato com um tumor em progressão [25]. A Figura 2.10 apresenta o sistema de testes já montado [25].

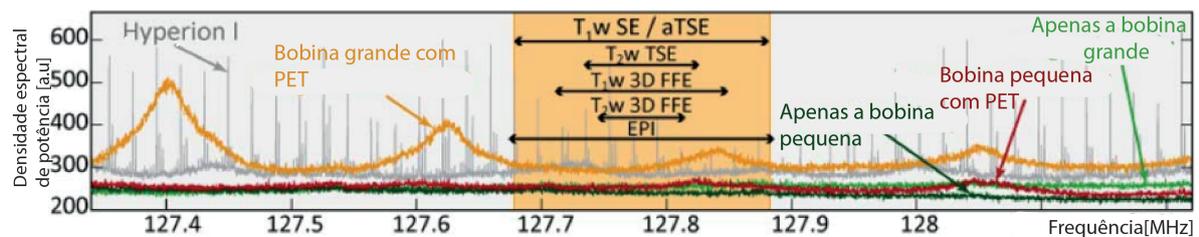


**Figura 2.10.** A inserção de PET *Hyperion II<sup>D</sup>* montada no equipamento de MRI do modelo *Philips 3-T Achieva MRI system*. Figura adaptada de [25].

### 2.5.1 Resultados do *Hyperion II<sup>D</sup>*

Os testes comprovaram que o impacto do *Hyperion II<sup>D</sup>* na homogeneidade do campo magnético  $B_0$  é irrelevante, sendo que a distorção é semelhante a situação em que o MRI não está equipado com o *Hyperion II<sup>D</sup>* [25].

Foi observado ruído no sinal captado nas bobinas receptoras do MRI. A bobina grande foi mais suscetível ao ruído, tendo picos em frequências múltiplas de 215 kHz. Já a bobina pequena foi menos suscetível ao ruído, tendo apenas um pico mais atenuado próximo de 128 MHz [25]. Dado que a máquina utilizada possui 3T, e utilizando a equação 2.11 e a informação da Tabela 2.1 sobre o hidrogênio, é possível calcular que  $f_{LARMOR}$  é de 127,74 MHz, portanto são apresentados somente valores em frequências próximas a 127,74 MHz. A Figura 2.11 apresenta os dados do *Hyperion II<sup>D</sup>*, acerca da densidade espectral de potência do ruído causada pela inserção de PET em relação à frequência imposta pelas bobinas transmissoras do equipamento de MRI [25].

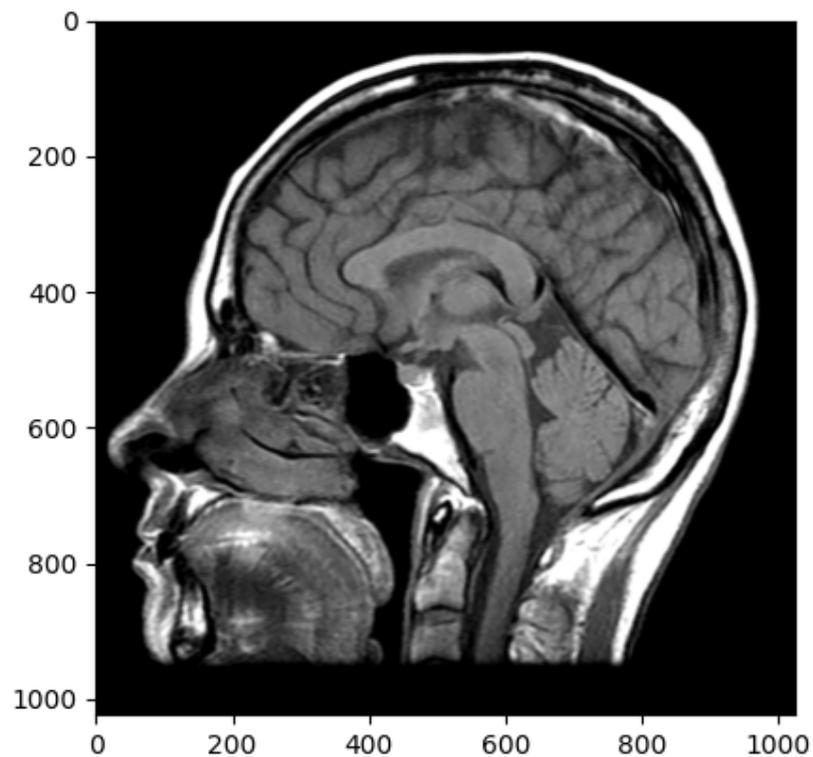


**Figura 2.11.** Densidade espectral de potência obtido nas bobinas de RF grande e pequena do equipamento *Philips 3-T Achieva MRI system* com e sem a utilização da inserção de PET *Hyperion II<sup>D</sup>*. Figura adaptada de [25].

## 3 Materiais e Métodos

### 3.1 Dados de MRI

Um trabalho mais abrangente envolveria uma análise várias imagens de MRI de diversas partes do corpo, porém o tempo e o custo computacional para realizar essa tarefa seriam muito altos. Portanto, para a realização do estudo, foi utilizada apenas a Figura 3.1, que se trata de uma imagem de ressonância magnética de cabeça com plano de corte sagital, com uma resolução de 1024x1024 *pixels* [23].



**Figura 3.1.** Imagem de ressonância magnética de cabeça com plano de corte sagital. Figura extraída de [23].

### 3.1.1 Amostras em TEFAK

Foram realizadas amostragens na imagem da Figura 3.1, sendo que foram empregadas 10 TEFAKs de 4 braços para a coleta de dados. Para cada coleta adicionou-se 20 voltas para cada braço da espiral, ou seja, a primeira coleta possui espirais com 20 voltas, e a última possui espirais com 200 voltas.

### 3.1.2 Amostras em TRFAK

Foram realizadas amostragens na imagem da Figura 3.1, sendo que foram empregadas 22 TRFAKs. As coletas foram feitas com escolhas empíricas de números de linhas, cada par de TRFAKs, adicionavam-se aproximadamente 230 linhas. O vetor  $T_{RADIAL}$  apresenta os números de linhas utilizados

$$T_{RADIAL} = [1, 3, 231, 233, 459, 461, 689, 691, 919, 921, 1149, 1151, 1379, 1381, 1609, 1611, 1839, 1841, 2069, 2071, 2297, 2299]. \quad (3.1)$$

## 3.2 Comparação entre reconstrução por REM e por CS

Para realizar um comparativo entre os métodos, são empregados 2 métodos: qualitativo e quantitativo.

As coletas de dados realizadas na seção anterior foram utilizadas em dois códigos em linguagem *Python*, um para realizar a reconstrução por REM e outro por CS. Foram reconstruídas e analisadas um total de 40 imagens utilizando TEFAK: 10 foram pelo método de REM sem o ruído, 10 foram pelo método de REM com o ruído, 10 por CS sem o ruído e 10 por CS com o ruído. Já para o caso de TRFAK, foram reconstruídas 88 imagens: 22 foram pelo método de REM sem o ruído, 22 foram pelo método de REM com o ruído, 22 por CS sem o ruído e 22 por CS com o ruído.

A comparação qualitativa é feita de forma visual, avaliando as características visíveis das imagens. A comparação quantitativa é realizada por meio da relação sinal-ruído (SNR), onde as imagens reconstruídas são submetidas à equação

$$SNR = 10 \log_{10} \left( \frac{E_{original}}{E_{ruído}} \right), \quad (3.2)$$

onde a SNR é dada em decibéis (dB),  $E_{original}$  é a energia da imagem original empilhada, e  $E_{ruído}$  é a energia do vetor resultante da subtração da imagem original empilhada e da

imagem reconstruída empilhada. O cálculo da energia foi realizado com a equação

$$E = \sum_{k=1}^L |x[k]|^2, \quad (3.3)$$

onde  $L$  é o comprimento do vetor, e  $x[k]$  é o valor do vetor na posição  $k$ . Após os cálculos de SNR, os respectivos resultados numéricos para cada método são comparados utilizando gráficos.

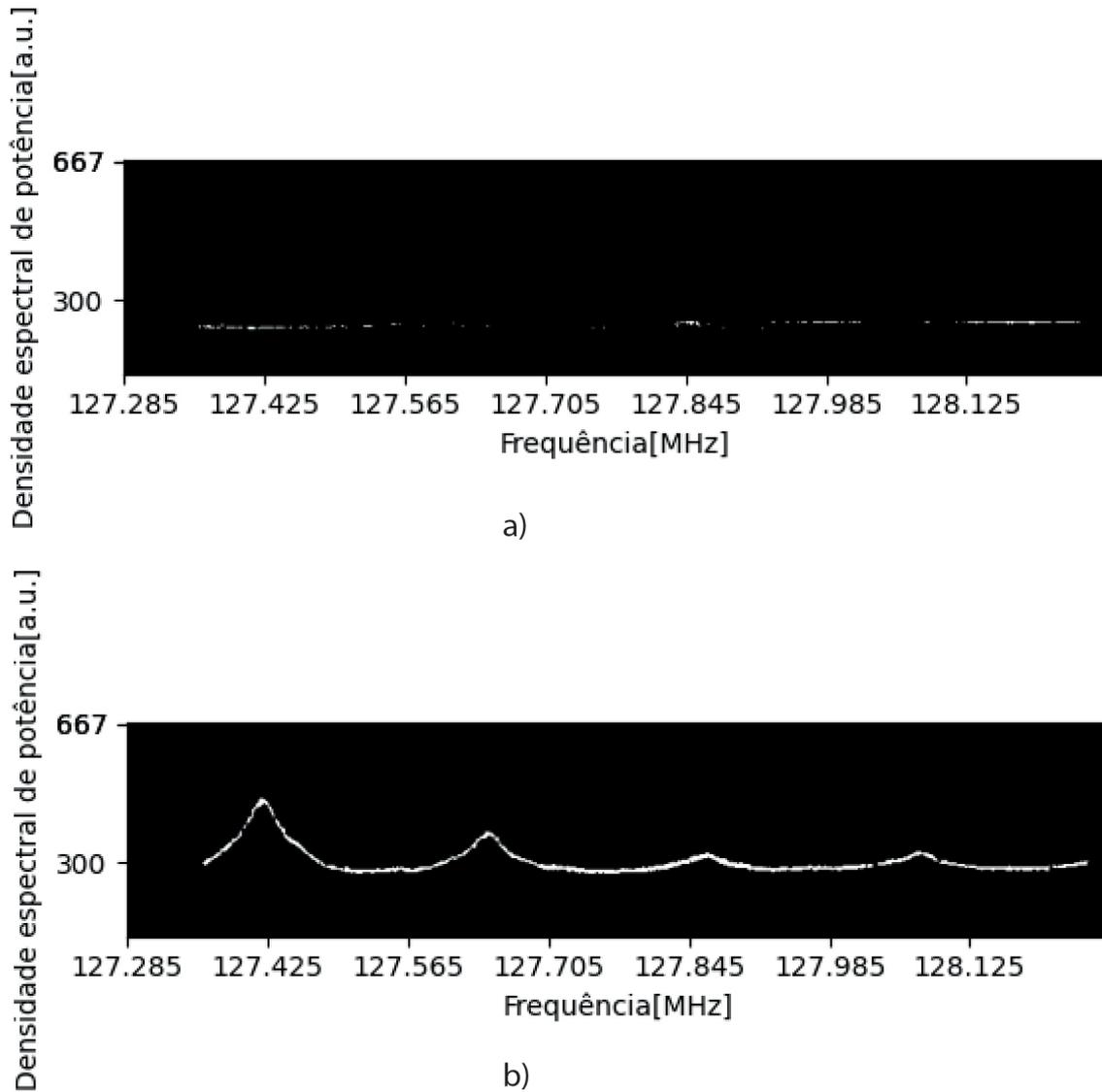
Para realizar análises mais apuradas de SNR, considerou-se que imagens com SNR superior a 30 dB possuem uma qualidade boa, onde no geral já é difícil observar diferenças entre a imagem original e a imagem reconstruída [26].

É importante observar que tanto os métodos qualitativos quanto os quantitativos na análise de dados de MRI levam em conta os números de voltas em TEFAKs e linhas em TRFAKs. Uma análise mais robusta também deve considerar o tempo de amostragem exigido por cada tipo de trajetória e o número correspondente de linhas ou voltas. Entretanto, é preciso indicar que essa temporização varia entre os diferentes equipamentos de MRI. Mais especificamente, os dados de temporização do equipamento *Philips 3-T Achieva MRI system*, utilizado durante a pesquisa do *Hyperion II<sup>D</sup>*, não estão disponíveis para uma análise detalhada.

