UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE FÍSICA DE SÃO CARLOS

DANIEL MARTELOZO CONSALTER

IMPLEMENTAÇÃO DE AQUISIÇÃO PARALELAS DE IMAGENS
UTILIZANDO BOBINAS DE RF TIPO PHASED ARRAY E SAMPLED
ARRAY

São Carlos
2017

DANIEL MARTELOZO CONSALTER

Implementação de aquisição paralelas de imagens utilizando bobinas
de rf tipo phased array e sampled array

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Física do Instituto de Física de São Carlos da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Área de concentração: Física Aplicada
Orientador: Prof. Dr. Alberto Tannús

VERSÃO CORRIGIDA

(Versão original disponível na Unidade que aloja o Programa)

São Carlos
2017

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica revisada pelo Serviço de Biblioteca e Informação do IFSC,
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Consalter, Daniel Martelozo
Implementação de aquisição paralelas de imagens
utilizando bobinas de rf tipo phased array e sampled
array / Daniel Martelozo Consalter; orientador
Alberto Tannus - versão corrigida -- São Carlos,
2017.
119 p.

Tese (Doutorado - Programa de Pós-Graduação em
Física Aplicada) -- Instituto de Física de São Carlos,
Universidade de São Paulo, 2017.

1. MRI coil. 2. phased array. 3. sampled array.
4. bobinas multicanais. 5. ressonância magnética. I.
Tannus, Alberto, orient. II. Título.

A minha esposa, Cristina, por todo o fundamental apoio durante este trabalho

AGRADECIMENTOS

Ao orientador, Prof. Dr. Alberto Tannús e a todos do CIERMag, IFSC – USP, por tornar este trabalho possível.

Ao Dr. Daniel Papoti e Dr. Edson Vidoto, pela “co-orientação”.

A todos da minha empresa, FIT – Fine Instrument Technology, que é praticamente minha família.

Aos sócios Silvia Azevedo e Maurício Arouca pelo apadrinhamento.

Ao Dr. Luiz Alberto Colnago, pela parceria.

À AUREMN por ter me recebido na comunidade de RMN tão bem.

Aos amigos pelas conversas e distrações das dificuldades, sintam-se citados um a um.

À minha família, principalmente esposa Cristina Torres Consalter e pais e irmãos: Idarilho Consalter Junior, Eliane Marteloza Consalter, Filipi Marteloza Consalter, Leonardo Marteloza Consalter por estarem sempre ao meu lado nas horas boas e ruins.

RESUMO

CONSALTER, D. M. **Implementação de aquisição paralelas de imagens utilizando bobinas de rf tipo phased array e sampled array**. 2017. 119p. Tese (Doutorado em Ciências) - Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2017.

Técnicas de aquisição paralelas e hardware dedicados vem sendo desenvolvidos desde a década de 1980 para reduzir o tempo de aquisição de imagens via ressonância magnética (IRM). Uma bobina do tipo *phased array* é um dispositivo do tipo receptor, que usa múltiplas bobinas (canais) cada qual com seu próprio circuito de detecção para adquirir simultaneamente os sinais que formam uma imagem ou espectro via IRM. Exemplos de técnica de imagem paralela que usa bobinas tipo *phased array* são *Sensitivity Encoding* (SENSE) e *Generalized Autocalibrating Partial Parallel Acquisition* (GRAPPA). *Sampled array* é o nome de um método proposto neste trabalho em que cada canal de uma bobina multicanal é responsável por adquirir de forma independente o sinal da sua amostra de modo que cada sinal de amostra é endereçado ao seu canal específico. Neste trabalho, descrevemos o desenvolvimento de uma bobina *phased array* de quatro canais para anatomia de cabeça de rato usando circuito impresso flexível para operar em um sistema de IRM pré-clínico de 2T com objetivo de validar o método de construção e uso de circuito flexível como bobina de recepção. Também desenvolvemos uma bobina de quatro canais para realizar simultaneamente a imagem de quatro sementes na mesma varredura para validar o método *Sampled Array* com objetivo de melhorar a qualidade da imagem e simultaneamente acelerar experimentos de múltiplas amostras. Os resultados mostram que a bobina de circuito impresso *phased array*, em comparação com uma bobina de enrolamento de fio regular, forneceu uma boa relação sinal / ruído (RSR) e possui geometria mais adequada à anatomia por ser flexível. Além disso, o processo de fabricação da bobina seja facilitado desde que toda a bobina é construída como um protótipo de circuito impresso. Os bons resultados da bobina *sampled array* mostraram o método como promissor para imageamento de múltiplas amostras com aumento de RSR e diminuição de tempo de experimentos em relação ao uso de bobinas de canal único.

Palavras chave: MRI. Bobinas de RF. Phased array. Sample array.

ABSTRACT

CONSALTER, D. M. **Development of parallel imaging acquisition using phased array and sample array coils.** 2017. 119p. Tese (Doutorado em Ciências) - Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2017.

Parallel techniques and dedicated hardware has been developed since the 1980s to reduce acquisition time on Magnetic Resonance Imaging (MRI) scanners. A phased array is a receiver only mode device concept, which uses multiple channels (coils) with their own detection circuits to simultaneously acquire MRI or localized spectroscopic signals. An example of parallel imaging technique that uses phased array coils is Sensitivity Encoding (SENSE). Sampled array is the name proposed in this work for a method in which each channel of a multichannel coil is responsible to acquire independently the signal from its sample so that each sample signal is addressed to its specific channel. In this work, we describe the development of a four-channel phased array coil for rat head anatomy using flexible printed circuit board (PCB), to operate on a 2T pre-clinical MRI scanner to validate the construction method and usage of flexible PCB as a receiver coil. We also developed a four-channel sample array coil to simultaneously perform the imaging of four seeds at the same scan, to validate the proposed method to improve image quality at the same time accelerating multiple seed imaging for agriculture studies. The results show that phased array PCB coil as compared to a regular wire winding coil provide good signal-to-noise ratio (SNR) imaging with more adequate geometry to the anatomy by being flexible. In addition, the coil manufacturing process is facilitated since the entire coil is constructed as a PCB prototype. The sample array imaging showed as a promising method for multiple sample increasing SNR and time to do experiments.

Keywords: MRI. RF coil. Phased array. Sample array.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Movimento de precessão de um núcleo submetido a um campo externo B_0 .	25
Figura 2	Distribuição dos momentos magnéticos em um voxel resultando na magnetização longitudinal.	26
Figura 3	Trajetória da magnetização durante: a) excitação no sistema girante com frequência ω_0 , onde B_1 é o campo do pulso de RF, b) excitação no sistema laboratório e c) relaxação no sistema laboratório	27
Figura 4	Sinal de FID gerado pela relaxação transversal, representada pelo desenho de um ímã.	29
Figura 5	Sequência de pulsos aplicados para criar um eco de spin e os respectivos sinais gerados pela magnetização transversal.	29
Figura 6	Gradiente de campo Magnético em x a), y b) e z)	30
Figura 7	Efeito da aplicação da transformada de Fourier 2D no espaço-k.	34
Figura 8	Diagrama da sequência de pulso GRE.	34
Figura 9	Diagrama da sequência de pulso SE.	36
Figura 10	Relação entre posição espacial e frequência do sinal gerado pelo gradiente.	37
Figura 11	Diagrama da sequência de pulso GRE.	37
Figura 12	Diagrama de componentes de um equipamento de IRM.	38
Figura 13	Fotos de duas bobinas diferentes do equipamento médico Centaury3000. À esquerda, uma bobina de superfície para exames gerais, à direita, uma bobina de volumétrica de cabeça.	44
Figura 14	Fator de preenchimento (A maior que B)	45
Figura 15	Circuito equivalente, fonte de tensão (emf induzida).	46
Figura 16	Representação gráfica do campo magnético produzido por uma bobina de superfície. À esquerda, o diagrama geométrico, no centro o gráfico da intensidade do campo em função da distância relativa ao raio, à direita, as linhas de campo.	48
Figura 17	Circuito elétrico simplificado de uma bobina de radiofrequência.	50
Figura 18	Esquemático demonstrando a capacitância parasita em uma bobina de RF.	51
Figura 19	Esquemático de um circuito de bobina receptora balanceado.	51

Figura 20	Esquema elétrico de um circuito de desacoplamento passivo em uma bobina balanceada.	52
Figura 21	Ao aplicar um sinal senoidal em um diodo, a corrente é retificada, ao aplicar este mesmo sinal em um par de diodos cruzados, o sinal não é retificado, mas é deformado dependendo da frequência de corte do diodo (cross-over).	53
Figura 22	Gráficos ilustrando a intensidade do sinal em função da frequência de um circuito de uma bobina receptora. Acima, o circuito operacional, abaixo, com o circuito de desacoplamento operando.	53
Figura 23	Esquema elétrico de um circuito de desacoplamento ativo em uma bobina balanceada.	54
Figura 24	Sinal de RMN e sua distorção causada pelo uso de desacoplamento passivo.	55
Figura 25	a) resposta da bobina em função da frequência para dois loops idênticos que estão sintonizados na mesma frequência sofrendo indutância mútua. b) Exemplo de duas espiras circulares na posição geométrica de acoplamento mútuo nulo. c) Exemplo de duas espiras retangulares na posição geométrica de acoplamento mútuo nulo.	56
Figura 26	Esquema elétrico de um circuito de uma bobina com pré-amplificador de baixa impedância.	57
Figura 27	Diagrama representando um circuito do tipo phase shifter. A fase do sinal que passa de A para B ou de B para A é deslocada de θ	58
Figura 28	Ilustração de um experimento realizado com dois detectores (coil) e a formação de imagem com artefato de rebatimento devido à aquisição com número de passos reduzidos.	59
Figura 29	Diagrama da reconstrução da imagem sem artefato a partir das imagens adquiridas em cada detector e seus respectivos perfis de sensibilidade.	60
Figura 30	Exemplo de como é feita a composição dos harmônicos a partir dos pesos da sensibilidade de uma bobina de 4 canais. O perfil de sensibilidade individual é ilustrado pelas linhas pontilhadas abaixo de cada canal e a soma destes pela linha escura. A figura ao lado esquerdo representa a soma dos perfis com pesos iguais, representando o termo de ordem zero no espaço-k. Ao lado direito, a representação de uma combinação de ordem superior, utilizada para preencher as linhas do espaço-k que não foram adquiridas na aquisição paralela.	62
Figura 31	Exemplo de aquisição para reconstrução tipo GRAPPA com kernel de 5x4 com aceleração 2 para uma bobina de 3 canais. Os pontos cinzas correspondem à aquisição acelerada enquanto os pretos são os sinais de auto-calibração (ACS). Os sinais não adquiridos não são mostrados. Para estimar os sinais destes pontos, os pesos que relacionam os sinais em cada posição devem ser determinados. Isto é feito através do ajuste de mínimos quadrados a partir das linhas de ACS. Dependendo da escolha do kernel, o grupo de pixels considerados no ajuste irão variar. Neste caso particular	

(5x4), e para ajustar, por exemplo, o sinal ACS adquirido pela bobina 2 na posição (kx,ky), como indicado pelo ponto branco, todos os pontos dentro das 3 retângulos negros representando a aquisição serão utilizados.	63
Figura 32 Diagrama demonstrando a diferença das técnicas de aquisição paralela e sampled array. Acima, podemos ver que cada canal da bobina é utilizado para adquirir uma parte do espaço-k de uma amostra. Abaixo, cada canal é responsável por adquirir o sinal de uma amostra diferente, resultando em uma imagem com múltiplas amostras com alta relação sinal ruído.	64
Figura 33 Foto do equipamento de IRM no CIERMag utilizado no projeto.	65
Figura 34 Adaptador T12325.	66
Figura 35 A esquerda, a bobina transmissora fora da blindagem mostrando as fitas de cobre. A direita, a bobina transmissora dentro da blindagem, como é utilizada para realizar experimentos de imagens. O cabo preto é o cabo de sinal de RMN e o azul o sinal de desacoplamento ativo. As varetas são utilizadas para variar a capacitância dos capacitores variáveis.....	68
Figura 36 Diagrama demonstrando o método indireto de medida do fator de qualidade. Uma pequena bobina, chamada de pick-up loop, é ligada a um gerador de frequência de banda controlável (sweep generator) e utilizado para estimular o sinal na bobina (probe). Uma outra pequena bobina é utilizada para captar o sinal proveniente da bobina estimulado é ligada a um detector.....	70
Figura 37 Diagrama desmonstrando a medida do fator de qualidade pelo método direto. A saída de sinal da bobina é ligada direto no detector.....	70
Figura 38 Diagrama de sinal mostrando como é feito a medida de desacoplamento ativo e de pré-amplificador. O sinal pontilhado é o sinal da bobina sintonizado. O sinal escuro é da bobina com o circuito de desacoplamento ligado ou acoplada ao pré-amplificador de baixa impedância, ambos medidos pelo método indireto. Quanto maior o valor de d, melhor o desacoplamento.	71
Figura 39 Desenho demonstrando a condição de acoplamento geométrico (linha escura) e a condição buscada com o posicionamento ideal dos canais (linha pontilhada).	72
Figura 40 Foto mostrando bancada montada para medida indireta de fator de qualidade.	73
Figura 41 Bobina volumétrica do laboratório CIERMag utilizada para realizar imagens de crânio de ratos.	74
Figura 42 A esquerda, layout do circuito da bobina de 1 canal desenvolvida no projeto.	75
Figura 43 Foto da bobina de 1 canal utilizada para testes preliminares neste trabalho.....	76
Figura44 Imagem adquirida com a bobina de 1 canal e seu respectivo perfil de intensidade de sinal.	77

Figura 45	Imagem de uma bucha de parafuso dentro de um recipiente cilíndrico cheio de água. A esquerda, adquirida com a bobina de superfície deste trabalho. A direita, imagem adquirida com a bobina volumétrica. Fonte: Elaborado pelo autor.....	78
Figura 46	Imagem de semente de soja seco adquirido com a bobina de superfície de 1 loop desenvolvida neste trabalho.	78
Figura 47	Foto do primeiro circuito da pré-amp box desenvolvido no projeto.	80
Figura 48	Foto da placa de circuito da pré-amp box final.	81
Figura 49	Foto da pré-amp box fechada mostrando o cabo para conectar no Avance 3 e as conexões dos canais da bobina multicanal e seus sinais de controle via RJ45.....	81
Figura50	Layout (esquerda) e foto (diraita) do protótipo da bobina sampled array desenvolvida utilizando bobinas de superfície.	82
Figura 51	Imagem da tela do analisador de rede da medição de S11 no modo "log-mag" (esquerda) para medição do fator de qualidade e no modo carta de Smith (direita) para sintonia e acoplamento do canal 3 da bobina sampled array com 4 canais do tipo superfície.	83
Figura 52	Bobina do tipo Tx/Rx utilizada para realizar imagens de semente de soja no CIERMag.....	84
Figura 53	Versão final da bobina sampled array para realizar imagens de 4 sementes de soja em dois ângulos diferentes com os respectivos canais identificados.....	85
Figura 54	Imagem da tela do analisador de rede com os sinais da bobina sintonizada para medir o fator de qualidade (amarelo), o desacoplamento ativo (rosa) e o desacoplamento via pré-amplificador de baixa impedância (azul).	86
Figura 55	Figura demonstrando a geometria e dimensões da bobina de superfície utilizada como canal da bobina phased array.	87
Figura 56	Esquerda: conjunto utilizado para medir o desacoplamento geométrico entre dois canais da bobina phased array. Centro: Sinal do “canal” 1 do conjunto na posição de desacoplamento ótimo. Direita: Sinal do “canal” 1 antes de encontrar a posição de desacoplamento.	88
Figura 57	Layout da bobina phased array de 4 canais gerada no software Eagle®.....	89
Figura 58	Foto da versão final da bobina phased array de 4 canais.....	90
Figura 59	Tela do analisador de rede com os sinais do canal 4 da bobina phased array sintonizado para medir o fator de qualidade (amarelo), o desacoplamento ativo (rosa) e o desacoplamento via pré-amplificador de baixa impedância (azul).....	91

Figura 60	Tela do analisador de rede no modo S11 formato carta de Smith para ajuste de sintonia e acoplamento de impedância do canal 4 da bobina phased array. Todos os canais foram ajustados através desta medida, na qual o canal era conectado ao analisador de rede neste modo e o marcador, em 85,2 MHz era ajustado no centro da carta, onde o acoplamento é de 50 Ω	91
Figura 61	Tubo do tipo Eppendorf utilizado como phantom da bobina sampled array.	93
Figura 62	A esquerda, imagem de phantom Eppendorf com a bobina tx/rx dedicada a sementes desenvolvida no CIERMag. A direita, imagem obtida com a bobina sampled array de 4 canais com reconstrução SOS. Os ruídos desta imagem foram causados por outro experimento de RMN em andamento nas proximidades do laboratório.	96
Figura 63	Imagens de phantom obtidas com a bobina sampled array de 4 canais. Canais 3,4,1 e 24 no sentido da esquerda para a direita de cima para baixo.	97
Figura 64	Imagem de semente de soja utilizando bobinas sampled array de 4 canais. Da esquerda para a direita de cima para baixo, canais 1, 2, 3, 4.	100
Figura 65	Imagem obtida com a bobina sampled array de 4 canais do tipo solenoidal e o zoom de uma das amostras. A imagem com zoom, obtida juntamente com imagens de outras 3 sementes, possui mesma resolução que a imagem de 1 canal. Ou seja, a bobina foi capaz de acelerar o experimento mantendo a mesma resolução.	101
Figura 66	Imagem de soja obtida com a bobina de 1 canal do tipo Tx/Rx.	101
Figura 67	Mapa de desacoplamento entre os canais da bobina sampled array de 4 canais solenoidais.	103
Figura 68	Fotos de diferentes ângulos da versão final da bobina sampled array de 4 canais solenoidais	104
Figura 69	Imagem de phantom utilizando a bobina volumétrica.	105
Figura 70	Imagens de phantom do tipo Sum of Square (SOS) utilizando a bobina phased array de 4 canais.	106
Figura 71	Imagens do phantom cilíndrico adquiridos com bobina phased array (esquerda) e bobina volumétrica (direita) e as regiões de interesse (ROI) de 0,02 cm ² para medições de RSR a região equivalente ao córtex de um rato.	107
Figura 72	Imagens de phantom de cada canal utilizando a bobina phased array de 4 canais. Da esquerda para a direita de cima para baixo: canal 1, 2, 3 e 4.	108
Figura 73	Perfis individuais de intensidade de cada canal da bobina phased array. Da esquerda para a direita de cima para baixo: canais 1, 2, 3 e 4.	108
Figura 74	Referências de medição dos perfis para cada canal da figura anterior. Da esquerda para a direita de cima para baixo: canais 1, 2, 3 e 4.	109

Figura 75 Perfil de intensidade na direção dos canais da bobina phased array e sua referência de medição na imagem.	109
Figura 76 Imagens de phantom sem aceleração (esquerda) e com aceleração 3 (direita) utilizando a bobina phased array de 4 canais e reconstrução GRAPPA. A RSR da imagem sem aceleração foi de 114, 14% maior que a acelerada (RSR = 100).	111
Figura 77 Mapa de desacoplamento entre os canais da bobina phased array de 4 canais.	112

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Núcleos atômicos com seus spins e fator giromagnético.	26
Tabela 2	Tipo de predominância do contraste da imagem de acordo com os tempos TE e TR.....	36
Tabela 3	Esquemático conector DIN 14 pinos do Avance III	67
Tabela 4	Resultado da medição do fator de qualidade da bobina de 1 canal carregada com amostra e sem carga.....	75
Tabela 5	Resultado das medidas do fator de qualidade Q de cada canal da bobina multicanal dedicada a sementes	83
Tabela 6	Resultados das medidas de fator de qualidade com e sem carga dos 4 canais solenoidais da bobina sampled array.	86
Tabela 7	Resultados das medições dos desacoplamentos dos 4 canais solenoidais da bobina sampled array.	86
Tabela 8	Resultado das medidas do fator de qualidade Q de cada canal da bobina multicanal phased-array flexível.....	90
Tabela 9	Resultados das medidas de desacoplamento de cada canal da bobina phased array flexível de 4 canais.	90
Tabela 10	Parâmetros utilizados para aquisição de imagem de phantom com a bobina sampled array solenoidal de 4 canais.....	94
Tabela 11	Parâmetros utilizados para aquisição de imagem de phantom com a bobina volumétrica tx/rx com dimensões equivalentes a um canal da bobina sample array.	95
Tabela 12	Resultados das medidas de relação sinal ruído de cada canal da bobina sampled array e da bobina transmissora/receptora.	97
Tabela 13	Parâmetros utilizados para aquisição de imagem de sementes de soja seca com a bobina sampled array solenoidal de 4 canais.	99
Tabela 14	Parâmetros de aquisição de imagem do phantom utilizando a bobina volumétrica de rato como transmissora/receptora.	105
Tabela 15	Parâmetros de aquisição de imagem de phantom utilizando a bobina phased array de 4 canais.....	106
Tabela 16	Resultados das medidas de relação sinal ruído comparativas.	107
Tabela 17	Parâmetros de aquisição paralela de imagens do tipo GRAPPA do phantom utilizando a bobina phased array de 4 canais.....	111

