INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA

ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA

PROCESSO *SHIMMING* EM RESSONÂNCIA MAGNÉTICA: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA

Autor:

Gabriel Oliveira da Silva

Orientadores:

Prof. Doutor Sérgio Alves, ESSCVP- Lisboa, ULS São José;

Prof. Doutor Nuno Teixeira, ESTeSL.

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde

Lisboa, 2024

INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA

ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DE LISBOA

PROCESSO *SHIMMING* EM RESSONÂNCIA MAGNÉTICA: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA

Autor:

Gabriel Oliveira da Silva

Orientadores:

Prof. Doutor Sérgio Alves, ESSCVP- Lisboa, ULS São José;

Prof. Doutor Nuno Teixeira, ESTeSL.

Júri

Presidente: Doutora Maria Margarida Ribeiro – ESTeSL;

Arguente: Doutor Carlos Cipriano Ferreira – ESS Universidade de Aveiro;

Orientador: Doutor Sérgio Alves, ESSCVP- Lisboa, ULS São José.

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde

(esta versão inclui as críticas e sugestões feitas pelo júri)

Lisboa, 2024

Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde

Direitos autorais ou política de copyright

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

“O que vale na vida não é o ponto de partida e sim a caminhada. Caminhando e semeando, no fim, terás o que colher”.

Cora Coralina

Agradecimentos

Agradeço à Escola Superior De Tecnologia Da Saúde De Lisboa, pela honra de poder frequentar o Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde, no ramo em Imagem por Ressonância Magnética.

Um especial agradecimento ao meu orientador professor Dr. Sérgio Alves, pela dedicação, disponibilidade, apoio e orientação ao longo da escrita da tese.

Ao orientador professor Dr. Nuno Teixeira, e a professora Dra. Maria Margarida Ribeiro pelo incentivo, e contributo para o desenvolvimento desta tese de mestrado.

Aos meus familiares pelo companheirismo e apoio incondicional demonstrado ao longo de todo este tempo. Principalmente, os meus pais e irmãos por me acompanharem nesta etapa e encorajarem na sua realização.

Aos meus amigos e colegas de classe, pela amizade e entreajuda ao longo deste curso.

Resumo

Introdução: O *shimming* é o processo que visa diminuir a inomogeneidade do campo magnético. O termo surge da "placa", componente específica utilizada para corrigir as imperfeições do campo magnético. Este processo pode ser feito de duas formas principais: *shimming* passivo, introduzindo componentes metálicos de formato, peso e tamanho adequados em locais específicos, para corrigir distorções de campo magnético e *shimming* ativo, que utiliza bobinas elétricas de maneira estratégica para produzir campos magnéticos corretivos[1].

Objetivos: A investigação procurou identificar estudos com o intuito de descrever o processo *shimming* e a sua utilização na correção das inomogeneidades do campo magnético principal. Como objetivos secundários procurou-se verificar na literatura a relação direta entre o processo *shimming* e a importância que esta possui na compensação de inomogeneidades, bem como na qualidade de imagem final obtida.

Métodos: Para a elaboração desta dissertação, a metodologia selecionada foi a revisão sistemática, através da análise de artigos científicos publicados nas bases de dados *Pubmed*, a *Cochrane Library*, a *ScienceDirect* e a *SciELO*. Nas respetivas bases de dados, foram utilizadas as palavras-chave: *"shimming AND magnetic resonance", "inhomogeneity AND shimming".*

Resultados: Após uma pesquisa em diferentes bases de dados, os artigos foram triados no Mendeley, e 27 estudos foram selecionados para esta revisão sistemática, seguindo algumas diretrizes do protocolo *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses* (PRISMA).

Conclusões: A compilação da análise dos estudos, mostram que o *shimming* possui viabilidade para corrigir as inomogeneidades do campo magnético principal. Cientificamente, os estudos demonstraram a importância do *shimming* para as imagens de ressonância magnética, a não uniformidade do campo magnético pode causar perda indesejada de sinal, e distorções de imagem.

Palavras-chave: "calço, ressonância magnética, falta de homogeneidade, homogeneidade".

Abstract

Introduction: *Shimming is the process that aims to reduce the inhomogeneity of the magnetic field. The term originates from the concept of "plates", a specific component used to correct imperfections in the magnetic field. This can be done in two main ways: passive shimming, introducing metal components of appropriate shape, weight and size in specific locations, to correct magnetic field distortions, and active shimming, which uses electrical coils strategically to produce corrective magnetic fields*[(1)]*.*

Objectives: *The research sought to identify studies with the intention of describing the shimming process and its use in correcting inhomogeneities in the main magnetic field. As secondary objectives, we sought to verify in the literature the direct relationship between the shimming process and its importance in the compensation of inhomogeneities, as well as in the quality of the final image obtained.*

Methods: *For the elaboration of this dissertation, the methodology selected was the systematic review, through the analysis of scientific articles published in the databases PubMed, the Cochrane Library, ScienceDirect and SciELO. In the respective databases, the following keywords were used: "shimming AND magnetic resonance", "inhomogeneity AND shimming".*

Results: *After a search in different databases, the articles were screened in Mendeley, and 27 studies were selected for this systematic review, following some guidelines of the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) protocol.*

Conclusions: *The compilation of the analysis of the studies shows that shimming is viable for correcting inhomogeneities in the main magnetic field. Scientifically, studies have demonstrated the importance of shimming for magnetic resonance images, the non-uniformity of the magnetic field can cause unwanted signal loss and image distortions.*

Keywords: *"shimming, magnetic resonance, inhomogeneity, homogeneity".*

Índice Geral

1. Introdução 1
1.1. Motivação e Justificação do Tema 1
1.2 Objetivo e Metodologia Geral 2
1.3 Estrutura da dissertação 2
2. Princípios Físicos da Ressonância Magnética 4
2.1 *Spin* e o Momento Magnético 5
3. Estrutura do Aparelho de Ressonância Magnética 9
3.1 Sistema de Radiofrequência 10
3.2 Sistema de Gradientes 10
3.3 Magneto 11
3.4 Homogeneidade do Campo Magnético 12
4. Processo *Shimming* 14
4.1 Tipos de *Shimming* 15
4.1.1 *Shimming* Passivo 15
4.1.2 *Shimming* Ativo 18
4.1.3 *Shimming* baseado em *software* 18
4.2 O Impacto da Falta de Homogeneidade B_0 19
5. Revisão sistemática 21
5.1 Metodologia 21
5.2 Etapas da Revisão Sistemática 21
5.2.1 Método de Pesquisa 22
5.2.2 Critérios de Elegibilidade 24
6. Resultados 25
7. Discussão 26
8. Conclusões 33
8.1. Considerações finais 33
8.2. Limitações 33
8.3. Perspetivas futuras 34
9. Referências 35
Anexo I 40

Índice de Tabelas

Tabela 2.1: Processo de formação de imagem por RM[10]…..……....….....……..…8

Tabela 5.1: Etapas da revisão sistemática…….…….....……22

Índice de Figuras

Figura 2.1: *Spin* e o momento magnético[5]……..……..……..……..……...……..…...5

Figura 2.2: Níveis de energia do protão[5]……...……...…..…..…..……...…6

Figura 2.3: Resumo da sequência de procedimentos para o exame de ressonância magnética……..……...……6

Figura 2.4: Aparelho de ressonância magnética 1.5 T..……..……...….....7

Figura 2.5: Esquema da equação de Larmor…..……7

Figura 3.1: Sistema de ressonância magnética[12]……..……..……...…..9

Figura 3.2: Aparelho de ressonância magnética 3 T……12

Figura 3.3: Artefacto de sombreamento[18]……...…...13

Figura 4.1: Processo de correção de inomogeneidade do campo magnético[19]….…..14

Figura 4.2: Engenheiro de serviço ajustando componente passivo durante a instalação do magneto[20]…..……...……..……...….……..…..…..…16

Figura 4.3: Localização do *shimming* no aparelho de RM[21]…..……..…..…...…..…16

Figura 4.4: *Shimming* em ressonância magnética[22]……....…..…..……..…..…17

Figura 4.5: *Shimming* passivo em um magneto RM durante a instalação[20]..……....17

Figura 4.6: Seleção do tamanho da área do *Shim*……...……18

Figura 4.7: Seleção do tamanho da área de aplicação do *Shim*……..…...…...…....19

Figura 6.1: Fluxograma PRISMA……..……..25

Lista de Símbolos

13C - Carbono

19F - Flúor

1H - Hidrogénio

31P - Fósforo

B_0 - Intensidade do campo magnético principal

M_0 - Magnetização global

W_0 - Frequência de precessão (Hz)

γ - Constante giromagnética

Lista de Abreviaturas

ASL - Rotulagem de *spin* arterial *(Arterial spin labeling*)

DSV - Diâmetro do volume esférico (*Diameter of spherical volume*)

DWI - Sequência ponderada por difusão (*Diffusion-weighted imaging)*

EPI - Imagem eco planear (*Echo-Planar Imaging*)

fMRI - Imagem por ressonância magnética funcional (*Functional Magnetic Ressonance Imaging)*

FOV - Campo de visão (*Field of View)*

GE - Eco de gradiente (*Gradient Echo*)

GNL - Não-Linearidade do Gradiente (*Gradient Non-Linearity*)

HAPLS - Calços locais híbridos ativos e passivos (*Hybrid active and passive local shimming*)

LP - Programação linear (*Linear programming*)

OAR - Órgãos intracranianos em risco (*Intracranial organs at risk*)

PCASL - Rotulagem de *spin* arterial pseudocontínua (*Pseudocontinuous Arterial Spin Labeling)*

PP - Valor pico a pico

PPM - Parte por milhão

PRISMA - Itens de relatórios preferenciais para revisões sistemáticas e meta-análises (*Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses*)

RF- Radiofrequência

RM - Ressonância magnética

ROI - Região de interesse (*Region of Interest*)

RS - Revisão sistemática

SH - Harmónicos esféricos (*Spherical harmonics*)

SNR - Relação sinal-ruído (*Signal to Noise Ratio*)

T2* ou SWI - Imagem ponderada em susceptibilidade magnética (*Susceptibility Weighted Imaging*)

TMS - Estimulação magnética transcraniana (*Transcranial magnetic stimulation*)

1. Introdução

1.1. Motivação e Justificação do Tema

A dissertação em questão é uma parte do Mestrado em Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde com especialização em Ressonância Magnética que é apresentada na ESTESL - Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa e incide sobre a temática do *Shimming* em Ressonância Magnética.

A homogeneidade do campo magnético (B_0) no volume de estudo está fortemente relacionada à qualidade e acuidade diagnóstica de um exame de Ressonância Magnética (RM). Diferenças na suscetibilidade magnética, que podem resultar em distorções geométricas e artefactos de perda de sinal, reduzem a homogeneidade de B_0[2].

Os artefactos devidos a inomogeneidades de campo magnético são um dos artefactos mais conhecidos da RM e são causados por pequenas flutuações magnéticas em B_0. A inomogeneidade manifesta-se como campo com intensidade de variação leve que se espalha por toda a imagem e somente a calibração do equipamento não é suficiente para correção[3].

O termo "*shimming*" refere-se à uniformidade da distribuição do campo magnético B_0. O *shimming* do B_0 é essencial para a RM porque a falta de homogeneidade do campo magnético estático aumenta linearmente com a intensidade do campo[4].

Atualmente, a ressonância magnética é um método de diagnóstico por imagem amplamente utilizado e em constante evolução na prática clínica. As aplicações abrangem vários aspetos anatómicos e funcionais do corpo humano, graças à sua capacidade excecional de diferenciar tecidos[5]. Esta abordagem se baseia nas propriedades magnéticas dos núcleos, e, como o nome sugere, é uma das maneiras mais eficazes de explicar as estruturas de moléculas orgânicas[6].

Embora a maioria das imperfeições do campo magnético causadas in vivo seja causada pela própria amostra, o campo magnético também pode ter imperfeições de fabricação como pequenas variações nos enrolamentos da bobina magnética[7].

A uniformidade do campo magnético estático B_0 é essencial para um sistema de ressonância magnética. A técnica de *shimming* é frequentemente utilizada para melhorar a uniformidade do campo[8].