### 3.3 Dados do *Hyperion II<sup>D</sup>*

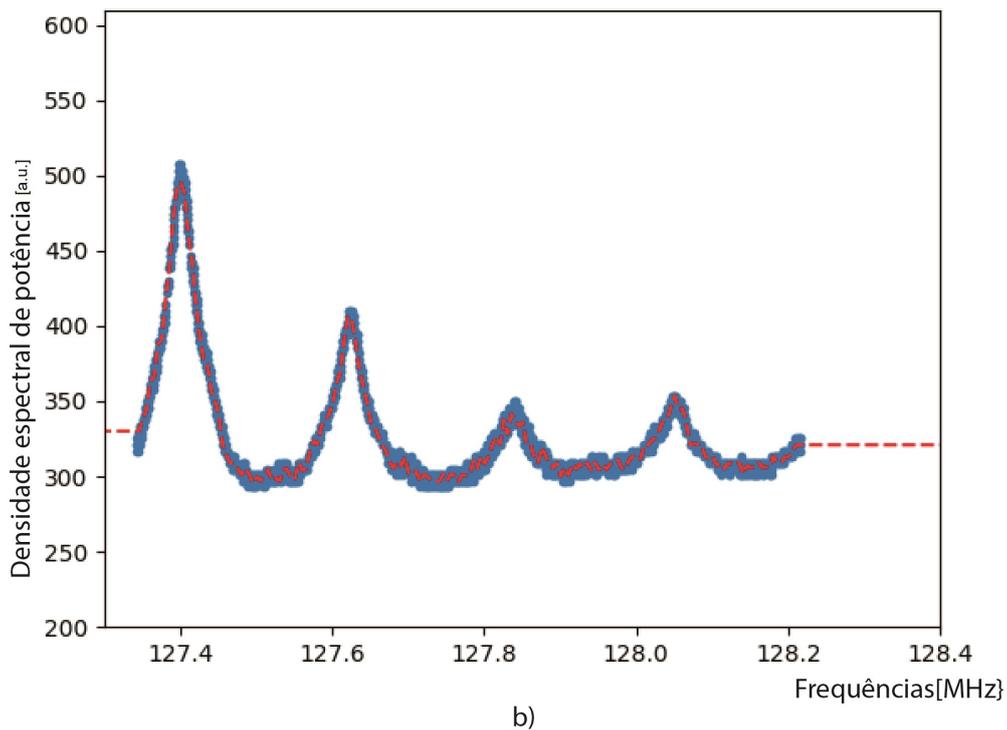
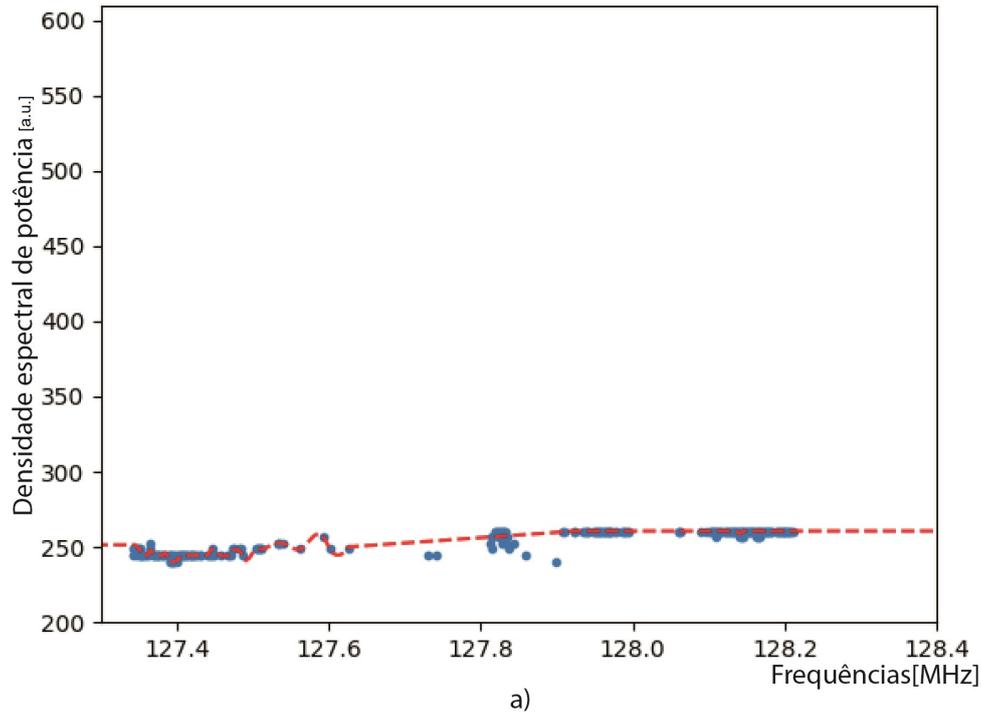
Para a coleta dos dados semelhante à da Figura 2.11 foi utilizado um código em *Python* que processa imagens e interpola os dados obtidos a partir das imagens.

Inicialmente o código recebe os dados de densidade espectral de potência e a cor que deve ser buscada, e posteriormente retorna uma matriz em que os *pixels*, com cores semelhantes à cor definida anteriormente, são marcados como verdadeiros. O resultado dessa etapa inicial pode ser visualizado na Figura 3.2.



**Figura 3.2.** Medidas de densidade espectral de potência nos sinais coletados nas bobinas do equipamento de ressonância *Philips 3-T Achieva MRI system*, para a faixa de frequências de 127.3 MHz até 128.2 MHz, conforme dados extraídos da literatura científica [25] (Figura 8): (a) sem a presença do módulo de aquisição *Hyperion II<sup>D</sup>*; (b) com a a presença do módulo de aquisição *Hyperion II<sup>D</sup>*.

Após a coleta de *pixels* com as cores desejadas, os dados passam por um processamento para gerar pontos, que passam por uma interpolação com alguns ajustes finos. O resultado final é apresentado na figura abaixo, sendo que a curva da Figura 3.3(a) representa  $D_{NORMAL}(f)$ , a densidade espectral de potência sem o *Hyperion II<sup>D</sup>*; e a Figura 3.3(b) representa  $D_{PET}(f)$ , a densidade espectral de potência com o *Hyperion II<sup>D</sup>*.



**Figura 3.3.** Medidas de densidade espectral de potência nos sinais coletados nas bobinas do equipamento de ressonância *Philips 3-T Achieva MRI system*, para a faixa de frequências de 127.3 MHz até 128.2 MHz, conforme dados extraídos da literatura científica [25] (Figura 8): (a) sem a presença do módulo de aquisição *Hyperion II<sup>D</sup>*; (b) com a a presença do módulo de aquisição *Hyperion II<sup>D</sup>*.

Além da equação 3.3, existe uma maneira alternativa de se calcular a energia de um

sinal, representada por

$$E = T \int_{-\infty}^{\infty} S(f)df, \quad (3.4)$$

onde  $E$  é a energia do sinal,  $T$  é o intervalo de tempo do sinal,  $f$  é a frequência em Hz, e  $S(f)$  é uma função de densidade espectral de potência. A energia do sinal sem o ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>* é

$$E_{NORMAL} = T \int_{-\infty}^{\infty} D_{NORMAL}(f)df, \quad (3.5)$$

já a energia do ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>* é calculada com

$$E_{PET} = T \left( \int_{-\infty}^{\infty} D_{PET}(f)df - \int_{-\infty}^{\infty} D_{NORMAL}(f)df \right). \quad (3.6)$$

Utilizando a equação 3.2 é possível encontrar  $SNR_{PET}$ , a SNR das amostras contaminadas pelo ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>*

$$SNR_{PET} = 10 \log_{10} \left( \frac{E_{NORMAL}}{E_{PET}} \right), \quad (3.7)$$

substituindo 3.5 e 3.6 e fazendo as devidas simplificações pode-se utilizar a seguinte relação

$$SNR_{PET} = 10 \log_{10} \left( \frac{\int_{-\infty}^{\infty} D_{NORMAL}(f)df}{\int_{-\infty}^{\infty} D_{PET}(f)df - \int_{-\infty}^{\infty} D_{NORMAL}(f)df} \right). \quad (3.8)$$

Um código em *Python* foi utilizado para fazer o cálculo da equação 3.8, considerando que os valores de  $D_{NORMAL}(f)$  e  $D_{PET}(f)$  são zerados para fora dos limites estabelecidos nos gráficos da Figura 3.3.

### 3.4 Contaminação dos dados de MRI

Considerando a equação 3.2 e isolando  $E_{ruído}$ , e utilizando o valor de  $SNR_{PET}$  tem-se a relação

$$E_{ruído} = E_{original} 10^{\frac{-SNR_{PET}}{10}}, \quad (3.9)$$

onde  $E_{ruído}$  é a energia do ruído,  $E_{original}$  é a energia do sinal a ser contaminado. O sinal discreto de ruído  $R$  pode ser descrito como

$$R[k] = \alpha C[k], \quad (3.10)$$

onde  $\alpha$  é um número real que ajusta o ruído, e  $C[k]$  é um vetor de números complexos aleatórios. Calculando a  $E_{ruído}$  de  $R[k]$  utilizando a equação 3.3

$$E_{ruído} = \sum_{k=1}^L |R[k]|^2, \quad (3.11)$$

e agora substituindo 3.10 em 3.11

$$E_{ruído} = \sum_{k=1}^L |\alpha C[k]|^2. \quad (3.12)$$

Utilizando propriedades de módulo e de somatório na equação 3.12 pode-se encontrar

$$E_{ruído} = \alpha^2 \sum_{k=1}^L |C[k]|^2, \quad (3.13)$$

e agora considerando que  $E_{noise}$  é a energia do sinal  $C[k]$

$$E_{ruído} = \alpha^2 E_{noise}. \quad (3.14)$$

Substituindo a equação 3.14 em 3.9, e isolando  $\alpha$ , obtém-se

$$\alpha = \sqrt{\frac{E_{original} 10^{-\frac{SNR_{PET}}{10}}}{E_{noise}}}. \quad (3.15)$$

Após a obtenção do ajuste  $\alpha$ , é possível calcular  $R[k]$  com a equação 3.12, e finalmente obter a relação

$$A_{noise}[k] = A[k] + R[k], \quad (3.16)$$

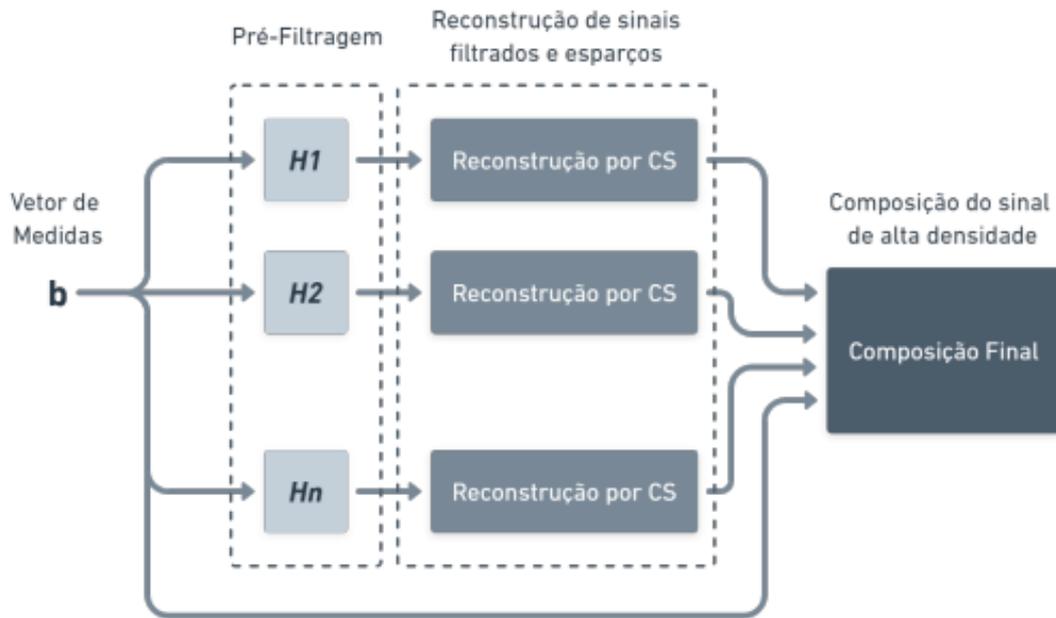
onde  $A_{noise}[k]$  é o vetor de amostras contaminadas e  $A[k]$  é o vetor de amostras obtidas por TEFAC ou TRFAC. O vetor  $A_{noise}[k]$  é utilizado posteriormente para realizar as reconstruções por REM e CS. Um vetor  $R[k]$  diferente foi gerado para cada reconstrução realizada.

### 3.5 Reconstrução das imagens

Para a reconstrução por REM, foi utilizado um código em *Python* relativamente simples, que recebe os dados de amostragem, preenche os espaços vazios no espaço- $k$  e por fim realiza uma IFT para dar origem à imagem final.