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	23
2	INTRODUÇÃO A IMAGEAMENTO VIA RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NUCLEAR	25
2.1	Ressonância Magnética Nuclear	25
2.2	Sinal de RMN	27
2.3	Imagens via RMN.....	30
2.3.1	Seleção de Fatia.....	31
2.3.2	Imagens unidimensionais.....	31
2.3.3	Imagens Bidimensionais.....	33
2.3.4	Sequências de pulso	34
2.4	O Equipamento de IRM	38
2.4.1	Magneto	38
2.4.2	Bobinas de Gradientes	39
2.4.3	Bobinas de Radiofrequência	39
2.4.4	Espectrômetro (Console)	40
3	BOBINAS RECEPTORAS DE RADIOFREQUÊNCIA (RECEIVER ONLY COILS)	43
3.1	Relação sinal ruído (RSR).....	44
3.1.1	Fator de preenchimento	45
3.1.2	Fator de qualidade	45
3.2	Bobinas de Superfície	47
3.3	Circuito de sintonia e acoplamento	49
3.4	Circuito de desacoplamento	52
3.4.1	Desacoplamento Passivo.....	52
3.4.2	Desacoplamento Ativo	54
3.5	Bobinas multicanais (phased array)	55
3.5.1	Desacoplamento entre canais.....	56
3.5.2	<i>Phase Shifter</i>	57
3.6	Aquisição paralela (pMRI)	58
3.6.1	SENSE.....	59
3.6.2	GRAPPA	61
3.6.3	Sampled Array	63
4	CONSTRUÇÃO DAS BOBINAS RECEPTORAS MULTICANAIS	65

4.1 Equipamento de IRM.....	65
4.2 Métodos e Medidas.....	68
4.3 Bobina 1 canal 1 loop	73
4.4 Pré-amp Box	79
4.5 Sampled Array	81
4.6 Phased Array.....	87
5 RESULTADOS.....	93
5.1 <i>Sample Array</i>	93
5.1.1 Imagens de phantom.....	93
5.1.2 Imagens de sementes de soja	98
5.1.3 Matriz de Correlação de ruído.....	102
5.2 Phased Array.....	104
5.2.1 Imagens em Phantom e Relação sinal ruído (RSR).....	104
5.2.2 Matriz de correlação.....	112
6 CONCLUSÕES.....	115
7 PERSPECTIVAS FUTURAS	115
REFERÊNCIAS	117

1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de métodos de aquisição paralela como por exemplo, a aquisição simultânea de harmônicos espaciais (*Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics*, SMASH)(1), o método de imagens por codificação por perfil de sensibilidade (*Sensitivity Encoded imaging method*, SENSE)(2) e a variação do SMASH chamada Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA) (3) são referências da utilização de arranjos de bobinas denominados “*Phased Arrays*” para pelo menos dois objetivos. Um deles é o aumento da relação sinal/ruído (*signal-to-noise ratio*, SNR), o que já se encontra largamente documentado e implementado em sistemas comerciais. (4-5) O outro é a redução do tempo de exame pela redução do número de codificações espaciais de fase através da utilização da informação espacial proveniente dos perfis de sensibilidade dos detectores individuais do arranjo. (1-3,6-9)

Os passos de codificação de fase utilizados em métodos convencionais de imagens por RMN podem ser reduzidos a partir do uso dos receptores independentes, significando ganho em tempo. Os desafios na implementação do *hardware* para uso de métodos acelerados estão no acoplamento entre detectores e necessidade de ressoadores pequenos com alta relação sinal/ruído para se obter alta resolução espacial. (7-8) As abordagens atualmente utilizadas são possíveis devido à maturidade das tecnologias de desacoplamento de “*Phased Arrays*” e de aquisição de sinais em múltiplos canais, itens que fazem parte dos sistemas comerciais mais modernos. Desta forma, pretende-se desenvolver os arranjos de bobinas compatíveis com métodos de aquisição paralela para uso no Centro de Imagens e Espectroscopia por Ressonância Magnética (CIERMag), no Instituto de Física de São Carlos (IFSC) – Universidade de São Paulo (USP), que hoje ainda não as possui. Durante este desenvolvimento, objetivos também um desenvolvimento de método de construção de tais bobinas utilizando circuito impresso flexível, que facilitaria desenvolvimentos futuros de novas bobinas.

Uma outra abordagem a ser explorada é a utilização de ressoadores multicanais para a aquisição simultânea de múltiplas imagens independentes, mais especificamente, a utilização de cada canal do ressoador independentemente para realizar imagens simultâneas de múltiplas amostras, neste caso, sementes de soja. Esta abordagem, ainda não encontrada na literatura nem nos equipamentos comerciais, teria uma aplicação prática em projetos de análise fisiológica e anatômica de sementes ou sistemas físicos de dimensões equivalentes. Neste caso, cada canal independente é responsável por adquirir o sinal de cada semente, diminuindo

assim tempo de experimentos de múltiplas amostras, possibilitando desenvolvimento de aplicações futuras tanto para imagens como para relaxometria e espectroscopia.

2 INTRODUÇÃO A IMAGEAMENTO VIA RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NUCLEAR

2.1 Ressonância Magnética Nuclear

Uma das características fundamentais dos átomos é o spin nuclear, que se relaciona classicamente ao momento angular intrínseco da partícula, ou seja, à rotação em torno de si mesma. Para núcleos cujo spin é não nulo, existe um momento magnético associado, que tem a mesma direção e sentido do spin. (10) Apesar do spin ser uma propriedade quântica, podemos comparar classicamente estes núcleos a pequenos ímãs que giram em torno de seus respectivos eixos.

Os momentos magnéticos de uma amostra apontam em direções aleatórias de forma que a soma dos momentos magnéticos, chamada magnetização, seja nula. Entretanto se esta amostra é colocada em um campo magnético com intensidade B_0 , o torque causado por este campo faz com que os momentos magnéticos tendam a se alinhar à mesma direção de B_0 , de forma que os spins realizem um movimento de precessão em torno de um eixo paralelo ao campo B_0 com uma frequência característica.

Figura 1 - Movimento de precessão de um núcleo submetido a um campo externo B_0 .

Fonte: HAACKE (10)

Esta frequência de precessão é conhecida como Frequência de Larmor, e é diretamente proporcional ao campo magnético B_0 aplicado à amostra:

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad (1)$$

Onde γ é a razão giromagnética do núcleo, que tem diferentes valores para diferentes núcleos de acordo com a tabela a seguir, que mostra alguns exemplos. (10)

Tabela 1 - Núcleos atômicos com seus spins e fator giromagnético.

Núcleo	Spin	$\gamma/2\pi$ (MHz/T)
^1H	$1/2$	42,58
^{23}Na	$3/2$	11,27
^{31}P	$1/2$	17,25
^{19}F	$1/2$	40,08

Fonte: HAACKE (10)

Dentro da amostra submetida ao campo magnético, os spins podem estar alinhados antiparalelo ou paralelamente ao campo.

Figura 2 - Distribuição dos momentos magnéticos em um voxel resultando na magnetização longitudinal.

Fonte: HAACKE (10)

Se considerarmos a soma dos momentos magnéticos (magnetização) de um elemento de volume (*voxel*) ela é nula na direção transversal por apontarem em direções aleatórias no movimento de precessão. Já na direção longitudinal, a magnetização tem uma resultante na direção de B_0 dada pela lei de Curie. (12)

$$M_0 = \frac{N \cdot (h/2\pi)^2 \cdot \gamma^2 \cdot I(I+1)}{3 \cdot k \cdot T} \cdot B_0 \quad (2)$$

A interação energética entre os momentos magnéticos em movimento de precessão na frequência de Larmor e uma perturbação eletromagnética só ocorre no caso em que esta perturbação está na mesma frequência que os spins, para este caso se dá o nome de ressonância magnética nuclear.

2.2 Sinal de RMN

O sinal de ressonância magnética do tipo pulsada é formado através do processo de excitação e relaxação da magnetização. Ao aplicar um campo B_0 à amostra, sua magnetização se alinha com a direção do campo e seus spins precessionam na frequência de Larmor. Quando um campo magnético oscilante nesta mesma frequência (B_1) é aplicado à amostra em forma de pulso de radiofrequência (RF), a magnetização desta amostra, caso esteja na direção perpendicular ao campo B_0 , sofre um torque. A magnetização então gira num certo ângulo que depende do tempo e da intensidade de aplicação do pulso de RF. (11)

Considerando um sistema de coordenada que gira em torno da direção z na frequência de Larmor e seja a direção z a mesma direção do campo B_0 , este sistema de coordenada é chamado referencial girante. Neste referencial, quando um campo oscilante nesta mesma frequência com intensidade B_1 é aplicado à amostra, este campo produz um torque que faz com que a magnetização ($\vec{\mu}$) precesse com frequência

$$\omega_1 = \gamma \cdot B_1 \quad (3)$$

como ilustra a Figura 3a). O ângulo θ formado entre a magnetização $\vec{\mu}$ e o eixo z, ou seja, o ângulo no qual a magnetização girou, é chamado ângulo de flip. A magnetização sofre máxima excitação quando o pulso produz um ângulo de flip de $\pi/2$, ou seja, quando a magnetização vai totalmente para o plano xy.

$$\omega = \frac{d\theta}{dt} = \gamma \cdot B_1(t) \Rightarrow \theta = \gamma \int_0^t B_1(t) dt \quad (4)$$

Ao desligar o pulso, os spins tendem a retornar em seu estado de equilíbrio até que a magnetização volte ao seu estado inicial. Este fenômeno é chamado de relaxação e é ilustrado nas figuras 3c).

Figura 3 - Trajetória da magnetização durante: a) excitação no referencial girante com frequência w_0 , onde B_1 é o campo do pulso de RF, b) excitação no referencial laboratório e c) relaxação no referencial laboratório

Fonte: HAACKE (10)

O fenômeno de relaxação é explicado pelas seguintes equações, conhecidas como equações de Bloch: (13)

$$\frac{d\vec{M}_{xy}}{dt} = \gamma(\vec{M} \times \vec{B}_0)_{xy} - \frac{M_{xy}}{T_2} \quad (5)$$

$$\frac{d\vec{M}_z}{dt} = \gamma(\vec{M} \times \vec{B}_0)_z - \frac{M_0 - M_z}{T_1} \quad (6)$$

onde T_1 e T_2 são chamados de constantes de tempos de relaxação, M é o vetor magnetização e têm como solução:

$$M_x(t) = M_0 \cdot \exp\left(\frac{-t}{T_2}\right) \cdot \cos(\omega_0 t) \quad (7)$$

$$M_y(t) = -M_0 \cdot \exp\left(\frac{-t}{T_2}\right) \cdot \sin(\omega_0 t) \quad (8)$$

$$M_y(t) = M_L(t) = M_0 \cdot \left(1 - \exp\left(\frac{-t}{T_1}\right)\right) \quad (9)$$

sendo que M_z é a magnetização longitudinal (M_L) e a magnetização transversal (M_T) é o módulo entre M_x e M_y :

$$M_T(t) = \sqrt{M_x^2 + M_y^2} = M_0 \cdot \exp\left(\frac{-t}{T_2}\right) \quad (10)$$

T_1 é conhecida como constante de tempo de relaxação longitudinal e T_2 como constante de tempo de relaxação transversal. A relaxação longitudinal, ou relaxação spin-rede, ocorre devido a tendência que os spins excitados têm de retornar ao estado de equilíbrio (mínima energia), ou seja, de se alinharem à direção do campo B_0 após serem girados ao plano transversal pelo pulso de excitação. Isto é feito através da troca de energia entre os núcleos que compõem a magnetização com os núcleos vizinhos que compõem a rede.

A relaxação transversal ocorre devido à interação entre os spins e o campo magnético produzido pelos spins vizinhos, por isso é também conhecida como relaxação spin-spin. Isto faz com que a magnetização, que logo após ser excitada têm os seus spins girando em fase, comece a relaxar devido à falta de coerência de fase dos spins dos núcleos que a compõem, pois como cada núcleo sente um campo ligeiramente diferente do outro devido ao seu próprio campo, ele consequentemente precessiona em uma frequência ligeiramente diferente.

Ao colocar uma espira perpendicular à magnetização transversal, a variação do fluxo de campo magnético induz uma força eletromotriz na espira segundo a Lei de Faraday. Este evento proveniente da magnetização precessionando produz um sinal conhecido como *free induction decay* (FID) cuja amplitude decai no tempo, conforme ilustrado pela figura 4.

Figura 4 - Sinal de FID gerado pela relaxação transversão, representada pelo desenho de um ímã.

Fonte: HAACKE (11)

Além da interação spin-spin, as imperfeições do campo B_0 também contribuem para a que a relaxação transversal ocorra com um tempo T_2' . Quando consideramos este efeito, as imperfeições na homogeneidade do campo B_0 , a constante T_2 é substituída por T_2^* na equação 9, sendo que:

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2'} \quad (21)$$

Isto quer dizer que a FID decai de acordo com a equação da magnetização transversal com T_2^* . Ao se adicionar um novo pulso de RF após um intervalo, chamado de pulso de refocalização, os spins que estão defasando tendem a entrar novamente em fase e produzem um eco de spin, como visto na figura abaixo. (14)

Figura 5 - Sequência de pulsos aplicados para criar um eco de spin e os respectivos sinais gerados pela magnetização transversal.

Fonte: HAACKE (11)

Estes sinais podem ser manipulados e codificados através das sequências de pulsos descritas posteriormente, gerando as imagens via RMN.

2.3 Imagens via RMN

Para a formação de imagens via ressonância magnética são utilizados ainda gradientes de campos magnéticos: (11)

$$G_i = \frac{\partial B(\vec{r})}{\partial i} \quad (12)$$

Considerando um gradiente de campo na direção i sobreposto a um campo magnético estático, o campo resultante em uma posição x é igual a:

$$B_i(x) = B_0 + G_i x \quad (13)$$

e a frequência de Larmor deste campo é:

$$\omega(x) = \gamma(B_0 + G_i x) \quad (14)$$

Ou seja, a frequência de precessão de uma amostra na presença um campo com gradiente é dependente da posição. Na prática, os gradientes são formados através da combinação vetorial entre três componentes físicas de gradientes, sendo que, cada componente é gerado por bobinas específicas para a geração do gradiente de campo:

$$G_x = \frac{\partial B(\vec{r})}{\partial x} ; G_y = \frac{\partial B(\vec{r})}{\partial y} ; G_z = \frac{\partial B(\vec{r})}{\partial z} \quad (15)$$

Figura 6 - a) Gradiente de campo Magnetico em x a), y b) e z)

Fonte: PAPOTI. (15)

Para se obter as imagens bidimensionais é necessário selecionar uma fatia a ser excitada para imageamento e codificar o sinal nas duas direções perpendiculares à excitação denominadas direção de frequência e fase, funções que são realizadas respectivamente por Gradiente de *Slice* (G_s), Gradientes de Frequência (G_f) e Gradientes de Fase (G_p). Estes três

gradientes (G_s , G_p e G_f) são formados a partir da combinação vetorial entre G_x , G_y e G_z , a partir da matriz de rotação representada na equação 16:

$$\begin{pmatrix} G_s \\ G_p \\ G_f \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} SX & SY & SZ \\ PX & PY & PZ \\ FX & FY & FZ \end{pmatrix} \begin{pmatrix} G_x \\ G_y \\ G_z \end{pmatrix} \quad (16)$$

2.3.1 Seleção de Fatia

Imagens via ressonância magnética é uma forma de representar um objeto tridimensional através de planos bidimensionais. O primeiro passo para a formação de imagens é selecionar estes planos, ou seja, a fatia (*slice*) que será utilizada para produzi-las. Isto é feito a partir da aplicação simultânea de um pulso de gradiente e de pulsos seletivos de RF, que são pulsos que excitam apenas uma banda de frequência. (16)

Para uma fatia de espessura $\Delta z = z_2 - z_1$ em um gradiente de campo G_s , estes se relacionam com a banda do pulso de RF de acordo com a equação derivada a seguir da equação 14: (11)

$$\omega_1(z_1) = \gamma(B_0 + G_s z_1) \quad (17)$$

$$\omega_2(z_2) = \gamma(B_0 + G_s z_2) \quad (18)$$

$$\Delta z = z_2 - z_1 \text{ e } \Delta\omega = \omega_2 - \omega_1 \quad (19)$$

$$\Delta z = \frac{\Delta\omega}{\gamma G_s} \quad (20)$$

Onde Δz é a espessura da fatia e $\Delta\omega$ banda de frequência do pulso de gradiente G_s conhecido como Gradiente de seleção ou Slice (G_s). Uma excitação seletiva perfeita, depositaria um padrão uniforme de energia exclusivamente nos spins precessionando em frequências que estejam dentro da banda $\Delta\omega$, deste modo, o perfil da fatia excitada (perfil de excitação) está em boa aproximação diretamente relacionado com a Transformada de Fourier (17) da modulação em amplitude do pulso de RF e suas imperfeições. (18)

2.3.2 Imagens unidimensionais

A evolução temporal de um elemento da magnetização $M(x, t)$ na posição x após a excitação de um objeto linear de tamanho finito é descrito por: (19)

$$M(x, t) = M_0(x) \cdot e^{i\phi(x, t)} \cdot e^{-t/T_2} \quad (21)$$

Onde $M_0(x)$ é a magnetização transversal em $t=0$, considerado logo após o pulso de excitação ser desligado, T_2 é o tempo de relaxação e $\phi(x, t)$ é a fase acumulada deste vetor magnetização em função do tempo:

$$\phi(x, t) = \gamma[B_0 \cdot t + x \cdot G_x \cdot (t - t_0)] \quad (22)$$

Considerando, por simplicidade, que o gradiente é aplicado logo após o pulso de excitação ser desligado ($t_0=0$) e que:

$$G_x = \begin{cases} 0 & \text{se } t < 0 \\ G & \text{se } t > 0 \end{cases} \quad (23)$$

$$\phi(x, t) = \gamma(B_0 + x \cdot G) \quad (24)$$

A magnetização resultante do objeto será a integral de $M(x, t)$ ao longo do objeto, que, por ser finito, nos permite estender os limites da integral de $(-\infty$ a $+\infty)$, pois $M_0(x)$ é nulo fora da dimensão do objeto temos a expressão da evolução da magnetização:

$$M(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} M(x, t) \cdot dx = \int_{-\infty}^{+\infty} M_0(x) \cdot e^{i\gamma(B_0 + x \cdot G)t} \cdot e^{-t/T_2} \cdot dx \quad (25)$$

Se considerarmos a análise no referencial girante, o termo $e^{i\gamma B_0 t}$ desaparece. Podemos ainda colocar o termo dependente de T_2 para fora da integral e podemos substituir $t = \frac{\gamma G}{K}$ de forma que $M(t)$ possa ser considerado $S(K)$, levando a equação para o domínio de frequência espacial com dimensão inversa do comprimento:

$$M(t) = M\left(\frac{\gamma G}{K}\right) = S(K) = e^{-\frac{K}{\gamma G T_2}} \int_{-\infty}^{+\infty} M_0(x) \cdot e^{iKx} \cdot dx \quad (26)$$

A equação $S(K)$, corresponde à intensidade do sinal emitido e está relacionada com a magnetização $M_0(x)$ pela Transformada de Fourier a menos do termo $e^{-\frac{K}{\gamma G T_2}}$. Este termo, devido sua natureza exponencial, é conhecido como *Point Spread Function* (PSF) (19) de modo que se $k_{max} \ll \gamma G T_2$ a função se aproxima de uma função delta e neste caso, a imagem $M_0(x)$ pode ser obtida através da Transformada de Fourier de $S(K)$, que é o sinal detectado.

2.3.3 Imagens Bidimensionais

Para se obter as imagens em mais dimensões é necessário codificar o sinal nas duas direções perpendiculares à excitação através de um gradiente de campo para cada direção. Neste caso, além de substituir x pelo vetor $\vec{r}$ que aponta para a posição de cada voxel, é necessário incluir a dependência temporal dos gradientes no acúmulo de fase destes elementos: (11)

$$\Theta(\vec{r}, t) = \int_0^t \omega(\vec{r}, t') dt' = \omega_0 t + \vec{r} \cdot \gamma \int_0^t \vec{G}(t') dt' = \omega_0 t + \vec{r} \cdot \vec{k}(t) \quad (27)$$

Onde:

$$\vec{k}(t) = \gamma \int_0^t \vec{G}(t') dt' \quad (28)$$

O sinal emitido pela magnetização de um voxel de volume dV localizado em r depois de um instante t após a excitação é dado por:

$$S(\vec{k}(t)) \cong \int_V M_0(\vec{r}) \cdot e^{i\vec{r} \cdot \vec{k}(t)} dV \quad (29)$$

Logo que $M_0(\vec{r})$ é a Transformada Inversa de Fourier bidimensional (17) de $S(\vec{k}(t))$:

$$M_0(\vec{r}) \cong \int_V S(\vec{k}(t)) \cdot e^{i\vec{r} \cdot \vec{k}(t)} dV \quad (30)$$

Conhecendo $S(\vec{k}(t))$ no espaço de frequência espacial $\vec{k}(t)$, o chamado espaço-k, obtemos o mapa de intensidade da magnetização da fatia excitada $M_0(\vec{r})$ através da Transformada de Fourier 2D (TF2D) deste espaço-k, ou seja, obtemos a imagem através da TF2D do espaço-k. (20) Como a amostragem do espaço-k é discreta, é utilizado o algoritmo *Fast Fourier Transform* (FFT) para a transformada e tanto a distância entre os pontos e o $k_{\max}$ dependem do gradiente aplicado, que implica diretamente no tamanho e resolução da imagem respectivamente. A figura 7 ilustra este processo. (20)

Figura 7 - Efeito da aplicação da transformada de Fourier 2D no espaço-k.