1.2 Objetivo e Metodologia Geral

A finalidade principal desta dissertação é descrever a importância do processo *shimming* na correção das inomogeneidades do campo magnético principal. Para isso foram definidos vários objetivos específicos, como:

- Discutir os princípios físicos e a estrutura do aparelho de ressonância magnética;
- Descrever o efeito das inomogeneidades de B_0;
- Discutir o impacto da falta de homogeneidade B_0;
- Comparar os tipos de *shimming* e o impacto destes no B_0.

A metodologia de revisão sistemática foi escolhida para esta dissertação. Foram inicialmente analisados artigos científicos publicados nas bases de dados *Pubmed*, na Biblioteca *Cochrane*, na *ScienceDirect* e na *SciELO*. Em uma segunda etapa, uma revisão sistemática foi realizada usando descritores e operadores booleanos para realizar pesquisas em bases de dados previamente selecionadas. Foi realizada uma combinação das seguintes palavras-chave e operador booleano em inglês: *"shimming AND magnetic resonance", "inhomogeneity AND shimming".* Parte das diretrizes do protocolo *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses* (PRISMA) foram utilizadas para obtenção dos artigos finais a analisar.

1.3 Estrutura da dissertação

Esta dissertação apresenta-se organizada em oito capítulos e vários subcapítulos para proporcionar uma melhor compreensão do tema e interpretação dos resultados adquiridos.

Capítulo 1 – Introdução ao assunto.

Capítulo 2 – Introdução aos princípios físicos da ressonância magnética.

Capítulo 3 – Estrutura do aparelho de ressonância magnética.

Capítulo 4 – Processo *shimming.*

Capítulo 5 – Revisão sistemática e Metodologia de pesquisa .

Capítulo 6 – Resultados obtidos.

Capítulo 7 – Discussão de resultados.

Capítulo 8 – Conclusão da dissertação, incluindo implicações, limitações e caminhos futuros.

2. Princípios Físicos da Ressonância Magnética

A ressonância magnética (RM) é um poderoso método de imagem para o diagnóstico médico e é utilizada para elucidar a estrutura das moléculas, com destaque particular para as moléculas orgânicas. A tecnologia é baseada em uma propriedade inerente aos núcleos atómicos: seu magnetismo[6]. Esta ferramenta segue um princípio básico de design de que o exame começa e é executado quando o corpo a ser examinado atinge o centro ou isocentro do campo magnético[9].

O princípio físico da modalidade imagiológica de RM é baseado na interação de campos magnéticos, pulsos de radiofrequência (RF) e núcleos atómicos. A modalidade é muito útil para o diagnóstico médico atualmente. No entanto, os únicos átomos "ativos" em RM são aqueles que possuem núcleos magnéticos[10]. Os núcleos "ativos" em RM incluem átomos como o 1H, 13C, 19F e 31P, mas o núcleo de hidrogénio (1H) é o que apresenta o momento magnético mais alto e está presente em grande quantidade no corpo humano, quer em forma de água quer de gordura, sendo consequentemente o mais utilizado em RM em contexto clínico. Além de suas características mencionadas acima, o sinal do 1H é aproximadamente mil vezes superior ao de qualquer outro núcleo com momentos magnéticos comparáveis[10].

O hidrogénio é escolhido por três razões principais, apesar de outros núcleos terem características que permitem sua utilização em RM:

- O hidrogénio é a substância mais presente no corpo humano, representando aproximadamente 10% do peso corporal;
- O hidrogénio apresenta no tecido normal e no tecido patológico tem características de RM bastante relevantes;
- O protão do hidrogénio tem maior sensibilidade à RM devido ao seu maior momento magnético[5].

Os vários protões no corpo humano têm cargas diferentes, e o núcleo de cada protão gira em torno de um eixo. Esse movimento é conhecido como *spin*. Porém, mesmo que o corpo tenha uma grande variedade de protões, os átomos de hidrogénio são os que importam para a ressonância magnética, pois o núcleo de um átomo de hidrogénio tem propriedades magnéticas porque possui um protão e um eletrão. Isso é resultado da carga elétrica positiva do protão que o mantém em movimento constante, embora em movimento desordenado[9].

Devido ao alto momento magnético gerado pelo magneto, o átomo de hidrogénio tem uma forte tendência de se alinhar com a direção do campo. Os protões de hidrogénio do paciente são alinhados, mas a maioria dos protões acaba se anulando. É possível que apenas um pequeno número de protões de milhão não seja anulado, mas a quantidade total de átomos de hidrogénio presente no corpo nos fornecerá imagens de alta qualidade que nos permitirão uma análise mais detalhada[9].

2.1 *Spin* e o Momento Magnético

O protão é o núcleo do átomo de hidrogénio, o mais simples da tabela periódica. Os protões são partículas específicas com uma característica conhecida como *spin* ou momento angular, tal como ilustrado na figura 2.1[5].

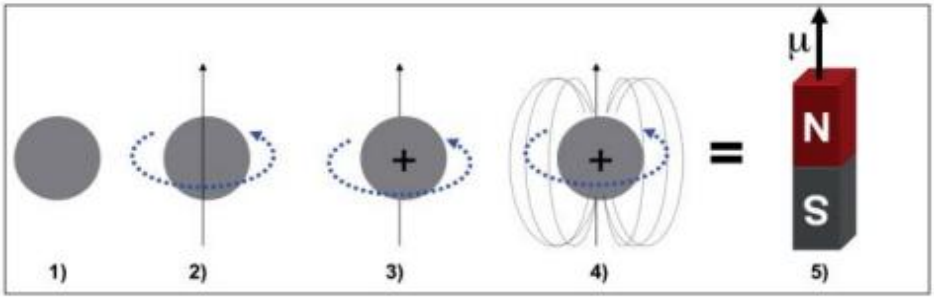

Figura 2.1: *Spin* e o momento magnético: protão de hidrogénio como uma pequena esfera (1), que gira em torno de seu próprio eixo (2), por ser uma partícula com carga positiva (3), criará um campo magnético próprio ao seu redor (4), se comportando como um pequeno dipolo magnético (4), ou como um íman (5), possuindo um momento magnético (μ)[5].

Além do *spin*, o protão de hidrogénio apresenta outra propriedade que é denominada como momento magnético, fazendo o mesmo portar-se como um pequeno íman. Se considerarmos o protão como uma pequena esfera carregada (carga positiva) e girando em torno de seu próprio eixo, esta analogia será válida. O protão de hidrogénio funciona como um pequeno magneto ou dipolo magnético, pois existe um campo magnético associado para todas as partículas carregadas em movimento acelerado[5].

Os protões de hidrogénio são orientados como pequenas bússolas quando o paciente está no interior do magneto e sob ação de um campo magnético. No entanto, ao contrário das bússolas que apontam seu norte na agulha para o sul magnético, os protões de hidrogénio apontam tanto paralelamente quanto antiparalelamente ao campo[5].

A figura 2.2 mostra os dois níveis de energia que o protão pode ocupar: o nível de baixa energia que é representado pelo alinhamento paralelo, e o nível de maior energia que é representado pelo alinhamento antiparalelo[5]. Por outro lado, um resumo da sequência de procedimentos para o exame de ressonância magnética é ilustrado na figura 2.3.

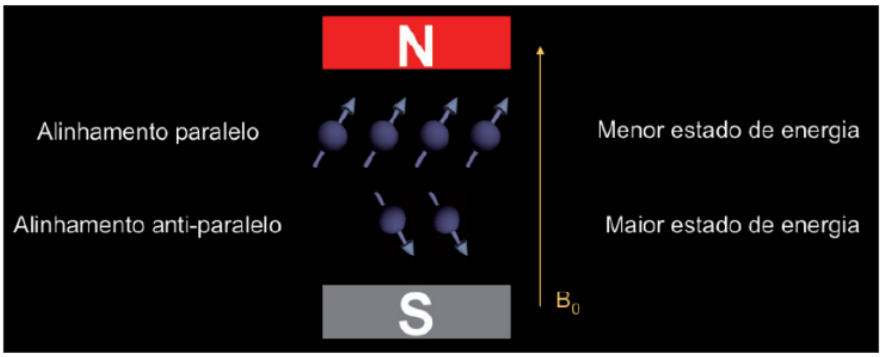

Figura 2.2: Níveis de energia do protão: os protões de hidrogénio são afetados pelo campo magnético externo. Os protões são distribuídos em dois níveis de energia, com um número menor de protões alinhados antiparalelamente[5].

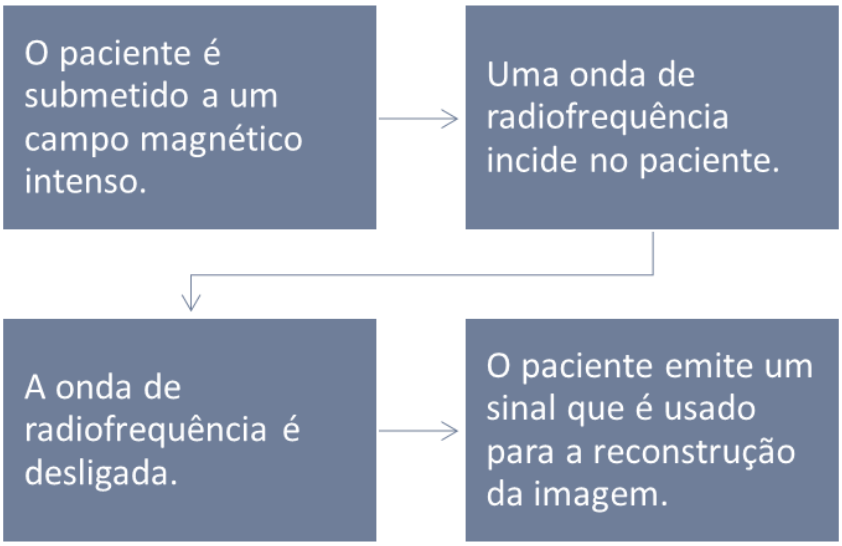

Figura 2.3: Resumo da sequência de procedimentos para o exame de Ressonância Magnética.

O aparelho de ressonância magnética – ver figura 2.4, utiliza os princípios físicos dos campos magnéticos e eletroímanes, juntamente com a parte mecânica do magneto e seus principais componentes para agitar protões no corpo humano, e assim, produzir imagens de altíssima qualidade por meio de radiofrequências[9].

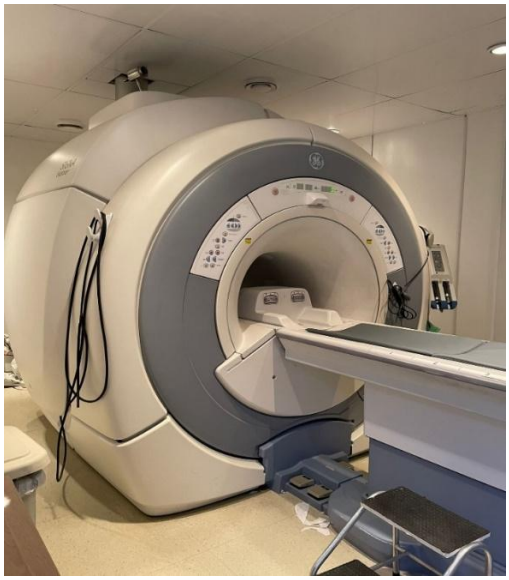

Figura 2.4: Aparelho de Ressonância Magnética 1.5 T.

A frequência (W_0) com que os protões de hidrogénio irão precessar sob ação de um campo magnético é determinada pela equação de Larmor – ver figura 2.5. A razão giromagnética do hidrogénio é de 42,58 MHz/T. Assim, a frequência de precessão será de 63,87 MHz se considerarmos um campo de 1,5 T. A frequência de precessão será alterada por qualquer mudança no campo magnético, o que é uma regra crucial a ser sempre lembrada[5].

Quando um paciente é exposto a um forte campo magnético homogéneo (B_0), o sinal de ressonância magnética do núcleo na área examinada torna-se indistinguível do sinal de outras partes do corpo. Portanto, à medida que o campo magnético estático muda na amostra a frequência de Larmor dos núcleos também muda[10]. Um resumo do processo de formação de imagem por RM, é ilustrado na tabela 2.1.

$$W_0 = \gamma \cdot B_0$$

W_0 – Frequência de precessão (Hz)
γ – Constante giromagnética
B_0 – Intensidade do Campo magnético

Figura 2.5: Esquema da equação de Larmor.