Já para a reconstrução por CS, foi utilizado um código em *Python* cedido pelo Prof. Dr. Cristiano Jacques Miosso. O código realiza a reconstrução por CS e utiliza a mi-

nimização por  $l_p$ , porém para diminuir o custo computacional, foi utilizado um valor de  $p = 1$  na equação 2.25, portanto, se trata de uma reconstrução com minimização por  $l_1$ . Um outro detalhe a se ressaltar é que o código utiliza o método da pré-filtragem, que realiza uma filtragem no sinal antes de realizar a reconstrução por CS, com o objetivo de melhorar a fidelidade do sinal de entrada, e conseqüentemente elevar a qualidade do sinal de saída [23]. A Figura 3.4 apresenta um diagrama que ilustra o funcionamento do CS dispondo da pré-filtragem, o sinal amostrado  $b$  é  $N$  vezes filtrado e reconstruído por CS, e no final é possível obter um sinal de boa qualidade.



**Figura 3.4.** Diagrama que ilustra o processo de CS utilizando pré-filtragem: o vetor  $b$  é filtrado e reconstruído  $N$  vezes para a obtenção de um sinal de alta densidade. Figura extraída de [22].

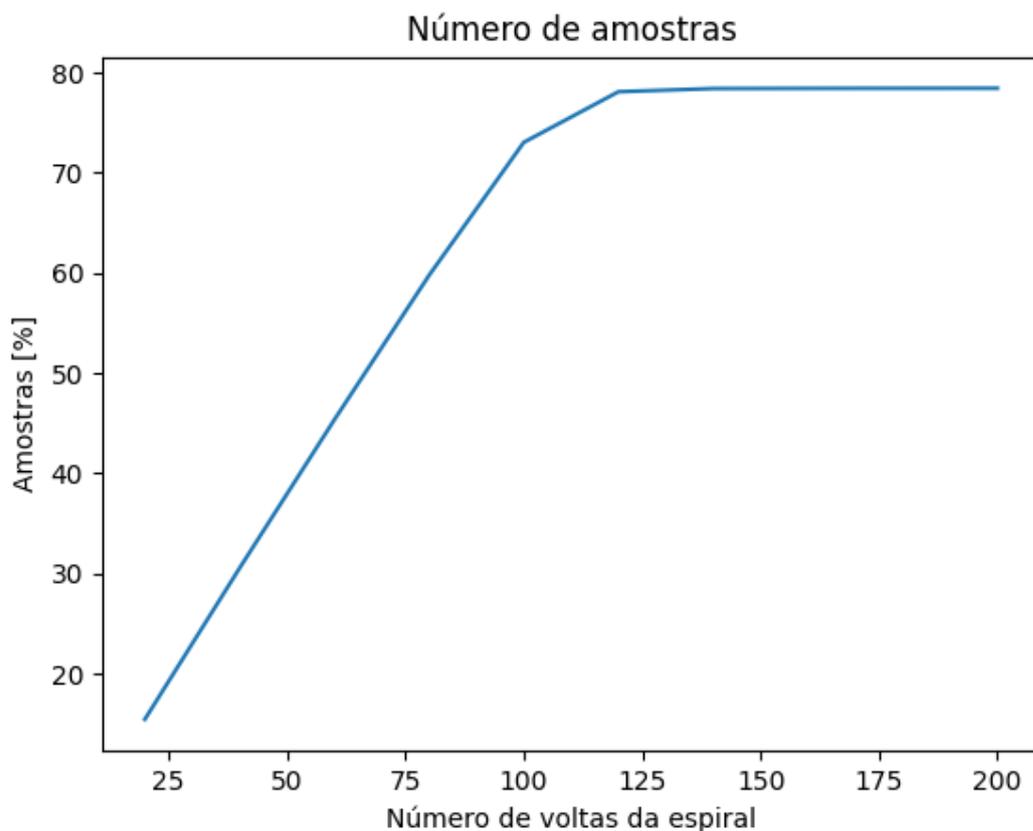
Os filtros utilizados são os filtros de Haar bidimensionais, que são utilizadas para ressaltar bordas [22]. Os filtros são definidos pelas matrizes

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix}, h_2 = \begin{bmatrix} 1 & -1 \\ 1 & -1 \end{bmatrix}, h_3 = \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ -1 & -1 \end{bmatrix}.$$

## 4 Resultados e Discussões

### 4.1 Número de amostras em TEFAK

O gráfico da Figura 4.1 apresenta a relação entre o número de voltas da TEFAK e a porcentagem de amostras em uma imagem, sendo que essa porcentagem é em relação a 1048576, que é o número total de elementos da FT das imagens. É possível observar que o número de amostras cresce até 100 voltas, quando ele fica saturado em torno de 78%.



**Figura 4.1.** Gráfico do percentual de amostras de uma imagem de MRI de  $1024 \times 1024$  *pixels* em relação ao número de voltas das TEFAKs.

Este valor de saturação pode ser explicado pela geometria do problema. Caso uma

matriz quadrada de ordem  $n$  for amostrada com TEFAK, o raio máximo que a espiral alcança é  $n/2$ . Se for empregada uma TEFAK com número de voltas e braços adequado para amostrar todos os elementos contidos dentro do raio máximo da espiral, a relação entre a porcentagem de amostras  $A$  e o total de amostras seria

$$A_{\%} = \frac{\pi \left(\frac{n}{2}\right)^2}{n^2} 100, \quad (4.1)$$

$$A_{\%} = \frac{\pi \left(\frac{n^2}{4}\right)}{n^2} 100, \quad (4.2)$$

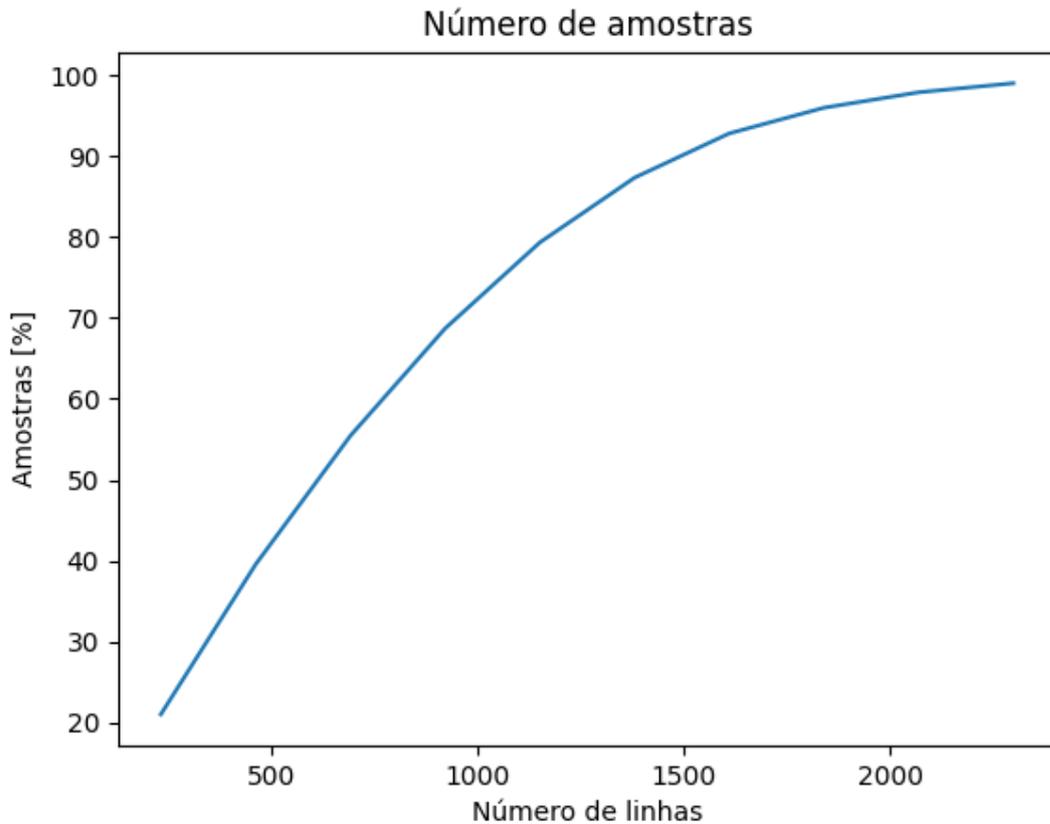
e conseqüentemente

$$A_{\%} = \frac{\pi}{4} 100 \approx 78,53\%. \quad (4.3)$$

Portanto, o número de amostras fica saturando em torno de 78% do total de elementos, mesmo se forem empregadas infinitas voltas e braços para a amostragem.

## 4.2 Número de amostras em TRFAK

O gráfico da Figura 4.2 apresenta a relação entre o número de linhas de TRFAK e a porcentagem de amostras de uma imagem, sendo que essa porcentagem é em relação a 1048576, que é o número total de elementos da FT das imagens. É possível observar que diferentemente das porcentagens de amostras de TEFAK, a porcentagem de TRFAK só satura em quase 100%. Com isso, pode-se afirmar que TRFAK é mais eficaz para fazer amostragens.



**Figura 4.2.** Gráfico do percentual de amostras de uma imagem de MRI de 1024x1024 *pixels* em relação ao número de linhas de TRFAK.

### 4.3 SNR de imagens sem o ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>*

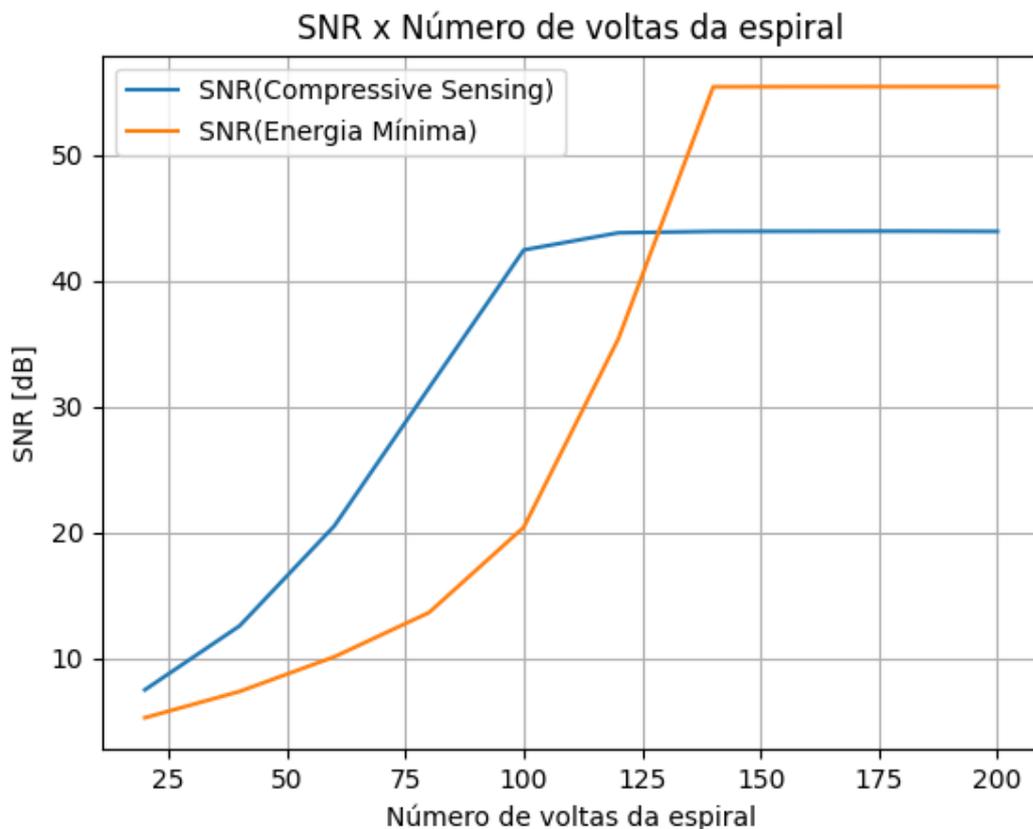
Para a comparação quantitativa dos métodos de reconstrução, foi realizado em cálculo de SNR nas imagens resultantes, conforme exposto na Seção 3.2. O valor de  $SNR_{PET}$  calculado conforme exposto na Seção 3.3 foi  $SNR_{PET} = 6.08$  dB.

É importante ressaltar que foram adotadas algumas hipóteses que podem ter limitado a eficiência do CS, como: a adoção da minimização  $l_1$  em detrimento da minimização  $lp$ ; e a utilização de filtros de Haar para pré-filtragem, tendo em vista que existem filtros com eficácia e complexidade maiores.