Fonte: IMAIO (21)

2.3.4 Sequências de pulso

A combinação temporal da recepção de dados e de pulsos de radiofrequência e gradientes assim como as programações de seus formatos formam as sequências de pulsos. Cada sequência é uma combinação sutil destes pulsos que formam o experimento de ressonância. Em experimentos para formação de imagens, a forma e sincronia de como estes pulsos são aplicados influenciam em aspectos como contraste, resolução, tempo de aquisição entre outros. A figura 8 representa o diagrama de uma sequência do tipo GRE. (11, 18)

Existem centenas de sequências de pulsos diferentes e muitos acrônimos entre as diferentes empresas que fabricam equipamentos de IRM, porém estas sequências derivam principalmente de duas sequências básicas, que formam as duas grandes famílias de sequências de pulsos: a SPIN-ECHO e a GRADIENT-ECHO.

Uma sequência básica contém: pulso de RF para excitação, um pulso de gradiente de seleção de fatia (G_{ss}), um pulso de gradiente para codificação de fase (G_{pe}), um pulso de gradiente para codificação de frequência (G_{fe}) e uma janela de aquisição de dados.

Figura 8 - Diagrama da sequência de pulso GRE.

Fonte: IMAIOS (21)

Para cada pulso de gradiente aplicado, é gerada uma defasagem na amostra proporcional à área do pulso deste gradiente aplicado. Esta defasagem é corrigida através da aplicação dos pulsos de correção, que são pulsos gerados logo em seguida a um gradiente que introduzem uma defasagem contrária ao pulso anterior. No caso do pulso de gradiente de codificação de fase, a defasagem é mantida, pois ela é feita de forma proposital e utilizada como codificação de fase do sinal.

A sequência *Gradiente Recalled Echo* ou GRE utiliza esta defasagem para criar um eco de sinal controlado e assim adquirir este sinal durante o pulso de codificação de frequência, de preferência com o centro do eco no centro da janela de aquisição. Para que isto ocorra, primeiro cria-se um pulso de área conhecida na direção de frequência e logo em seguida, na mesma direção, porém com sentido oposto, cria-se um pulso com o dobro da área do pulso anterior. Desta forma, ao abrir a janela de aquisição durante o segundo pulso de gradiente, até a metade da aquisição do sinal, o gradiente ligado fará com que a magnetização fique em fase e após isto, a defasa novamente. O intervalo de tempo entre o centro do pulso de excitação e o centro do eco é chamado de Tempo ao Eco (TE).

Para formar uma imagem, é preciso repetir a sequência o suficiente para varrer o espaço-k (espaço de frequência espacial) que é a transformada de Fourier 2D da imagem. A cada repetição, o pulso de codificação de fase possui uma área diferente de forma a varrer o espaço-k. O número de repetições e a variação desta área determina a resolução da imagem na direção de fase. O intervalo entre o centro de um pulso e o centro deste mesmo pulso na próxima repetição é chamado de tempo de repetição (TR).

Na GRE o ângulo de *flip* do pulso utilizado normalmente é menor que 90° , com isso, o tempo de recuperação longitudinal é menor e a aquisição pode ser mais rápida e com TRs menores. Porém, o sinal na GRE decai em T_2^* que é característico da não uniformidade do campo. Para minimizar os efeitos das imperfeições do campo, utiliza-se a sequência *Spin Echo* (SE), na qual o pulso de excitação possui ângulo de flip de 90° e possui um pulso de refocalização (180°) para produzir o eco de spin. Seu diagrama é representado na figura 9.

Neste tipo de sequência, devido ao pulso de inversão aplicado entre os dois gradientes de codificação de frequência, ambos devem ser na mesma direção, a não ser que o pulso seja aplicado antes do gradiente de frequência que causa a defasagem, neste caso eles devem ter sentidos opostos.

Dois pulsos idênticos de gradientes devem ser aplicados no início e no fim do gradiente de seleção durante o pulso de inversão para eliminar a magnetização transversal criada pela imperfeição do pulso de refocalização. Estes são chamados *crushers*.

Figura 9 - Diagrama da sequência de pulso SE.

Fonte: IMAIOS (21)

O contraste da imagem tanto de uma SE quanto de uma GRE é obtido devido aos diferentes tempos de relaxação T_1 e T_2 (ou T_2^*) dos tecidos que compõem a amostra e de suas respectivas densidades de prótons (DP). Através da manipulação dos valores de TE e TR é possível ponderar o contraste em T_1 , T_2 ou DP. Por exemplo, ao se utilizar um TR curto, a magnetização longitudinal (T_1) dos tecidos pode não ter se recuperado totalmente e um tecido com T_1 menor terá recuperado mais que o outro com um T_1 maior. O que se recuperou menos emitirá menos sinal na próxima excitação pois seu ângulo de *flip* será menor. Já ao se utilizar um TR longo suficiente para anular o efeito de T_1 . Como T_1 é normalmente bem maior que T_2 , quanto maior o TE, maior será a diferença de sinal entre os tecidos, pois o tecido com T_2 menor estará mais defasado que o tecido com T_2 maior e consequentemente com sinal menor. No caso em que o TR é longo o suficiente para anular o efeito de T_1 e o TE é curto o suficiente para não observar o efeito de T_2 , a imagem será ponderada pela densidade de prótons. A tabela abaixo resume a ponderação de contraste.

Tabela 2 - Tipo de predominância do contraste da imagem de acordo com os tempos TE e TR.

TR	TE	Contraste
Curto	Curto	T_1
Longo	Longo	T_2
Longo	Curto	DP

Fonte: Elaborada pelo Autor.

Usualmente, no mesmo experimento são adquiridas múltiplas fatias de imagens da amostra conseguindo assim a imagem de um volume desta amostra. Os dados das fatias são adquiridos de forma que uma fatia excitada não afete a outra no intervalo da sequência em

que apenas se aguarda para completar o valor de TR desejado. A técnica multi-slice utiliza pulsos de excitação com diferentes frequências de deslocamento em relação à frequência de Larmor aplicado durante o gradiente de seleção de fatia de mesma amplitude para excitar diferentes posições. Isso é ilustrado na figura 10. (22)

Figura 10 - Relação entre posição espacial e frequência do sinal gerada pelo gradiente.

Fonte: HORNAK (22)

Outro modo muito utilizado para adquirir um volume de amostra é a aquisição 3D, neste caso é excitada uma fatia grossa, chamada chapa (*slab*) e é adicionada uma codificação de fase na direção de seleção da fatia, como mostra o diagrama da figura 11. Cada valor de codificação de fase nesta direção equivale a uma fatia.

Figura 11 - Diagrama da sequência de pulso GRE.

Fonte: IMAIOS (21)

Nos dois casos as fatias podem ser adquiridas em ordem contínua ($x_1, x_2, x_3, x_4 \dots$) ou intercaladas ($x_1, x_3, x_2, x_4, \dots$ ou $x_1, x_4, x_7, x_2, x_5, x_8, x_3, \dots$ e assim por diante). É preferível adquirir intercalados por diminuir a interferência entre fatias consecutivas. O volume total adquirido é o número de fatias multiplicado pela espessura de cada uma.

A vantagem da multi-slice é de permitir aquisição um volume maior e as fatias serem espaçadas, em compensação, na aquisição 3D é possível adquirir fatias mais finas.

A partir destas sequências básicas é possível desenvolver centenas de métodos, como imagem com saturação de gordura, saturação de líquidos, sequências ultra-rápidas, angiografia, métodos funcionais etc. (18)

O modo de aquisição e a ordem em que são feitas as repetições da sequência (fatias, codificação etc) e o modo como o espectrômetro envia os dados para o computador são informações cruciais para a montagem do espaço-k, que assim como a reconstrução da imagem (FFT2D), também fazem parte da programação da sequência.

2.4 O Equipamento de IRM

Um equipamento de Imagens via Ressonância Magnética é composto por vários componentes de alta complexidade. A figura 12 mostra o diagrama dos principais componentes para a aquisição de imagens.

Figura 12 - Diagrama de componentes de um equipamento de IRM.

Fonte: PAPOTI (15)

2.4.1 Magneto

O magneto é o responsável por gerar o campo magnético principal conhecido como B_0 do sistema e a intensidade de seu campo define a frequência de acordo com a relação de Larmor. Para a produção de imagens o campo deve ter homogeneidade na ordem de algumas partes por milhão no volume em que se deseja realizar a imagem. Nem sempre é possível

conseguir esta homogeneidade apenas na construção do magneto, por isso utilizam-se bobinas de *shimming*, que produzem campos de diferentes ordens para fazer pequenas correções no campo principal e assim atingir a homogeneidade requerida.

Os equipamentos de IRM são classificados em campo aberto ou fechado de acordo com o tipo de magneto: campo aberto, que utilizam magnetos permanentes e geram o campo entre dois polos ou fechado que utilizam eletroímã de fio resistivo ou supercondutor e geram campo a partir de um solenoide. Equipamentos com magnetos permanentes possuem campos menores que 1T, já equipamentos com supercondutores dificilmente são fabricados com campo menor que 1,5T e alguns sistemas para animais já utilizam 21T.

2.4.2 Bobinas de Gradientes

Um equipamento de IRM possui normalmente 3 bobinas de gradientes que produzem gradientes de campos magnéticos nas 3 direções geométricas x, y e z do equipamento que são utilizados para sobrepor o campo B0 e codificar o sinal para produzir imagens com descrito no tópico anterior.

As principais características de uma bobina de gradiente são linearidade, que é a capacidade da bobina produzir um gradiente linear no volume de interesse (onde está a amostra) e eficiência, caracterizado pelo tempo de subida ou *slew rate* em inglês, medida da razão entre a máxima amplitude do gradiente e o tempo necessário para atingir esta amplitude. Quanto mais eficiente a bobina, menor é o tempo de subida.

Os gradientes produzidos são da ordem de mT/m o que implica em correntes com dezenas de Amperes. Isto exige que o sistema possua amplificadores com centenas e até dezenas de milhares de Watts dependendo da aplicação. (16,19)

2.4.3 Bobinas de Radiofrequência

Bobinas de radiofrequência são as responsáveis por gerar campo magnético oscilante na frequência de Larmor para excitar a amostra e capturar o sinal codificado de RMN através da força eletromotriz induzida pela magnetização transversal relaxando. As bobinas de radiofrequência são classificadas em transmissoras (*TX-Only*), receptoras (*RX-only*) ou *transceiver* (TX-RX).

As bobinas transmissoras são os dispositivos que só possuem função de gerar o campo oscilante na frequência de Larmor que excita a amostra. Sua principal característica é ter alta homogeneidade de campo. As bobinas receptoras detectam o sinal produzido pela relaxação e devem possuir alta relação sinal ruído. Podem possuir um ou mais canais de recepção, estas melhor detalhadas no capítulo seguinte. Chamamos de *transceivers* bobinas que realizam tanto a função de transmitir quanto receber o sinal.

Tais bobinas são projetadas como circuitos RLC cuja frequência deve ser sintonizada à frequência de precessão do sistema e, no caso de imagens, devem ter baixa resistência e alto fator de qualidade.

Existem duas classes de geometrias de bobinas: volumétrica, na qual a amostra é colocada dentro da bobina e de superfície na qual o detector permanece apenas na superfície da amostra. O tipo de magneto do equipamento influencia diretamente na construção da bobina, tanto na escolha da geometria quanto no desenvolvimento do circuito elétrico para casamento e impedância e frequência. (15,19)

2.4.4 Espectrômetro (Console)

O espectrômetro de um equipamento de IRM, também conhecido como console ou módulo de controle, é o cérebro do equipamento. Ele é um equipamento eletrônico de grande complexidade tecnológica, cuja principal função é controlar o experimento de ressonância magnética de forma a produzir, codificar, adquirir, fazer um pré-processamento do sinal de ressonância magnética e enviar para o computador processa-los. Normalmente ele é dividido por módulos:

- Comunicação: realiza a comunicação do espectrômetro com o computador;
- Sintetizador: produz uma senóide na frequência de Larmor;
- RF: produz os pulsos de RF com modulação de AM, FM ou PM de acordo com o programado e envia para o amplificador de RF, que por sua vez, transmite para a bobina de RF;
- Gradientes: produz os pulsos no formato e amplitude programados que são transmitidos para o amplificador de gradiente que por sua vez transmitem para as bobinas de gradientes x, y, z produzirem os gradientes de campo.
- Recepção: recebem o sinal capturado pela bobina receptora, realiza o pré-processamento e envia para o módulo de comunicação.

- Sequência Temporal: é o módulo que controla o momento em que cada pulso é enviado para seus respectivos amplificadores e o momento em que o dispositivo é aberto à recepção.

Todos os pulsos, abertura da recepção e a sincronia são programados no software que se comunica com o espectrômetro. Este “roteiro” no qual o formato, amplitude e sequenciamento são programados é chamado de sequência de pulsos discutida no tópico anterior.

Poucas empresas no mundo detém a tecnologia do espectrômetro. No Brasil, apenas o CIERMag e a empresa FIT – Fine Instrument Technology possuem tal tecnologia. Ambos também desenvolvem equipamentos de IRM em projetos em estreita colaboração. (23)

3 BOBINAS RECEPTORAS DE RADIOFREQUÊNCIA (RECEIVER ONLY COILS)

Bobinas receptoras são os dispositivos que recebem o sinal de RMN induzido pela precessão de Larmor. Esta variação induz uma força eletromotriz nas bobinas de acordo com a lei de Faraday, se corretamente posicionada, e transmite o sinal para o espectrômetro, que normalmente possui 50 Ohms. Não importa o quão complicado o circuito da bobina seja, ele sempre pode ser representado por um circuito equivalente com seus elementos associados. Então, basicamente uma bobina é um circuito RLC sintonizado na frequência de Larmor, onde L é a indutância da bobina, C é o capacitor para sintonizar o circuito, R é a resistência equivalente do circuito que deve ter sua impedância casada com a impedância do espectrômetro.

As principais características de uma bobina receptora são alta sensibilidade ao sinal. Para capta-lo com maior eficiência e baixa perda para que tenha alta relação sinal ruído (RSR). Devido à baixa amplitude do sinal, é colocado um pré-amplificador de baixa figura de ruído entre o espectrômetro e a bobina, sendo desejado que esteja o mais próximo possível desta. Este componente, que nem sempre possui 50 Ohms de entrada (caso que será discutido mais adiante) é fundamental para a RSR final da imagem. (24)

Os dispositivos receptores podem ser formados por uma única bobina ou múltiplas bobinas independentes, formando o chamado *array*. Neste caso, cada bobina é chamada de canal e cada canal é responsável por adquirir um sinal de RMN de uma região diferente, mas que, quando combinadas cobrem a região de interesse toda. Isto é utilizado tanto para aumento de RSR na região de interesse quanto para técnicas de aquisição paralela, onde, a grosso modo, cada bobina captura uma parte da imagem.

As bobinas são divididas geometricamente em duas classes: volumétricas, na qual a amostra é colocada dentro da bobina e de superfície na qual o detector permanece na superfície da amostra. Dentro destas classes existem várias geometrias de bobinas, que define o caminho do circuito onde a corrente é percorrida e consequentemente a direção e o sentido do campo gerado por esta corrente. Os tipos de construção mais utilizadas para bobinas volumétricas são solenoides, sela e gaiola (*birdcage*) já para bobinas de superfície é utilizada a tradicional espira (*loop*). (24) Na figura 13 podemos observar uma bobina tipo volumétrica para imagens de cabeça e uma de superfície. Neste trabalho, daremos atenção especial para as bobinas de superfície para desenvolvimento de um conjunto *phased array*, e do tipo solenoide para as *sampled array*.

Figura 13 - Fotos de duas bobinas diferentes do equipamento médico Centaury3000 (XINAO). À esquerda, uma bobina de superfície para exames gerais, à direita, uma bobina de volumétrica de cabeça.

Fonte: Elaborado pelo autor.

3.1 Relação sinal ruído (RSR)

A qualidade de uma imagem de ressonância magnética depende da resolução e do contraste entre os diferentes tecidos imageados e isto está relacionado com a relação sinal ruído (RSR), ou em inglês *signal noise ratio* (SNR). Existem diversas técnicas de pós-processamento para melhoria da qualidade da imagem, mas o maior influenciador é o dispositivo que captura o sinal, as bobinas de recepção, por isto a RSR destes dispositivos é a característica mais importante deles. A relação entre a sensibilidade de captação do sinal e o ruído intrínseco do dispositivo é o que resulta na RSR.

A equação usual para a RSR depois do pulso de excitação é: (25)

$$SNR = K \cdot \eta \cdot M_0 \left(\frac{\mu_0 \cdot Q \cdot \omega_0 \cdot V_c}{4 \cdot F \cdot k \cdot T_c \cdot \Delta f} \right)^{1/2} \quad (31)$$

Onde K é um fator numérico que depende da geometria da bobina, M_0 é a magnetização da amostra, μ_0 é a constante de permeabilidade magnética no vácuo, ω_0 é a frequência de Larmor, V_c é o volume da bobina, F é a figura de ruído do pré-amplificador, η é chamado fator de preenchimento, Q é chamado de fator de qualidade, k é a constante de Boltzman, T_c é a temperatura da bobina e Δf é a banda do receptor.

Considerando um equipamento específico de forma que K , F , ω_0 e Δf sejam fixos, uma vez que os outros componentes da fórmula são constantes físicas, a RSR de uma bobina com volume fixo fica dependente somente de η , Q e T_c . No caso da temperatura, existem bobinas criogênicas que diminuem consideravelmente o ruído, aumentando a RSR, porém,

sua utilização e construção são complexas e normalmente são utilizadas bobinas à temperatura ambiente. De qualquer forma, a bobina estará numa temperatura fixa, então os principais fatores para a construção de uma bobina receptora são o fator de preenchimento e o fator de qualidade.

3.1.1 Fator de preenchimento

Sabemos pela lei de Biot-Savart que a intensidade do campo magnético diminui com a distância de sua origem. (26)

$$d\vec{B} = \frac{\mu_0 \cdot I \cdot d\vec{L} \times \hat{r}}{4\pi r^2} \quad (32)$$

Isso implica que, quanto maior a distância entre a amostra e a bobina, menor será o campo recíproco entre elas (27) e consequentemente a força eletromotriz induzida na espira da bobina. Por isso é muito importante a otimização do desenho da bobina de acordo com a amostra que se objetiva analisar. O fator de preenchimento mede a razão do volume da amostra ocupado pela bobina. (28) Isto é ilustrado na figura 14.

Figura 14 - Fator de preenchimento (campo magnético em A maior que em B)

Fonte: PAPOTI (15)

3.1.2 Fator de qualidade

Considerando o circuito da figura 15 como o circuito equivalente de uma bobina de recepção, (24)

Figura 15 - Circuito equivalente, fonte de tensão (emf induzida).

Fonte: Elaborada pelo autor.

O fator de qualidade, ou simplesmente Q , de uma bobina é calculado por: (24)

$$Q = \frac{\omega_0 \cdot L}{R} \quad (33)$$

Sendo L a autoindutância e R a resistência equivalente da bobina que representa todas as suas perdas. Para se ter um receptor de alta RSR, um dos objetivos é construir um dispositivo com a menor perda possível. Basicamente são quatro tipos de perda: ôhmica, elétrica, magnética e por radiação, que devem ser minimizadas.

Ôhmica: para frequências típicas de RMN (acima de MHz) o *skin effect* (efeito no qual a corrente tende a fluir pela superfície do condutor proporcionalmente a frequência da corrente) faz com que a resistência seja maior do que em baixas frequências, por isso detalhes como espessura e largura do cobre, tanto da bobina quanto do circuito são importantes, assim como seu layout.

Magnéticas: o pulso de excitação gera correntes induzidas nas amostras que possuem condutividade, que por sua vez, geram campos magnéticos. O acoplamento entre estes campos magnéticos gerados pela amostra com os gerados pela bobina gera perda de energia. O acoplamento entre a amostra a bobina, porém, é fundamental para a detecção do sinal, o que torna esta perda impossível de ser evitada. No entanto ela pode ser minimizada de forma que a região do campo da bobina cubra apenas a região de interesse da amostra.

Elétricas: estas perdas podem ocorrer tanto na amostra quanto na bobina e seu circuito. A não idealidade dos condutores dielétricos dos capacitores, a menor condutividade da solda em relação ao fio, assim como a junção do diodo são perdas naturalmente elétricas, por isto é importantíssimo utilizar componentes de alta qualidade. Ao se aproximar muito a amostra da bobina, apesar de aumentar o fator de preenchimento, a amostra, que normalmente é

condutora, acopla eletricamente com a diferença de potencial elétrico ao longo da bobina contribuindo apenas para o aumento do ruído. Para minimizar estas perdas é recomendável equilibrar o potencial do circuito da bobina em relação ao terra.

Radiação: também conhecido como efeito antena, ocorre quando o comprimento da bobina é maior que 1/10 do comprimento de onda do sinal. Para reduzir esta perda deve-se diminuir o comprimento da espira com capacitores ao longo dela.