Tabela 2.1: Processo de Formação de Imagem por RM[10].

ETAPAS	COMPONENTE	RESULTADOS
1 – Aplicação de B_0	Magneto	Os núcleos alinham-se e entram em precessão.
2 – Seleção do corte pelo gradiente	Gradientes	Os núcleos realizam movimento de precessão em frequência específica.
3 – Aplicação de pulsos de RF	Antena de RF	Núcleos na área de corte entram em precessão e em fase num ângulo de inclinação maior.
4 – Receção do sinal de RF	Antena de RF	Sinal elétrico recebido dos núcleos e enviado ao sistema.
5 – Conversão do sinal em imagem.	Computador	Reconstrução através da transformada de Fourier e exibição da imagem.

3. Estrutura do Aparelho de Ressonância Magnética

O equipamento de RM – ver figura 3.1, é composto por sete componentes básicos para o seu funcionamento, entre os quais:

- Magneto – Utilizado para gerar um campo magnético estático uniforme B_0;
- Bobinas de gradiente – Produzem campos de gradiente variantes no tempo (Gx, Gy e Gz), para codificação espacial de sinais de RM;
- Bobinas de radiofrequência – São transmissoras e recetoras de RF (utilizadas para excitação de *spin* e captação de sinal de RM);
- Bobinas de *shimming* – Para se atingir uma melhor homogeneidade de B_0;
- Suporte eletrónico / computador – Utilizado para programação de sequências, manipulação e tratamento de imagens e ainda armazenamento de dados;
- Monitor – Visualização de imagens;
- Estação de processamento – Dedicado ao processamento e cálculo de dados relativos às imagens[11].

O equipamento de RM, como todo equipamento de imagem médica é composto por um monitor para visualização de imagens e um computador para programação e armazenamento de dados. Também estão incluídos o campo magnético principal, as bobinas de gradientes, as bobinas transmissoras e recetoras de RF e uma mesa de exames. Em alguns casos são usadas antenas ou bobinas dedicadas a certas regiões anatômicas para melhorar a relação sinal-ruído (SNR). Essas antenas ou bobinas podem ser transmissoras ou recetoras de RF[11].

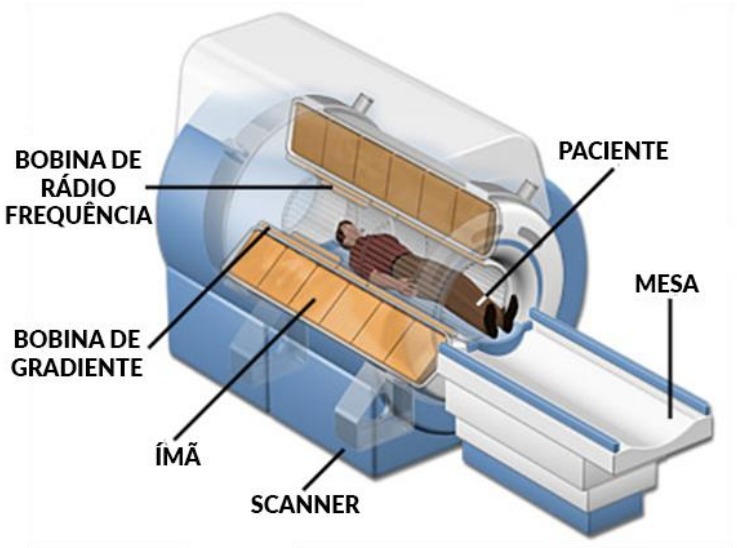

Figura 3.1: Sistema de ressonância magnética[12].

3.1 Sistema de Radiofrequência

O sistema de radiofrequência (RF) consiste em uma bobina de transmissão de RF e um sistema de bobina recetora de RF que deteta e extrai o sinal de RM. O volume do tecido de interesse deve ser tão uniformemente excitado por RF quanto possível. Aqui, o ângulo de inversão indica que a intensidade do sinal de RF para a atração do tecido deve permanecer consistente em toda a imagem. Normalmente, são usadas bobinas de RF de transmissão de grande volume cilíndricas com geometria de condutor semelhante a uma gaiola e encaixadas dentro do aparelho de RM[13].

O sistema de radiofrequência (RF) transmite e recebe radiação eletromagnética. O objetivo do pulso de RF é atingir um volume (corte) de tecido na área de estudo a ser estudado e aumentar o nível de energia de uma parte dos núcleos de hidrogénio nesse mesmo corte ou fatia de tecido[14].

3.2 Sistema de Gradientes

O sistema de gradientes são bobinas específicas que são usadas para produzir gradientes de campo magnético usados na codificação espacial do sinal. X, Y e Z são os três conjuntos de gradientes que existem, através das quais é aplicada uma corrente elétrica intensa de forma pulsada e controlada[14]. As bobinas no eixo Z, que representam um gradiente longitudinal, são pares de Maxwell, enquanto as bobinas nos eixos Y e Z, que representam gradientes transversais, são pares de Golay para uma configuração ideal:

Um par de Maxwell consiste em duas bobinas idênticas que são paralelas em alternativas por uma corrente de mesma magnitude. O campo magnético principal é gerado pelas bobinas magnéticas, que são montadas em um cilindro coaxial[14].

Por outro lado, um par de Golay é composto por oito arcos de 120º organizados. O eixo do Z está conectado aos arcos por oito segmentos paralelos. Para aumentar a linearidade do gradiente, pode ser aumentado a quantidade de arcos. Desde que sejam duas bobinas idênticas com um ângulo de 90º entre elas em torno do eixo Z, outras configurações de bobinas são disponíveis, embora as bobinas de Golay sejam uma configuração mais comum[14].

3.3 Magneto

Este componente serve para criar um campo magnético estático uniforme, sobre o qual se sobrepõem os gradientes do campo magnético e os pulsos de RF necessários para obter imagens[15].

Para fornecer magnetização de equilíbrio suficiente e um alto potencial SNR para uma boa qualidade de imagem, o magneto de um scanner de RM de corpo inteiro deve ter uma alta intensidade de campo magnético principal B_0. Atualmente sistemas de RM com intensidades de campo acima de 1 T, ou melhor ainda, 1,5 T, são considerados padrões clínicos. Em uso clínico sistemas de 3 T – ver figura 3.2, são cada vez mais utilizados. Além da utilização clínica um número limitado, porém cada vez maior de 7 T ou sistemas de ressonância magnética de corpo inteiro de campo ainda maior, foram instalados para investigação em ressonância magnética humana de alto campo[13].

Supor que o desempenho de um sistema de RM é totalmente determinado pela intensidade do campo magnético, é um equívoco. Embora tenham um impacto direto no desempenho das máquinas os demais componentes podem desempenhar uma função diferente em determinadas circunstâncias. De facto, o tipo e a força, do magneto principal são apenas algumas das variáveis que impactam a qualidade da imagem produzida por instrumentos de RM modernos[15].

Tipos de magnetos:

- Magneto Permanente: produz um campo magnético sem a necessidade de corrente elétrica, tem uma intensidade relativamente baixa (um magneto de 100 toneladas tem 0,3 tesla) e é extremamente térmico;
- Resistivos: os magnetos do tipo resistivos são produzidos por uma bobina (eletromagneto) e esquentam demasiado devido à resistência elétrica e precisam ser refrigerados. Fornecendo uma intensidade maior que os permanentes;
- Supercondutores: são os mais usados nos equipamentos de RM atualmente. Produzem um campo magnético constante, altamente homogéneo e intenso. Sua desvantagem é que a manutenção e a refrigeração são mais caras[16].

Figura 3.2: Aparelho de Ressonância Magnética 3 T.

3.4 Homogeneidade do Campo Magnético

Os campos magnéticos são campos vetoriais, portanto, são caracterizados por sua amplitude e direção em cada ponto do espaço. A maioria dos scanners de ressonância magnética usa uma bobina solenoide B_0 para gerar um campo magnético dominante ao longo da direção do túnel (*bore*), geralmente definido como o eixo Z do scanner[7].

Como mencionado anteriormente, o campo B_0 de um scanner de RM é vetorial como qualquer outro campo magnético. No entanto, o componente Z relevante para RM ou uma distribuição de amplitude tridimensional (3D) fornece uma descrição completa do campo. Um campo magnético B_0 totalmente homogéneo não mostra variação espacial quando a sua amplitude é a mesma em toda a região de interesse (ROI)[7].

Além da alta intensidade do campo magnético, o magneto deve ter uma homogeneidade excelente dentro e próximo do isocentro, pois a qualidade de imagem aumenta com a homogeneidade do campo. Deve-se realçar que as imagens podem parecer ruidosas se não houver homogeneidade[9]. A homogeneidade do campo magnético estático B_0 é de suma importância para sistemas de ressonância magnética. Este é um pré-requisito importante para o processo de criação de imagens. Geralmente para ressonância magnética supercondutora de alto campo, o valor pp (valor pico a pico) do campo magnético B_0 dentro do volume de imagem esférico deve estar dentro de 10 ppm[8].

Variações no campo magnético principal B_0 podem causar artefactos e distorções na imagem, conforme ilustrado nas figuras 3.3 e 3.4. Mas existem métodos para superar esses problemas e melhorar a qualidade da imagem. O uso de técnicas especializadas de *shimming* é um método promissor para lidar com distorções relacionadas à inomogeneidade B_0. O *shimming* ajuda a corrigir a falta de uniformidade do campo magnético. Isso é feito colocando pequenos campos magnéticos no campo magnético principal (usando bobinas de *shimming* especiais no sistema), e alterando a quantidade magnética de energia elétrica que passa pelas bobinas de *shimming* à temperatura ambiente[17].

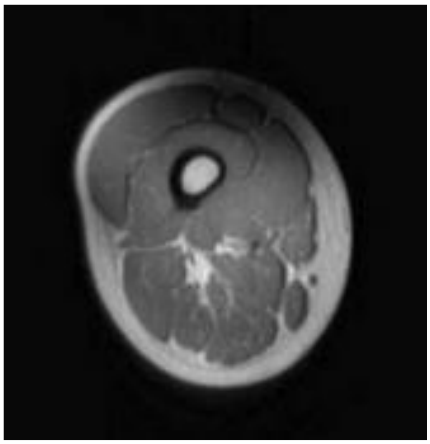

Figura 3.3: Artefacto de sombreamento: Causado pela presença de algumas inomogeneidades do campo magnético, ou devido a acoplamento local da bobina de RF (aparece uma diminuição da intensidade do sinal em uma parte da imagem)[18].

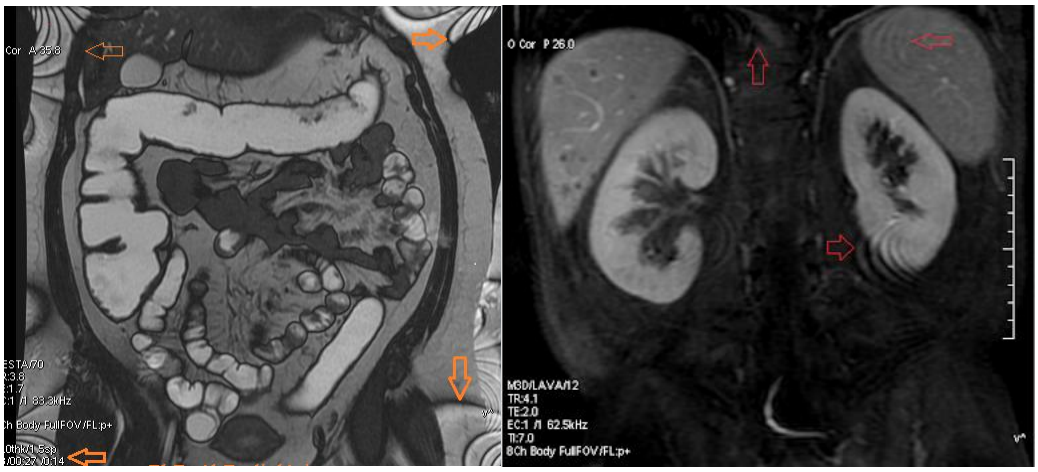

Figura 3.4: Artefacto de Moiré: Resultado de vários picos de ruído ou inomogeneidades no campo magnético[18].