#### 4.3.1 SNR com TFAK

A Figura 4.3 apresenta um gráfico com os resultados de SNR, sendo possível observar que ambas as curvas crescem até certo ponto, e depois saturam. A SNR de CS satura em torno de 43 dB e a SNR de REM satura em torno de 55 dB, de forma semelhante

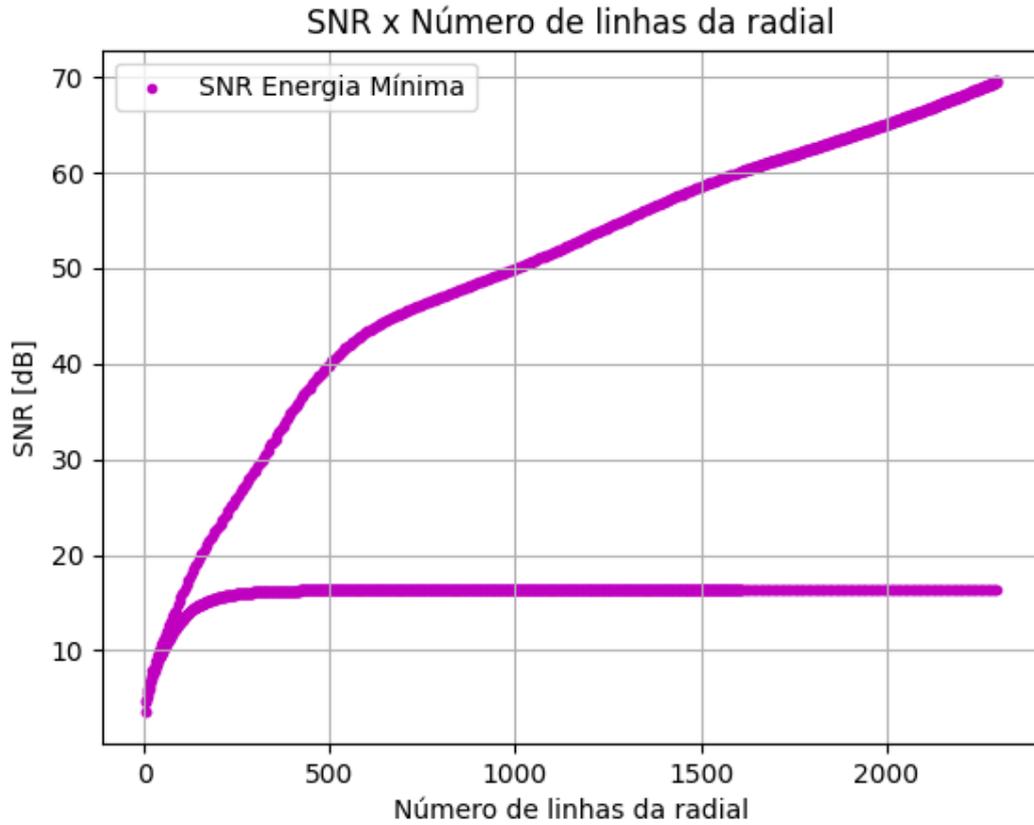
ao exposto na Seção 4.1, onde o máximo de amostras que se pode alcançar é 78% dos elementos da matriz. Com menos de 120 voltas de TEFAK, a reconstrução por CS é mais efetiva, chegando a uma diferença de até 22 dB; porém com mais voltas, a reconstrução por REM é mais efetiva, chegando a uma diferença de até 11.48 dB.



**Figura 4.3.** Gráfico comparativo entre a SNR das imagens de ressonância magnética sem a adição de ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>*, e reconstruídas por REM e CS, em relação ao número de voltas de TEFAK.

### 4.3.2 SNR com TRFAK

A Figura 4.4 apresenta um gráfico com resultados de SNR com TRFAK utilizando REM. Este gráfico de SNR, diferentemente dos outros apresentados no presente estudo, é plotado apenas com os pontos, sem linhas interligando os mesmos. É possível observar que o gráfico possui um comportamento interessante e diferente do observado com TEFAK, os valores variam rapidamente, sendo que existem duas tendências: uma saturada  $T_{sat}$  em aproximadamente 16 dB, e outra crescente  $T_{cre}$ .



**Figura 4.4.** Gráfico de SNR das imagens de ressonância magnética sem a adição de ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>*, e reconstruídas por REM, em relação ao número de linhas de TRFAK.

Considerando que o resto inteiro da divisão  $R$  de um número  $A$  por outro número  $B$  pode ser definido como

$$A \equiv R \pmod{B}, \quad (4.4)$$

é possível descrever o comportamento de SNR entre 1 e 1609 linhas de TRFAKs da seguinte forma

$$SNR[L] \in \begin{cases} T_{cre}, & \text{se } L \equiv 1 \pmod{4} \\ T_{sat}, & \text{caso contrário,} \end{cases} \quad (4.5)$$

onde  $L$  é o número de linhas de TRFAK. Já o comportamento de SNR entre 1610 e 2300 é descrito como

$$SNR[L] \in \begin{cases} T_{sat}, & \text{se } L \equiv 3 \pmod{4} \\ T_{cre}, & \text{caso contrário.} \end{cases} \quad (4.6)$$

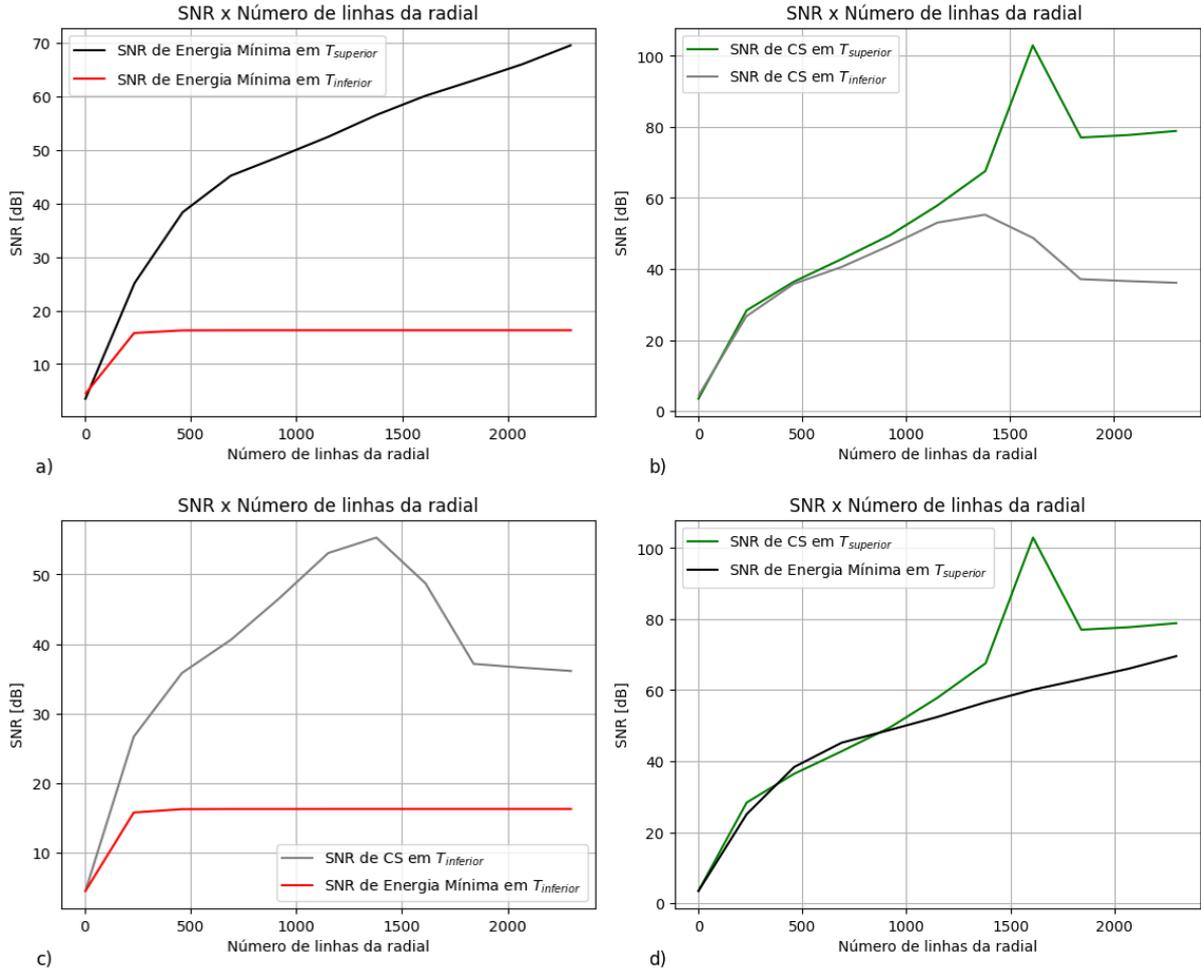
Uma hipótese para o comportamento observado é que em alguns arranjos de TRFAK, a qualidade em suas amostras é baixa. O estudo e a análise das causas desse comportamento não estão no escopo do presente estudo. O tempo de execução do código em *Python*

para reconstrução de imagens com REM é baixo, portanto foi possível reconstruir todas as 2300 imagens, que foram utilizadas para gerar o gráfico da Figura 4.4; porém o código para reconstrução com CS possui um tempo de execução alto mesmo utilizando Unidade de Processamento Gráfico (GPU), chegando a até cerca de 10 minutos por imagem. Não foi viável reconstruir 2300 imagens com CS, portanto foram empiricamente escolhidos números de ângulos de TRFAK que acompanhassem as tendências de saturação e crescimento de SNR de reconstrução por REM. As imagens geradas a partir dos números de ângulos escolhidos serão utilizadas para realizar as comparações entre os gráficos de SNR de REM e CS. Os números de ângulos escolhidos são apresentados nos vetores  $T_{inferior}$  e  $T_{superior}$ , para as tendências saturada e crescente, respectivamente

$$T_{inferior} = [3, 231, 459, 691, 919, 1151, 1379, 1611, 1839, 2071, 2299], \quad (4.7)$$

$$T_{superior} = [1, 233, 461, 689, 921, 1149, 1381, 1609, 1841, 2069, 2297]. \quad (4.8)$$

Utilizando  $T_{inferior}$  e  $T_{superior}$ , a SNR de REM foi novamente calculada, resultando no gráfico da Figura 4.5(a). A Figura 4.5(b) apresenta um gráfico com os valores de SNR calculados com as linhas de  $T_{inferior}$  e  $T_{superior}$  utilizando o método de CS. É possível notar que diferentemente do comportamento da SNR por REM, nenhuma das tendências de SNR por CS saturam, ambas obtêm um crescimento até um pico, e depois decrescem. O pico de SNR em  $T_{superior}$  é em torno de 1625 linhas, já o pico em  $T_{inferior}$  é em torno de 1380 linhas. A Figura 4.5(c) apresenta um gráfico da SNR de imagens reconstruídas com números de linhas em  $T_{inferior}$ . É possível observar que a SNR com REM cresce até a saturação em 16 dB, já a SNR com CS cresce até atingir um pico de aproximadamente 55 dB em cerca de 1380 linhas. A Figura 4.5(d) apresenta um gráfico da SNR de imagens reconstruídas com números de linhas em  $T_{superior}$ . A SNR com REM não possui quedas, cresce atingindo o máximo de aproximadamente 69 dB em cerca de 2300 linhas, já a SNR com CS cresce bastante, atinge um pico de aproximadamente 102 dB em cerca de 1625 linhas, depois sofre uma queda e fica entre 70 dB e 80 dB.



**Figura 4.5.** Gráficos de SNR de imagens reconstruídas com TRFAK e sem a adição de ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>*, reconstruídas:(a)com REM em  $T_{inferior}$  e  $T_{superior}$ ;(b) com CS em  $T_{inferior}$  e  $T_{superior}$ ;(c) com REM e CS em  $T_{inferior}$ ;(d) com REM e CS em  $T_{superior}$ .

Em suma, para as linhas contidas em  $T_{inferior}$ , a SNR em CS é sempre mais alta que a SNR em REM, chegando em uma diferença de 39 dB. Já para as linhas contidas em  $T_{superior}$ , a SNR em REM é cerca de 2 dB maior que a SNR em CS entre cerca de 380 e 680 linhas, mas fora deste intervalo, a reconstrução por CS é mais efetiva, chegando em uma diferença de 43 dB.