O Q também está relacionado com a banda de recepção da bobina $\Delta\omega$ (diferente da banda do receptor, que inclui todo o sistema do equipamento de MRI) através da equação a seguir:

$$Q = \frac{\omega_0}{\Delta\omega} \quad (34)$$

É importantíssimo que bobinas de radiofrequência para sistemas de MRI tenham Q alto para se obter uma alta RSR (acima de 100). Porém, não deve ser excessivamente alto a ponto de ficar com uma banda tão estreita que comprometa a aquisição de dados, já que variações de frequências são necessária por exemplo com a aplicação de gradientes de campo.

A equação 34 é utilizada para medir o fator de qualidade da bobina em bancada, como será descrito no capítulo seguinte. É importante medir o Q enquanto a bobina está em desenvolvimento, pois como está diretamente relacionado com a relação sinal ruído do dispositivo é um modo de avaliar como será a performance para aquisição de imagem deste.

3.2 Bobinas de Superfície

Uma bobina de superfície é basicamente um fio condutor em formato de espira com uma ou poucas voltas. Normalmente é utilizado um fio comum de cobre, por uma questão de custo benefício. Deste fio, varia-se a espessura e o formato, utilizando-se em alguns casos canos ou fitas. Como o fator de preenchimento é alto nas proximidades do fio, é comum construir bobinas pequenas, para que a sensibilidade na região de interesse seja alta, por isto e pela não homogeneidade de campo, esta geometria de bobina é mais recomendada para dispositivos receptores, apesar de também ser usada como transmissora/receptora.

O campo magnético criado por uma espira é um campo não homogêneo e diminui sua amplitude rapidamente com a distância da espira. Sua equação na situação em que B_0 está

alinhado na direção z, pode ser descrita em função de integrais elípticas de primeira e segunda ordem. K e E respectivamente na equação a seguir: (24)

$$B_y = \frac{\mu_0 I}{2\pi} \frac{1}{[(a + (x^2 + z^2)^{1/2})^2 + y^2]^{1/2}} \times \left[K(k) + \frac{a - x^2 - y^2 - z^2}{\left[\left(a - (x^2 + z^2)^{1/2} \right)^2 + y^2 \right]} E(k) \right]$$

$$B_x = \text{sen}\theta \frac{\mu_0 I}{2\pi} \frac{y}{(x^2 + z^2)[(a + (x^2 + z^2)^{1/2})^2 + y^2]^{1/2}} \times \left[-K(k) + \frac{a + x^2 + y^2 + z^2}{\left[\left(a - (x^2 + z^2)^{1/2} \right)^2 + y^2 \right]} E(k) \right]$$

Onde $k^2 = \frac{4a(x^2 + z^2)^2}{[(a + (x^2 + z^2)^{1/2})^2 + y^2]}$ (35)

A representação se encontra na figura 16.

Figura 16 - Representação gráfica do campo magnético produzido por uma bobina de superfície. A esquerda, o diagrama geométrico, no centro o gráfico da intensidade do campo em função da distância relativa ao raio, à direita, as linhas de campo nos planos XY ou ZY.

Fonte: MISPELTER; LUPU; BRIGUET. (24)

Podemos ver pelo gráfico central da figura 16 que o campo cai rapidamente com o aumento da distância da bobina. Até uma distância igual ao diâmetro da espira o campo é da bobina é considerado suficiente para se obter imagens com boa RSR melhorando quanto mais próximo da espira. Porém, ao se aproximar a uma distância menor que 1/10 do diâmetro, o acoplamento entra a amostra e a espira é tão grande que as perdas magnéticas e elétricas se tornam problemas maiores do que o benefício do fator de preenchimento, degradando o RSR ao invés de melhorar. Outro ponto importante é que o campo de RF nesta região chamada de

alto fluxo, varia incontrolavelmente, comprometendo análises quantitativas. Sendo assim, o tamanho da espira da bobina construída é definido pela região de interesse a ser analisada considerando área e profundidade desta e pelo valor da reatância indutiva da espira, que deve ficar no seguinte intervalo:

$$20 \, \Omega < XL = 2\pi f_0 L < 200 \, \Omega \quad (36)$$

Este é um intervalo encontrado empiricamente no qual o transdutor tem os problemas de perdas minimizados. Se a reatância indutiva é muito baixa, os pontos de solda, que contém impedâncias maiores, irão dominar as perdas e se XL é muito alto o campo elétrico produzido pela bobina pode ser alto o suficiente para que as perdas dielétricas na amostra sejam dominantes.

No caso de uma espira construída com dimensões em que XL se encontra fora deste intervalo, pode-se aumentar o número de voltas ou utilizar fios de espessura diferente para assim trazer a reatância indutiva para o intervalo de interesse.

A autoindutância L de uma espira com n voltas de diâmetro d feita com fio condutor de diâmetro ϕ é calculada através da fórmula aproximada: (29)

$$L = \frac{\pi}{5} n^2 d \left[\left(\ln \frac{8d}{\phi} \right) - 2 \right] \quad (37)$$

Apesar de toda a discussão sobre *surface coil* ter se baseado na geometria circular, na prática, a bobina é construída de acordo com o formato da região de interesse de forma a otimizar o fator de preenchimento, como por exemplo elipse ou retângulo para amostras mais alongadas, como uma cabeça de rato. Neste caso, o campo gerado pela bobina diminui sua amplitude mais rapidamente com a distância da espira (*penetration depth*) (24), mas isto pode ser compensado mudando a forma da bobina de planar para curvada para se adaptar ao formato da amostra.

3.3 Circuito de sintonia e acoplamento

O sinal captado pela bobina deve ser transmitido para o espectrômetro passando pelo pré-amplificador, que amplifica o sinal inserindo o mínimo de ruído possível. A transmissão do sinal é feita através de cabos de alta qualidade normalmente com impedância de $50 \, \Omega$. Assim, o circuito RLC que forma a bobina deve estar sintonizado na frequência de ressonância e com a impedância casada em $50 \, \text{Ohms}$. Este circuito é chamado de circuito de sintonia e acoplamento (*tuning e matching*) e possui diferentes layouts utilizando associação

de capacitores e indutores. O mais comum, e utilizado neste trabalho, está representado no esquema a seguir: (24)

Figura 17 - Circuito elétrico simplificado de uma bobina de radiofrequência.

Fonte: MISPELTER; LUPU;BRIGUET. (24)

Este circuito, onde L representa a indutância da bobina e R_s sua resistência equivalente, é do tipo rede de transformação de impedâncias por capacitância em série, representada por C_s e C_p representa a capacitância em paralelo. C_p é responsável pela sintonia, para que o circuito trabalhe na frequência de ressonância. Pela sua característica de sintonia, C_p também é chamado de capacitância de *tuning*, representado por C_t . C_s também é chamado de capacitância de *matching* (C_M) e transforma a carga complexa altamente indutiva da bobina em uma impedância real, R_0 , na saída do circuito para os cabos que conduzem o sinal do circuito até o espectrômetro.

Para estimar os valores de C_M e C_T de um circuito de uma bobina com reatância indutiva XL com frequência de ressonância ω_0 e fator de qualidade Q utiliza-se de que para $Q \cdot XL \gg Z_0$:

$$X_{CM} = \sqrt{Q \cdot XL \cdot Z_0} \quad (38)$$

$$\frac{1}{X_{CT}} = \frac{1}{XL} - \frac{1}{X_{CM}} \quad (39)$$

$$C_T \omega_0 = \frac{1}{X_{CT}} ; C_M \omega_0 = \frac{1}{X_{CM}} \quad (40)$$

Em circuitos balanceados, a tensão distribui-se de maneira simétrica em relação ao comprimento total da bobina. É importante que o circuito de *tuning e matching* sejam balanceados para que as perdas elétricas sejam mitigadas.

O objetivo de uma bobina é gerar um campo magnético oscilante. Invariavelmente existe um campo elétrico associado a este campo magnético e isto gera um acoplamento capacitivo com a amostra, normalmente condutora. Deste acoplamento surge a chamada capacitância parasita, representada na figura 18.

Figura 18 - Esquemático demonstrando a capacitância parasita em uma bobina de RF.

Fonte: PAPOTI. (15)

Esta capacitância, além de gerar perdas, provoca também um deslocamento de frequência por estar em paralelo com o terra e consequentemente, com o capacitor de sintonia. Tanto o deslocamento de frequência quanto as perdas podem ser evitadas equilibrando o potencial do circuito com o terra através do uso de circuito balanceado que consequentemente pode ajudar também a reduzir o efeito antena descrito anteriormente. (24)

O modo de balanceamento adotado neste projeto foi proposto por Murphy-Boesh e Koretsky (30) representado a seguir, onde o capacitor de sintonia é dividido entre o terra:

Figura 19 – Diagrama elétrico de um circuito de bobina receptora balanceado.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Nesta condição em que os capacitores são idênticos, a amplitude da corrente cai para metade em relação ao circuito não balanceado já que as correntes que circula nos dois capacitores são iguais com fases opostas devido a tensão de cada um em relação ao terra.

3.4 Circuito de desacoplamento

Em experimentos que utilizam bobinas distintas para transmitir (excitar a amostra) e receber o sinal, é necessário que elas estejam desacopladas durante a fase de transmissão e recepção, não só para garantir o funcionamento adequado como também proteger componentes eletrônicos como o pré-amplificador. O desacoplamento pode ser do tipo passivo, que não possui fonte externa para controle, ou ativo, que o possui. (24)

3.4.1 Desacoplamento Passivo

Um dos modos de construir um circuito com desacoplamento passivo para bobinas receptoras está ilustrado na figura 20. (15)

Figura 20 - Diagrama elétrico de um circuito de desacoplamento passivo em uma bobina balanceada.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Este método é conhecido como inserção de polos (31, 32) e consiste em adicionar um par de diodos cruzados e um circuito LC em série com a bobina, neste caso adicionando o indutor L_d em paralelo com C_T , um dos capacitores (ou associação de capacitores) de *tunning*.

Estes diodos devem ser apropriados para alta frequência e a trabalhareem em meios magnéticos, por isso normalmente são utilizados diodos não magnético. O funcionamento do diodo é a base do desacoplamento passivo, pois se a tensão no diodo é maior que um certo valor, normalmente 0,6 V, este apresenta baixa impedância. Caso a tensão seja menor, sua impedância sobe para alguns $k\Omega$. Por se tratar de um sinal senoidal, é necessário o uso de diodos cruzados para não retificar o sinal de RMN.

Figura 21 - Ao aplicar um sinal senoidal em um diodo, a corrente é retificada, ao aplicar este mesmo sinal em um par de diodos cruzados, o sinal é não é retificado, mas é deformado dependendo da frequência de corte do diodo (*cross-over*).

Fonte: VIDOTO. (19)

Durante a fase de transmissão a alta potência de RF polariza os pares de diodos cruzados no sentido direto tornando o circuito LC presente no circuito da bobina. Se LC está sintonizado com a frequência de ressonância ele se acopla com o circuito da bobina aparecendo então dois modos ressonantes no circuito bem separados cuja frequência de ressonância ω_0 é o centro da separação entre eles na base do vale (24), como ilustrado na figura a seguir.

Figura 22 - Gráficos ilustrando a intensidade do sinal em função da frequência de um circuito de uma bobina receptora. Acima, o circuito operacional, abaixo, com o circuito de desacoplamento operando.

Fonte: MISPELTER;LUPU;BRIGUET. (24)

Desta forma, o circuito LC funciona como um circuito ressonante bloqueador na frequência de ressonância ω_0 , bloqueando qualquer corrente induzida na bobina devido ao campo produzido pela transmissora. Durante a recepção com nível de sinal RF baixo, os diodos cruzados deixam o indutor fora do circuito de sintonia e a bobina opera como receptora.

O valor do indutor utilizado para o desacoplamento é calculado por:

$$\omega_0 = 2\pi f_0 = \frac{1}{\sqrt{L_d C_T}} \Rightarrow L_d = \frac{1}{4\pi^2 f_0^2 C_T} \quad (41)$$

3.4.2 Desacoplamento Ativo

O desacoplamento ativo utiliza o mesmo princípio de diodo e o circuito LC bloqueador, porém, neste caso o par de diodo cruzado é trocado por um o diodo PIN ativado por um circuito externo que o alimenta com corrente pulsada, funcionando como uma chave liga e desliga sincronizada com a sequência de pulso. (24) A conexão entre os diodos PIN com a fonte de alimentação DC necessita de utilização de indutores de alta reatância indutiva na frequência de operação, chamados RF Choke (RFC), com o objetivo de bloquear interferência de RF proveniente da fonte DC, permitindo somente a passagem da corrente necessário para o controle dos diodos do tipo PIN. (15) O circuito para um desacoplamento ativo é exemplificado no esquemático a seguir.

Figura 23 - Diagrama elétrico de um circuito de desacoplamento ativo em uma bobina balanceada.

Fonte: PAPOTI. (15)

Uma das vantagens do desacoplamento ativo em relação ao passivo é a menor inserção de perdas, pois a resistência elétrica inserida pelo diodo é inversamente proporcional à

corrente deste. Sendo assim, é possível minimizar esta inserção de ruído controlando a corrente DC de ativação do diodo PIN. Outra vantagem é a ausência de *cross-over*, pois como o diodo só conduz a partir da sua frequência de corte (0,6 V), isto causa uma distorção no sinal recebido em torno do zero.

Figura 24 - Sinal de RMN e sua distorção causada pelo uso de desacoplamento passivo.

Fonte: PAPOTI (15)

3.5 Bobinas multicanais (phased array)

Uma bobina do tipo *phased array* (4) ou uma bobina multicanal é um dispositivo formado por um conjunto de bobinas receptoras independentes, geralmente pequenos loops de fio ou fita condutora, cada uma adquirindo sinal de RMN de uma região diferente, mas que, quando combinadas cobrem toda a região de interesse. Esta combinação pode ser tanto linear quanto planar (2D), de acordo com a região de interesse a ser coberta. Como cada canal é uma bobina independente, é necessário que cada um tenha seu pré-amplificador e seu circuito associado, assim como o espectrômetro deve ter múltiplos canais de recepção, um para cada canal do *array*. Estes requisitos tornam os *phased arrays* dispositivos caros e complexos, porém, existem uma série de vantagens. A principal delas é a alta sensibilidade da bobina de superfície para realizar imagens com alta RSR em amostras maiores, como por exemplo coluna vertebral ou cabeça. Outra utilização do *array* é construção de bobinas em altíssimo campo para determinadas amostras, pois neste caso, como o comprimento de onda é muito curto, é necessário que o comprimento do loop seja pequeno para evitar o efeito antena. Devido à existência das bobinas multicanais tornou-se possível as técnicas de aquisição paralela, onde, a grosso modo, cada bobina captura uma parte da imagem ou do espaço-k que se combinam posteriormente de forma a acelerar a aquisição da imagem. (1-3)

Os principais desafios no desenvolvimento de uma bobina do tipo *phased array* é solucionar o problema do acoplamento causado pela indução mútua entre as bobinas e o processamento dos sinais independentes para reconstruir a imagem. (24)

3.5.1 Desacoplamento entre canais

Ao se aproximar uma bobina de outra, elas interagem entre si, surgindo a indutância mútua entre elas. Isto faz com que sinal e ruído sejam transferidos de um canal para outro e também um *split de frequência*, como pode ser observado na figura 25. Isto compromete a sensibilidade e principalmente perda da sintonia. (24, 33)

Um modo de solucionar o problema do acoplamento entre dois indutores idênticos é utilizando-se da dependência da indutância mútua em função da distância entre os indutores. Assim, é possível encontrar uma posição ótima entre os canais em que o acoplamento é mínimo. Isto é ilustrado na figura 25 para o caso de duas espiras circulares e quadradas, porém, é válida para qualquer geometria. Esta técnica, no entanto, é eficiente somente na posição exata e soluciona somente o problema entre canais vizinhos. Não solucionando então o acoplamento de bobinas canais distantes um dos outros.

Figura 25 - a) Resposta da bobina em função da frequência para dois loops idênticos que estão sintonizados na mesma frequência sofrendo indutância mútua. b) Exemplo de duas espiras circulares na posição geométrica de acoplamento mútuo nulo. c) Exemplo de duas espiras retangulares na posição geométrica de acoplamento mútuo nulo.

Fonte: MISPELTER; LUPU; BRIGUET(24)

Para desacoplar canais não vizinhos, é necessário utilizar pré-amplificadores de baixa impedância, como é o caso descrito na figura 26 em que L representa a indutância e R_1 a resistência equivalente da bobina. Neste circuito é possível observar que, se R_p , a impedância

de entrada do pré-amplificador, for nula, L_{2b} e C_{2b} formam um circuito ressonante paralelo que bloqueia a corrente de fluir na bobina. Sem corrente fluindo, o sinal de RMN é transferido para o pré-amplificador por variação da tensão e não há indutância mútua entre os canais, portanto, não há acoplamento. (34)

Figura 26 - Diagrama elétrico de um circuito de uma bobina com pré-amplificador de baixa impedância.

Fonte: ROEMER. (34)

Para o cálculo do filtro $L_{2b}C_{2b}$ ressonante, a impedância Z_b da bobina sintonizada na frequência de ressonância é igual a (34):

$$Z_b = \frac{X_{C_{2b}}^2}{R_1} + j(X_{L_{2b}} - X_{C_{2b}}) \quad (42)$$

Para que a impedância seja 50Ω e real:

$$X_{L_{2b}} = X_{C_{2b}} = \sqrt{50R_1} \quad (43)$$

Uma linha de quarto de onda, que nada mais é que um cabo cujo comprimento equivale a um quarto do comprimento de onda do sinal, pode ser utilizado para substituir o filtro LC paralelo ressonante. (35) Por isto, ligar a bobina a um pré-amplificador de baixa impedância é um método bastante utilizado para realizar o desacoplamento entre os canais de uma bobina *phased array*.

3.5.2 Phase Shifter

Um circuito denominado *phase shifter* ou deslocador de fase, tem a função de, como o próprio nome diz, de deslocar a fase do sinal. Sendo o sinal de radiofrequência um sinal senoidal, ou seja, possui amplitude e fase, ao passar por um circuito como este, tem sua fase deslocada em θ para os valores de indutância L e capacitância C dos componentes do circuito representado na figura 27 de acordo com as equações a seguir: (35)

$$L = \frac{Z \cdot \sin \theta}{\omega} \quad (44)$$

$$C = \frac{1}{Z \cdot \omega} \cdot \sqrt{\frac{1 - \cos \theta}{1 + \cos \theta}} \quad (45)$$

Figura 27 - Diagrama representando um circuito do tipo *phase shifter*. A fase do sinal que passa de A para B ou de B para A é deslocada de θ .

Fonte: Elaborada pelo autor.

Um cabo que possui o comprimento de $\lambda/4$ perfeito desloca a fase do sinal senoidal que passa pelo cabo em exatos 90° . O *phase shifter* pode ser utilizado para realizar o ajuste fino deste deslocamento, de forma que o cabo tenha um comprimento menor que desloque menos que 90° e o restante do deslocamento seja feito através um circuito do tipo *phase shifter*.

3.6 Aquisição paralela (pMRI)

Aquisição paralela, também conhecida pela sigla em inglês pMRI (Parallel Magnetic Resonance Imaging) utiliza a informações de sensibilidade espacial dos canais de uma bobina *phased array* receptora combinado com uma aquisição de dados de modo específico de forma que somente uma fração da codificação de fase seja adquirida para a composição da imagem desejada, reduzindo assim o tempo de aquisição total e mantendo a resolução espacial total e o contraste desta. Por reduzir o tempo de aquisição, técnicas de pMRI podem também diminuir artefatos de movimento.

Atualmente existem diversos métodos de pMRI, mas mais conhecidos e utilizados são SENSE (2) e GRAPPA (3). Todos, no entanto, são baseados em adquirir informações do perfil de sensibilidade das bobinas para compensar a subamostragem do espaço-k. Esta pode ser adquirida a partir de uma pré-aquisição ou de aquisição de algumas linhas adicionais do espaço-k em cada aquisição (autocalibração) ou ainda a combinação dos dois métodos.

Os métodos são divididos em dois grupos: aqueles que trabalham no espaço da imagem, por exemplo o SENSE, ou aqueles em que o procedimento é feito no espaço-k, como SMASH e GRAPPA. Alguns métodos são híbridos, como o SPACE RIP (36).

3.6.1 SENSE

Suponha um experimento de MRI realizado com um arranjo de dois detectores alinhados paralelamente ao longo do eixo de direção de codificação de fase. Neste experimento, são conhecidos os perfis de sensibilidade dos detectores individuais do arranjo e o número de passos de codificações espaciais na direção de fase foi metade do número de passos que seria realizado em um experimento comum. Desta forma, cada detector adquire uma imagem com o espaço de frequências reduzido e, conseqüentemente, com artefato de rebatimento. A figura abaixo ilustra o exemplo descrito acima com 256 passos de codificações.

Figura 28 - Ilustração de um experimento realizado com dois detectores (coil) e a formação de imagem com artefato de rebatimento devido à aquisição com número de passos reduzidos.