4. Processo *Shimming*

A homogeneização da distribuição do campo magnético B_0 é comumente referida como *shimming* B_0. O *shimming* B_0 é particularmente importante para ressonância magnética de alto campo, porque a falta de homogeneidade do campo magnético estático aumenta linearmente com a resistência do campo[4].

O processo de *shimming* é qualquer processo que visa diminuir a inomogeneidade do campo magnético. O termo surge de um procedimento conhecido como "*shim*", que corrige qualquer imperfeição de campo magnético[19].

Existem várias abordagens diferentes que são usadas para corrigir inomogeneidades de campo magnético, e todas são baseadas na criação de uma variação no campo magnético inerente ao que está presente na área em questão[19].

A operação de correção de campo é ilustrada na figura 4.1. O quadro A, mostra uma ilustração da intensidade do campo magnético, em uma direção específica. Como mostrado no quadro B, campos de diferentes intensidades, são criados para diminuir a variação do campo magnético. O campo magnético do quadro C, é criado somando os campos do quadro B. Este campo é de tal intensidade que, ao ser adicionado ao campo magnético inicial mostrado no quadro A, resulta em um campo de variação mínima, como mostra o quadro D[19].

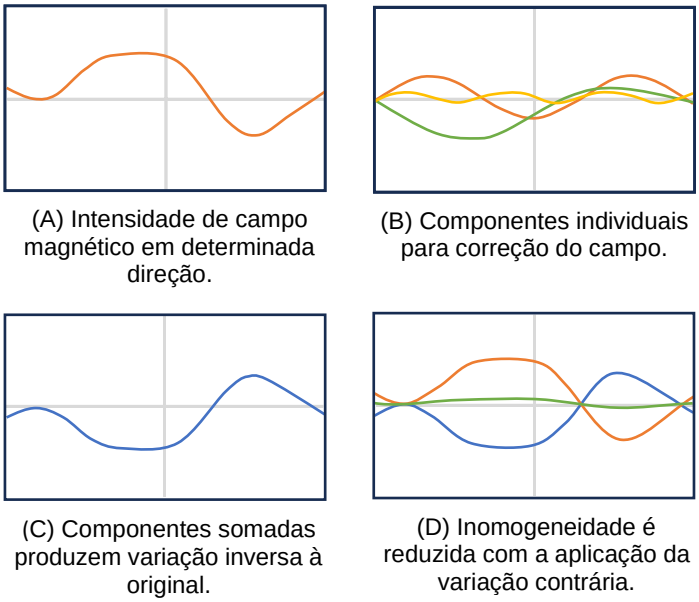

Figura 4.1: Processo de correção de inomogeneidade do campo magnético[19].

Os sistemas de *shimming* em scanners de ressonância magnética clínica de 1,5 T ou 3 T, normalmente podem gerar um campo magnético secundário a partir do perfil SH (harmónicos esféricos). Com base na distribuição segura do campo magnético medida (mapa B_0), a corrente de acionamento para cada bobina de *shimming* é calculada e aplicada antes da medição para homogeneizar o campo magnético B_0[4].

4.1 Tipos de *Shimming*

O *shimming* é realizado para otimizar o campo magnético no isocentro do magneto. Pode ser feito de duas formas principais: *shimming* ativo, utilizado durante a digitalização por meio da aplicação de uma corrente de bobina de gradiente ou *shimming* passivo, por meio de peças dedicadas ao *shimming* que têm o potencial de alteração do campo magnético[9].

Cada técnica pode usar o método harmónico ou o alvo campo. O método harmónico procura reduzir a diferença entre os harmónicos direcionados e medidos. Por outro lado, o método de campo tenta reduzir a diferença entre o campo magnético medido sobre a superfície da imagem e o campo de destino[8].

4.1.1 *Shimming* Passivo

Após a instalação de um novo magneto o campo magnético da área é mapeado. Placas de *shimming* magnético – ver figura 4.2, são adicionadas de forma interativa, normalmente usando um software específico que determina a posição de cada peça até que a homogeneidade do campo atinja os níveis desejados[19]. O campo magnético é otimizado usando ferramentas dedicadas e um programa dedicado. O *shimming* passivo pode ser feito durante a instalação ou quando há suspeita de que a placa de *shimming* não é mais adequada[9].

Figura 4.2: Engenheiro de serviço ajustando componente passivo durante a instalação do magneto[20].

O aço magnetizado é frequentemente utilizado na tecnologia de *shimming* passivo – ver figura 4.3, pois o componente passivo é barato e não precisa de fontes de correntes adicionais. A compensação de engenharia é feita entre a qualidade geral do campo na área de imagem, e a massa total usada para os componentes. A programação linear (LP) é a técnica mais comumente utilizada no projeto de *shimming* passivo, para equilibrar a qualidade do campo e a quantidade total de aço necessária[8].

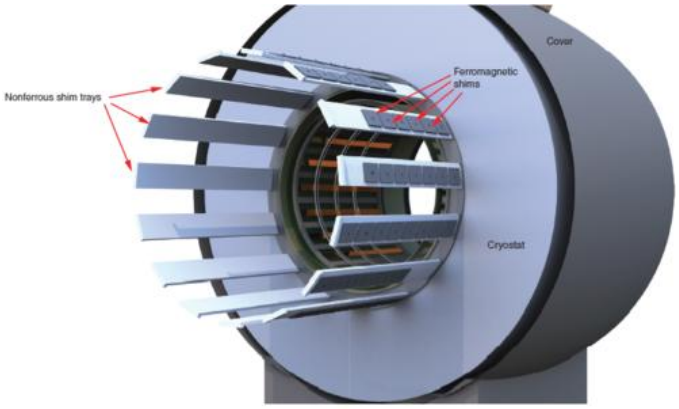

Figura 4.3: Localização do *shimming* no aparelho de RM[21].

As linhas de campo magnéticas encontradas dentro do equipamento de ressonância magnética devem ser as mais retilíneas possíveis para garantir que a patologia em questão, seja avaliada com precisão.

Por meio de um software específico para cada equipamento é possível tomar conhecimento sobre a quantidade e localização espacial de onde colocar os metais para correção do campo. Todo este processo de calibração das linhas de campo no interior

do magneto é denominado *shimming,* ilustrado nas figuras 4.4 e 4.5. Todas as linhas de campo devem ser retilíneas dentro do túnel de captura de imagens após o *shimming*[22].

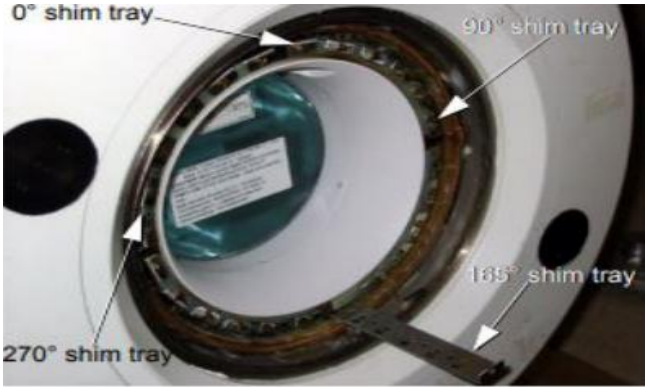

Figura 4.4: *Shimming* em ressonância magnética[22].

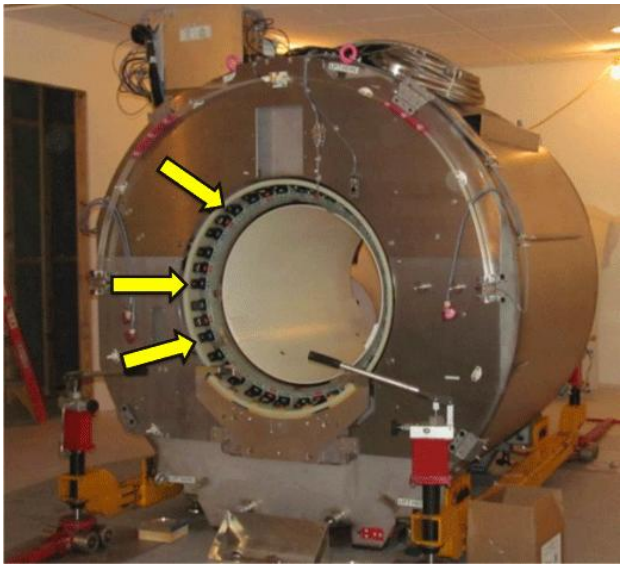

Figura 4.5: *Shimming* passivo em um magneto RM durante a instalação[20].

Em imagem por ressonância magnética, scanners utilizados para diagnóstico clínico por imagem é de extrema importância que o campo magnético estático esteja altamente homogéneo. Um campo homogéneo é definido como um campo que é constante e unidirecional[23].

Quando um paciente é introduzido no scanner para geração de imagens a uniformidade do campo é perturbada devido a gradientes de suscetibilidade acentuados nas anatomias. A homogeneidade do campo estático fornecida pelo scanner geralmente é suficiente para sequências de imagens que reformulam a magnetização utilizando pulsos de radiofrequência (RF) de refocalização[23].

4.1.2 *Shimming* Ativo

O *shimming* ativo é um método alternativo de ajuste de campo, que requer bobinas adicionais de formato semelhantes às bobinas de gradiente convencionais. Cada bobina é projetada para produzir um padrão de campo magnético específico. Além disso, correntes de diferentes intensidades são aplicadas a cada bobina para minimizar a perturbação presente na região de interesse[19]. Essa tecnologia aplica corrente às bobinas condutoras de corrente para compensar a falta de homogeneidade do campo magnético estático. Dependendo da ordem do sistema as bobinas em *shimming* ativo podem exigir muito espaço e têm dificuldade para compensar harmónicos de alta ordem[8].

4.1.3 *Shimming* baseado em *software*

O *shimming* baseado em software compensa inomogeneidades em tempo real com base no feedback prestado pelo equipamento e respetivos sensores. A transferência relacionada à não uniformidade de B_0 pode ser controlada alterando a sequência de pulsos e suas especificações específicas. As técnicas de imagem que usam gradientes de eco (como imagem de eco planar), e outras aplicações com largura de banda limitada são particularmente suscetíveis a defeitos B_0 por isso são limitadas a campos mais elevados. A orientação de sensibilidade, e outros métodos avançados de imagem paralela também podem ser usados para minimizar os efeitos de danos causados pela não uniformidade B_0 na qualidade da imagem[17].

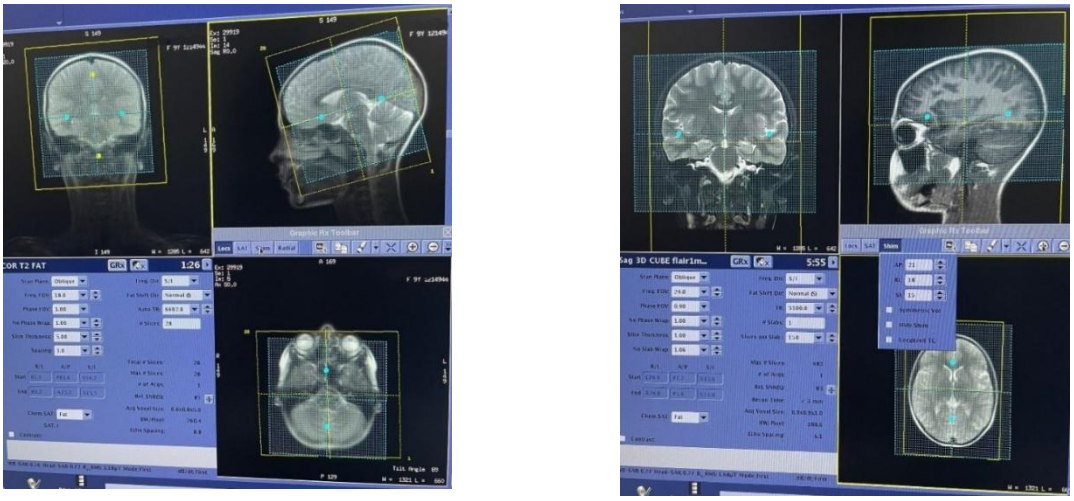

Figura 4.6: Seleção do tamanho da área do *Shim.*

Quando a polaridade do gradiente de leitura é reservada, a heterogeneidade do campo B_0 pode mudar enquanto as distorções do gradiente permanecem constantes. Isso sugere que, a ocorrência média de duas varreduras com polaridade invertida pode ser usada para identificar a ocorrência resultante da Não-Linearidade do Gradiente (GNL). Embora muitos scanners de ressonância magnética permitam a troca de polaridade por meio de uma interface clínica, alguns podem precisar de acesso ao modo de pesquisa ou de serviço para usar essa função[17]. A figura 4.6 e 4.7, ilustram a aplicação e seleção do *shim*.

