

**Universidade de Brasília – UnB
Faculdade UnB Gama – FGA
Curso de Engenharia Eletrônica**

**ESTUDO E ANÁLISE DA USABILIDADE E FATORES
HUMANOS NA INSTALAÇÃO DO EQUIPAMENTO DE
RESSONÂNCIA MAGNÉTICA SIEMENS MAGNETOM
AERA**

**Autor: Lucas de Souza Lessa
Orientador(a): Suélia de S. Rodrigues Fleury Rosa
Co-orientador(a): Thiago Pizoni**

**Brasília, DF
2017**



Lucas de Souza Lessa

**ESTUDO E ANÁLISE DA USABILIDADE E FATORES HUMANOS NA
INSTALAÇÃO DO EQUIPAMENTO DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA SIEMENS
MAGNETOM AERA**

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Orientador: Profa. Dra. Suélio de S. Rodrigues Fleury Rosa

Co-Orientador: Thiago Pizoni

Brasília, DF

2017

CIP – Catalogação Internacional da Publicação*

De Souza Lessa, Lucas

Estudo e análise da usabilidade e fatores humanos na instalação do equipamento de ressonância magnética Siemens Magnetom Aera. Brasília: UnB, 2017.

Monografia (Graduação) – Universidade de Brasília

Faculdade do Gama, Brasília, 2013. Orientação Rodrigues Fleury Rosa, Suélia.

1. Ressonância Magnética. 2. Gestão de fatores humanos. 3. Startup
- I. Rodrigues Fleury Rosa, Suélia.
 - II. Título.



**REGULAMENTO E NORMA PARA REDAÇÃO DE RELATÓRIOS DE PROJETOS
DE GRADUAÇÃO FACULDADE DO GAMA - FGA**

Lucas de Souza Lessa

Monografia submetida como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica da Faculdade UnB Gama - FGA, da Universidade de Brasília, em 27/11/2017 apresentada e aprovada pela banca examinadora abaixo assinada:

Profa. Dra. Suélia de S. Rodrigues Fleury Rosa, UnB/ FGA

Orientador

Diana C. M. Perafan – Doutoranda em Eng. Elétrica, UnB

Membro Convidado

Marina Pinheiro Marques – Mestre em Eng. Biomédica, UnB

Membro Convidado

Profa. Dr. Mário Fabrício R. Fleury, UnB/ FCE

Membro Convidado

Nilson Eduardo Ferreira – Mestrando em Eng. Biomédica, UnB

Membro Convidado

Brasília, DF

2017

RESUMO

O processo de instalação e inicialização de uma ressonância magnética é um processo que passa por diversos setores de responsabilidade geridos e executados por fatores humano, sendo assim sujeito a problemáticas de execução. Estudou-se então aspectos responsáveis por estas problemáticas de execução e suas respectivas causas, embasadas em princípios de funcionamentos e em uma execução ideal de projeto, onde concluiu-se que as maiores problemáticas eram causadas por fatores de gestão e comunicação, e que não eram possíveis eliminar ou diminuir estes fatores humanos, sendo estes os maiores responsáveis por atrasos e consequentemente maiores custos. Depois de estudadas e evidenciadas estas problemáticas, foram propostas seis soluções visando aperfeiçoar a comunicação entre partes envolvidas e integralizar o processo como um todo. Soluções estas que consistem em uma nova metodologia de comunicação e *forecast* entre Gestores de Projeto e Coordenadores de Serviço, criação da tarefa IPRO para gestão *installation protocol*, novo parágrafo na carta de apresentação ao cliente referente a reserva e disponibilidade de agenda de engenheiro, ciência do Termo de Entrega (TE) também para Gestores Regionais de Serviços, *Handover* (entrega) e visita de CSEs ao site durante ou ao fim da montagem mecânica e conscientização sobre o registro de NCCs por parte de responsáveis de execução de *Startup*.

Palavras-chave: Startup, Ressonância Magnética, Magnetom Aera, Gestão de fatores humanos.

ABSTRACT

The process of installation and initialization of an magnetic resonance imaging scanner is a process that goes through several sectors of responsibility managed and executed by human factors, being thus subject to execution problems. It was studied aspects responsible for these problems of execution and their respective causes, based on an ideal execution of a project, where it was concluded that the biggest problems were caused by management and communication factors, and that were not possible to eliminate or reduce these human factors, which are responsible for delays and consequently higher costs. After studying and highlighting these problems, six solutions were proposed aiming to improve the communication between the parties involved and to integrate the process as a whole. These solutions consist on a new methodology of communication and forecasting between Project Managers and Service Coordinators, creation of the IPRO task for management installation protocols, new paragraph in the letter of presentation to the client regarding the reservation and availability of engineer's agenda, knowledge of the Proof of Delivery (TE) also for Regional Service Managers, *Handover* (delivery) and CSEs visit to the site during or at the end of the mechanical assembly and awareness about the registration of NCCs by Startup executives.