Fonte: Adaptada de LARKMAN; NUNES.(36)

Cada pixel da imagem adquirida com número de passos reduzido é formado pela sobreposição de dois pixels da imagem adquirida sem redução do número de passos, multiplicado pela sensibilidade do detector nos respectivos pixels. Estes pixels são separados entre si por uma distância de $FOV/2$, sendo FOV o número de passos da codificação de fase da imagem sem redução. A próxima figura ilustra como cada pixel da imagem com artefato tem sua correspondência com a imagem adquirida com todos os passos de codificação de fase.

Figura 29 - Diagrama da reconstrução da imagem sem artefato a partir das imagens adquiridas em cada detector e seus respectivos perfis de sensibilidade.

Fonte: Adaptada de LARKMAN; NUNES(36)

A partir da figura acima, observa-se que as imagens estão relacionadas a partir da seguinte equação:

$$\begin{aligned} S_1(x, y) &= C_1(x, y)\rho(x, y) + C_1\left(x, y + \frac{FOV}{2}\right)\rho\left(x, y + \frac{FOV}{2}\right) \\ S_2(x, y) &= C_2(x, y)\rho(x, y) + C_2\left(x, y + \frac{FOV}{2}\right)\rho\left(x, y + \frac{FOV}{2}\right) \end{aligned} \Rightarrow \begin{bmatrix} S_1 \\ S_2 \end{bmatrix} = \overbrace{\begin{bmatrix} C_1(r_1) & C_1(r_2) \\ C_2(r_1) & C_2(r_2) \end{bmatrix}}^{\text{Sensitivity Matrix}} \cdot \begin{bmatrix} \rho(r_1) \\ \rho(r_2) \end{bmatrix} \quad (46)$$

Que pode ser simplificada para

$$\mathbf{S} = \mathbf{C} \cdot \boldsymbol{\rho} \quad (47)$$

Que vale para qualquer experimento de MRI com n_c detectores e n_p redução no número de passos, de forma que a matriz de sensibilidade do experimento seja no seguinte formato:

$$\mathbf{C} = c_\gamma(r_\rho) = \underbrace{\begin{bmatrix} c_1(r_1) & c_1(r_2) & \dots & c_1(r_{n_p}) \\ c_2(r_1) & c_2(r_2) & \dots & c_2(r_{n_p}) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ c_{n_c}(r_1) & c_{n_c}(r_2) & \dots & c_{n_c}(r_{n_p}) \end{bmatrix}}_{n_p} \quad \left. \vphantom{\begin{bmatrix} c_1(r_1) & c_1(r_2) & \dots & c_1(r_{n_p}) \\ c_2(r_1) & c_2(r_2) & \dots & c_2(r_{n_p}) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ c_{n_c}(r_1) & c_{n_c}(r_2) & \dots & c_{n_c}(r_{n_p}) \end{bmatrix}} \right\} n_c \quad (48)$$

No qual $c_\gamma(r_\rho)$ é a sensibilidade do detector γ na posição r_ρ e $n_p \leq n_c$.

O método SENSE consiste em reconstruir a imagem sem artefato a partir das imagens reduzidas de cada detector e seus respectivos perfis de sensibilidade utilizando-se da matriz de desdobramento³:

$$U = (C^H \cdot \Psi^{-1} \cdot C)^{-1} \cdot C^H \cdot \Psi^{-1} \quad (49)$$

Onde C é a matriz (mapa) de sensibilidade, C^H é a matriz hermitiana de C e Ψ é a matriz de ruído, cujo elemento de matriz é

$$\rho = U \cdot S \quad (50)$$

Onde ρ é a imagem final reconstruída.

3.6.2 GRAPPA

O método GRAPPA (*Generalized Auto Calibrating Partially Parallel Acquisition*) (3) é derivado do SMASH (Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics) (2) cujas abordagens utilizam a sensibilidade dos canais da bobina para preencher as linhas não adquiridas do espaço-k durante a codificação de fase acelerada.

No caso do método SMASH, as sensibilidades $C_j(x,y)$ dos canais j da bobina são linearmente combinadas para se aproximarem aos harmônicos espaciais a serem preenchidos no espaço-k. No caso de uma aceleração r , isto significa de todos os harmônicos de 0 até a ordem r devem ser sintetizados por esta combinação. O peso de cada canal para gerar estes harmônicos pode ser determinado pelo ajuste via mínimos quadrados. Para um harmônico espacial de ordem m , isto é equivalente a determinar os pesos w_{ij} na equação a seguir, onde j é o índice do canal de uma bobina de N canais:

$$\sum_j w_j^m C_j(x, y) = \exp(-im\Delta k_y y), \Delta k_y = \frac{2\pi}{FOV_y} \quad (51)$$

Encontrado então w , eles podem ser utilizados para combinarem com o sinal S_j de cada canal da bobina e gerar o sinal composto de locais não amostrados.

$$\begin{aligned} \sum_j w_j^m S_j(k_x, k_y) \approx \\ \iint \rho(x, y) \exp(-ik_x x) \exp(-ik_y y) \exp(-im\Delta k_y y) dx dy = S(k_x, k_y + \Delta k_y y) \end{aligned} \quad (52)$$

Figura 30 - Exemplo de como é feita a composição dos harmônicos a partir dos pesos da sensibilidade de uma bobina de 4 canais. O perfil de sensibilidade individual é ilustrado pelas linhas pontilhadas abaixo de cada canal e a soma destes pela linha escura. A figura ao lado esquerdo representa a soma dos perfis com pesos iguais, representando o termo de ordem zero no espaço-k. Ao lado direito, a representação de uma combinação de ordem superior, utilizada para preencher as linhas do espaço-k que não foram adquiridas na aquisição paralela.

Fonte: Adaptada de LARKMAN; NUNES. (36)

No método SMASH, então, utiliza-se a sensibilidade dos canais como referência para realizar o ajuste de mínimos quadrados e encontrar os pesos w necessários para compor os harmônicos a serem preenchidos no espaço-k. No método GRAPPA, ilustrado na figura 31, são utilizados sinais de calibração como dado de referência ao invés de utilizar a sensibilidade dos canais. Estes sinais de calibração são linhas do espaço-k coletadas durante ou não a aquisição de dados, chamados de sinais de auto calibração (ACS). Uma particularidade do GRAPPA é que este procedimento é realizado para cada canal. Então para cada sinal S_l^{ACS} de um canal, é necessário realizar o ajuste da equação a seguir para encontrar w_j .

$$\sum_j w_j^m S_j(k_x, k_y) = S_l^{ACS}(k_x, k_y + \Delta k_y y) \quad (53)$$

Considerando que a sensibilidade muda também na direção de leitura:

$$\sum_j w_j^m S_j(k_x, k_y) = S_l^{ACS}(k_x + \Delta k_x x, k_y + \Delta k_y y) \quad (54)$$

Este procedimento deve ser repetido para cada canal. E após a transformada de Fourier, são geradas imagens para cada canal, que devem ser combinados, normalmente utilizando soma dos quadrados, em inglês *sum of square* (SOS).

No método GRAPPA, portanto, o sinal reconstruído a partir do sinal de referência de uma aquisição em uma bobina de N canais com aceleração r que utilizou uma aquisição de auto-calibração de tamanho $a \times b$, pode ser reconstruído a partir da seguinte equação:

$$S_j(k_x, k_y + m\Delta k_y) = \sum_{l=1}^N \sum_a \sum_b w(j, a, b, l, m) S_l^{ACS}(k_x + a\Delta k_x, k_y + (br + 1)\Delta k_y) \quad (55)$$

A matriz de aquisição de referência de tamanho $a \times b$ é chamada de kernel e sua ordem é definido pelo usuário. Pode-se utilizar todos os pontos da aquisição acelerada, e quanto maior mais precisa a reconstrução. Porém, ao utilizar kernels menores, o tempo de processamento é reduzido.

Figura 31 - Exemplo de aquisição para reconstrução tipo GRAPPA com kernel de 5x4 com aceleração 2 para uma bobina de 3 canais. Os pontos cinzas correspondem à aquisição acelerada enquanto os pretos são os sinais de auto-calibração (ACS). Os sinais não adquiridos não são mostrados. Para estimar os sinais destes pontos, os pesos que relacionam os sinais em cada posição devem ser determinados. Isto é feito através do ajuste de mínimos quadrados a partir das linhas de ACS. Dependendo da escolha do kernel, o grupo de pixels considerados no ajuste irão variar. Neste caso particular (5x4), e para ajustar, por exemplo, o sinal ACS adquirido pela bobina 2 na posição (k_x, k_y) , como indicado pelo ponto branco, todos os pontos dentro das 3 retângulos negros representando a aquisição serão utilizados.

Fonte: Adaptada de LARKMAN; NUNES. (36)

3.6.3 Sampled Array

O método *sampled arrayed*, proposto neste trabalho, utiliza-se de bobinas multicanais de superfície ou volumétrica como forma de realizar imagens simultâneas de múltiplas

amostras. Neste caso, cada canal independente é responsável por adquirir sinal de uma amostra e estes sinais não são combinados, mas sim reconstruídos independentemente. Com este método é possível realizar imagens simultâneas de diversas amostras, mais precisamente, até uma amostra por canal da bobina. Por exemplo, uma bobina *sample arrayed* de 4 canais, pode realizar imagens de 4 objetos de pequena dimensão, como por exemplo, sementes de soja, um em cada canal.

Com este método, cujo diagrama ilustrativo está na figura 32, é possível aproveitar-se das propriedades geométricas da bobina para cada amostra, otimizando assim o fator de preenchimento e consequentemente a relação sinal ruído (RSR) e simultaneamente realizar imagens de múltiplas amostras, acelerando assim experimentos que requerem análise de diversas amostras. Na prática, o desacoplamento entre os canais é realizado somente pelo método do uso de pré-amplificador de baixa impedância, pois como o objetivo é utilizar bobinas de geometria ideal para amostra, o desacoplamento geométrico nem sempre é viável.

Figura 32 - Diagrama demonstrando a diferença das técnicas de aquisição paralela e sampled array. Acima, podemos ver que cada canal da bobina é utilizado para adquirir uma parte do espaço-k de uma amostra. Abaixo, cada canal é responsável por adquirir o sinal de uma amostra diferente, resultando em uma imagem com múltiplas amostras com alta relação sinal ruído.

Fonte: Elaborada pelo autor.

4 CONSTRUÇÃO DAS BOBINAS RECEPTORAS MULTICANAIS

Neste projeto, foram construídas bobinas receptoras multicanais do tipo *phased array* e *sampled array* com o objetivo de acelerar experimentos de imagens via ressonância magnética nuclear. O trabalho foi inteiramente realizado no Centro de Imagens e Espectroscopia por Ressonância Magnética (CIERMag) do Instituto de Física de São Carlos (IFSC), onde em sua estrutura realizam-se projetos que envolvem imagens de ratos e de sementes (soja, milho etc). (37) Por isto, o projeto focou em desenvolver dispositivos e métodos para otimizar tais tipos de experimentos, sendo o *phased array* para acelerar imagens de anatomia de cabeça de rato e o *sampled array* para acelerar experimentos de grande números de sementes. O tipo de amostra influenciou a geometria das bobinas e o número de canais foi limitado em 4 por ser o limite do equipamento utilizado..

4.1 Equipamento de IRM

O equipamento utilizado para geração de imagens no CIERMag, e portanto, para o qual as bobinas multicanais foram desenvolvidas, possui um magneto supercondutor Oxford que produz um campo B_0 de 2 Teslas (85,24 MHz para hidrogênio) com abertura de 15 cm e comprimento de 92 cm.

Figura 33 - Foto do equipamento de IRM no CIERMag utilizado no projeto.

Fonte: PAPOTI. (15)

O espectrômetro do sistema é um Avance III da Bruker e neste equipamento está instalado o adaptador de interface RF T12325 também da Bruker que permite utilizar bobinas

BioSpec RF mais antigas na interface mais atual do Avance III, simulando a interface do Avance II provendo os seguintes conectores:

- Conector do tipo N para bobinas Tx/Rx de alta potência.
- TWINAX BNC para a tensão de controle dos diodos pins do circuito de desacoplamento de bobinas Tx/Rx..
- Conector BNC para bobinas Tx/Rx de baixa potência.
- Conector DIN 14 pinos para bobinas de superfície de até 4 canais.
- Conector ODU 14 pinos também para bobinas de até 4 canais.

Figura 34 - Adaptador T12325.

Fonte: BRUKER. (38)

Neste projeto, foram utilizados o conector BNC para o sinal de transmissão de RF, TWINAX para envio do sinal de controle do diodo-pin para a bobina transmissora e o DIN para bobinas receptoras *phased array*, cujos sinais de controle enviado pelo AVANCE III são mostrados na tabela 3.

Tabela 3 – Esquemático conector SUBD do Avance III .

Phased Array Control Connector, type SUBD mixed (4x RF, 17 P)		
Pin	Usage	Rating
A1	RF RX Channel 1	n. a.
A2	RF RX Channel 2	n. a.
A3	RF RX Channel 3	n. a.
A4	RF RX Channel 4	n. a.
1	Reserve	n. a.
2	Reserve	n. a.
3	Dec. Pulse Array Coil	during gating pulse : +5 V, I _{Max} = 2A else: -34 V
4	Reserve	n. a.
5	DC Power	+ 15V VDC, I _{max} 200 mA
6	Reserve	n. a.
7	Dec. Pulse Array Coil	during gating pulse : +5 V, I _{Max} = 2A else: -34 V
8	Reserve	n. a.
9	Reserve	n. a.
10	GND	n. a.
11-17	Reserve	n. a.

Fonte: BRUKER. (38)

O espectrômetro AVANCE III utilizado é gerenciado pelo software Paravision 5.1, que requer um arquivo de configuração para cada bobina, de forma que esta funcione adequadamente. Antes de realizar o teste de imagens de cada bobina, o respectivo arquivo de configuração deve ser gerado para a sua utilização.

O Paravision 5.1, além de um grande conjunto de sequências de pulsos, possui diversas ferramentas para realizar e analisar imagens, desde as mais básicas como ajuste de frequências, posicionamento da amostra, localização da imagem e sua reconstrução após a aquisição até mais complexas como ajustes de pré-ênfase, *shimming* dentre outras. Uma ferramenta muito utilizada neste projeto é a análise de perfil da imagem, que permite selecionar uma área de imagem com diversas geometrias e desta área são informados parâmetros como média de sinal dos pixels contidos nesta área e seu respectivo desvio padrão. Com isto é possível calcular a relação sinal ruído da imagem: (39)

$$RSR = \frac{M}{\sigma} \quad (56)$$

Onde M é a média da intensidade do sinal dos pixels na área selecionada onde contém a imagem e σ é o desvio padrão da área selecionada onde só há ruído.

A bobina transmissora utilizada é do tipo *birdcage* (40 - 41) construída para maximizar o volume útil do magneto para obtenção de imagens, equivalente a uma esfera de 10 cm de diâmetro. Esta bobina utiliza uma blindagem cilíndrica com dimensões 15 cm de diâmetro e 30 cm com espessura de 100 μm de cobre depositado para evitar interferências eletromagnéticas com as bobinas de *shimming* e de gradientes. A bobina transmissora chamada *birdcage-8*, construído no próprio laboratório CIERMag com 8 fitas de cobre de 0,8 cm de largura, projetada para maximizar a homogeneidade do campo ao longo do eixo axial do campo magnético. (15) A bobina possui dois cabos, um cabo de sinal de RMN RG58 e outro para o sinal de desacoplamento ativo (*twinax*), ambos com conectores BNC compatíveis com o sistema Bruker. Sua sintonia e acoplamento é feita através de dois capacitores variáveis com o sistema Bruker. Sua sintonia é feita através de dois capacitores variáveis que garantem uma sintonia de 85,24 MHz e um acoplamento com impedância de 50 Ω .

Figura 35 - A esquerda, a bobina transmissora fora da blindagem mostrando as fitas de cobre. A direita, a bobina transmissora dentro da blindagem, como é utilizada para realizar experimentos de imagens. O cabo preto é o cabo de sinal de RMN e o azul o sinal de desacoplamento ativo. As varetas são utilizadas para variar a capacitância dos capacitores variáveis.

Fonte: PAPOTI. (15)

4.2 Métodos e Medidas

O primeiro passo para a construção de uma bobina é definir o seu desenho. Isto é feito a partir da amostra para a qual a bobina será utilizada para captar o sinal. Como o objetivo é sempre buscar a melhor relação sinal ruído, um dos principais pontos é que o desenho da bobina seja otimizado para a amostra de forma que o fator de preenchimento seja alto. Outro ponto a ser considerado no desenho da bobina são os fatores que influenciam no valor do fator de qualidade, o Q . (24) Portanto, é importante levar em consideração diâmetro, número de voltas, espaçamento entre as voltas, material utilizado, largura do fio ou fita, etc para que

tanto o fator de preenchimento quanto o Q sejam altos e que XL se mantenha entre 20Ω e 200Ω . (24)

Utiliza-se a seguinte equação apresentada no capítulo anterior para calcular auto-indutância L de uma espira com n voltas de diâmetro d feita com fio condutor de diâmetro ϕ :

(29)

$$L = \frac{\pi}{5} n^2 d \left[\left(\ln \frac{8d}{\phi} \right) - 2 \right] \quad (37)$$

E combinando com a equação de XL :

$$XL = L\omega_0 \quad (57)$$

Dado um valor de Q desejado, é possível estimar os valores dos capacitores de *tuning* e *matching* através das equações 34 e 37. A partir disto é possível tanto simular um circuito em softwares dedicados ou construir um circuito teste para medir o Q . Caso a bobina desenhada não atinja as especificações desejadas, modifica-se o desenho, principalmente o número de voltas e espaçamento entre as voltas.

Definido a bobina, passa-se a construir o circuito desta, considerando *tuning*, *matching*, balanceamento, desacoplamento ativo, pré-amplificadores, conexão com o equipamento de imagens e proteções elétricas. Todos os *layouts* deste projeto foram feitos utilizando o software Eagle® e a construção dos circuitos feita no próprio laboratório com processo de corrosão de cobre com percloroeto de ferro e a montagem, realizada com liga de solda estanho + chumbo e testes realizados sempre pelo próprio autor.

Foram utilizados capacitores cerâmicos SMD do tipo NP0, não magnético e com alto fator de qualidade. No circuito de desacoplamento ativo foi utilizada a equação 37 para calcular o valor da indutância necessária para o desacoplamento: $0,03 \mu\text{H}$ para a espira retangular e $0,08 \mu\text{H}$ para a espira circular com fio de cobre. Foi utilizado ainda o diodo pin modelo MA4P7452F-1072T, escolhido por ser não magnético e introduzir pouca perda no circuito e o RF-choque (RFC) com reatância indutiva de $7 \text{ k}\Omega$ para filtrar o sinal de RF, construídos no próprio laboratório. O pré-amplificador utilizado foi o modelo WMA85A da WantCom Inc. próprio para PCI com impedância de $0,5 \Omega$ para 85.25 MHz , ganho de 28 dB , figura de ruído $0,4 \text{ dB}$ alimentado com $+10\text{V}$. Outros capacitores cerâmicos e resistores simples foram adicionados ao circuito para proteção dos pré-amplificadores.

Foram utilizados dois métodos para medir o fator de qualidade (Q) das bobinas, o direto e o indireto. O método indireto, reconhecido como o mais preciso (24), utiliza um *pick-up coil* conectado a um gerador de varredura para emitir o sinal e outro *pick-up coil* conectado a um detector (osciloscópio ou um analisador de espectro) para receber o sinal induzido pela bobina medida, ambos posicionados próximos ao transdutor a ser medido.

Figura 36 – Diagrama demonstrando o método indireto de medida do fator de qualidade. Uma pequena bobina, chamada de *pick-up loop*, é ligada a um gerador de frequência de banda controlável (*sweep generator*) e utilizado para estimular o sinal na bobina (*probe*). Uma outra pequena bobina é utilizada para captar o sinal proveniente da bobina estimulado é ligada a um detector.

Fonte: Adaptado de MISPELTER; LUPU;BRIGUET. (24)

O Q é medido pela largura do sinal do detector na meia altura.

$$Q = \frac{\omega L}{R} = \frac{\omega_0}{\Delta\omega} \quad (59)$$

O método direto é o mais utilizado pela sua praticidade. Neste modo a bobina é ligada diretamente a um *network analyzer*, como na figura 37.

Figura 37 - Diagrama desmonstrando a medida do fator de qualidade pelo método direto. A saída de sinal da bobina é ligada direto no detector.

Fonte: MISPELTER; LUPU;BRIGUET. (24)

Neste caso o fator de qualidade é duas vezes a largura do sinal do detector na meia altura.

$$Q = \frac{\omega L}{R} = \frac{2\omega_0}{\Delta\omega} \quad (60)$$

Este fator de qualidade muda quando a bobina está carregada com uma amostra devido a perdas introduzidas por esta discutidas no capítulo anterior. Por isto é importante a medição de Q tanto vazia (Q_{unload}) quanto carregada por um *phantom* (Q_{load}) para calcular as perdas do dispositivo.