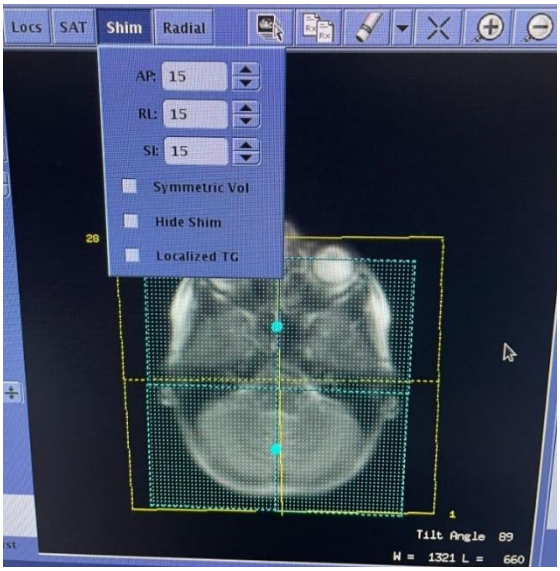

Figura 4.7: Seleção do tamanho da área de aplicação do *Shim.*

4.2 O Impacto da Falta de Homogeneidade B_0

Como mencionado anteriormente, a falta de homogeneidade B_0 pode afetar as imagens de RM. Isso afeta a qualidade da imagem porque depende muito da variedade e do momento da aquisição de ressonância magnética[24].

Após todos os cuidados como preparar o doente antes da entrada na sala de exame e colocar o doente no equipamento é importante considerar o que será crucial para uma aquisição de imagens. A localização do volume-alvo determinará o protocolo de aquisição, mas é comum que a uniformidade, o contraste e a resolução espacial sejam os elementos essenciais de qualquer exame de RM. Para minimizar as distorções e não uniformidades de imagem os protocolos de aquisição de imagens de RM, devem ser específicos para esse propósito utilizando todos os recursos do equipamento[25].

A suscetibilidade ao doente, a não homogeneidade do campo magnético e a não linearidade dos gradientes do campo resultam em distorções geométricas. Os equipamentos de 1,5 T apresentam imagens menos distorcidas que os de 3,0 T porque os campos de intensidade menor distorcem menos as imagens. O *shimming* pode diminuir a heterogeneidade do campo. Esse processo é diferente para cada exame porque depende do paciente e do volume de interesse[25].

Os efeitos da falta de homogeneidade de B_0 são mais evidentes com a amostragem cartesiana do espaço K. A perda de sinal e a distorção da imagem são os principais efeitos da falta de homogeneidade B_0 em uma aquisição cartesiana[24].

O grau de distorção da imagem causado pela variação espacial dos deslocamentos do campo B_0, é fortemente afetado pelas larguras de banda do recetor, bem como pelas intensidades de gradiente correlacionadas. Sequências de imagens de spin eco com larguras de banda de imagem normais e gradientes de eco (GE), produzem imagens com distorção limitadas quando a falta de homogeneidade é causada apenas por motivos anatómicos, ou seja, não causada por implantes ou dispositivos externos[24].

5. Revisão sistemática

Uma revisão sistemática (RS) é feita com o objetivo de reunir evidências para encontrar uma resposta a uma questão de pesquisa específica. Isso inclui identificar todas as pesquisas primárias relacionadas à questão de revisão definida, fazer uma avaliação crítica desta pesquisa e compilar os resultados. Isso significa que um RS deve ser de alta qualidade para identificar todas as pesquisas pertinentes sobre o tema em questão, fazer uma síntese de informações objetiva e reprodutível.

Os resultados dos estudos devem ser sistematizados usando um processo bem previsto para reduzir os erros e aumentar a qualidade do trabalho, a fim de oferecer uma melhor resposta à questão da revisão. Este método pode estar relacionado a uma técnica estatística, a meta-análise ou qualquer outro método de síntese de dados.

As principais características de uma RS, englobam métodos explícitos e reprodutíveis para identificar estudos primários, avaliá-las criticamente e sintetizá-las de acordo com os critérios inclusão e exclusão pré-estabelecidos[26].

5.1 Metodologia

Parte das diretrizes do *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses* (PRISMA), foram utilizadas para realizar esta revisão sistemática. O PRISMA (anexo I) foi desenvolvido com o objetivo de melhorar a metodologia, para atender aos avanços conceituais, e práticos na ciência das revisões sistemáticas e meta-análise. A ferramenta PRISMA visa ajudar os autores a melhorar a narrativa das revisões sistemáticas e meta-análises.

A primeira etapa desta revisão sistemática começa com a criação de uma pergunta. A pergunta foi: "**De acordo com a literatura, O processo *shimming* possui viabilidade para corrigir as inomogeneidades do campo magnético principal?**".

5.2 Etapas da Revisão Sistemática

No seguimento da primeira etapa definida anteriormente, a definição da pergunta, ajudará na criação dos critérios de inclusão e exclusão de estudos pertinentes. Esta etapa tem um impacto direto na qualidade do estudo[26].

O objetivo principal de uma revisão sistemática é a formulação de uma questão de partida, que formaliza uma etapa que deve ser realizada com cuidado, pois se a

pergunta for muito limitada, o número de artigos científicos eleitos também será limitado. Por outro lado, seria extremamente difícil chegar a uma conclusão adequada ao estudo se a pergunta fosse muito ampla.

Posteriormente, para obter o maior número possível de estudos sobre o assunto, deve-se selecionar as bases de dados e realizar uma pesquisa abrangente sobre o assunto. Em seguida, os critérios de elegibilidade de pesquisa deverão ser aplicados.

A apresentação dos dados, a criação de uma abordagem para remoção de dados, a síntese das evidências são os próximos passos. É importante destacar que a escolha da estratégia é muito importante e deve ser feita com cuidado para aumentar a sensibilidade do estudo[26]. A tabela 5.1 demonstra todos esses passos.

Tabela 5.1: Etapas da Revisão Sistemática.

Objetivo principal	• Formulação da questão de partida • Criação dos critérios de inclusão e exclusão
Encontrar artigos relevantes	• Seleção das bases de dados • Pesquisa abrangente sobre o assunto
Coletar dados	• Seleção de estudos a partir dos artigos encontrados • Especificar a metodologia de extração de dados • Aplicação dos critérios de elegibilidade
Apresentação dos dados	
Interpretação dos dados	• Síntese dos resultados
Apresentação do estudo	• Elaboração do artigo • Apresentação dos resultados obtidos

5.2.1 Método de Pesquisa

Esta etapa inclui o estabelecimento do processo de coleta de dados ou informações. A escolha de uma base de dados acessível e específica, bem como uma escolha de palavras-chave que correspondam ao tema e ao objetivo definido, são cruciais. A escolha de vários tipos de bases de dados surgiu na tentativa de ser o mais abrangente possível. A exclusão de outras bases de dados é necessária devido às

limitações das características únicas das plataformas em questão, como a falta de artigos em inglês e a falta de ferramentas de filtragem de resultados, bem como a quantidade de artigos científicos disponíveis sobre o tema em questão. As bases de dados selecionadas foram:

- ***ScienceDirect (Elsevier);***
- ***PubMed;***
- ***Cochrane Library;***
- ***SciELO.***

Os artigos desta revisão sistemática foram pesquisados com um intervalo de tempo de janeiro de 2006 até agosto de 2024. Foram utilizados para a pesquisa dos artigos científicos, uma combinação das seguintes palavras-chave, e operadores booleanos em inglês: *"shimming AND magnetic resonance"*, e *"inhomogeneity AND shimming"*.

A primeira plataforma consultada *ScienceDirect*, trata-se de uma das plataformas de renome nos estudos científicos da área de medicina e saúde. O critério aplicado para esta plataforma foi o intervalo de tempo.

A *PubMed*, além de ser uma plataforma de renome, por conta da disponibilidade de vários critérios de pesquisa que condizem com os que eram necessários nessa pesquisa. Os critérios aplicados nessa plataforma foram: intervalo de tempo, estudos / artigos na língua portuguesa e inglesa, e artigos completos.

A plataforma *Cochrane library* também foi consultada e foi aplicado um critério, o de intervalo de tempo, dentro dos critérios reestabelecidos para o estudo de pesquisa presente.

Por último, a plataforma de pesquisa *SciELO*, os critérios aplicados nessa plataforma foram: intervalo de tempo, e artigos completos.

Após a pesquisa inicial, foram obtidos 1543 artigos científicos na totalidade, sendo 779 artigos da *PubMed*, 753 artigos no *ScienceDirect*, 9 artigos na *Cochrane library* e 2 artigos na *SciELO*. Os artigos foram triados no Mendeley, gerenciador de referências bibliográficas.

5.2.2 Critérios de Elegibilidade

Foram estabelecidos como critérios de inclusão:

- Artigos completos;
- Artigos escritos em português, espanhol e inglês;
- Publicações no período (janeiro de 2006 a agosto de 2024);

Foram estabelecidos os seguintes critérios de exclusão:

- Publicações que não avaliam o processo *shimming* em RM;
- Artigos apenas com resumos disponíveis.

Após a identificação dos estudos, a seleção dos estudos foi realizada em três etapas. (o processo pode ser observado na figura 6.1):

- A eliminação dos estudos pela leitura do título;
- A eliminação dos estudos pela leitura do resumo;
- A eliminação dos estudos pela leitura de artigo integral.

6. Resultados

Através da pesquisa de dados bibliográficos, 1543 registos foram identificados com base nos descritores selecionados. Seus critérios de seleção foram atendidos e 55 artigos foram selecionados para revisão de texto completo, sendo 28 excluídos posteriormente. O fato de não mencionar o processo *shimming,* e as inomogeneidades do campo magnético principal, bem como a homogeneidade de B_0, serviu como base para a exclusão dos mesmos. Finalmente, a revisão sistemática incluiu 27 artigos, como mostra o fluxograma PRISMA na figura 6.1.

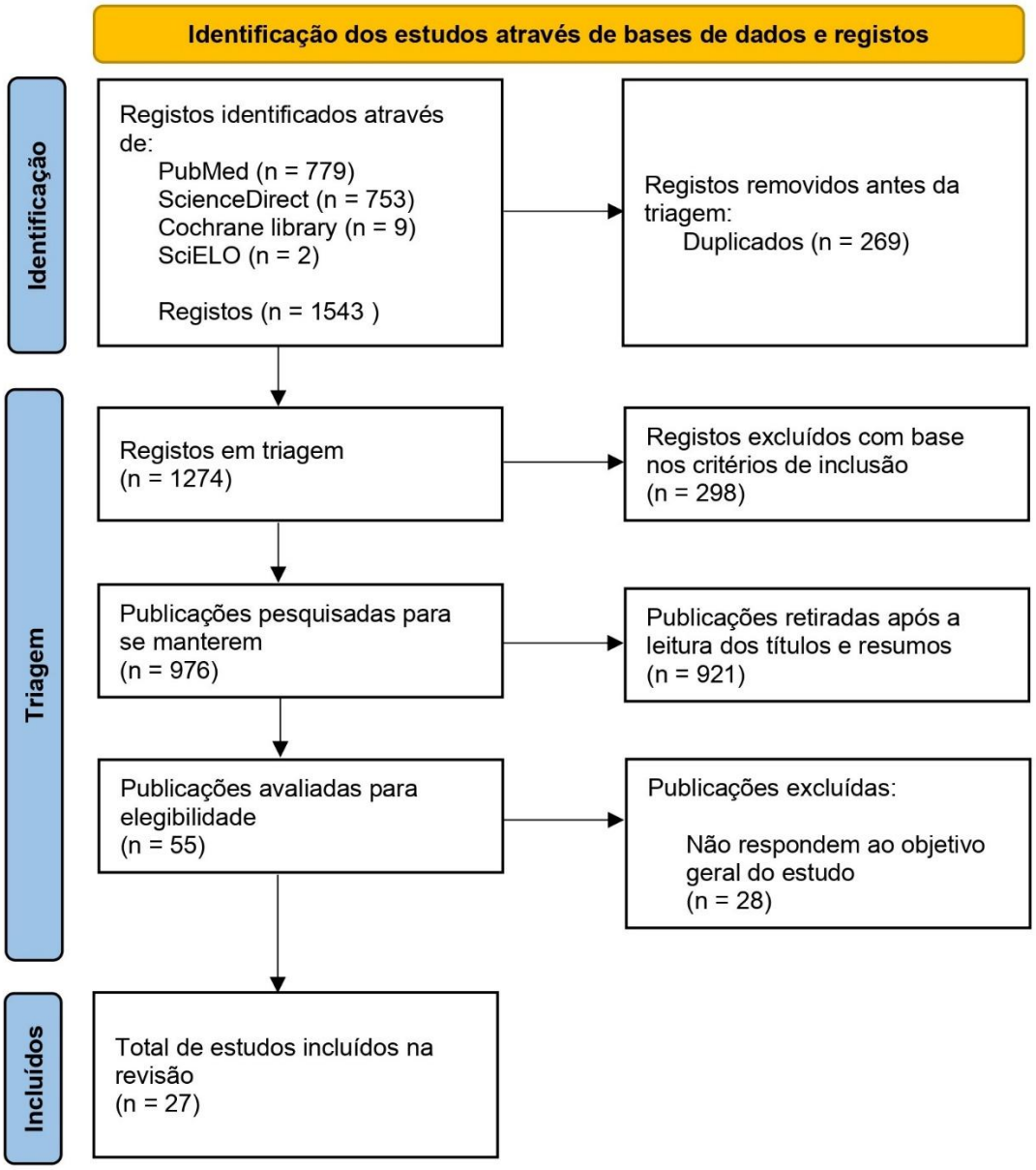

Figura 6.1: Fluxograma PRISMA.