Keywords: Startup, Magnetic Resonance Imaging, Magnetom Aera, Human Factors Management.

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO	1
1.1.	CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.2.	DEFINIÇÃO DO PROBLEMA.....	11
1.3.	OBJETIVOS GERAIS	12
1.4.	JUSTIFICATIVA.....	13
2.	MATERIAIS E MÉTODOS	14
2.1.	INTRODUÇÃO HISTÓRICA.....	15
2.2.	PRINCÍPIOS DE FUNCIONAMENTO FÍSICO RESSONÂNCIA MAGNÉTICA ..	20
2.2.1.	VOXELS, RESSONÂNCIA E PRECESSÃO DE SPINS	20
2.2.2.	HIDROGENIO, MOMENTOS DE MAGNETIZAÇÃO E SINAL RM	25
2.3.	TIPOS DE MAGNETO.....	30
2.4.	MÉTODOS E MATERIAIS	35
2.4.1.	FLUXOGRAMA GERAL DE INSTALAÇÃO	35
2.4.2.	TUBO DE QUENCH	39
2.4.3.	BLINDAGEM DE RADIO FREQUÊNCIAS	46
2.5.	START UP.....	52
2.5.1.	RAMPING	55
2.5.2.	SHIMMING.....	59
2.6.	RESULTADOS.....	65
2.6.1.	PROBLEMÁTICAS DE EXECUÇÃO	67
2.6.2.	RESULTADOS FINAIS	73
3.	CONCLUSÕES.....	80
3.1.	TRABALHOS FUTUROS	82
4.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	84

1. INTRODUÇÃO

1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO

Imagem por Ressonância Magnética (IRM), do inglês *Magnetic Resonance Imaging (MRI)* é uma técnica de imagem usada principalmente, hoje em dia, para produzir imagens de alta qualidade do interior do corpo humano em ambientes médicos, que para alguns pode ser considerada como um tipo de janela que observa a totalidade do corpo humano, se assimilando a uma aula de anatomia [1], mas que no passado teve seu uso focado em pesquisas físico-químicas.

A ressonância magnética é baseada nos princípios da *ressonância magnética nuclear (RMN)*, uma técnica espectroscópica usada para obter informações físicas e químicas microscópicas sobre as moléculas. A técnica foi chamada de “ressonância magnética” no lugar de “ressonância magnética nuclear” (NMRI) por causa das conotações negativas associadas à palavra nuclear no final da década de 1970 [2].

Trata-se de um tema com bastante importância e relevância, mesmo sendo uma modalidade médica que teve seu início na década de 70. Se pesquisado o termo “*Magnetic resonance*” via PubMed, datando os últimos 10 anos (2017 á 2007), obtém-se um total de 174.946 artigos [3], o que mostra que ainda se trata de uma categoria bastante estudada na atualidade.

Este tipo de método de obtenção de imagem começou como uma técnica de imagem tomográfica, que produziu uma imagem do sinal de *RMN* em uma fatia fina através do corpo humano. A *MRI* avançou para além de uma técnica de imagem tomográfica para uma técnica de imagem em volume. Trata-se de uma técnica de imagem não invasiva, onde seu campo primário de aplicação inclui a exibição estruturas de tecido em uma série de imagens de fatias através do corpo [4].

As três principais vantagens da RM são:

- Excelente contraste de tecidos moles com alta resolução;
- Exibição de várias imagens e cortes oblíquos;
- Ausência de radiação ionizante (presente em alguns métodos de imagem médica como a tomografia computadorizada e raio-x);

Esta modalidade de imagem médica em questão é relativamente recente. Embora o fenômeno físico de *RMN* tenha sido conhecido desde o início da década de 1940 [5], sua aplicação prática ao campo da imagem médica só foi realizada em 1973, quando Paul C. Lauterbur fez a primeira imagem por *RMN*, introduzindo gradientes no campo magnético e, no ano seguinte, Peter Mansfield apresentou uma teoria para a varredura rápida e a reconstrução da imagem, necessária na prática clínica, e mostrou como a imagem rápida poderia ser obtida através de variações de gradiente muito rápidas [6].