Para medir o funcionamento do amplificador e do circuito de desacoplamento utilizou-se uma fonte de tensão e corrente controláveis para gerar os sinais de alimentação do pré-amplificador e de desacoplamento, uma *pick-up coil* conectada ao gerador de varredura próximo à bobina para induzir o sinal na espira e a saída do sinal de RF é conectado ao osciloscópio, os sinais de controle. O procedimento é o mesmo que o método indireto para medir o fator de qualidade, porém, espera-se que o sinal seja tenho dois picos, ao invés de um. O desacoplamento está ideal se o vale do sinal está na frequência de ressonância. A medida da atenuação do desacoplamento é a intensidade do pico do sinal de ressonância medido pelo método indireto subtraído pela intensidade do sinal na mesma frequência ao ligar o desacoplamento. Um desacoplamento ativo é considerado bom se esta diferença é maior que 30 dB, para o desacoplamento via pré-amplificador, deve ser em torno de 15 dB. (43)

Figura 38 - Diagrama de sinal mostrando como é feito a medida de desacoplamento ativo e de pré-amplificador. O sinal pontilhado é o sinal da bobina sintonizado. O sinal escuro é da bobina com o circuito de desacoplamento ligado ou acoplada ao pré-amplificador de baixa impedância, ambos medidos pelo método indireto. Quanto maior o valor de d , melhor o desacoplamento.

Fonte: Adaptada de MISPELTER; LUPU;BRIGUET. (24)

A medida do desacoplamento geométrico utiliza-se também do método indireto, porém, neste caso, busca-se o inverso, que é sair da condição de dois picos, onde duas bobinas estão acopladas entre si, gerando indutância mútua e consequentemente a separação de sinal, para o posicionamento ideal, no qual o analisador de rede mostra um pico só, indicando que as duas bobinas estão desacopladas.

Figura 39 - Desenho demonstrando a condição de acoplamento geométrico (linha escura) e a condição buscada com o posicionamento ideal dos canais (linha pontilhada).

Fonte: Adaptada de ROEMER et al. (34)

Os equipamentos eletrônicos utilizados para o desenvolvimento das bobinas foram: o analisador de rede E5061A (Agilent Instruments) no modo carta de Smith e Log-Mag, um gerador de varredura (*sweeper generator*) da Morris Instrument modelo 810NV+ e um osciloscópio de alta frequência da LeCroy 610Zi com 2 G sample/s. A *pick-up loop* utilizada para realizar medições indiretas foi construída no próprio laboratório e tanto ela quanto o analisador de espectro podem ser vistos na figura 40.

Figura 40 - Foto mostrando bancada montada para medida indireta de fator de qualidade. Pode-se observar o analisador de rede com o pico de absorção na tela na frequência central de ressonância da bobina que está na bancada sendo medida pela *pick-up loop* na mão do operador.

Fonte: Elaborada pelo autor.

4.3 Bobina 1 canal 1 loop

O primeiro passo para o desenvolvimento dos transdutores foi a construção de uma bobina de superfície de um canal. O objetivo da construção desta bobina foi de, em um dispositivo mais simples de ser trabalhado e testado, desenvolver um modelo de circuito de sintonia e acoplamento balanceado, desacoplamento ativo e ainda testar os pré-amplificadores a serem utilizados no projeto. Complementarmente, o objetivo foi também de desenvolver um novo modelo de bobina para substituir o modelo atual utilizado para realizar imagens de semente. Este modelo, que pode ser visto na figura 41, é um transdutor (Tx/Rx) é do tipo sela cruzada (15) com formato cilíndrico e mede 40 mm de diâmetro e 75 mm de comprimento, também desenvolvido no laboratório CIERMag, mas otimizada para realizar imagens de cabeça de rato. Portanto, seu fator de preenchimento para semente é extremamente baixo.

Figura 41 - Bobina volumétrica do laboratório CIERMag utilizada para realizar imagens de crânio de ratos.

Fonte: Elaborada pelo autor.

As dimensões da bobina de superfície destinadas a esta fase do projeto foram de um loop de 17 mm de diâmetro feito com duas voltas de um fio de cobre de 1 mm de diâmetro. Este tamanho foi escolhido por apropriado a diversos tipos e tamanho de sementes estudadas no grupo (soja, amendoim, mamona e milho).

O L estimado, segundo a equação 37 foi $0,1 \mu\text{H}$, que tem o respectivo X_L igual a 61Ω , dentro do intervalo ótimo de trabalho (entre 20 e 200Ω). Para um Q de 150, estimou-se $C_p = 25 \text{ pF}$ e $C_m = 2,6 \text{ pF}$. Desta forma, foram selecionados conjunto de capacitores: $C_p = 22 \text{ pF}$ + capacitor variável ($2,7 - 10 \text{ pF}$), $C_s =$ capacitor variável ($2,7 - 10 \text{ pF}$).

Com os valores do conjunto de capacitores medidos, o layout final foi desenvolvido para um circuito balanceado com capacitores SMD. Foi adicionado também o circuito de desacoplamento ativo, o pré-amplificador e um resistor que atua como divisor de tensão para converter a tensão de 15V para 10V, necessário para converter a tensão de alimentação fornecida pelo equipamento para a tensão de alimentação nominal do pré-amplificador. Outros capacitores foram adicionados no circuito para funcionarem como filtro de corrente direta (DC) como forma de proteção elétrica.

Na figura 42 se encontra o diagrama do circuito e o layout desenvolvido para esta bobina.

Figura 42 - A esquerda, layout do circuito da bobina de 1 canal desenvolvida no projeto. As linhas vermelhas são trilhas na parte superior da placa e as azuis na parte inferior.

Fonte: Elaborada pelo autor.

C_t é formado pela associação dos capacitores de C1 a C5. C1 é o capacitor cuja capacitância varia de 3 a 10 pF em paralelo com a associação entre C2, C3, C4 e C5 de capacitores fixo de valor 22 pF, resultando numa capacitância equivalente balanceada de 22 pF. C_m é composto pela associação de C6 de valor 1,8 pF em paralelo com C7, capacitor variável de 1.2 a 3 pF. Após sintonizar em 85,24 MHz o fator de qualidade medido com a bobina vazia de forma indireta foi de 130. Valor próximo do buscado inicialmente, menor devido a perdas nos componentes e soldas no circuito. Já o valor para a bobina carregada com um *phantom* do tipo esférico de 10 mm de diâmetro cheio de uma solução aquosa de sulfato de cobre (CuSO_4) a 5 mM foi de 110. A principal fonte de perda da bobina é a sua resistência elétrica devido a proximidade dos valores dos Qs carregado e não carregado.

Tabela 4 - Resultado da medição do fator de qualidade (Q) da bobina de 1 canal carregada com amostra e sem carga.

Q_{load}	Q_{unload}
110	130

Fonte: Elaborada pelo autor.

O desacoplamento ativo foi testado em bancada com uma fonte de tensão e corrente controlável, após o sucesso do desacoplamento, medido em 40 dB de atenuação em 85,25 MHz, o pré-amplificador e o restante do circuito foi soldado à placa. Esta então foi associado a um protótipo construído para fazer a ligação entre a bobina e o conector D-SUB para conecta-la ao espectrômetro *Avance III*, finalizando assim a montagem do primeiro protótipo da bobina vista na figura a seguir.

Figura 43 - Foto da bobina de 1 canal utilizada para testes preliminares neste trabalho.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Graças a este primeiro protótipo foram definidos os componentes, as ligações necessárias e alguns requisitos no layout para realizar a conexão da bobina com o equipamento de imagens, que juntamente com o pré-amplificador formam a *pré-amp box*. Como o nome diz é uma caixa que contém os pré-amplificadores e ligam a bobina ao sistema de imagens.

Outro importante propósito desta primeira bobina foi a criação do arquivo de configuração do sistema para a utilização de uma bobina de superfície linear utilizando o adaptador de *phased-array* do Avance III. Descobriu-se que ele só permite dois tipos de configurações: 2 ou 4 canais. Isto é porque o Avance 3 possui somente 2 sinais independentes para controle de desacoplamento ativo e cada um destes sinais é dividido em duas saídas. Para testar a bobina em discussão com estas configurações, criou-se então uma configuração para 2 canais e utilizou-se somente um, sendo que, no outro canal adquiriu-se somente ruído.

Para validar a bobina como dispositivo para adquirir imagens de sementes, seu circuito balanceado de sintonia e acoplamento, desacoplamento ativo, os pré-amplificadores e o circuito protótipo para ligar a bobina ao sistema de imagens foram realizados os testes finais com imagens utilizando um phantom cilíndrico com 13 mm de diâmetro cheio solução de água com sulfato de cobre. A centralização da bobina com a amostra é vital para a recepção do sinal, por isso foi construído um suporte de isopor para posicionar tanto a bobina quanto a amostra.

A figura 44 mostra a imagem axial do cilindro e seus respectivos parâmetros obtidos pela sequência *Flash* (nome usado pela Bruker para a GRE), e uma imagem da ferramenta de análise de perfil de sinal da imagem nas direções da linha vermelha para o gráfico vermelho e azul para o gráfico azul feita pela ferramenta disponível no software *Paravision 5.1*.

Figura 44 - Imagem adquirida com a bobina de 1 canal e seu respectivo perfil de intensidade de sinal.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Como esperado, a sensibilidade é maior nas proximidades do fio da espira e o sinal possui um perfil simétrico.

Outra medida realizada foi a comparação das imagens de um mesmo *phantom* estruturado, que consiste de um cilindro de diâmetro 10 mm e comprimento 45 mm para se observar estrutura, utilizando duas bobinas diferentes, a desenvolvida neste projeto e uma sela-dupla volumétrica utilizada para obtenção de imagens de sementes e cabeça de rato. A imagem a seguir mostra as duas imagens utilizadas para comparar a RSR. Para se calcular as relações sinais ruídos, utilizou-se a ferramenta do Paravision 5.1 que indica média de sinal e desvio padrão do ruído em cada região de interesse (ROI) selecionada, indicadas também na figura. Todos os ROIs possuem $0,04 \text{ cm}^2$ de área e resultaram em RSR de 14,73 para a bobina volumétrica e 99,31 para a bobina de superfície, ou seja, a 6,7 vezes maior que a bobina volumétrica.

Figura 45 - Imagem de uma bucha de parafuso dentro de um recipiente cilíndrico cheio de água. A esquerda, adquirida com a bobina de superfície deste trabalho. A direita, imagem adquirida com a bobina volumétrica.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Com esta sensibilidade, foi possível realizar imagens de boa qualidade com resolução de $200 \times 200 \mu\text{m}$ com sementes de soja hidratada, observada na figura 46.

Figura 46 - Imagem de semente de soja seco adquirido com a bobina de superfície de 1 loop desenvolvida neste trabalho.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Apesar dos parâmetros não terem sido bem trabalhados para otimizar a imagem, visto que o objetivo foi validar parâmetros instrumentais para a construção da bobina multicanal, esta bobina se mostrou adequada para sementes.

Validado então o circuito balanceado de sintonia e acoplamento, desacoplamento ativo, os pré-amplificadores e o circuito protótipo para ligar a bobina ao sistema, partiu-se então para o desenvolvimento da *pré-amp box* com 4 canais, para após isto, construir então as bobinas multicanais.

4.4 Pré-amp Box

A principal função de uma pré-amp box é ser a interface entre a bobina multicanal e o espectrômetro, contendo assim os pré-amplificadores de baixo ruído e baixa impedância, proteções elétricas e conversões necessárias para o funcionamento da bobina. Como visto anteriormente, o conector utilizado é do tipo SUBD canais, que contém as 4 saídas de RF para transmitir o sinal de RMN amplificado e os sinais provenientes do espectrômetro *Avance III* para alimentação dos pré-amplificadores e os sinais de controle dos diodos pin. A pré-amp box deve possuir então um cabo que em uma das extremidades possui o conector macho SUBD e a outra conecta-se ao dispositivo. Neste caso, o cabo foi soldado na placa interna da pré-amp box que possui os seguintes circuitos:

- Ligação entre os terras da bobina, pré-amp box e sistema de imagens.
- 2 circuitos de controle de sinal dos diodos pins que limitam o sinal em 100 mA, valor nominal dos diodos pins MA4P7452F-1072T, em cada canal da bobina. Cada circuito é responsável por receber um sinal e distribuir o sinal em 2 canais com as devidas proteções elétricas, principalmente contra sinais de RF, feitos com indutores de alta *XL* (*chokes*).
- Conversão do sinal de alimentação DC enviado pelo Avance III de +15V para +10V, tensão de alimentação nominal dos pré-amplificadores WantCom WMA85A e distribuição para os respectivos componentes com proteções elétricas.
- 4 circuitos de amplificação utilizando WMA85A para os sinais de RF proveniente de cada canal da bobina com as devidas proteções elétricas, principalmente contra sinais do tipo DC, feitos com capacitores com baixo *XC*.

Após o primeiro protótipo feito para um canal, foi construído um circuito com o propósito de validar o layout para 4 canais em bancada.

Além dos pré-amplificadores WMA85A, foram utilizados capacitores de 2nF para filtrar sinais DC na saída do sinal amplificado, chokes construídos no laboratório de aproximadamente 5 uH para barrar sinais de RF na entrada do sinal de alimentação dos pré-amplificadores e dos sinais de controle dos diodos pins, estes com corrente limitadas a 100 mA por um conjunto de resistores em paralelo de resistência equivalente a 240 Ω . A

conversão da tensão de alimentação do pré-amplificador de +15V para +10V foi feita por um resistor em série de 150 Ω .

A figura 47 mostra a montagem da primeira versão da placa da pré-amp box, dividida em duas placas, dois canais em cada uma e ambas com plano de terra, teve o objetivo de miniaturizar o dispositivo. Porém, apesar dos resultados em bancada resultarem nas especificações dos sinais dentro dos requisitos, os testes de imagens mostraram grande acoplamento entre os canais, provavelmente devido à proximidade e tamanho dos indutores.

Figura 47 - Foto do primeiro circuito da pré-amp box desenvolvido no projeto.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Uma nova proposta de layout foi trabalhada e desta vez a placa de circuito impresso foi construída por uma empresa terceirizada, vista na figura 48. Os *chokes* caseiros foram substituídos por indutores de mesmo valores da indutância, porém do tipo SMD do tipo 0306 da empresa CoilCraft. Foram adicionados também um layout de circuitos LC na entrada dos pré-amplificadores, como opção para realizar o desacoplamento via baixa impedância. A transmissão dos sinais de controle dos diodos da pré-amp box para a bobina é feito via cabo de rede, portanto um conector RJ45 foi introduzido no dispositivo para tal conexão com o cabo. E por fim, para a recepção dos sinais de RF provenientes dos canais foram utilizados conectores MCX. A placa é do tipo *top* e *bottom*, ou seja, possui dois lados cobreados separados com fenolite e possui acabamento com níquel e máscara verde. A placa fica abrigada em uma caixa desenhada no software Inventor® e confeccionada via impressora 3D (figura 49).

Esta pré-amp box foi utilizada para todos os testes de imagens cujos resultados se encontram no próximo capítulo.

Figura 48 - Foto da placa de circuito da pré-amp box final.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 49 - Foto da pré-amp box fechada mostrando o cabo para conectar no Avance 3 e as conexões dos canais da bobina multicanal e seus sinais de controle via RJ45.

Fonte: Elaborada pelo autor.

4.5 Sampled Array

Como já citado, o objetivo de uma bobina *sampled array* é de realizar imagens de 4 amostras simultâneas, cada uma em um canal otimizando assim o fator de preenchimento e aumentando a velocidade dos experimentos por realizar imagens de quatro amostras

simultâneas ao invés de uma. No caso particular deste projeto, as amostras objetivas são sementes.

Validado o protótipo da bobina de um canal para realizar análise de sementes, o desenvolvimento da bobina de 4 canais foi iniciado de forma que cada um dos quatro canais corresponde a uma bobina de 1 canal descrita anteriormente. Feitos os 4 loops, o desenvolvimento partiu direto para a construção do layout, sendo que o esquemático da bobina multicanal equivale ao esquemático de 1 canal quadruplicado, ou seja, equivale ao esquemático da figura 42.

É importante que as amostras continuem na região homogênea do magneto, no caso, um volume esférico de 10 mm de diâmetro. Com este objetivo, as quatro espiras foram posicionadas no centro da placa de circuito impresso. Como mostra a figura do layout e da bobina montada a seguir:

Figura 50 - Layout (esquerda) e foto (direita) do protótipo da bobina *sampled array* desenvolvida utilizando bobinas de superfície.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Neste caso, não há desacoplamento geométrico, somente o método por pré-amplificador de baixa impedância desacopla os canais. Devido à placa ocupar uma área razoável dentro do magneto (100 x 100 mm), foi utilizado PCI flexível para facilitar o seu posicionamento. Os componentes utilizados foram os mesmos da bobina de 1 canal, inclusive nos seus valores. As medidas do fator de qualidade e os ajustes de sintonia e acoplamento em $50\ \Omega$ foram feitos independentemente, ou seja, para cada ajuste e medida, somente uma espira esta soldada na placa de circuito impresso. Na figura a 51 é possível ver a imagem capturada da tela do analisador de rede do sinal da medida do fator de qualidade pelo modo indireto do

canal 3 da bobina no modo Log-mag e a imagem no modo Carta de Smith, mostrando o acoplamento e a sintonia de cada canal. Ao utilizar três marcadores, um na frequência de ressonância (pico) e os outros dois 3 dB abaixo da intensidade do pico, é possível rapidamente calcular o Q, demonstrado na tabela a seguir.

Figura 51 - Imagem da tela do analisador de rede da medição de S11 no modo "log-mag" (esquerda) para medição do fator de qualidade e no modo carta de Smith (direita) para sintonia e acoplamento do canal 3 da bobina *sampled array* com 4 canais do tipo superfície.

Fonte: Elaborada pelo autor.

A tabela 5 expõe os valores medidos do Q para cada canal sintonizado em 85,2 MHz.

Tabela 5 - Fator de qualidade Q de cada canal da bobina multicanal dedicada a sementes

Canal	Q_{unload}
1	115
2	115
3	140
4	125

Fonte: Elaborada pelo autor.

A variação entre eles se deve ao layout dos canais serem diferentes entre si, além das próprias espiras, construídas a mão, também não serem idênticas.

Mesmo durante os testes de bancada e antes mesmo de medir o fator de qualidade para os canais carregados (Q_{load}), porém, foi possível identificar que somente o desacoplamento via pré-amplificadores não seria suficiente, pois o acoplamento mútuo entre os canais estava acima de 30 dB pela medida de S_{12} no analisador de rede. Além disto, a bobina se mostrou esteticamente ruim, tanto para fixar as sementes no centro de cada canal quanto para mantê-las na região homogênea do magneto. Foi então descontinuado o desenvolvimento deste modelo de bobina. Entretanto, ela teve sua importância para o projeto, pois graças ao aprendizado com o desenvolvimento desta, foi possível tomar as decisões quanto ao modelo final:

- Foi decidido construir uma placa para cada canal ao invés de fazer uma placa com os quatro canais, com o intuito de facilitar a fabricação, ajustes e medidas em bancada além de encontrar a melhor posição de cada canal.
- Foi desenhado um layout com trilhas mais grossas, diminuindo as resistências e consequentemente perdas elétricas, e adicionado um plano de terra nos dois lados das placas. O plano terra é essencial para se ter uma linha de transmissão que vai conduzir o sinal de forma eficiente, com poucas perdas, reflexões e radiações. Ele também vai ajudar a reduzir acoplamentos entre diferentes sinais da placa, e ajuda até mesmo na dissipação térmica dos componentes.
- Devido à dificuldade em encontrar o tamanho exato do cabo com o comprimento de um quarto de onda foi adicionado um circuito de *phase shifter* para fazer o ajuste fino do desacoplamento pelo método do pré-amplificador de baixa impedância. Este circuito, como descrito no capítulo 2, adianta a fase do sinal senoidal de radiofrequência. Deste modo, o cabo entre o pré-amplificador e a bobina, que deveria possuir comprimento menor que $\frac{1}{4}$ de onda, que equivale a uma fase de 90° , é menor, ou seja, a fase é menor que 90° , cabendo ao *phase shifter* a função de atingir a fase desejada.
- Por último, decidiu-se trocar o loop por um modelo solenoidal.

Paralelamente ao trabalho com a bobina de quatro canais descrita anteriormente, foi construído no laboratório CIERMag uma bobina de um canal do tipo transmissora e receptora (Tx/Rx) solenoidal otimizada para uma semente de soja e/ou milho que pode ser vista na foto a seguir.

Figura 52 - Bobina do tipo Tx/Rx utilizada para realizar imagens de semente de soja no CIERMag.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Devido aos excelentes resultados obtidos com este dispositivo, também demonstrados no capítulo seguinte, a bobina *sampled array* de quatro canais foi desenvolvida a partir de solenoides com as mesmas especificações deste modelo: cinco voltas de um fio de cobre de 1 mm de diâmetro formando um solenoide com 13 mm de comprimento e 13 mm de diâmetro, cujo XL medido foi de $40\ \Omega$.

O resultado final depois de diferentes tentativas e procedimentos de construção e layout, encontra-se nas imagens 53, onde podemos ver os quatro canais fixados em um dispositivo construído via prototipagem 3D.

Figura 53 - Versão final da bobina *sampled array* para realizar imagens de 4 sementes de soja em dois ângulos diferentes com os respectivos canais identificados.

Fonte: Elaborada pelo autor.

A posição escolhida dos canais garante que estes fiquem perpendiculares tanto ao campo principal B_0 quanto ao campo da bobina transmissora B_1 , a uma distância razoável entre si para diminuir o acoplamento entre os canais sem sair da região homogênea de B_0 e B_1 . Também permite a colocação de amostra dentro do solenoide pela lateral sem dificuldade.