7. Discussão

Para a realização desta revisão sistemática, foram encontrados 27 artigos de pesquisa de acordo com os descritores e operadores booleanos mencionados anteriormente. Esta revisão, analisou e discutiu a viabilidade do processo *shimming* na correção das inomogeneidades do campo magnético principal.

Segundo Jezzard 2006, o termo *shimming* originou-se de pequenos fragmentos de material magnético, que foram usados nos primórdios da ressonância magnética para melhorar a uniformidade do campo magnético criado pelos polos magnéticos. De acordo com o mesmo estudo, o *shimming* de metal funcionava como correções locais do campo dipolo ao campo principal. Isso é semelhante as "placas" metálicas que são colocados nas rodas de um carro para equilibrá-las, corrigindo o momento de inércia da roda. Para realizar imagens usando sequências de pulso exigentes, como imagem eco planar, ou para realizar espectroscopia in vivo, normalmente deseja-se corrigir o campo da ressonância magnética para que seja homogéneo[27].

De acordo com o estudo de Blasche et al. 2017, apesar dos muitos esforços realizados no processo de fabricação, um novo magneto que sai da fábrica, geralmente tem uma falta de homogeneidade de campo magnético na faixa de ~ 500 ppm (pico a pico) acima do volume máximo. A homogeneidade do campo magnético também será prejudicada pelas condições locais, como reforços de aço na estrutura do edifício. Durante a instalação do sistema a homogeneidade do campo deve ser refinada. Este procedimento é conhecido como *shimming*[28].

Do mesmo modo, segundo Drew et al. 2018, o processo de redução da não homogeneidade do campo magnético é denominado como *shimming* magnético. Trata-se de um componente crucial para a otimização da qualidade da imagem. A presença de campos de scanner próximos e estruturas metálicas e elétricas próximas são exemplos de características intrínsecas do magneto e do ambiente ao redor do magneto de RM, que podem resultar em não homogeneidade do campo. Para ajustar a resolução e a qualidade da imagem obtida, a homogeneidade do campo magnético precisa ser considerada paciente por paciente[29].

Relativamente as noções básicas de *shimming* B_0, conforme relatado por Juchem et al. 2016 e Becker et al. 2022, para formar a distribuição B_0 efetiva, os campos magnéticos podem ser somados porque seguem o princípio da superposição. O *shimming* B_0 é o processo de criação e sobreposição de um campo de correção B_0 secundário ao objetivo de uniformizar uma distribuição B_0 específica[7][30]. Do mesmo

modo, segundo o estudo de Xu et al. 2023, perda indesejada de sinal, distorção da imagem e alargamento da linha espectral podem ser causados pela falta de homogeneidade do campo magnético B_0 na ressonância magnética[31]. Além disso, conforme relatado por Huber et al. 2018, manter o campo magnético uniforme, é uma característica essencial de vários métodos de análise magnética, e experimentos em diversos campos científicos[32].

Três estudos relataram que as técnicas de ressonância magnética sensíveis à falta de homogeneidade de B_0 como espectroscopia de ressonância magnética, e imagem eco planar, requerem procedimentos de *shimming*. Permitindo então, uma correção de falta de homogeneidade de B_0 mais precisa e uma melhor qualidade de imagem. De acordo com os estudos de Juchem et al. 2016, Xu et al. 2023, e Jezzard 2006, a introdução de *shimming* de alta ordem melhora significativamente as imagens do cérebro e do corpo, principalmente em intensidades de campo altas de 3T e superiores reduzindo a falta de homogeneidade do campo[7][27][31]. Do mesmo modo, o estudo de Wachowicz 2014, relatou que o foco atual do desenvolvimento em *shimming* para a ressonância magnética, é lidar com distorções locais de altas ordens espaciais. Pois as intensidades de campo mais altas estão se tornando mais comuns, tanto para imagens de animais, quanto para imagens de pessoas in vivo[1]. Com isso, os conjuntos de bases harmônicas esféricas, que foram muito úteis para a ressonância magnética, estão mostrando cada vez mais limitações. Estas limitações estão particularmente associadas às distorções, resultantes das distribuições de suscetibilidade, que aumentam com B_0, e prejudicam a homogeneidade do campo[1].

Em relação aos tipos de *shimming,* conforme relatado por Jin et al. 2009, há dois métodos principais de *shimming*: *shimming* ativo e *shimming* passivo[33]. Segundo o estudo de Wachowicz 2014, os métodos de *shimming* passivo, utilizam materiais que podem suportar diferentes níveis de magnetização, como materiais diamagnéticos e paramagnéticos. Eles também podem esculpir a distribuição do campo indicado em direção a um estado mais uniforme por meio de seu design e posicionamento estratégico. Isso é feito por meio de sua resposta passiva ao campo B_0 primário[1]. Do mesmo modo, Darwajkar et al. 2021 e Jin et al. 2009, descreveram o *shimming* passivo como uma introdução de componentes metálicos de formato, peso e tamanho adequados em locais específicos, para ajustar o original campo magnético[23][33].

O *shimming* passivo foi utilizado no estudo de Bungert et al. 2012, para reduzir os artefactos de imagem em estimulação magnética transcraniana (TMS) e ressonância magnética funcional (fMRI) simultaneamente. De acordo com o estudo, um problema

significativo na aplicação simultânea de TMS/fMRI, é o artefacto de imagem causado pelo efeito da bobina TMS na homogeneidade do campo magnético estático (B_0). O estudo demonstrou que o componente passivo utilizando remendos finos do aço inoxidável (austenítico) pode reduzir o efeito da bobina TMS no B_0 em ~80%, eliminando essencialmente o artefacto associado. O estudo demonstrou o efeito de duas implementações diferentes do *shimming* passivo num simulador esférico e in vivo[34].

Segundo o estudo de Kong et al. 2016, o método de programação linear (LP) é geralmente utilizado para realizar o procedimento de *shimming* passivo. Mas a abordagem LP é geralmente lenta e difícil equilibrar a qualidade do campo e a quantidade total de aço necessária para as placas de *shimming*. Os autores do estudo propuseram um novo algoritmo para equilibrar a uniformidade de campo e a massa total das placas de *shimming*. O método é usado para reduzir a falta de uniformidade do campo magnético sobre a superfície da imagem, com a massa total de aço controlada por uma certa restrição. O algoritmo foi testado com dados práticos de campo, e os resultados mostram que, o novo algoritmo alcança uniformidade de campo superior (43% melhor para o caso do teste), em comparação com a abordagem de programação linear convencional[35].

Segundo o estudo de Juchem et al. 2006, funções harmônicas esféricas podem ser usadas para descrever campos magnéticos, como campos vetoriais. Portanto, as variações de homogeneidade também podem ser expressas nessa base. Usando um conjunto adequado de bobinas elétricas, o *shimming* ativo cria um componente de campo magnético que corresponde a um campo esférico harmónico. Isso reduz as heterogeneidades de campo, sobrepondo um campo de *shimming* de mesma magnitude, mas de sinal oposto à distorção[36]. Da mesma maneira, segundo o estudo de Koch et al. 2006, os eletroímanes continuamente ajustáveis, são usados no *shimming* ativo, que geralmente são bobinas de gradiente harmónico esférico à temperatura ambiente[37].

Em relação ao funcionamento do *shimming* ativo, conforme relatado por Wendt 2006, são necessárias bobinas adicionais (bobinas de *shimming*), para obtenção de um *shimming* ativo. O design dessas bobinas de *shimming* é semelhante ao das bobinas gradientes. O campo magnético produzido por cada conjunto de bobinas é proporcional à corrente que passa por elas. Uma sequência de gradiente eco 3D coleta dados volumétricos da área a ser homogeneizada durante o processo de *shimming*. Em seguida, um programa de computador analisa esses dados para calcular a corrente

necessária para cada bobina de *shimming* para maximizar a homogeneidade do campo magnético. De acordo com o mesmo estudo, a situação é semelhante a uma sala grande e irregular, com nichos e cantos que precisam de iluminação uniforme. Uma grande fonte de luz no centro da sala não dará conta do recado (ou seja, não há luz nos nichos e atrás dos cantos). Sendo então, necessárias fontes de luz adicionais (bobinas de *shimming*) quanto mais melhor, para se obter uma iluminação uniforme em toda a sala (campo magnético homogéneo)[38].

Chen et al. 2024, propuseram um *shimming* ativo baseado em um método de convergência de espectro de ressonância, que foi rápido e direto para magnetos de RM. Os resultados dos experimentos de *shimming* em um supercondutor magnético de RM de 25 T mostraram que uma nova abordagem melhorou com sucesso a homogeneidade de campo em um DSV de 10 mm de 7,09 ppm para 2,27 ppm. Atendendo aos requisitos da prática analítica e de outros experimentos de imagem, o estudo enfatizou a eficácia e pertinência do método de convergência de espectro para o *shimming* ativo de uma grande variedade de magnetos personalizados, que precisam de alta homogeneidade de campo magnético[39].

Fazendo uma análise crítica, o uso de *shimming* ativo na compensação de heterogeneidades do campo magnético, pareceu ser o principal método com o objetivo de se obter uniformidade. Embora somente um estudo (Koch et al. 2006), tenha relatado que este foi e continua sendo o principal método de compensação de heterogeneidade[37]. Por outro lado, Juchem et al. 2016, afirmam que até o momento, não existe nenhum método simples e trivial de *shimming* B_0 que garanta a homogeneidade B_0 perfeita em todas as condições. Em termos de desempenho, complexidade metodológica e custos de implementação as técnicas de *shimming* variam significativamente. De acordo com o mesmo estudo, os laboratórios da RM precisam decidir quais recursos de correção disponibilizar, é extrema importância escolher entre a variedade resultante de métodos. O estudo concluiu que, o método de *shimming* B_0 ideal depende da aplicação que se pretende. Escolher o melhor método não é uma tarefa fácil, pois vários fatores devem ser levados em consideração, como a dependência da espécie, a região das distorções aparentes do campo magnético e o nível de homogeneidade do campo necessário[7].

O estudo de McElroy et al. 2020, compararam o *shimming* dinâmico específico de corte integrado com pós-processamento de correção de distorção, com *shimming* de volume 3D convencional, a fim de desenvolver uma redução de artefactos, e perda de

sinal em imagens ponderadas por difusão de corpo inteiro[40]. Enquanto Gast et al. 2019, exploraram validar a viabilidade do *shimming* B_0 localizado com base em mapas B_0 adquiridos com ressonância magnética de sódio (23Na)[41]. He et al. 2022, desenvolveram e avaliaram uma nova estratégia de otimização de *shimming* de RF, adaptado para melhorar a eficiência de transmissão, em imagens turbo *spin echo*[42].