#### 4.4 SNR de imagens com o ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>*

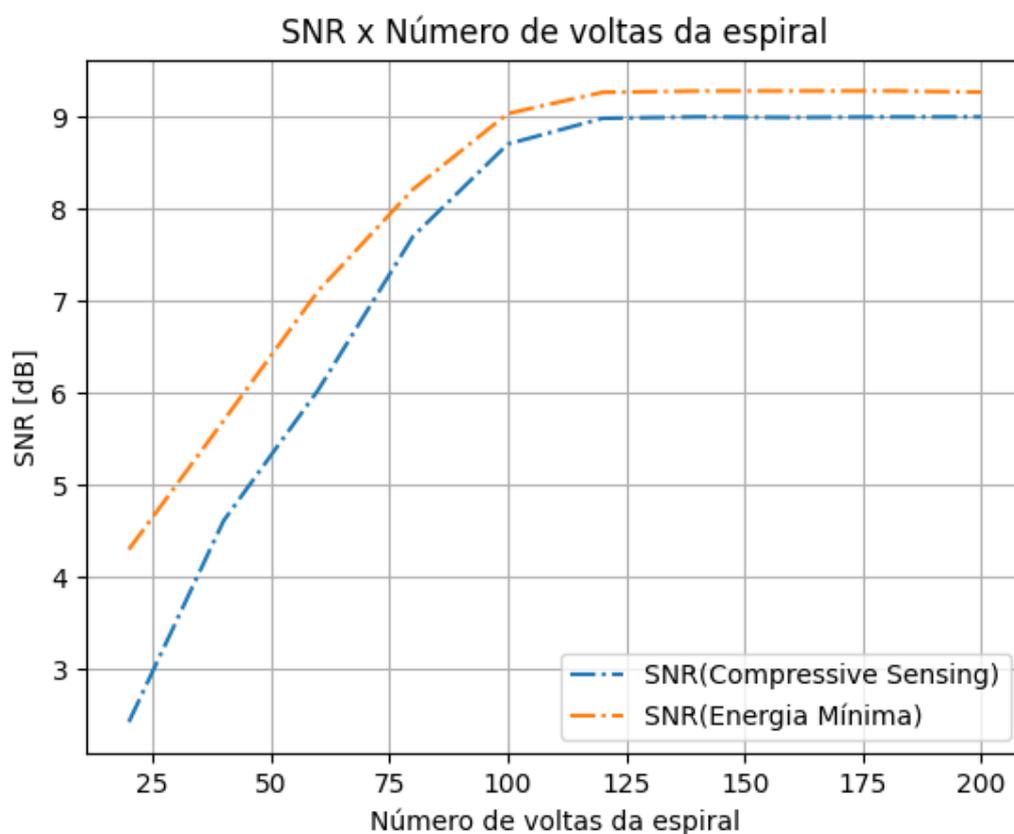
A comparação quantitativa dos métodos de reconstrução depois da contaminação pelo ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>* foi realizada conforme exposto na Seção 3.2. A contaminação foi realizada conforme exposto na Seção 3.4.

De forma semelhante à descrição apresentada na Seção 4.3, é importante relembrar

que existem algumas hipóteses que podem ter limitado a eficiência do método de CS.

#### 4.4.1 SNR com TEFAK

A Figura 4.6 apresenta um gráfico comparando os resultados de SNR para os métodos de REM e CS. A SNR dos dois métodos apresentam comportamentos semelhantes, crescem até cerca de 120 voltas de TEFAK e depois saturam em aproximadamente 9 dB, sendo que o método por REM apresentou SNR mais alta que o método por CS em todos os pontos medidos.

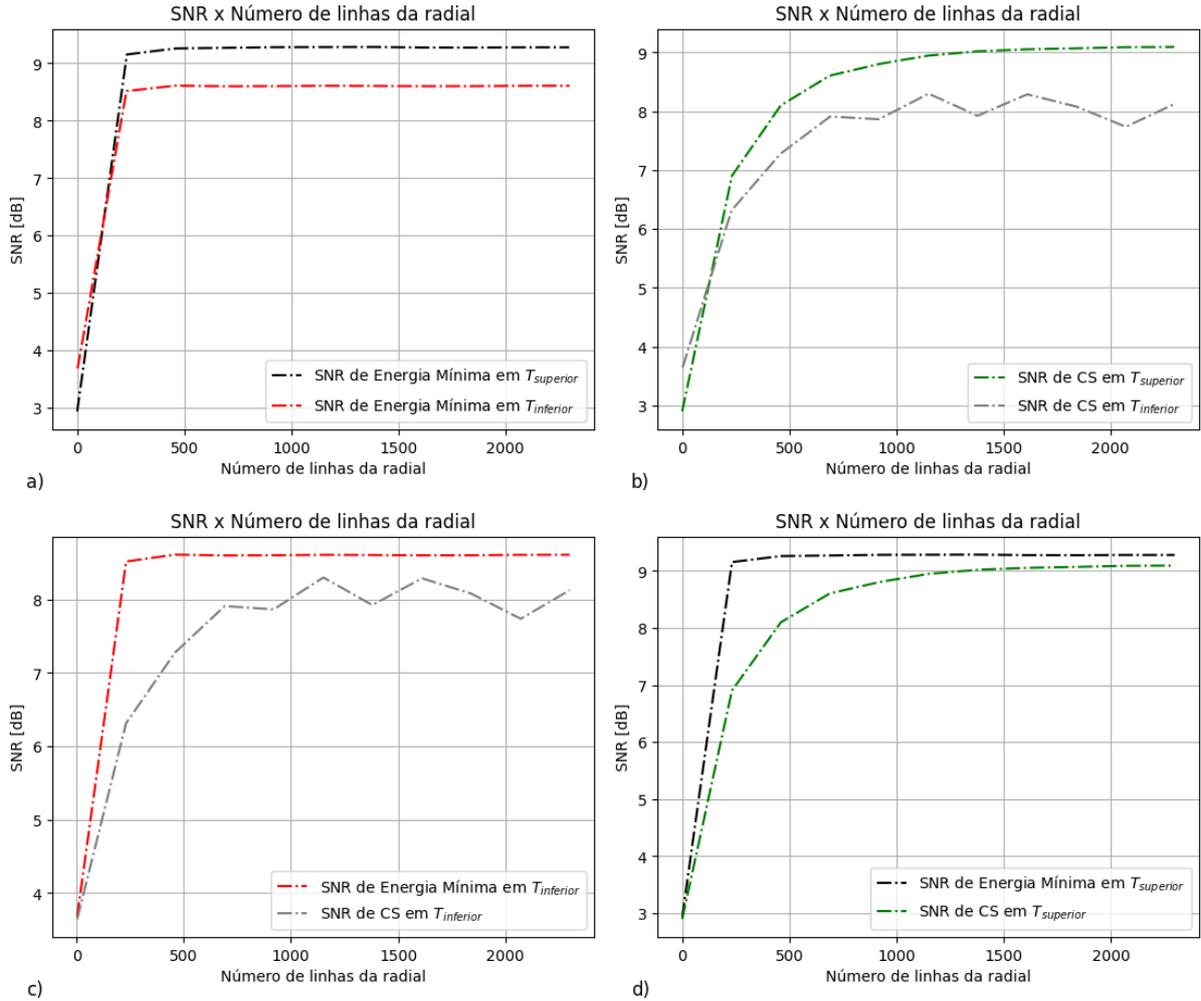


**Figura 4.6.** Gráfico comparativo entre a SNR das imagens de ressonância magnética com a adição de ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>*, e reconstruídas por REM e CS, em relação ao número de voltas de TEFAK.

#### 4.4.2 SNR com TRFAK

A mesma abordagem utilizada na Seção 4.3.2 foi utilizada para fazer a análise de SNR com TRFAK com a adição de ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>*, ou seja, os números de linhas utilizados para a análise são os contidos em  $T_{inferior}$  e  $T_{superior}$ .

A Figura 4.7(a) apresenta um gráfico com os valores de SNR obtidos em imagens reconstruídas por REM e já contaminadas pelo ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>*. As SNR em  $T_{inferior}$  e  $T_{superior}$  possuem comportamento semelhante, crescem rapidamente até cerca de 230 linhas, e saturam após cerca de 460 linhas. A Figura 4.7(b) apresenta o gráfico com os valores de SNR obtidos em imagens reconstruídas por CS e já contaminadas pelo ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>*. A SNR em  $T_{superior}$  sobe de forma gradual e satura, já a SNR em  $T_{inferior}$  também sobe de forma gradual e para de crescer, porém não alcança um equilíbrio. A Figura 4.7(c) apresenta um gráfico de SNR obtida em imagens já contaminadas pelo ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>* reconstruídas por REM e CS utilizando  $T_{inferior}$ . A SNR de REM cresce rapidamente até cerca de 230 linhas, e após 460 linhas satura em aproximadamente 8,5 dB; já a SNR de CS cresce de forma gradual até 460 linhas, e depois varia sem grandes crescimentos ou decréscimos, o maior valor que a curva assume é aproximadamente 8,3 dB. O gráfico da Figura 4.7(d) apresenta um gráfico de SNR obtida em imagens já contaminadas pelo ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>* reconstruídas por REM e CS utilizando  $T_{superior}$ . A SNR de REM cresce rapidamente até cerca de 230 linhas, e após 460 linhas satura em aproximadamente 9,2 dB; já a SNR de CS cresce de forma gradual e satura em aproximadamente 9 dB.



**Figura 4.7.** Gráficos de SNR de imagens reconstruídas com TRFAK e com a adição de ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>*, reconstruídas:(a)com REM em  $T_{inferior}$  e  $T_{superior}$ ;(b) com CS em  $T_{inferior}$  e  $T_{superior}$ ;(c) com REM e CS em  $T_{inferior}$ ;(d) com REM e CS em  $T_{superior}$ .

## 4.5 Imagens sem o ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>*

A comparação qualitativa dos métodos de reconstrução se deu de forma visual, analisando visualmente as imagens obtidas pelos métodos de REM e CS. Essas comparações foram realizadas variando o número de voltas no caso do TEFAK, e o número de linhas no caso do TRFAK.

### 4.5.1 Imagens amostradas com TEFAK

A imagem da Figura 3.1 foi amostrada 10 vezes conforme o exposto na Seção 3.1.1, e depois foi reconstruída pelos métodos de REM e CS. A Figura 4.8 apresenta uma

comparação com diferentes números de voltas de TEFAK.

Utilizando 20 voltas da TEFAK, é possível observar que ambas as imagens possuem baixa qualidade. Cem voltas da TEFAK apresentam uma imagem por REM ainda ruim, pois possui alguns artefatos; já a imagem formada por CS é muito boa em questão de resolução e nitidez. Duzentas voltas da TEFAK resultam em imagens com resolução e nitidez muito boas; não é possível observar diferenças visíveis entre as imagens com mais de 100 voltas reconstruídas por CS.

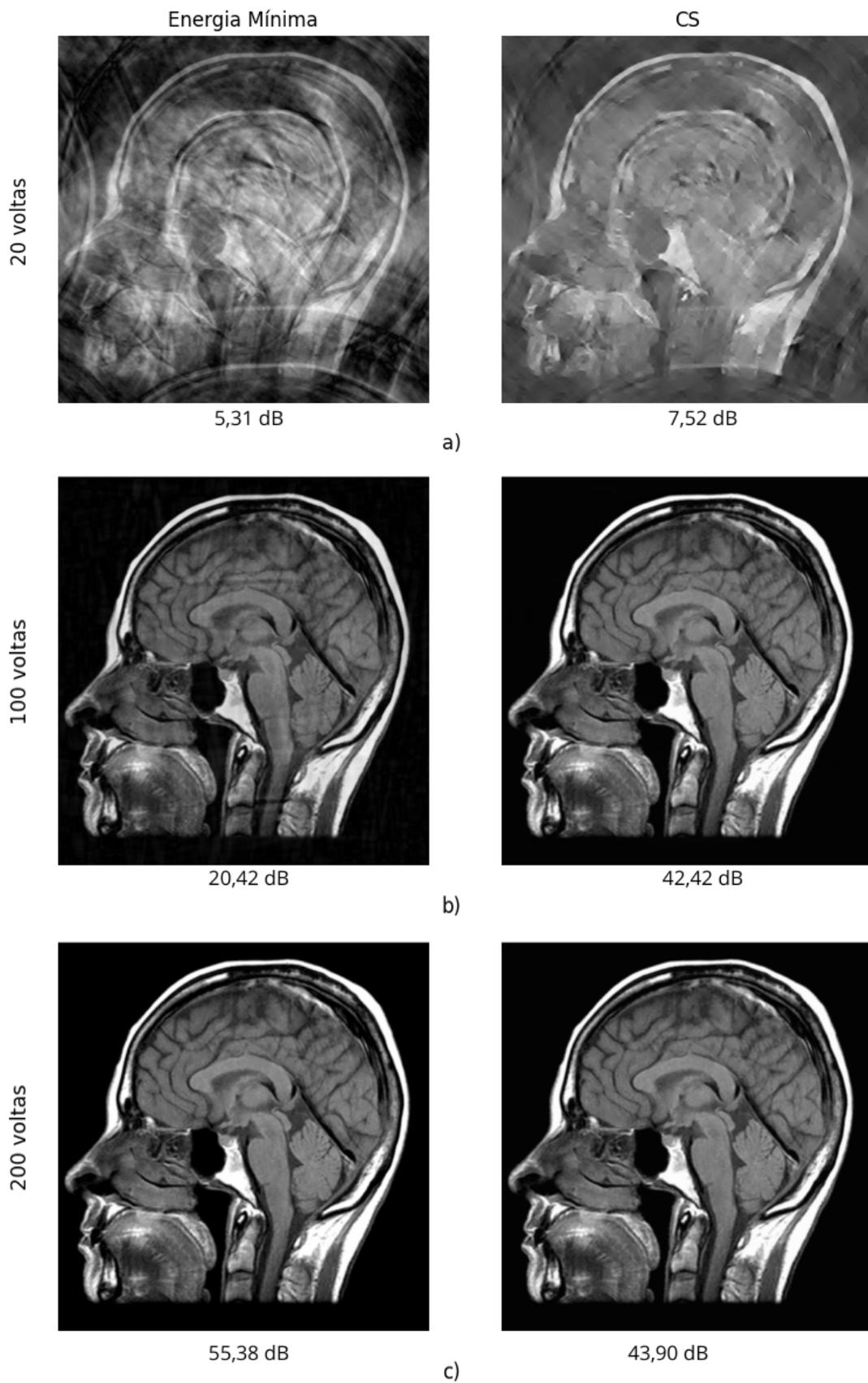
Em suma, as imagens formadas apresentam diferenças até cerca de 100 voltas da TEFAK, com um número de voltas superior já não é possível distinguir a imagem original das imagens reconstruídas pelos dois métodos.