Cada canal foi analisado separadamente na bancada, sendo ajustado e medido: sintonia, acoplamento em $50\ \Omega$, o fator de qualidade com a bobina sem amostra (Q_{unload}), e o fator de qualidade com amostra (Q_{load}), a razão $Q_{\text{load}}/Q_{\text{unload}}$, desacoplamento ativo, desacoplamento via pré-amplificador de baixa impedância e o ajuste do comprimento do cabo ($1/4$ de onda). Os resultados se encontram a seguir:

Tabela 6 - Fator de qualidade com e sem carga dos quatro canais solenoidais da bobina *sampled array*.

Canal	Q_{load}	Q_{unload}
1	91	95
2	86	89
3	86	90
4	72	78

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 7 - Desacoplamentos dos quatro canais solenoidais da bobina *sampled array*.

Canal	Desacoplamento Ativo (dB)	Desacoplamento via pré-amp (dB)
1	-73	19
2	-75	18
3	-73	15
4	-71	18

Fonte: Elaborada pelo autor.

Na figura 54 é possível visualizar a imagem da tela do *network analyzer* no qual podemos visualizar os espectros de sinais do canal 3 obtidos pelo método indireto (utilizando um par de *pick-up coil* desacoplados entre si) (43) para as seguintes medidas: sintonia (amarelo), desacoplamento ativo (rosa) e desacoplamento via pré-amplificador (azul).

Figura 54 - Imagem da tela do analisador de redes com os sinais da bobina sintonizada para medir o fator de qualidade (amarelo), o desacoplamento ativo (rosa) e o desacoplamento via pré-amplificador de baixa impedância (azul) do canal 3 da tabela 6 e 7.

Fonte: Elaborada pelo autor.

4.6 Phased Array

O objetivo da bobina *phased-array* de quatro canais desenvolvida neste projeto é a utilização dos métodos de aquisição paralela SENSE e/ou GRAPPA para realizar imagens de anatomia de cabeça de ratos. Ao mesmo tempo, este desenvolvimento valida o método de construção que utilize circuito impresso flexível tanto a espira quanto o circuito da bobina. Ou seja, a bobina toda é construída como uma circuito impresso (PCI) cobreada nos dois lados (*top* e *bottom*) com espessura de 35 μm separados por uma camada de fenolite de 80 μm . Neste processo, a construção de novas bobinas é acelerada, visto que basta desenhar a bobina em algum software de desenvolvimento de circuito.

O esquemático do circuito balanceado de sintonia, casamento de impedância, desacoplamento ativo e via pré-amplificador é o mesmo já validado nas bobinas anteriores, representado na figura 20 e o layout foi adaptado para a placa de circuito impresso flexível com 4 canais. Para adaptar melhor a espira à anatomia da cabeça do rato desde o focinho até o pescoço, foi construída uma bobina alongada poligonal com 12 x 30 mm de acordo com a figura abaixo com trilha de 1 mm de largura e espessura de 35 μm :

Figura 55 - Demonstrando a geometria e dimensões da bobina de superfície utilizada como canal da bobina *phased array*.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Utilizando a fórmula para calcular o diâmetro equivalente (d_e) de um indutor retangular: (42)

$$d_e = \frac{\pi}{2} \left(\frac{1}{a^2} + \frac{1}{b^2} \right)^{-1/2} \quad (60)$$

onde a e b são largura e comprimento do retângulo.

Foi calculado o diâmetro equivalente da trilha da PCI para um fio e da espira e assim, estimado a indutância desta espira e consequentemente a reatância indutiva XL , resultando em 36 Ω , que está na região ótima de trabalho para RMN entre 20 e 200 Ω .

Estimou-se um valor teórico de Q de 200, já prevendo que o fator de qualidade real seja bem mais baixo que o teórico devido a camada de cobre na PCI ser fina. Utilizou-se este valor para calcular as capacitâncias de sintonia assim como um Z de 50 Ω . Com isto, chegou-se nos valores de C_M e C_T de 3 pF e 50 pF respectivamente. Para a primeira montagem do

circuito balanceado de cada canal, foram utilizados um capacitor variável de 3 a 10 pF associado com capacitores de 47 pF para C_T e um capacitor variável de 3 a 10 pF para C_M .

Antes de projetar o layout da bobina com os quatro canais, encontrou-se a posição ótima de desacoplamento geométrico. Isto foi feito de forma empírica utilizando um conjunto de duas bobinas simples, sintonizado em 85,24 MHz e o método indireto de medida do fator de qualidade. A distância de centro a centro medida para o desacoplamento ótimo foi de 10,8 mm, distância na qual não foi mais observado no analisador de espectro o *split* do sinal, como pode ser observado na figura a seguir.

Figura 56 - Esquerda: conjunto utilizado para medir o desacoplamento geométrico entre dois canais da bobina *phased array*. Centro: Sinal do “canal” 1 do conjunto na posição de desacoplamento ótimo. Direita: Sinal do “canal” 1 antes de encontrar a posição de desacoplamento.

Fonte: Elaborada pelo autor.

A partir do esquemático descrito, da posição de desacoplamento geométrico entre os canais, foi desenvolvido então o layout deste arranjo, que pode ser visto na figura 57. Nele, observa-se que os canais vizinhos entre si não se encontram do mesmo lado da bobina, ou seja, da esquerda para a direita, o canal 1 está do lado *bottom*, o 2 no *top*, o 3 no *bottom* e o 4 no *top*. Deste modo, a bobina de um canal não superpõe a outra, garantindo o formato da bobina.

Figura 57 - Layout da bobina phased array de 4 canais gerada no software Eagle®.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Durante o processo de sintonia e acoplamento dos canais, foi observado a necessidade de substituir os capacitores de 47 pF por de 56 pF dos canais 1 e 4 para estes que os canais das extremidades atingissem a frequência de 85,24 MHz em 50 Ω . Como o layout de cada canal é diferente um do outro e consequentemente o comprimento das trilhas também, a indutância do circuito como um todo difere e isto influencia não só nos valores dos capacitores utilizados como também nos valores dos indutores para realizar o desacoplamento ativo (vide circuito figura 23). Para realizar a primeira sintonia, casamento de impedância em 50 Ω e ajuste do desacoplamento ativo, a trilha das bobinas dos canais que não estavam sendo sintonizados era cortada para que não houvesse condução de corrente e estivessem “desligadas”, garantindo o não acoplamento. Após o primeiro ajuste, era utilizado o próprio desacoplamento ativo de cada canal. Para cada canal que eram realizadas as análises e ajustes finos, os outros 3 canais eram mantidos desacoplados via desacoplamento ativo. As análises realizadas foram: sintonia, acoplamento em 50 Ω , o fator de qualidade com a bobina sem amostra (Q_{unload}), e o fator de qualidade com amostra (Q_{load}), desacoplamento geométrica e desacoplamento ativo, desacoplamento via pré-amplificador de baixa impedância e o ajuste do comprimento do cabo ($\frac{1}{4}$ de onda) via *phase shifter*. Os resultados se encontram depois da foto 58, que mostra como ficou a versão final deste dispositivo após todo o processo de melhoria construtiva e ajustes. Foram construídas 4 versões antes de se atingir esta versão.

As medidas estão ilustradas nas figuras 59 e 60 que mostram, respectivamente, as telas do analisador de rede para medida dos desacoplamentos e sintonia do canal 4.

Figura 58 - Foto da versão final da bobina phased array de 4 canais.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 8 - Resultado das medidas do fator de qualidade Q de cada canal da bobina multicanal *phased-array* flexível

Canal	Q_{load}	Q_{unload}
1	72	78
2	79	85
3	80	115
4	86	125

Fonte: Elaborada pelo autor.

O baixo valor medido do Q pode ser explicado pela alta resistência introduzida pelo skin effect na trilha fina utilizada para construir a bobina, porém, espera-se que a proximidade com a amostra compense esta perda.

Tabela 9 - Resultados das medidas de desacoplamento de cada canal da bobina *phased array* flexível de 4 canais.

Canal	Desacoplamento Ativo (dB)	Desacoplamento via pré-amp (dB)
1	44	19
2	47	15
3	56	15
4	50	23

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 59 - Tela do analisador de rede com os sinais do canal 4 da bobina phased array sintonizado para medir o fator de qualidade (amarelo), o desacoplamento ativo (rosa) e o desacoplamento via pré-amplificador de baixa impedância (azul).

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 60 - Tela do analisador de rede no modo S11 formato carta de Smith para ajuste de sintonia e acoplamento de impedância do canal 4 da bobina phased array. Todos os canais foram ajustados através desta medida, na qual o canal era conectado ao analisador de rede neste modo e o marcador, em 85,2 MHz era ajustado no centro da carta, onde o acoplamento é de 50 Ω .

Fonte: Elaborada pelo autor.

5 RESULTADOS

Após o desenvolvimento e caracterização das bobinas *phased array* e *sampled array*, estas foram submetidas a uma série de experimentos no equipamento de imagens via ressonância magnética (IRM) com o espectrômetro AVANCE III para medir suas respectivas especificações e desempenho para aquisição de imagens. Os resultados estão compilados neste capítulo para cada uma das bobinas.

Em ambos os casos foram medidos a relação sinal ruído, o fator mais importante para uma bobina de recepção, e comparados com bobinas anteriormente utilizadas no laboratório para tal finalidade. Os respectivos mapas de acoplamento entre os canais também foram medidos e discutidos assim como o tempo do experimento ao utilizar múltiplos canais e apenas um canal.

5.1 *Sampled Array*

Neste tópico são apresentados os resultados das análises da bobina *sampled array* realizadas no equipamento de IRM e as respectivas imagens adquiridas com o dispositivo.

5.1.1 Imagens de phantom

Como forma de medir a eficiência da bobina receptora *sampled array* de 4 canais independentes e realizar comparações de performance, foram realizadas diferentes imagens utilizando como amostra um tubo do tipo Eppendorf (figura a seguir) de 1,5 ml preenchido com solução aquosa sulfato de cobre CuSO_4 e 5 mM. A bobina transmissora utilizada, como em todos os experimentos com bobinas multicanais deste capítulo, foi a *birdcage* com 8 condutores linearmente polarizados de propriedade do CIERMag.

Figura 61 - Tubo do tipo Eppendorf utilizado como phantom da bobina *sampled array*.

Fonte: Elaborada pelo autor.

As imagens foram adquiridas com os seguintes parâmetros:

Tabela 10 - Parâmetros utilizados para aquisição de imagem de *phantom* com a bobina *sampled array* solenoidal de 4 canais.

Parâmetro	Valor
Sequência	FLASH_BAS
TR	300 ms
TE	7.2 ms
Número de slices	16
Espessura do slice	1 mm
Distância entre os slices	1 mm
Orientação do slice	Axial
Direção de leitura	L-R
Inclinação	0°
FOV	8 cm
Matriz	256x256 (0,0312x0,0312 cm/pixel)
Ângulo de flip	30°
Médias	1
Tempo de aquisição	1m16s518ms

Fonte: Elaborada pelo autor.

Estas imagens foram também comparadas com imagens adquiridas pela bobina volumétrica da figura 52 que atua como transmissora e receptora. Esta bobina, como descrita no capítulo 3, foi desenvolvida paralelamente a este trabalho como forma de aprimorar as imagens de sementes realizadas no laboratório CIERMag. Além disto, ela possui as mesmas dimensões de cada canal da bobina *sampled array*, por isto ela é a referência deste estudo em particular.

Tabela 11 - Parâmetros utilizados para aquisição de imagem de *phantom* com a bobina volumétrica tx/rx com dimensões equivalentes a um canal da bobina *sample array*.

Parâmetro	Valor
Sequência	FLASH_BAS
TR	100 ms
TE	7 ms
Número de slices	3
Espessura do slice	2 mm
Distância entre os slices	4 mm
Orientação do slice	Axial
Direção de leitura	L-R
Inclinação	0°
FOV	5 cm
Matriz	128x128 (0,0391x0,0391 cm/pixel)
Ângulo de flip	30°
Médias	1
Tempo de aquisição	12,8 s

Fonte: Elaborada pelo autor.

A seguir, encontra-se o conjunto de imagens adquiridas as quais foram utilizadas para calcular-se a RSR com uma ROI circular de $0,2 \text{ cm}^2$. Na figura 62 temos a imagem da bobina de um canal e da *sampled array* com 4 canais. Na figura 63 temos as imagens do tipo *shuffled*, na qual a imagem de cada canal é reconstruída individualmente.

Figura 62 - A esquerda, imagem de *phantom* Eppendorf com a bobina tx/rx dedicada a sementes desenvolvida no CIERMag. A direita, imagem obtida com a bobina sampled array de 4 canais com reconstrução SOS. Os ruídos desta imagem foram causados por outro experimento de RMN em andamento nas proximidades do laboratório.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 63 - Imagens de *phantom* obtidas com a bobina *sampled array* de 4 canais. Canais 3,4,1 e24 no sentido da esquerda para a direita de cima para baixo.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 12 - Resultados das medidas de relação sinal ruído de cada canal da bobina *sampled array* e da bobina transmissora/receptora.

Bobina	RSR	RSR em relação a 1 canal
Canal 1 da bobina multicanal	57	1,54
Canal 2 da bobina multicanal	65	1,76
Canal 3 da bobina multicanal	70	1,89
Canal 4 da bobina multicanal	63	1,70

Fonte: Elaborada pelo autor.

Os resultados da tabela anterior mostram que a equivalência entre os canais em RSR, com uma variação máxima de 11% entre os canais 3 e 4. Se calcularmos o tempo que cada

experimento levou para realizar imagem de casa *slice*, considerando que a resolução física de cada uma é a mesma, observamos que a *sampled array* tem uma taxa de 4,8s por *slice* e a tx/rx 4,3s. Não podemos comparar a SNR entre a bobina de 1 canal com a de 4 canais neste contexto devido a diferença entre os parâmetros das sequências, mas podemos dizer que a bobina foi bem sucedida em acelerar o experimento de múltiplas amostras, já que realizou imagens de 4 amostras simultâneas ao invés de uma. Outra observação a ser feita nas imagens isoladas de cada canal é que os sinais dos outros canais estão presentes nas imagens de cada canal isolado. Neste caso, o acoplamento entre os canais é acentuado pelo tamanho das amostras. Como os *phantoms* são preenchidos com uma solução condutora ($\text{CuSO}_4 + \text{NaCl}$) e estão muito próximas uma da outra, o acoplamento entre os canais é facilitado devido as correntes induzidas na amostra excitada. Para amostras menores, como soja, é esperado um acoplamento menor, sendo este influenciado apenas pela bobina de canal.

5.1.2 Imagens de sementes de soja

Para testar o método proposto em um experimento prático, foram realizadas imagens utilizando sementes de soja tanto na bobina atualmente utilizada como no dispositivo desenvolvido neste projeto com os parâmetros a seguir.

Tabela 13 - Parâmetros utilizados para aquisição de imagem de sementes de soja seca com a bobina sampled array solenoidal de 4 canais.

Parâmetro	Valor
Sequência	FLASH_BAS
TR	500 ms
TE	5,5 ms
Número de slices	5
Espessura do slice	1 mm
Distância entre os slices	1 mm
Orientação do slice	Axial
Direção de leitura	L-R
Inclinação	-0,9°
FOV	5 cm
Matriz	256x256 (0,0195x0,0195 cm/pixel)
Ângulo de flip	30°
Médias	5
Tempo de aquisição	10m40s

Fonte: Elaborada pelo autor.

A seguir, encontram-se as imagens realizadas no equipamento de ressonância magnética do CIERMag utilizando sementes de soja e a bobina multicanal desenvolvida neste trabalho. A figura mostra as imagens de cada canal isolado seguido da reconstrução SOS.

Figura 64 - Imagem de semente de soja utilizando bobinas sampled array de quatro canais. Da esquerda para a direita de cima para baixo, canais 1, 2, 3, 4.

Fonte: Elaborada pelo autor

Figura 65 - Imagem obtida com a bobina sampled array de quatro canais do tipo solenoidal e o zoom de uma das amostras. A imagem com zoom, obtida juntamente com imagens de outras três sementes, possui mesma resolução que a imagem de um canal. Ou seja, a bobina foi capaz de realizar imagens de 4 sementes ao invés de uma mantendo a mesma resolução.

Fonte: Elaborada pelo autor.

A seguir, encontra-se a imagem realizada no equipamento de ressonância magnética do CIERMag utilizando sementes de soja na bobina solenoidal transmissora e receptora de um canal. O número de *slice* foi reduzido de 15 para 5 por economia de tempo, visto que as imagens de soja são encontradas somente nos 5 *slices* medianos dos 15 realizados no experimento anterior.

Figura 66 - Imagem de soja obtida com a bobina de um canal do tipo Tx/Rx.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Os resultados mostram a eficiência do método proposto para realizar experimentos com 4 sementes diferentes, acelerando assim experimentos que requerem análises de diversas amostras com parâmetros de ótima qualidade. Um exemplo já da aplicação deste método foi a realização de imagens de 60 sementes para se investigar a relação destas imagens com os respectivos potenciais fisiológicos para germinação. O experimento que demoraria 60 horas foi reduzido para 15 horas.

5.1.3 Matriz de Correlação de ruído

Conforme mencionado no capítulo anterior, é muito importante que os canais estejam desacoplados entre si. Além das medidas de bancada apresentadas, mostrando o sinal desacoplado no analisador de rede, a matriz de correlação de ruído (44) foi utilizada para avaliar o acoplamento dos canais e também a combinação de elementos de matriz de soma de quadrados de covariância de ruído. Este resultado foi obtido utilizando um algoritmo escrito em Matlab © (MathWorks Inc., Natick, MA, EUA). A matriz de covariância de ruído $\Psi_{i,j} = \langle n_i \cdot n_j^* \rangle$ foi calculada a partir das variâncias de ruído complexas, n_i e n_j dos canais i -th e j -th coil obtidos a partir de uma imagem com atenuação máxima do sinal de excitação de RF, ou seja, uma imagem de ruído. A matriz de correlação de ruído entre os canais de recepção é calcula a partir de:

$$\Psi_{ij}^{corr} = \Psi_{ij}(\Psi_{ii}\Psi_{jj})^{-1/2} \quad (61)$$

Em termos práticos, o resultado mostra o quanto cada canal está desacoplado em relação a cada um dos outros canais observando o quanto um canal está inserindo de ruído em outro canal. O resultado disto é uma matriz em que cada índice representa um canal e cada elemento da matriz um valor entre 0 e 1 que indica a interferência de ruído de um canal ao outro, ou seja, o acoplamento entre os canais. Quanto mais próximo de zero, menor o acoplamento e quanto mais próximo de 1, maior o acoplamento. Por exemplo, para uma bobina de 4 canais, a matriz de acoplamento será do tipo 4x4. O elemento de índice 2,3 representa o acoplamento entre os canais 2 e 3, que é igual ao elemento 3,2. O que é congruente com o resultado das imagens anteriores.

A seguir, encontra-se a matriz de correlação da bobina *sampled array* deste projeto.

Figura 67 – Matriz de correlação entre os canais da bobina sampled array de quatro canais solenoidais.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Observamos que os canais estão muito bem desacoplados exceto pelo canal 4 em relação ao canal 2 e 3 que possuem índice de correlação em torno de 0,4, ainda considera um valor razoável para a aplicação. Apesar de todos os canais estarem ajustados para um desacoplamento via pré-amplificador em torno de 15 dB, estes canais solenoidais possuem um alto fator de qualidade, o que facilita o acoplamento mútuo. Devido ao posicionamento dos canais 2 e 3 em relação ao canal 4, acredita-se que eles estejam com o acoplamento geométrico muito forte, causando o valor mais elevado entre eles na matriz de correlação. Observe na foto da figura 68, repetida a seguir para melhor entendimento, que o canal 1 não se encontra na mesma direção perpendicular que os canais 2 e 3, portanto ele está mais desacoplado em relação aos outros canais, mas o 4 encontra-se na mesma direção, facilitando o acoplamento.

Conclui-se então que o ideal é que o suporte (azul) seja construído agora de forma que trave cada bobina na posição ideal, mantendo os canais em diferentes alinhamentos para melhorar o desacoplamento entre eles.

Figura 68 - Fotos de diferentes ângulos da versão final da bobina *sampled array* de quatro canais solenoidais

Fonte: Elaborada pelo autor.

5.2 Phased Array

Neste tópico são apresentados os resultados das análises da bobina *phased array* realizadas no equipamento de IRM e as respectivas imagens adquiridas com o dispositivo.

5.2.1 Imagens em Phantom e Relação sinal ruído (RSR)

Como forma de medir a eficiência da bobina receptora *phased array* de 4 canais e realizar comparações de performance, foram realizadas diferentes imagens utilizando *phantom* cilíndrico de 15 mm de diâmetro e 35 mm de altura cheio de solução de aquosa com CuSO_4 5 mM como amostra. Primeiramente utilizou-se a bobina volumétrica da figura 41 pois esta bobina é utilizada para realizar imagens de cabeça de rato no laboratório CIERMag, sendo assim referência deste estudo. Posteriormente utilizamos a bobina birdcage-8 como transmissora e a bobina *phased array* como receptora. A seguir encontram-se os parâmetros dos experimentos executados e as respectivas imagens obtidas.