O estudo de Hock et al. 2020, teve como objetivo uma metodologia de *shimming* harmónico esférico do campo B_0 dentro do miocárdio humano. Este estudo comparou várias opções de região de interesse de *shimming*, e as limitações de *hardware* do *shimming* B_0 de harmónicos esféricos foram avaliadas, por meio de uma modelagem de campo B_0 baseada em calibração. O papel dos termos harmónicos esféricos de terceira ordem, e os benefícios potenciais de *shimming* específicos da fase cardíaca foram treinados. Os resultados apresentados pelo estudo demonstram que imagens de ressonância magnética cardíaca aprimoradas em 7 T, podem ser alcançadas com a ajuda de futuros avanços tecnológicos, e com a criação de técnicas de *shimming* projetadas para corrigir o campo B_0 do miocárdio humano[4].

O estudo de Tang Xin et al. 2010, apresentou um método de *shimming* ferromagnético ativo para magnetos RM tipo C. Esse método foi projetado para diminuir a heterogeneidade do campo do magneto permanente tipo C. De acordo com o mapa de campo inicial e as especificações de homogeneidade final necessárias, foram realizados cálculos para gerar a configuração ideal (localizações e espessuras) das peças ferromagnéticas ativas. Com o intuito de limitar a quantidade de material ferromagnético ativo utilizado, e a espessura máxima das peças empilhadas em cada local de furo nas placas de *shimming*, esta abordagem utilizou uma técnica de minimização, que reduz a soma do momento magnético quadrado. Os resultados e simulações do estudo demonstraram que o método é legítimo e eficaz[43].

Menglinga et al. 2020, realizaram um estudo destacando como as distorções do campo magnético causadas pela suscetibilidade afetam a precisão do contorno dos órgãos. O tronco encefálico, o quiasma, os olhos e os nervos óticos foram os órgãos intracranianos em risco (OAR), que foram investigados. Os dados de 1,5 T sem *shimming* e de 3 T com *shimming* foram comparados, e os resultados foram comparados a uma previsão baseada em modelo para investigar a influência do *shimming* ativo. Os autores concluíram que, a distorção mediana para os vários OARs foi de 0,13 a 0,18 mm para 1,5 T e de 0,11 a 0,13 mm para 3 T. A transferência máxima foi encontrada para 1,5 T em 1,3 a 1,7 mm e para 3 T em 1,1 a 1,4 mm. Em todos os OARs

investigados, a variação dos valores para 1,5 T foi significativamente maior do que para 3 T. Em comparação com os valores esperados, o *shimming* ativo reduz as distorções por um fator de 2,3 a 2,9[44].

Relativamente aos métodos inovadores, o estudo de Ortiz et al. 2023, teve dois objetivos, o primeiro objetivo foi reproduzir elementos de um estudo anterior. Esse estudo mostrou que a abordagem de z-*shimming* melhorou a qualidade da imagem em imagens eco planar ponderadas em T2*. O aprimoramento da técnica de z-*shimming* foi o segundo objetivo. Isso incluiu adicionar gradientes de compensação no plano, e ajustar esses gradientes durante o processo de aquisição de imagem, para levar em consideração as variações no campo magnético causado pela respiração. Este método inovador foi referido como *shimming* dinâmico em tempo real. Os resultados apresentados pelo estudo demonstram, que o uso do z-*shimming* demonstrou melhor homogeneidade do sinal ao longo da medula espinhal em um grupo de doze voluntários saudáveis a 3 T. A homogeneidade do sinal pode ser melhorada compensando gradientes de campo induzidos pela respiração em tempo real e gradientes ao longo dos eixos no plano[45]. Yang et al. 2024, apresentaram uma nova abordagem dinâmica de *shimming* B_0 que oferece benefícios adicionais na melhoria da rotulagem (marcação) de *spin* arterial pseudocontínua (PCASL) em 7 T. Este método corrige as variações lineares de B_0 no plano e dentro da região de rotulagem. Este *shimming* B_0 rápido e abrangente aumenta significativamente a robustez e eficácia do PCASL. Isso desbloqueia o pleno potencial da alta sensibilidade e resolução espacial do 7 T ASL para imagens de perfusão melhoradas[46]. Por fim, Xu et al. 2022, apresentaram um projeto para um magneto específico (Halbach), que tem um grande potencial em ressonância magnética. Seu pequeno volume, alta intensidade de campo e campo disperso compacto são seus benefícios. Contudo, a falta de homogeneidade do campo é um grande obstáculo para suas aplicações. Para aumentar a homogeneidade do campo, é necessário *shimming* ativo. Após o experimento prático do estudo de *shimming* no magneto Halbach, em uma amostra cilíndrica com raio de 2,5 mm e altura de 5 m, foi observada uma melhoria na homogeneidade de 40,3 ppm para 3,8 ppm. O estudo discutiu o projeto e a implementação de bobinas de *shimming* de alta ordem, que podem ser usadas em experimentos de ressonância magnética baseados em arranjos magnéticos de Halbach. Além disso, apresentaram uma abordagem flexível para o projeto de bobinas inversas para magnetos Halbach cilíndricos[47].

Segundo o estudo de Meneses et al. 2022, a sequência *echo-planar-imaging* (EPI) é uma técnica comumente empregada em ressonância magnética funcional ou de difusão. Quando utilizada nas imagens superficiais próximas à da cabeça, ela produz sérias distorções geométricas e perdas de sinal. Para superar esses artefactos de imagem e restaurar espectros limpos, o *shimming* B_0 é necessário. Para lidar com artefactos induzidos pela suscetibilidade, como a queda de sinal perto de cavidades de ar na cabeça humana em campo alto e ultra alto, os autores do mesmo estudo, desenvolveram um novo método chamado SCOTCH. Este método especifica o posicionamento, o tamanho e a forma dos enrolamentos da bobina em algumas camadas em torno da cabeça do paciente, a fim de criar matrizes de múltiplas bobinas otimizadas para *shimming* cerebral. As imagens EPI após o *shimming* SCOTCH mostraram altas recuperações de sinal e distorções menores, principalmente no lobo pré-frontal acima do seio nasal[48].

Ren et al. 2023, propuseram *shimming* local ativo e passivo híbrido (HAPLS) para ressonância magnética em duas áreas, para homogeneizar simultaneamente duas áreas isoladas de região de interesse dentro de todo o FOV. Após a aplicação do componente local ativo e passivo híbrido, o pico a pico de 95% foi reduzido de 1,92 para 1,12 ppm em 41,7%. A técnica proposta foi aplicada em dois fantomas e utilizou componente local ativo e passivo, e foi capaz de homogeneizar de forma eficiente duas áreas simultaneamente, o que é uma necessidade não atendida para um scanner de RM comercial[49].

Dois estudos incluídos nesta revisão sistemática apresentaram algumas limitações, Xu et al. 2023, consideram o tamanho da amostra (n = 7) pequeno, e isso pode limitar as suas descobertas relacionadas aos mapas de campo B_0 e imagens EPI. McElroy et al. 2020, consideram que devido ao conforto do paciente e às restrições de tempo de exame, apenas uma única sequência DWI foi adquirida em cada paciente no estudo.

Observou-se que os autores de 11 estudos desta revisão, destacaram a correção da falta de homogeneidade em ressonância magnética com o *shimming*, atendendo aos critérios para tornar o campo magnético homogéneo, demostrando ser de extrema importância na aquisição de imagens.

8. Conclusões

8.1. Considerações finais

A ressonância magnética (RM) é uma técnica extremamente versátil que tem uma ampla gama de aplicações. Para determinadas aplicações, o equipamento base disponível, pode não ser o suficiente para obter resultados significativos ou mesmo resultados que permitam um estudo mais detalhado do que está em análise. O objeto de estudo deste trabalho foi o *shimming*, uma das ferramentas disponíveis para melhorar a qualidade dos experimentos.

A compilação da análise dos estudos selecionados, forneceu dados para o desenvolvimento do presente estudo, que enfatizam a relação entre o *shimming,* e a não homogeneidade do campo magnético. A falta de homogeneidade B_0, apresenta um desafio significativo para a ressonância magnética.

É de realçar que os estudos contribuíram claramente para a resposta à pergunta de partida. De acordo com os artigos, o processo *shimming* possui viabilidade para corrigir as inomogeneidades do campo magnético principal.

O *shimming* é o processo para maximizar a homogeneidade do campo magnético, que é essencial para garantir a qualidade da imagem em ressonância magnética. Um aparelho de RM homogéneo permite que as imagens obtidas dos exames realizados não sejam ruidosas, e assim obtemos uma melhor qualidade de imagem.

O processo *shimming* é fundamental, para o sucesso dos métodos de ressonância magnética sensíveis à falta de homogeneidade de B_0. Considerado de elevada importância, pois para as imagens de ressonância magnética, a não uniformidade no campo magnético, pode causar perda indesejada de sinal, e distorções de imagem.

8.2. Limitações

A revisão sistemática atual apresenta os seguintes limites: foram encontrados vários parâmetros, equipamentos e metodologias utilizados nos estudos pesquisados, o que dificultou a realização de uma análise de comparação entre eles; falta de análises sobre a confiabilidade na avaliação dos artigos, porque não houve um segundo

interveniente independente que participou da coleta de dados e seleção dos artigos, devido ao fato de que este trabalho é de natureza académica, e o investigador é o único elemento.

8.3. Perspetivas futuras

No que diz respeito a estudos futuros, para dar prosseguimento ao presente trabalho no âmbito das inomogeneidades de B_0, seria importante realizar a verificação prática do processo *shimming* em dois equipamentos de intensidade de campo diferentes.

9. Referências

1. Wachowicz K. Evaluation of active and passive shimming in magnetic resonance imaging. Dovepress. 2014;1.
2. Tomasi D, Wang RL. Paramagnetic shimming for high-field MRI. Brazilian Journal of Physics. 2009;39(2):287–91.
3. Alegro MDC, Junior EA, Lopes RDD. Computerized brain tumor segmentation in magnetic resonance imaging. 2012;10(2):158–63.
4. Hock M, Terekhov M, Stefanescu MR, Lohr D, Herz S, Reiter T, et al. B0 shimming of the human heart at 7T. Magn Reson Med. 2021;85(1):182–96.
5. Mazzola AA. Ressonância magnética: princípios de formação da imagem e aplicações em imagem funcional. Revista Brasileira de Física Médica. 2009;117–29.
6. Laurella SL. Resonancia magnética nuclear una herramienta para la elucidación de estructuras moleculares. Buenos Aires, Argentina; 2017.
7. Juchem C, de Graaf RA. B0 magnetic field homogeneity and shimming for in vivo magnetic resonance spectroscopy. Anal Biochem. 2017 Jul 15;529:17–29.
8. Kong X, Zhu M, Xia L, Wang Q, Li Y, Zhu X, et al. Passive shimming of a superconducting magnet using the L1-norm regularized least square algorithm. Journal of Magnetic Resonance. 2016 Feb 1;263:122–5.
9. Ribeiro H. Ressonância magnética e seu funcionamento mecânico para gerar imagens. Centro Universitário do Sul de Minas - Engenharia Mecânica. 2018;
10. Moreira S, Ventura R. A Utilização da Ressonância Magnética na Caracterização Funcional da Fala. Departamento de Engenharia Electrotécnica e de Computadores. 2012 Jan;
11. Pinto R. Segmentação Automática de Lesões de Esclerose Múltipla em Imagens de Ressonância Magnética. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. 2017 Jun;1–142.
12. Ressonância Magnética para que serve? [Internet]. [cited 2023 Dec 13]. Available from: https://www.enfermagemnovidade.com.br/2017/10/ressonancia-magnetica-para-que-serve.html?m=1.

13. Moser E, Stadlbauer A, Windischberger C, Quick HH, Ladd ME. Magnetic resonance imaging methodology. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2009;36(SUPPL. 1):30–41.

14. Domingues CVJ. Controlo da qualidade de Imagem em Ressonância Magnética. 2020;

15. Ferreira F, Nacif M. Manual de Técnicas em Ressonância Magnética. Fernanda Guimarães Meireles Ferreira MSN, editor. Rio de Janeiro; 2011.