#### 4.5.2 Imagens amostradas com TRFAK

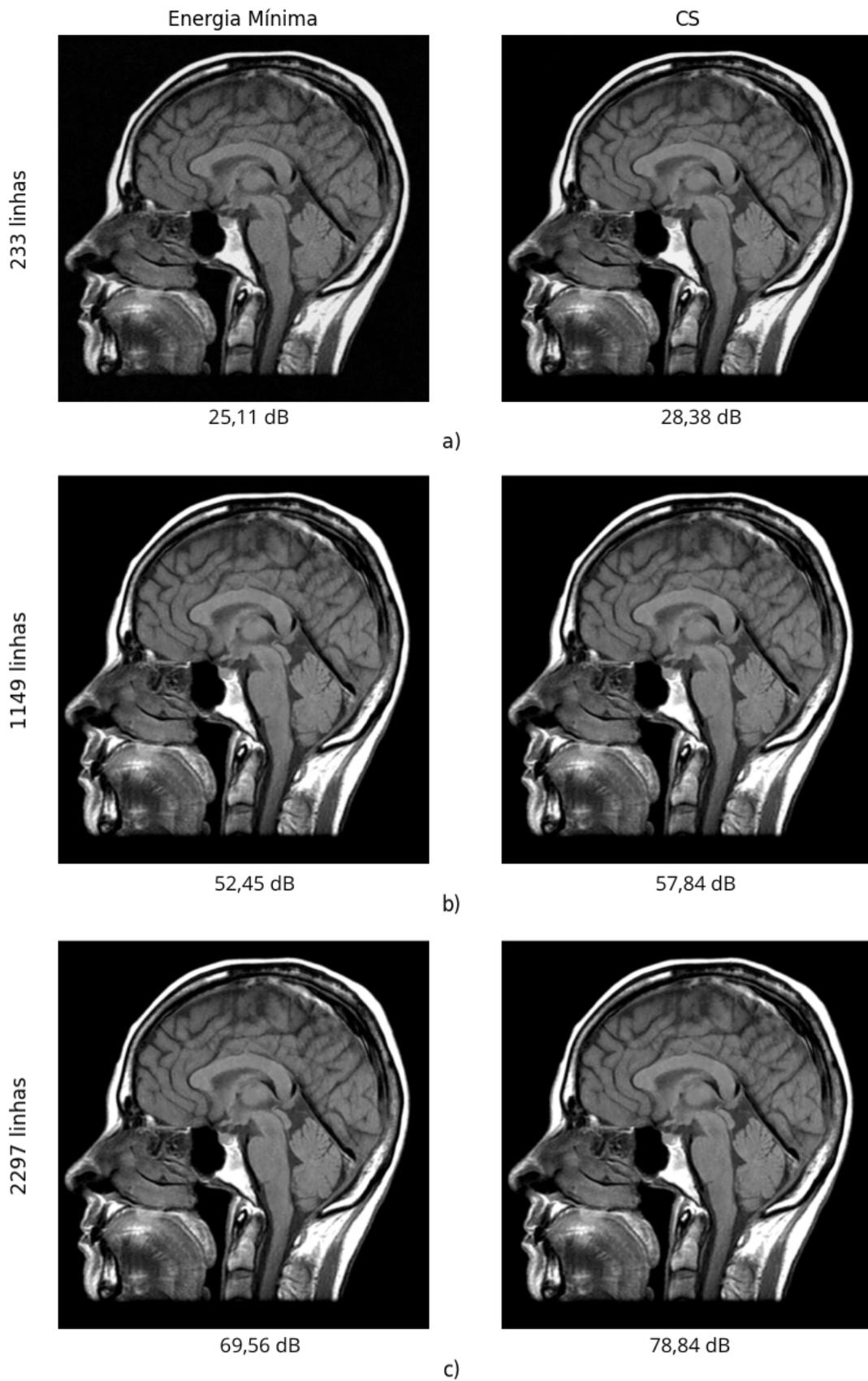
A imagem da Figura 3.1 foi amostrada 22 vezes conforme o exposto na Seção 3.1.2, e depois foi reconstruída pelos métodos de REM e CS.

A Figura 4.9 apresenta uma comparação entre os métodos de REM e CS utilizando diferentes números de linhas de TRFAK em  $T_{superior}$ . Utilizando 233 linhas de TRFAK, as imagens possuem uma boa qualidade, porém fazendo uma análise mais criteriosa, é possível observar que a imagem por REM possui alguns leves artefatos na região que corresponde ao cérebro do paciente. As imagens reconstruídas por REM utilizando 1149 e 2297 linhas de TRFAK possuem resolução e nitidez boas, não sendo possível identificar diferenças entre elas e a imagem original.

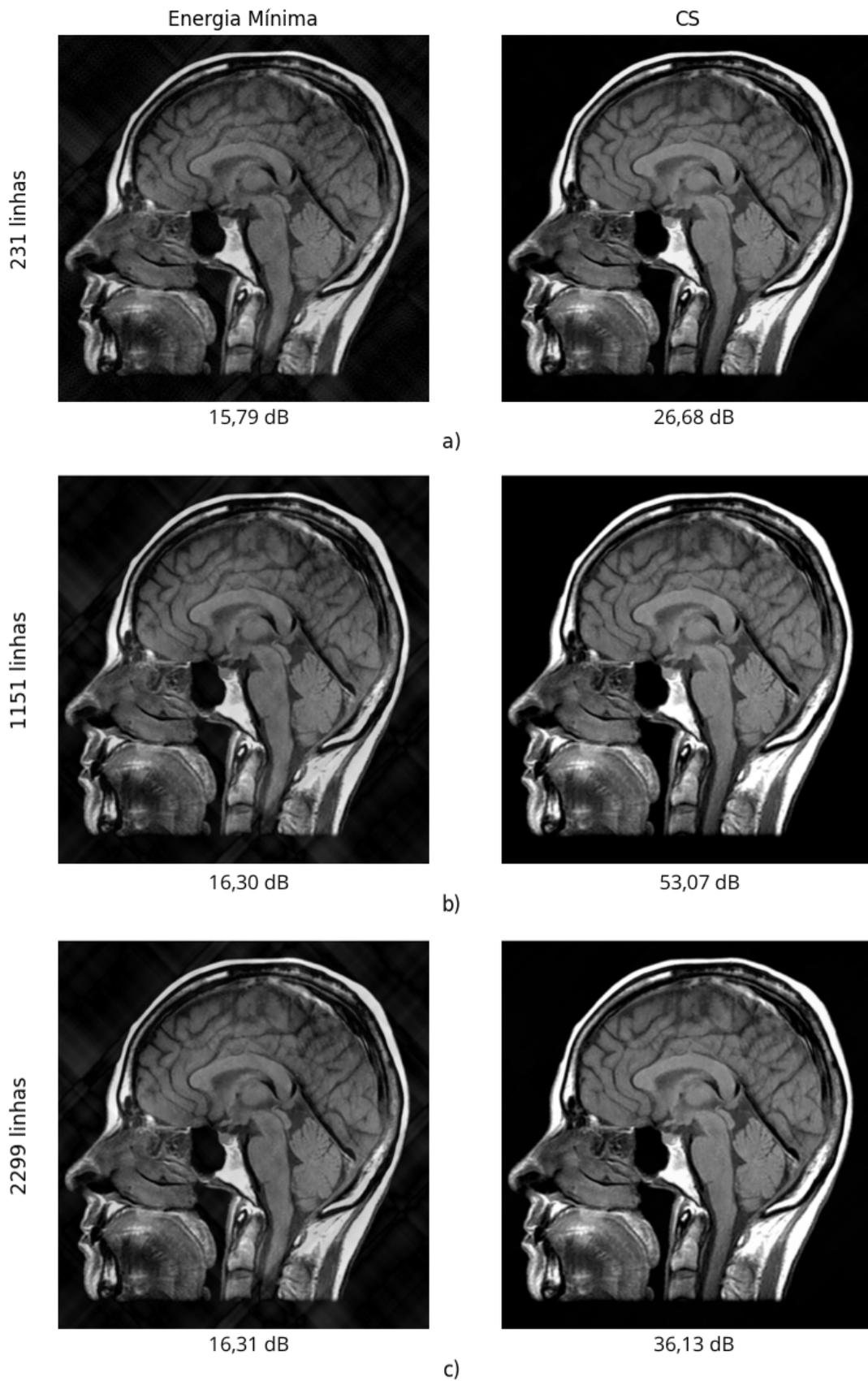
A Figura 4.10 apresenta uma comparação entre os métodos de REM e CS utilizando diferentes números de linhas de TRFAK em  $T_{inferior}$ . Utilizando 231 linhas de TRFAK, as duas imagens possuem artefatos com padrões semelhantes, porém a imagem reconstruída por REM está com uma qualidade bem mais baixa. Mil cento e cinquenta e uma linhas resultam em uma imagem de REM semelhante a imagem que utiliza 231 linhas; já a imagem por CS tem uma boa resolução e nitidez, não sendo possível distingui-la da imagem original. Duas mil duzentas e noventa e nove linhas apresentam uma imagem por REM tão ruim quanto as que utilizam 231 e 1151 linhas; a imagem por CS possui boa qualidade e nitidez, porém com uma análise mais criteriosa é possível identificar leves artefatos com padrão semelhante à imagem por REM.



**Figura 4.8.** Imagens sem a adição do ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>* de ressonância reconstruídas:(a) com TEFAC de 20 voltas por REM e por CS;(b) com TEFAC de 100 voltas por REM e por CS;(c) com TEFAC de 200 voltas por REM e por CS.



**Figura 4.9.** Imagens sem a adição do ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>* de ressonância reconstruídas:(a) com TRFAK de 233 linhas por REM e por CS;(b) com TRFAK de 1149 linhas por REM e por CS;(c) com TRFAK de 2297 linhas por REM e por CS.



**Figura 4.10.** Imagens sem a adição do ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>* de ressonância reconstruídas:(a) com TRFAK de 231 linhas por REM e por CS;(b) com TRFAK de 1151 linhas por REM e por CS;(c) com TRFAK de 2299 linhas por REM e por CS.

## 4.6 Imagens com o ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>*

### 4.6.1 Imagens amostradas com TEFAK

A imagem da Figura 3.1 foi amostrada 10 vezes por TEFAKs, como exposto na Seção 3.1, sofreu contaminação conforme exposto na Seção 3.4 e depois reconstruído pelos métodos de REM e CS. A Figura 4.11 apresenta uma comparação com diferentes números de voltas de TEFAK.