Tabela 14 - Parâmetros de aquisição de imagem do phantom utilizando a bobina volumétrica de rato como transmissora/receptora.

Parâmetro	Valor
Sequência	FLASH_BAS
TR	100 ms
TE	7,2 ms
Número de slices	13
Espessura do slice	1 mm
Distância entre os slices	2 mm
Orientação do slice	Axial
Direção de leitura	L-R
Inclinação	-0,9°
FOV	6 cm x 6 cm
Matriz	256x256 (0,0234x0,0234 cm/pixel)
Ângulo de flip	30°
Médias	4
Tempo de aquisição	3m49s

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 69 - Imagem de *phantom* utilizando a bobina volumétrica.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 15 - Parâmetros de aquisição de imagem de *phantom* utilizando a bobina *phased array* de quatro canais.

Parâmetro	Valor
Sequência	FLASH_BAS
TR	100 ms
TE	5,2 ms
Número de slices	5
Espessura do slice	1 mm
Distância entre os slices	2 mm
Orientação do slice	Axial
Direção de leitura	L-R
Inclinação	13°
FOV	6 cm x 3 cm
Matriz	256x128 (0,0234x0,0234 cm/pixel)
Ângulo de flip	30°
Médias	4
Tempo de aquisição	51s200ms

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 70 - Imagens de *phantom* do tipo *Sum of Square* (SOS) utilizando a bobina *phased array* de quatro canais.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 71 - Imagens do *phantom* cilíndrico adquiridos com bobina *phased array* (esquerda) e bobina volumétrica (direita) e as regiões de interesse (ROI) de $0,02 \text{ cm}^2$ para medições de RSR a região equivalente ao córtex de um rato.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 16 - Resultados das medidas de relação sinal ruído comparativas.

Bobina	RSR
Imagem de phantom da bobina volumétrica.	13,25
Imagem de <i>phantom</i> da bobina <i>phased array sum of square</i> .	48,28

Fonte: Elaborada pelo autor.

Na região mais próxima da bobina, onde estaria a região do córtex do rato, cujo é o propósito deste tipo de bobina, a relação sinal ruído foi 3,6 vezes maior.

A seguir, apresentamos as imagens de cada canal separadamente do experimento anterior.

Figura 72 - Imagens de *phantom* de cada canal utilizando a bobina *phased array* de quatro canais. Da esquerda para a direita de cima para baixo: canal 1, 2, 3 e 4

Fonte: Elaborada pelo autor.

Com as imagens acima é possível calcular a variação da intensidade do sinal da bobina na direção se afastando da bobina, que está posicionada na parte inferior das imagens. Espera-se que a intensidade do sinal diminua no sentido em que se aumenta a distância do sensor. Também espera-se que a intensidade máxima de cada sensor tenha valores aproximados. Esta análise foi realizada através do software livre ImageJ.

Figura 73 - Perfis individuais de intensidade de cada canal da bobina *phased array*. Da esquerda para a direita de cima para baixo: canais 4, 3, 2 e 1.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 74 - Referências de medição dos perfis para cada canal da figura anterior. Da esquerda para a direita de cima para baixo: canais 4, 3, 2 e 1.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 75 - Perfil de intensidade na direção dos canais da bobina phased array e sua referência de medição na imagem. Da esquerda para direita: 1,2, 3 e 4.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Como esperado, os resultados mostram que a bobina é mais apropriada para imagens de córtex, região que ficará mais próxima da bobina onde terá maior relação sinal ruído.

A não identidade nas intensidades dos canais é causada tanto pelo não perfeito posicionado do *phantom* quanto pela diferente sensibilidade de cada canal. O posicionamento deixou o *phantom* levemente inclinado nesta versão, mas isto pode ser corrigido por um design de produto, quando a bobina será acoplada em um suporte para realizar as imagens de

anatomia de cabeça de rato. Porém, isto já parte de um projeto futuro, assim como a melhoria da sensibilidade dos canais 1 e 2. Este resultado está condizente com a tabela 8 do capítulo 4, que mostra uma menor sensibilidade dos canais 1 e 2 em relação ao 3 e 4, sendo este último a maior. Parte disto é devido ao diferente layout de cada canal, que, com suas trilhas de diferentes tamanhos mudam a indutância da bobina. De qualquer forma, a diferença é pequena o suficiente para a bobina ser considerada validada e realizar aquisições paralelas, como descrito a seguir.

Como teste final de imagens com *phantom*, realizou-se imagens com aquisição paralela do tipo GRAPPA, método utilizado no Paravision 5.1. Foi escolhido a direção coronal por ser um plano paralelo à bobina e a direção de fase foi escolhida na direção sentido em que a distância de cada pixel da imagem à bobina é o mesmo, ou seja, a imagem deve ser homogênea neste plano. Neste caso, ao invés do método FLASH, utilizamos o método RARE_8 (um sequência de pulso do tipo *Spin Echo*). O método FLASH foi utilizado pela maior velocidade de aquisição de imagens, porém, o mais utilizado para realização de imagens de ratos no laboratório CIERMag é o RARE_8, por isto, neste experimento ele foi o utilizado, já que o objetivo é aumentar a velocidade dos experimentos de ratos.

A seguir apresentamos os parâmetros utilizados e uma imagem sem aceleração (aceleração 1) e com aceleração 3. As imagens com parâmetro 4 ficaram extremamente ruidosas, sendo inviáveis para utilização em experimentos. A de aceleração 3 foi a máxima de qualidade considerável obtida.

Tabela 17 - Parâmetros de aquisição paralela de imagens do tipo GRAPPA de phantom utilizando a bobina *phased array* de 4 canais.

Parâmetro	Valor
Sequência	RARE_8
TR	5000 ms
TE	56 ms
Echo train	8
Número de slices	3
Espessura do slice	2 mm
Distância entre os slices	4 mm
Orientação do slice	Coronal
Direção de leitura	H-F
Inclinação	0,0°
FOV	8,52 m
Matriz	256x256 (0,0333x0,0298 cm/pixel)
Ângulo de flip	90°
Médias	1
Tempo de aquisição	2m40s vs 48s

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 76 - Imagens de phantom sem aceleração (esquerda) e com aceleração 3 (direita) utilizando a bobina *phased array* de quatro canais e reconstrução GRAPPA. A RSR da imagem sem aceleração foi de 114, 14% maior que a acelerada (RSR = 100).

Fonte: Elaborada pelo autor.

Os resultados mostram que a bobina desenvolvida produz imagens de alta qualidade em um tempo de aquisição menor ao utilizar o método GRAPPA com aceleração 3 (3,3 vezes mais rápido).

5.2.2 Matriz de correlação

Seguindo as mesmas análises realizadas na bobina *sampled array*, primeiramente medimos a matriz de correlação da bobina *sampled array* com quatro canais independentes, observado a seguir.

Na figura 77 encontra-se a matriz de correlação de ruídos da bobina *phased array* de quatro canais.

Figura 77 – Matriz de correlação entre os canais da bobina *phased array* de 4 canais.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Observamos que os canais estão muito bem desacoplados exceto pelo canal 2 em relação ao canal 3 que possuem índice de correlação em torno de 0,4, ainda considerado um valor razoável para a aplicação. Este resultado é compatível com a tabela 9 do capítulo 4, onde mostra que o canal 2 e 3 são os canais com menores desacoplamentos via pré-amplificadores. Isto também pode ser corrigido com melhorias no layout, que faz parte da continuidade do projeto. No entanto, os resultados mostram a eficiência do método proposto para construir uma bobina *phased array*. Pois a partir de um conjunto totalmente construído do tipo PCI (placa de circuito impresso), foi construída uma bobina multicanal com o comportamento esperado para tal e parâmetros de ótima qualidade.

6 CONCLUSÕES

Este trabalho possui dois objetivos principais. Um foi o de desenvolver os arranjos de bobinas *phased array* compatíveis com métodos de aquisição paralela para uso no laboratório CIERMag, IFSC – USP através do uso de placas de circuito impresso flexíveis e um segundo de desenvolver ressoadores multicanais para a aquisição simultânea de múltiplas imagens independentes de forma que cada canal do ressoador capture o sinal independentemente de sua respectiva amostra, o que chamamos de *sampled array*.

Considerando os resultados dos capítulos 3 e 4, podemos afirmar que o método de construção utilizando placas de circuito impresso pode ser aplicado para a construção de bobinas, inclusive multicanal do tipo *phased array*. Apesar de aberta a melhorias, a bobina desenvolvida neste trabalho obteve bons resultados de relação sinal ruído e de imagens de *phantom* proveniente de aquisições paralelas do tipo GRAPPA, inclusive com aceleração 3. Com este método, pode-se construir bobinas com diferentes geometrias, bastando projetá-la no software em que está se construindo o layout. Pode-se ainda construir bobinas de forma mais rápida, sendo a bobina parte do circuito como um todo.

A pré-amp box foi desenvolvida e validada neste trabalho de forma que ela possa ser utilizada por outras bobinas no Bruker BioSpin, sejam estas bobinas multicanais (até 4) ou não. Sendo assim, a partir deste trabalho, o laboratório CIERMag possui ferramentas para realizar imagens multicanais tanto com as bobinas descritas, ou ainda desenvolver novas bobinas *phased* ou *sampled array* dedicadas a cada experimento e/ou amostra a ser imageada.

O método *sampled array* se mostrou extremamente eficaz para redução de tempo para realização de imagens de alta qualidade de experimentos de diversas amostras. Neste trabalho em específico, houve melhorias consideráveis na qualidade das imagens de cada semente de soja comparando-se com a bobina de um só canal além de redução de tempo de mais de 4 vezes considerando o alto número de amostras a serem analisadas. Uma potencial continuidade deste estudo, além do desenvolvimento de bobinas dedicadas a imagens de outros tipos de amostras, é a investigação para aplicação em métodos de análises através de relaxometria e/ou espectroscopia. Tais métodos poderiam ser aplicados para análise de qualidade de fármacos, alimentos dentre outros que são realizados com espectroscopia ou relaxometria, porém, uma amostra de cada vez.

A pré-amp box está passível de ser transferida para empresa que tenha interesse em comercializá-la e assim gerar royalties para a universidade. O mesmo pode ser feito com as

bobinas *phased* e *sampled array*, após as melhorias da *phased* e um trabalho de design de produtos em ambas.

7 PERSPECTIVAS FUTURAS

Os bons resultados deste projeto sugerem sua continuidade em diferentes aspectos em relação a melhorias e novos desenvolvimentos. Além disso, o perfil empreendedor do autor tende que tais protótipos sejam patenteados e transformados em produtos comerciais. Por isso, as principais perspectivas são:

- Pré-amp box com layout e design modificados para melhor estabilidade e resistência para que possa ser utilizado por qualquer usuário do laboratório e possivelmente ser comercializada para uso em outros equipamentos similares instalados ao redor do mundo.
- Para a bobina de quatro canais *phased-array* a perspectiva é que o dispositivo desenvolvido neste projeto seja acoplado a uma estrutura mecânica desenvolvida especialmente para que a bobina seja posicionada adequadamente na cabeça do rato, como um tipo de capacete. Isto dará estabilidade mecânica e segurança para o uso da bobina, permitindo testes *in-vivo* e posteriormente que esta bobina seja patenteada e se transforme em um produto comercial.
- Em relação à bobina *sampled-array*, a perspectiva é de que seja escrito um artigo científico descrevendo seu desenvolvimento e vantagens de utilização. Sua aplicação permite um novo ramo de utilização, sendo útil para diversas pesquisas. Esperamos que diferentes artigos sejam publicados a partir de seu uso, principalmente com sementes, devido à parceria entre o CIERMag e a ESALQ.
- Novas bobinas do tipo *sampled-array* devem ser desenvolvidas para diferentes aplicações e geometrias, cabendo à demanda de pesquisa em diferentes tipos de amostras estes novos desenvolvimentos. Não sendo limitado a este equipamento, isto é, podem ser desenvolvidas bobinas *phased-array* para diferentes Tomógrafos de Ressonância Magnética e estudar seu desempenho em diferentes campos.
- Uma outra perspectiva em relação à bobina tipo *sampled array* é de melhorar o desacoplamento entre os canais a ponto de realizar espectroscopia de diferentes amostras simultaneamente. Este é um grande desafio, pois o desacoplamento deve ser alto o suficiente para que o sinal de uma amostra não interfira no espectro de outra, atrapalhando assim a análise deste.

- Durante o desenvolvimento do projeto, com os conhecimentos adquiridos em RMN, o autor aperfeiçoou uma empresa de desenvolvimento, fabricação e comercialização de produtos que utilizam RMN, a Fine Instrument Technology (FIT). Seu principal produto hoje é um equipamento que realiza análises físicas e químicas através de sinais de RMN no domínio do tempo. Este empreendimento não se limita a isto, pois uma nova unidade de negócios será aberta para desenvolvimento e comercialização de bobinas de imagens multicanais, ou seja, há também a perspectiva de geração de novos produtos e negócios e seus desdobramentos, como empregos para mão de obra especializada.

REFERÊNCIAS

- 1 SODICKSON, D. K; MANNING, W. J. Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays **Magnetic Resonance in Medicine**, v. 38, n.4, p. 591-603, 1997.
- 2 PRUESSMANN, K. P., WEIGER, M., SCHEIDEGGER, M. B.; BOESIGER, P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. **Magnetic Resonance Medicine**, v. 42, n.5, p. 952-962, 1999.
- 3 GRISWOLD, M. A., JAKOB, P. M., HEIDEMANN, R. M., NITTKA, M., JELLUS, V., WANG, J., KIEFER, B., HAASE, A. Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). **Magnetic Resonance Medicine**, v. 47, n.6, p.1202-1210, 2002.
- 4 WRIGHT, S. M., MAGIN, R. I. AND KELTON, J. R. Arrays of mutually coupled receiver coils: theory and application. **Magnetic Resonance Medicine**, v. 17, n.1, p.252-268, 1991.
- 5 BOTTOMLEY, P. A., OLIVIERI, C. H. L. AND GIAQUINTO, R. What is the optimum phased array coil design for cardiac and torso magnetic resonance? **Magnetic Resonance Medicine**, Baltimore, v. 37, n.4, p.591-599., 1997.
- 6 HUTCHINSON M, RAFF. U. Fast MRI data acquisition using multiple detectors. **Magnetic Resonance Medicine**, v. 6, n.1, p. 87-91, 1988.
- 7 KWIAT, D.; ELINAV. S.; NAVON, G. A decoupled coil detector array for fast image acquisition in magnetic resonance imaging, **Medical Physics**, v. 18, n.2, p.251-265, 1991.
- 8 CARLSON, J. W.; MINEMURA, T. Imaging time reduction through multiple receiver coil data acquisition and image reconstruction. **Magnetic Resonance Medicine**, v. 29, n.5, p. 681-688, 1993.
- 9 RA, J. B.; RIM, C. Y. Fast imaging using subencoding data sets from multiple detectors. **Magnetic Resonance Medicine**, v. 30, n.1, p.142-145, 1993.
- 10 HAACKE, E. M. et al **Magnetic resonance imaging: physical principles and sequence design**. 2nd ed. Detroit: Wiley-Liss, 1999. cap.2 -3, p. 17-49.
11. MANSFIELD, P.; MORRIS, P. G. **NMR imaging in biomedicine**. New York: Academic Press, 1982.
- 12 REIFF, F. **Fundamental of statistical and thermal physics**. New York: Mcgraw-Hill. 1965.
- 13 BLOCH, F.; HANSEN, W. W.; PACKARD, M.; Nuclear induction **Physical Review**, v.69, n. 11-1; p. 680-680, 1946.
- 14 HAHN, E. L. Spin echoes **Physical Review**, v. 80, n.4, p. 580-594, 1950

- 15 PAPOTI, D. **Desenvolvimento de bobinas de RF transmissora e receptora do tipo *phased arrays* para experimentos de imagens por ressonância magnética em ratos.** 2011. 138p. Tese (Doutorado em Ciências) – Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2011.
- 16 BONAGAMBA, T. J. **Seleção de planos em tomografia por ressonância magnética nuclear.**, 1986. 219p. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Física e Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 1986.
- 17 BRACEWELL, R. N. **The Fourier transform and its applications.** 2nd ed. New York: McGraw-Hill, 1978.
- 18 BERNSTEIN, M.; KING, K.; ZHOU, X. **Handbook of MRI pulse sequence.** Rochester; Elsevier, 2004.
- 19 VIDOTO, E. L. G. **Projeto de transdutores e otimização do sistema de recepção do tomógrafo de RMN de campo magnético ultrabaixo.** 1995. 116p. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo., São Carlos, 1995.
- 20 BRIGHAM, E. O. **The fast Fourier transform.** New Jersey: Prentice-Hall, 1974.
- 21 MRI step-by-step, interactive course on magnetic resonance imaging. Curso on-line interativo de física de MRI para médicos. Disponível em: <<http://www.imaio.com/en/e-Courses/e-MRI>>. Acesso em: nov. 2016.
- 22 HORNAK, J. P. **The basics MRI.** Disponível em: <https://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>. Acesso em: dez. 2016.
- 23 DA SILVA, D. M. D. D. et al. Subsistema multiplataforma para controle de aquisição, visualização e organização de dados do espectrômetro digital de RM: ToRM console. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 7, n.2, p. 35-40, 2013.
- 24 MISPELTER, J.; LUPU, M.; BRIGUET, A.; **NMR probeheads for biophysical and biomedical experiments: theoretical principles and practical guidelines.** 2nd ed. New York: Imperial College Press, 2015.
- 25 ABRAGAM, A. **The principles of nuclear magnetism.** Oxford: Clarendon Press, 1961.p.82-83.
- 26 GRIFFITHS, D. J. **Introduction to electrodynamics.** 4th ed. São Paulo: Pearson, 2012.
- 27 HOULT, D.I.; RICHARDS, R. E., The signal-to-noise ratio of the nuclear magnetic resonance experiment **Journal of Magnetic Resonance.** v. 24, n.1, p.71, 1976.
- 28 HILL, H. D. W.; RICHARDS, R. E.; Limits of measurements in magnetic resonance. **Journal of Physics E: scientific instruments**, v.1, n.10, p. 977-&, 1968.
- 29 GROVER, F. W. B. **Inductance calculations: working formulas and tables.** Research Triangle Park, N. C.: Instrument Society of America, 1973.

- 30 BOESCH, J. M.; KORETSKY, A. P. An in vivo NMR probe circuit for improved sensitivity. **Journal of Magnetic Resonance**, v.54, n.3, p. 526-532. 1983.
- 31 HYDE, J. S.; RILLING, R., J.; JESMANOWICZ, A. Passive decoupling of surface coil by pole insertion. **Journal of Magnetic Resonance**, v.89, n.3, p. 485-495. 1990.
- 32 EDELSTEIN, W. A.; HARDY, C. J.; MUELLER, O. M.; Electronic decoupling of surface coil receivers for NMR Imaging and spectroscopy. **Journal of Magnetic Resonance**, v.67, n. 1, p. 156-161. 1986.
- 33 JIN, J. **Electromagnet analysis and design in magnetic resonance imaging**. Boca Raton; London: CRC Press. 1999.
- 34 ROEMER, P. B.; EDELSTEIN, W. A.; HAYES, C. E.; SOUZA, S. P.; MUELLER, O. M.; The NMR phased array. **Magnetic Resonance in Medicine**, v.16, n.2, p. 192-255, 1990.
- 35 GONZÁLEZ, P. J.; NORIEGA, F. **Designing LC Wilkinson power splitters**. Disponível em:< <http://rfdesign.com/images/archive/0802Noriega18.pdf>>. Acesso em: mar. 2017.
- 36 LARKMAN, D. J; NUNES, R. G. Parallel magnetic resonance imaging. **Physics in Medicine and Biology** v. 52, n.7, p.R15–R55, 2007.
- 37 MARASSI, A. G. **Aplicação da imagem por Ressonância Magnética para avaliação de injúrias mecânicas e tecidos deteriorados em sementes**. 2015. 129p. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2015.
- 38 HEIDENREICH, D. **Avance III RF interface adapter T12325 technical operating manual**. Germany, Bruker Biospin MRI GmbH, 2008. Manual nº T02794_02_01. 14p.
- 39 WANG, J.; REYKOWSKI, A.; DICKAS, J. Calculation of the signal-to-noise ratio for simple surface coils and arrays of coils **IEEE Transaction on Biomedical Engineering** v.42,n.9, p. 908–917, 1995.
- 40 WATKINS, J. C.; FUKUSHIMA, E. High-pass bird-cage coil for nuclear magnetic resonance. **Review of Scientific Instruments**, v. 59, n. 6, p 929, 1988.
- 41 TROPP, J. The theory of bird cage resonator. **Journal of Magnetic Resonance**, v. 82, n.1, p. 51-62, 1982.
- 42 STEWART, J. **Cálculo**. São Paulo: Cengage Learning, 2014. v.1.
- 43 GRISWOLD, M. Characterization of Multichannel Coil Arrays on the Benchtop. **Encyclopedia of Magnetic Resonance**, v. 1, n. 2, 2012.
- 44 BROWN, R. WANG, Y., SPINCEMAILLE, P., LEE, R. F., On the Noise Correlation Matrix for Multiple Radio Frequency Coils **Magnetic Resonance in Medicine** v. 58 p.218 – 224, 2007.