16. Rios E. Técnica de diagnóstico por imagens : ressonância magnética nuclear. 1998.

17. Campilho B, Silva S, Santos J. Optimization of 3T MRI Image Acquisition for Stereotactic Radiosurgery Treatment Planning. 2022;

18. Artasona LM. Bandas de moiré em sequências de gradiente eco [Internet]. 2012 [cited 2024 Apr 13]. Available from: https://www.elbaulradiologico.com/2012/04/bandas-de-moire-en-las-secuencias-de.html.

19. Coelho FB, Carlos S. Controlador para bobinas de shimming. 2016;

20. Jezzard P. Passive Shimming. How is passive shimming performed? [Internet]. 2006 [cited 2023 Dec 14]. Available from: https://www.mriquestions.com/passive-shimming.html#

21. Passive shimming [Internet]. [cited 2023 Nov 28]. Available from: https://quizlet.com/599526168/216-unit-1-terms-flash-cards/.

22. Andrioli CJ, Thomaz CE. Análise Discriminante do Ruído de Fundo em Imagens de Ressonância Magnética de Extremidades. Centro Universitário Fei. 2021;

23. Darwajkar A, Divakara K A, Wankhede N, Harsh R. Non-iterative and fast in-vivo gradient shimming for magnetic resonance imaging. International Conference on Smart Generation Computing, Communication and Networking (Smart Gencon). 2021 Oct 29;29–32.

24. Koch KM, Rothman DL, Graaf RA. Optimization of static magnetic field homogeneity in the human and animal brain in vivo. Vol. 54, Progress in Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy. 2009. p. 69–96.

25. Borba I. Construção de um Guia para a Aquisição de Imagens de Ressonância Magnética Utilizadas em Planejamentos de Radioterapia. Hospital de Clínicas de Porto Alegre. 2021;

26. Pollock A, Berge E. How to do a systematic review. International Journal of Stroke [Internet]. 2018 Feb 17 [cited 2023 Dec 13];13(2):138–56. Available from: https://journals.sagepub.com/doi/epub/10.1177/1747493017743796

27. Jezzard P. Shim Coil Design, Limitations and Implications [Internet]. England; 2006 [cited 2023 Dec 15]. Available from: https://www.mriquestions.com/uploads/3/4/5/7/34572113/shim_coil_design_jezzard.pdf

28. Blasche M, Fischer D. Magnet Homogeneity and Shimming. 2017.

29. Drew Z, Campos A, Murphy A. Magnetic shimming. In: Radiopaedia.org. Radiopaedia.org; 2018.

30. Becker M, Jouda M, Kolchinskaya A, Korvink JG. Deep regression with ensembles enables fast, first-order shimming in low-field NMR. Journal of Magnetic Resonance. 2022 Mar 1;336.

31. Xu J, Yang B, Kelley D, Magnotta VA. Automated High-Order Shimming for Neuroimaging Studies. Tomography. 2023 Dec 1;9(6):2148–57.

32. Huber C, Goertler M, Abert C, Bruckner F, Groenefeld M, Teliban I, et al. Additive Manufactured and Topology Optimized Passive Shimming Elements for Permanent Magnetic Systems. Sci Rep [Internet]. 2018;(September):1–8. Available from: http://dx.doi.org/10.1038/s41598-018-33059-w

33. Jin Z, Tang X, Meng B, Zu D, Wang W. A SQP optimization method for shimming a permanent MRI magnet. Progress in Natural Science. 2009;19(10):1439–43.

34. Bungert A, Chambers CD, Phillips M, Evans CJ. Reducing image artefacts in concurrent TMS/fMRI by passive shimming. Neuroimage. 2012 Feb 1;59(3):2167–74.

35. Kong X, Zhu M, Xia L, Wang Q, Li Y, Zhu X, et al. Passive shimming of a superconducting magnet using the L1-norm regularized least square algorithm. Journal of Magnetic Resonance. 2016 Feb 1;263:122–5.

36. Juchem C, Muller-Bierl B, Schick F, Logothetis NK, Pfeuffer J. Combined passive and active shimming for in vivo MR spectroscopy at high magnetic fields. Journal of Magnetic Resonance. 2006 Dec;183(2):278–89.

37. Koch KM, Brown PB, Rothman DL, de Graaf RA. Sample-specific diamagnetic and paramagnetic passive shimming. Journal of Magnetic Resonance. 2006 Sep;182(1):66–74.

38. Wendt M. Second Order Shimming of High Field Magnets. Siemens Medical Solutions. 2006;

39. Chen H, Wang Y, Wang W, Zhou G, Wu P, Qu H, et al. Active shimming for a 25 T NMR superconducting magnet by spectrum convergence method. Journal of Magnetic Resonance. 2024 Jul 1;364.

40. Mcelroy S, Winfield JM, Westerland O, Charles G, Joanna E, Neji R, et al. Integrated slice - specific dynamic shimming for whole - body diffusion - weighted MR imaging at 1 . 5 T. Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine [Internet]. 2021;34(4):513–21. Available from: https://doi.org/10.1007/s10334-020-00898-6

41. Gast L V., Henning A, Hensel B, Uder M, Nagel AM. Localized B0 shimming based on 23Na MRI at 7 T. Magn Reson Med. 2020;83(4):1339–47.

42. He X, Schmidt S, Metzger GJ, Haluptzok T. Improved TSE imaging at ultrahigh field using nonlocalized efficiency RF shimming and acquisition modes optimized for refocused echoes (AMORE). 2022;(January):1–18.

43. Tang Xin, Hong Li-Ming, Zu Dong-Lin. Active ferromagnetic shimming of the permanent magnet for magnetic resonance imaging scanner. Chinese Physics B [Internet]. 2010;19(7):078702-078702–8. Available from: http://cpb.iphy.ac.cn

44. Mengling V, Putz F, Laun FB, Perrin R, Eisenhut F, Dörfler A, et al. Evaluation of the influence of susceptibility-induced magnetic field distortions on the precision of contouring intracranial organs at risk for stereotactic radiosurgery. Phys Imaging Radiat Oncol. 2020 Jul 1;15:91–7.

45. Alonso-Ortiz E, Papp D, D'Astous A, Cohen-Adad J. Dynamic shimming in the cervical spinal cord for multi-echo gradient-echo imaging at 3 T. Neuroimage: Reports. 2023 Mar 1;3(1).

46. Yang Ji, Joseph G. Woods, Hongwei Li, Thomas W. Okell. Dynamic B0 field shimming for improving pseudo-continuous arterial spin labeling at 7 Tesla. Centre for Integrative Neuroimaging. 2024;

47. Xu Y, Wang F, Wang Y, Yu P, Zhang J, Yang X. Active shim coils design for Halbach magnet based on inverse boundary element method. Magnetic Resonance Letters. 2022 Aug 1;2(3):159–69.

48. Meneses BP, Stockmann JP, Arango N, Gapais PF, Giacomini E, Mauconduit F, et al. Shim coils tailored for correcting B0 inhomogeneity in the human brain (SCOTCH): Design methodology and 48-channel prototype assessment in 7-Tesla MRI. Neuroimage. 2022 Nov 1;261.

49. Ren ZH, Stockmann J, Dewdney A, Lee RF. Hybrid active and passive local shimming (HAPLS) for two-region MRI. Magn Reson Med. 2023 Apr 28;89(4):1660–73.

Anexo I

Recomendação de PRISMA

Seção/tópico	N.	Item do *checklist*	Relatado na página nº
TÍTULO			
Título	1	Identifique o artigo como uma revisão sistemática, meta-análise, ou ambos.	
RESUMO			
Resumo estruturado	2	Apresente um resumo estruturado incluindo, se aplicável: referencial teórico; objetivos; fonte de dados; critérios de elegibilidade; participantes e intervenções; avaliação do estudo e síntese dos métodos; resultados; limitações; conclusões e implicações dos achados principais; número de registro da revisão sistemática.	
INTRODUÇÃO			
Racional	3	Descreva a justificativa da revisão no contexto do que já é conhecido.	
Objetivos	4	Apresente uma afirmação explícita sobre as questões abordadas com referência a participantes, intervenções, comparações, resultados e delineamento dos estudos (PICOS).	
MÉTODOS			
Protocolo e registo	5	Indique se existe um protocolo de revisão, se e onde pode ser acessado (ex. endereço eletrônico), e, se disponível, forneça informações sobre o registro da revisão, incluindo o número de registro.	
Critérios de elegibilidade	6	Especifique características do estudo (ex.: PICOS, extensão do seguimento) e características dos relatos (ex. anos considerados, idioma, a situação da publicação) usadas como critérios de elegibilidade, apresentando justificativa.	
Fontes de informação	7	Descreva todas as fontes de informação na busca (ex.: base de dados com datas de cobertura, contato com autores para identificação de estudos adicionais) e data da última busca.	
Busca	8	Apresente a estratégia completa de busca eletrônica para pelo menos uma base de dados, incluindo os limites utilizados, de forma que possa ser repetida.	
Seleção dos estudos	9	Apresente o processo de seleção dos estudos (isto é, rastreados, elegíveis, incluídos na revisão sistemática, e, se aplicável, incluídos na meta-análise).	
Processo de coleta de dados	10	Descreva o método de extração de dados dos artigos (ex.: formulários piloto, de forma independente, em duplicata) e todos os processos para obtenção e confirmação de dados dos pesquisadores.	
Lista dos dados	11	Liste e defina todas as variáveis obtidas dos dados (ex.: PICOS, fontes de financiamento) e quaisquer suposições ou simplificações realizadas.	
Risco de viés em cada estudo	12	Descreva os métodos usados para avaliar o risco de viés em cada estudo (incluindo a especificação se foi feito no nível dos estudos ou dos resultados), e como esta informação foi usada na análise de dados.	
Medidas de sumarização	13	Defina as principais medidas de sumarização dos resultados (ex.: risco relativo, diferença média).	
Síntese dos resultados	14	Descreva os métodos de análise dos dados e combinação de resultados dos estudos, se realizados, incluindo medidas de consistência (por exemplo, I^2) para cada meta-análise.	
Risco de viés entre estudos	15	Especifique qualquer avaliação do risco de viés que possa influenciar a evidência cumulativa (ex.: viés de publicação, relato seletivo nos estudos).	
Análises adicionais	16	Descreva métodos de análise adicional (ex.: análise de sensibilidade ou análise de subgrupos, metarregressão), se realizados, indicando quais foram pré-especificados.	
RESULTADOS			
Seleção de estudos	17	Apresente números dos estudos rastreados, avaliados para elegibilidade e incluídos na revisão, razões para exclusão em cada estágio, preferencialmente por meio de gráfico de fluxo.	
Características dos estudos	18	Para cada estudo, apresente características para extração dos dados (ex.: tamanho do estudo, PICOS, período de acompanhamento) e apresente as citações.	
Risco de viés em cada estudo	19	Apresente dados sobre o risco de viés em cada estudo e, se disponível, alguma avaliação em resultados (ver item 12).	
Resultados de estudos individuais	20	Para todos os desfechos considerados (benefícios ou riscos), apresente para cada estudo: (a) sumário simples de dados para cada grupo de intervenção e (b) efeitos estimados e intervalos de confiança, preferencialmente por meio de gráficos de floresta.	
Síntese dos resultados	21	Apresente resultados para cada meta-análise feita, incluindo intervalos de confiança e medidas de consistência.	
Risco de viés entre estudos	22	Apresente resultados da avaliação de risco de viés entre os estudos (ver item 15).	
Análises adicionais	23	Apresente resultados de análises adicionais, se realizadas (ex.: análise de sensibilidade ou subgrupos, metarregressão [ver item 16]).	
DISCUSSÃO			
Sumário da evidência	24	Sumarize os resultados principais, incluindo a força de evidência para cada resultado; considere sua relevância para grupos-chave (ex.: profissionais da saúde, usuários e formuladores de políticas).	
Limitações	25	Discuta limitações no nível dos estudos e dos desfechos (ex.: risco de viés) e no nível da revisão (ex.: obtenção incompleta de pesquisas identificadas, viés de relato).	
Conclusões	26	Apresente a interpretação geral dos resultados no contexto de outras evidências e implicações para futuras pesquisas.	
FINANCIAMENTO			
Financiamento	27	Descreva fontes de financiamento para a revisão sistemática e outros suportes (ex.: suprimento de dados); papel dos financiadores na revisão sistemática.	