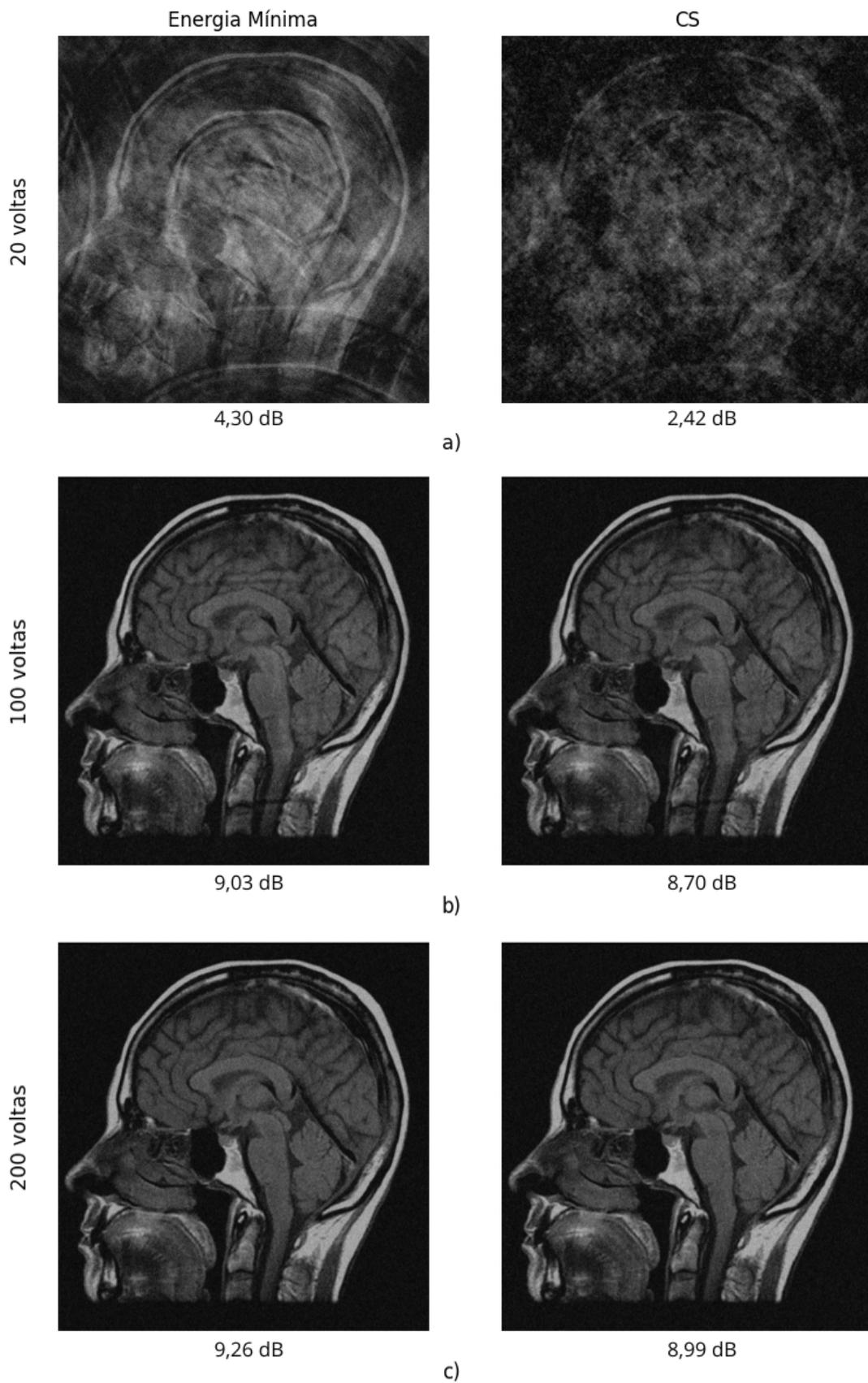
Utilizando 20 voltas de TEFAK, é possível observar que ambas as imagens tem baixa qualidade, não sendo possível identificar que se trata de uma imagem de ressonância magnética de cabeça. Com 100 voltas de TEFAK, as imagens são muito semelhantes entre si, possuem granulação e um padrão de artefatos parecido. As imagens com 200 voltas de TEFAK também são muito semelhantes e não é possível encontrar diferenças visíveis entre elas, ambas apresentam granulação e possuem uma qualidade aceitável.

### 4.6.2 Imagens amostradas com TRFAK

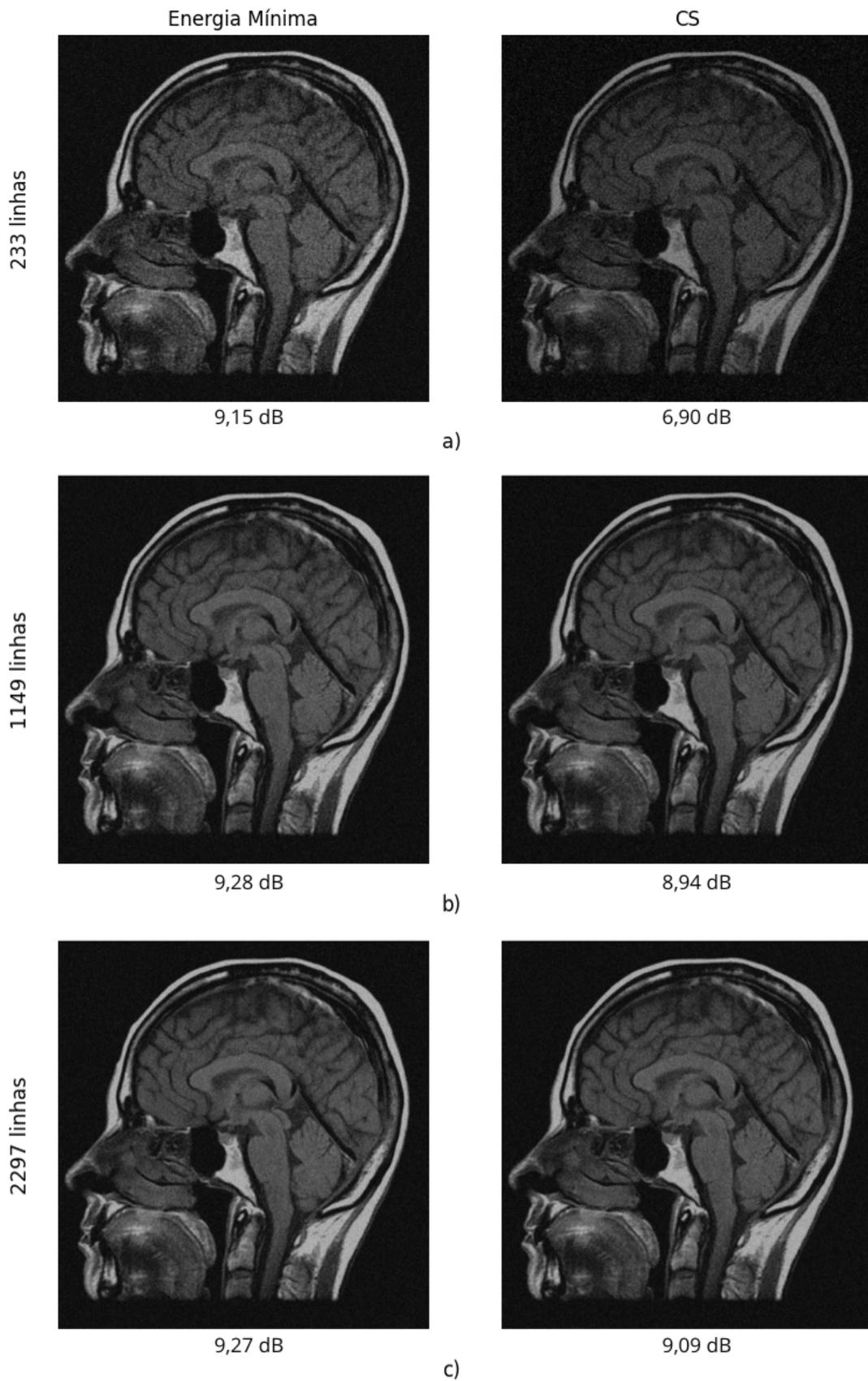
A imagem da Figura 3.1 foi amostrada 22 vezes por TRFAKs, como exposto na Seção 3.1, sofreu contaminação conforme exposto na Seção 3.4 e depois reconstruído pelos métodos de REM e CS.

A Figura 4.12 apresenta uma comparação entre os métodos de REM e CS utilizando diferentes números de linhas de TRFAK em  $T_{superior}$ . Utilizando 233, a imagem reconstruída por REM tem baixa qualidade, com forte granulação; a imagem reconstruída por CS também apresenta forte granulação, porém é mais escurecida. As imagens que utilizam 1149 e 2297 linhas possuem granulação e qualidade aceitável, e também são muito semelhantes entre si, não sendo possível verificar diferenças visuais entre as mesmas.

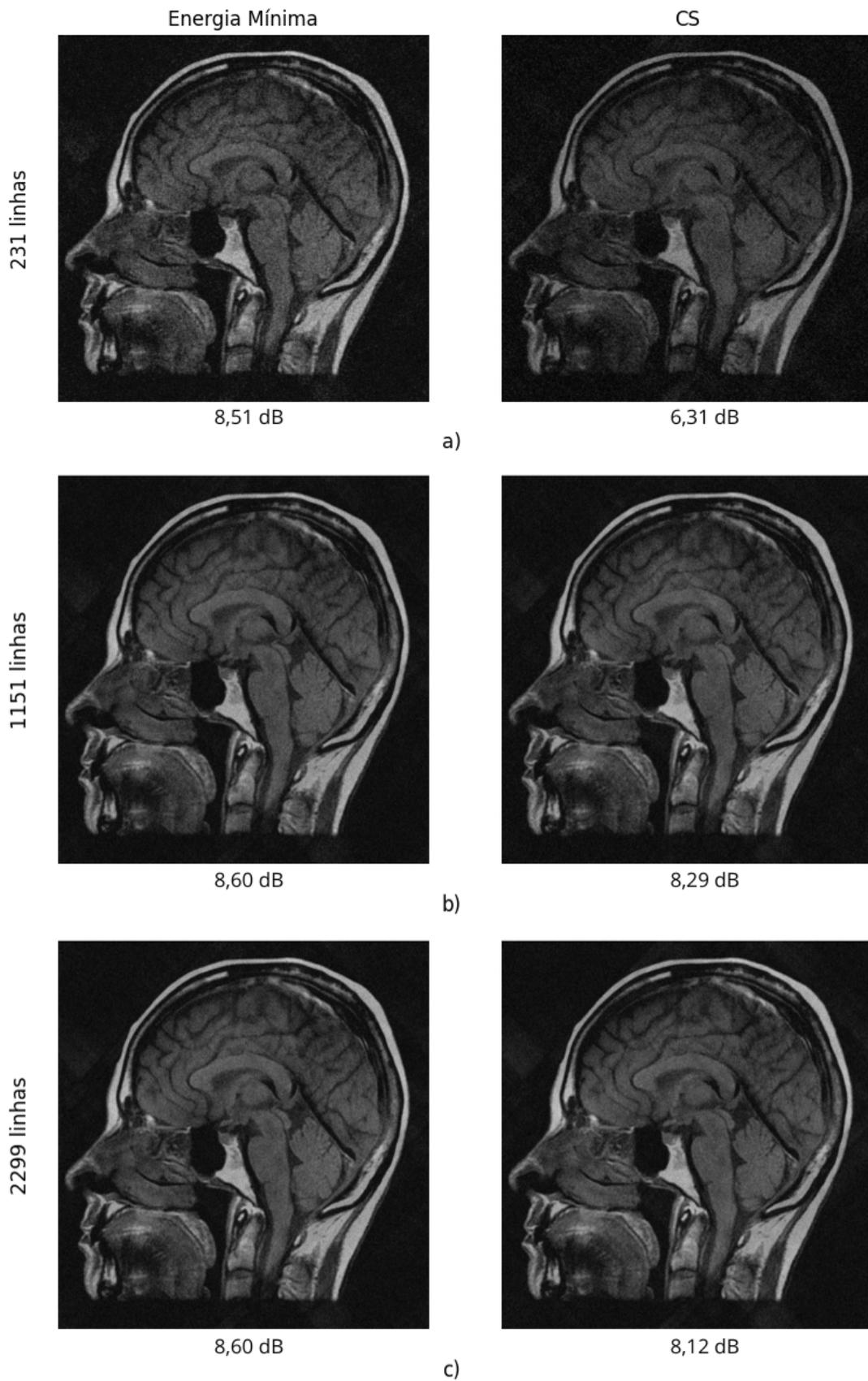
A Figura 4.13 apresenta uma comparação entre os métodos de REM e CS utilizando diferentes números de linhas de TRFAK em  $T_{inferior}$ . Com 231 linhas, ambas as imagens tem baixa qualidade, com forte granulação e com um padrão semelhante de artefatos, porém a imagem por CS está mais escurecida que a imagem por REM. As imagens que utilizam 1151 e 2299 linhas são muito semelhantes entre si, possuem granulação e um padrão de artefatos parecido.



**Figura 4.11.** Imagens com a adição do ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>* de ressonância reconstruídas:(a) com TEFK de 20 voltas por REM e por CS;(b) com TEFK de 100 voltas por REM e por CS;(c) com TEFK de 200 voltas por REM e por CS.



**Figura 4.12.** Imagens com a adição do ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>* de ressonância reconstruídas:(a) com TRFAK de 233 linhas por REM e por CS;(b) com TRFAK de 1149 linhas por REM e por CS;(c) com TRFAK de 2297 linhas por REM e por CS.



**Figura 4.13.** Imagens com a adição do ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>* de ressonância reconstruídas:(a) com TRFAK de 231 linhas por REM e por CS;(b) com TRFAK de 1151 linhas por REM e por CS;(c) com TRFAK de 2299 linhas por REM e por CS.

## 4.7 Comparação dos resultados obtidos

### 4.7.1 Análise de SNR

Os resultados do SNR obtidos sem o ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>* demonstram que a utilização de TRFAKs atinge desempenho superior em comparação com a utilização de TEFAKs em ambos os métodos de reconstrução empregados. Essa diferença nos resultados pode ser explicada pela ausência, nas TRFAKs, de limitações de porcentagem máxima de amostragem encontradas nas TEFAKs. No entanto, é importante destacar que as TEFAKs não apresentam o comportamento peculiar de SNR, como observado em TRFAKs. Um ponto relevante para a análise é o fato de que acima de 30 dB é difícil observar diferenças entre a imagem original e a reconstruída. No caso de TEFAKs, o primeiro método a atingir o patamar de 30 dB é o CS, em cerca de 75 voltas; já no caso de TRFAKs, ambos os métodos de reconstrução atingem os 30 dB entre 230 e 460 linhas. A TEFAK de 75 voltas coleta aproximadamente 58 % das amostras; TRFAKs com o número de linhas entre 230 e 460 coletam valores entre 21 % e 35 % das amostras, ou seja, TRFAKs necessitam de menos amostras para reconstruir imagens com mais de 30 dB.

Os resultados do SNR obtidos com o ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>* demonstram que os dois métodos de reconstrução obtêm desempenho semelhante tanto em TEFAKs quanto em TRFAKs, a SNR fica limitada em cerca de 9 dB. Mesmo obtendo desempenhos parecidos, a REM possui desempenho mais satisfatório que CS em todos os casos simulados. Em TEFAKs, REM e CS atingem o patamar próximo de 9 dB em cerca de 120 voltas; já para TRFAKs a REM atinge o patamar de 9 dB entre 1 e 230 linhas, a SNR do método de CS sobe de forma mais gradual, atingindo 9 dB entre 920 e 1150 linhas. Do ponto de vista de desempenho, é possível afirmar que o melhor método na presença de ruídos é a REM utilizando TRFAKs, por atingirem a saturação em 9 dB com uma quantidade menor de amostras.

A queda de SNR depois da contaminação por ruído é alta em ambos os métodos, tanto em TEFAKs quanto em TRFAKs. Porém a queda mais expressiva está no método de CS em TRFAKs, ocorre uma queda de aproximadamente 93 dB no ponto de maior discrepância.

Nos cenários abordados no presente estudo, a presença de ruído impactou principalmente a reconstrução por CS, que é um método mais robusto e, teoricamente, deveria ter um desempenho melhor. Para comparação, foi realizada uma simulação com o objetivo de calcular os valores de  $SNR_{PET}$  em que o método de CS passa a ser mais efetivo em relação à REM. A simulação para TEFAKs mostrou que a SNR de CS tem um melhor desempenho quando  $SNR_{PET} > 14,08$  dB; já para TRFAKs, o melhor desempenho de

CS ocorre quando  $SNR_{PET} > 19,46$  dB.

#### 4.7.2 Análise das imagens

As imagens reconstruídas com TEFAKs e sem o ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>* demonstram que o método de CS necessita de menos amostras para produzir imagens de melhor qualidade em relação ao método de REM, no caso de 100 voltas já não é possível distinguir a imagem de CS e a imagem original. No caso das imagens reconstruídas com TRFAKs e sem o ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>*, as reconstruções utilizando  $T_{superior}$  obtém um desempenho muito bom em ambos os métodos, porém o método de CS tem um desempenho superior com 233 linhas; já para as imagens utilizando  $T_{inferior}$  apresentam um desempenho melhor utilizando CS, as imagens que utilizam REM são piores e muito parecidas, mesmo com o aumento do número de amostras para a reconstrução, tal resultado está em consonância com o resultado obtido para SNR, onde as imagens de  $T_{inferior}$  reconstruídas com REM possuem desempenho saturado em 16 dB.

Todas as imagens reconstruídas com TEFAKs e com o ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>* apresentam granulação, porém apenas as imagens reconstruídas com 200 voltas não apresentam grandes artefatos visíveis. As imagens reconstruídas com TRFAKs em  $T_{superior}$  apresentam granulação, as imagens que utilizam 233 linhas possuem menor qualidade, as outras imagens são muito semelhantes entre si. Da mesma forma que as imagens com TRFAKs em  $T_{superior}$ , as em  $T_{inferior}$  também apresentam granulação com as imagens com 231 linhas tendo menor qualidade, porém todas as imagens apresentam artefatos com características semelhantes.

As imagens reconstruídas pelos dois métodos, com os dois tipos de trajetória de amostragem foram muito afetadas pelo ruído, a maior queda de desempenho foi observada na reconstrução por CS, utilizando TRFAKs em  $T_{inferior}$ ; mesmo em  $T_{inferior}$ , as imagens reconstruídas com CS sem a presença do ruído eram boas, chegando ao ponto de não ser possível distingui-las da imagem original, porém com a contaminação do ruído, as imagens por CS sofrem uma significativa degradação.

Em algumas das imagens reconstruídas com ruído não possuem grandes artefatos, apenas granulação, sendo que é possível identificar as principais estruturas cerebrais contidas nas imagens. Entretanto, classificar as imagens como aptas ou não para um diagnóstico médico não está no escopo do presente trabalho.

## 5 Conclusão

O presente estudo se propôs a analisar o impacto do uso de inserções de PET/MRI sobre o imageamento de MRI. Para cumprir tal objetivo, foi necessário analisar reconstruções sem ruídos, obter os dados de densidade espectral de potência do ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>*, gerar o ruído com as especificações calculadas, adicionar o ruído às medidas e reconstruir as imagens ruidosas.

Os resultados obtidos a partir das análises das reconstruções de imagens de 1024x1024 com os métodos TEFAKs e TRFAKs revelam que o método de CS proporciona maior eficiência ao produzir imagens de alta qualidade com uma menor quantidade de amostras, comparativamente ao método baseado em REM, especialmente em TRFAKs em  $T_{superior}$ . Contudo, a presença de ruído influencia negativamente a qualidade das reconstruções, afetando sobretudo as imagens produzidas pelo CS, equiparando-as em qualidade às geradas pelo método da REM. A análise também mostra que é comum a presença de granulação em imagens reconstruídas com o ruído do *Hyperion II<sup>D</sup>*. Na presença de ruído com o valor especificado de  $SNR_{PET}$  é melhor realizar as reconstruções com o método de REM, tendo em vista que a complexidade computacional e o tempo de execução de um código que utiliza o algoritmo de REM é muito menores do que em um código de CS.

O presente estudo abre algumas lacunas que podem ser pesquisadas em estudos futuros:

- Análise do impacto dos ruídos do MRI em inserção de módulo de aquisição de PET/MRI sobre o imageamento de PET. Em outras palavras, seria o estudo complementar ao realizado no presente trabalho. A pesquisa realizada durante o desenvolvimento do *Hyperion II<sup>D</sup>* também apresenta dados de ruído coletados no equipamento de PET, seria possível realizar um estudo semelhante para simular o impacto do ruído do equipamento de MRI;
- Estudo do comportamento da SNR e da qualidade de imagens amostradas com a utilização de TRFAKs. Tal comportamento é levemente abordado na seção 4.3.2, e pode ser visualizado para o caso de reconstrução por REM na Figura 4.4;
- Estudo e desenvolvimento de *hardwares* que possam reduzir a densidade espectral

do ruído causado pelas inserções de PET/MRI;

- Estudo e desenvolvimento de métodos operacionais que possam reduzir a densidade espectral de potência do ruído causado pelas inserções de PET/MRI;
- Avaliação da qualidade de imagens contaminadas por ruído, a tarefa seria realizada por médicos especializados em imaginologia. Para essa análise, múltiplas imagens de MRI de diferentes partes do corpo humano seriam necessárias;
- Realizar o estudo do impacto do ruído de inserções de PET/MRI em imagens reconstruídas de MRI utilizando outros métodos de reconstrução, como a interpolação de transformada não uniforme de Fourier, a retroprojeção filtrada, e a utilização de redes neurais convolucionais. Também é importante observar o impacto em diferentes tipos de trajetórias de amostragem, como trajetórias cartesianas e eco planares.

Ao final do estudo, as descobertas apontam para a possibilidade de uma mudança na estratégia de reconstrução de imagens de MRI em situações onde o ruído causado por inserções de PET/MRI é uma variável significativa. É provável que, no contexto de inserções de PET/MRI, métodos mais tradicionais e convencionais possam apresentar vantagens em relação às abordagens mais complexas e avançadas. No entanto, isso também sinaliza a necessidade pesquisas que visem o desenvolvimento e otimização de técnicas capazes de lidar especificamente com ruídos semelhantes aos observados no *Hyperion II<sup>D</sup>*. Essa direção na investigação poderia levar a soluções mais eficazes e apropriadas para situações onde o ruído é um fator real na reconstrução de imagens de MRI.

# Referências Bibliográficas

- [1] J. M. Silva, M. A. Marques, E. C. Moraes, e H. F. J. Melo. *Princípios e aplicações da tomografia por emissão de pósitrons/ressonância magnética*. 2016.
- [2] T. Vitor, K. Martins, T. Ionescu, M. Cunha, R. Baroni, M. Garcia, J. Wagner, G. Neto, S. Nogueira, E. Guerra, e E. Junior. *PET/RM: um novo método de imagem híbrida. Principais indicações clínicas e experiência preliminar no Brasil*. 2017.
- [3] C. C. Robilotta. *A tomografia por emissão de pósitrons: uma nova modalidade na medicina nuclear brasileira*. 2006.
- [4] R. M. Alves, G. L. Fonseca, e J. S. Fonseca. *A utilização do PET/RM no diagnóstico por imagem*. 2015.
- [5] Omega PDS. PET/MRI Scan. <https://www.omegapds.com/pet-mri-scan/>, 2019.
- [6] K. Najarian e R. Splinter. *Biomedical Signal and Image Processing*, volume 5. Taylor & Francis Group, 2006.
- [7] R. N. Bryan. *Introduction to the Science of Medical Imaging*, volume 1. Cambridge University Press, 2010.
- [8] G. Diaz. *Aplicação de RMN no domínio do tempo para desenvolvimento de um método analítico para detecção de incrustações inorgânicas em água de produção*. Universidade Federal de São Paulo, 2022. Dissertação de Mestrado.
- [9] A. A. Mazzola. *Ressonância magnética: princípios de formação da imagem e aplicações em imagem funcional*, volume 2009. 2015.
- [10] C. Kittel. *Introdução à Física do Estado Sólido*. LTC, 2006.
- [11] Z. P. Liang e P. C. Lauterbur. *Principles of magnetic resonance imaging: a signal processing perspective*, volume 1. IEEE Press Marketing, 2000.

- [12] M. C. Hage e M. Iwasaki. *Imagem por ressonância magnética: princípios básicos*. 2009.
- [13] J. Keeler. *Understanding NMR Spectroscopy*. 2002.
- [14] S. L. Bruton e J. N. Kutz. *Data Driven Science Engineering: Machine Learning, Dynamical Systems, and Control*, volume 1. Cambridge University Press, 2019.
- [15] Gonzalez R. C e R. E. Woods. *Processamento de imagens digitais*. Editora Edgard Blücher LTDA., 2000.
- [16] R. A. Mezrich. *A perspective on K-space*. Radiology, 1995.
- [17] P. A. Rinck. *Magnetic Resonance in Medicine: A Critical Introduction*. The Basic Textbook of the European Magnetic Resonance Forum, 2022.
- [18] X. Wang, Z. Tan, N. Scholand, V. Roeloffs, e M. Ucker. *Physics-based reconstruction methods for magnetic resonance imaging*. The Royal Society Publishing, 2021.
- [19] E. J. Candès, J. Romberg, e T. Tao. *Robust Uncertainty Principles: Exact Signal Reconstruction From Highly Incomplete Frequency Information*, volume 52. 2006.
- [20] M. A. Bernstein, S. B. Fain, e S. J. Riederer. *Effect of Windowing and Zero-Filled Reconstruction of MRI Data on Spatial Resolution and Acquisition Strategy*. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 2001.
- [21] A. A. S. Thomaz. *Reconstrução de imagens utilizando aprendizado profundo e técnicas de Compressive Sensing*. Universidade de Brasília, 2022. Dissertação de Mestrado.
- [22] A. S. N. Lima. *Aceleração de algoritmos de minimização da métrica  $l_p$  de sinais para compressive sensing com base em FPGAs*. Universidade de Brasília, 2022. Trabalho de conclusão de curso.
- [23] C. J. Miosso. *Compressive Sensing with Prior Information Applied to Magnetic Resonance Imaging*. 2010.
- [24] D. Dias. *Métodos para reconstrução de imagens de tomografia da coroa solar baseados em compressive sensing*. Universidade de Brasília, 2019. Trabalho de conclusão de curso.
- [25] B. Weissler, P. Gebhardt, P. M. Dueppenbecker, J. Wehner, D. Schug, C. W. Lerche, B. Goldschmidt, A. Salomon, I. Verel, E. Heijman, M. Perkuhn, D Heberling, M. Botnar R, F. Kiessling, e V. Schulz. *A Digital Preclinical PET/MRI Insert and Initial Results*, volume 34. 2015.

- [26] D. P Igoe, A.V. Parisi, N.J. Downs, A. Amar, e J. Turner. *Comparative signal to noise ratio as a determinant to select smartphone image sensor colour channels for analysis in the UVB*. Elsevier Inc, 2018.