Os sistemas *MRI* estão disponíveis na forma, bem conhecida, de “túnel” ou na forma de sistemas abertos. Este último tem caráter de uso mais adequados para fins intervencionistas, pois há acesso do operador ao paciente de todos os lados, além de reduzir a sensação de claustrofobia do paciente [7].

No início dos anos 80, havia doze máquinas de MRI pelo mundo, e todos os que trabalhavam com imagens de RM se conheciam [7]. Após isso, seu crescimento numérico em unidades de equipamentos pode ser observado pela figura 1. No Brasil o primeiro equipamento de RM (1986), foi instalado no Hospital Israelita Albert Einstein em São Paulo [8].

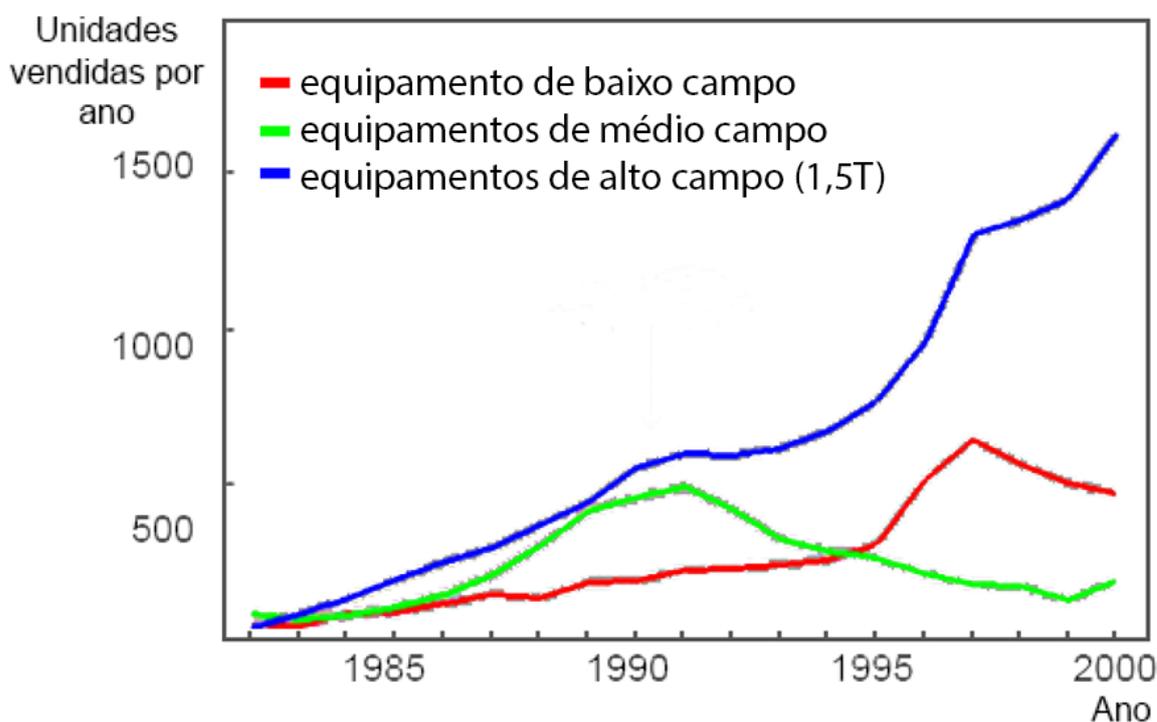


Figura 1 - Unidades de MRI vendidas por ano mundialmente, que evidenciam a crescente numérica de equipamentos de alto campo ao se aproximar dos anos 2000, adaptado de [7].

Atualmente, os maiores mercados ainda são os Estados Unidos da América, com cerca de 45% das vendas mundiais, seguido pela Europa, que compra cerca de um quarto de todas as unidades, e do Japão com 15% [7].

O mercado chinês é enorme e crescente, mas até dados aproximados são difíceis de obter. Os dados para os principais países com sistemas de saúde liberais e descontrolados, como os EUA, variam amplamente. Já aqueles com sistemas de saúde controlados ou supervisionados pelo estado, como o Canadá, é possível se saber com maior precisão a quantidade de *MRIs* que estão em operação [7].

Em relação ao Brasil, ouve um crescente considerável de 2005 à 2015, segundo dados do Proadess [9], órgão responsável pela Avaliação do Desempenho do Sistema de Saúde Brasileiro. Crescente essa que pode ser observada na figura 2.

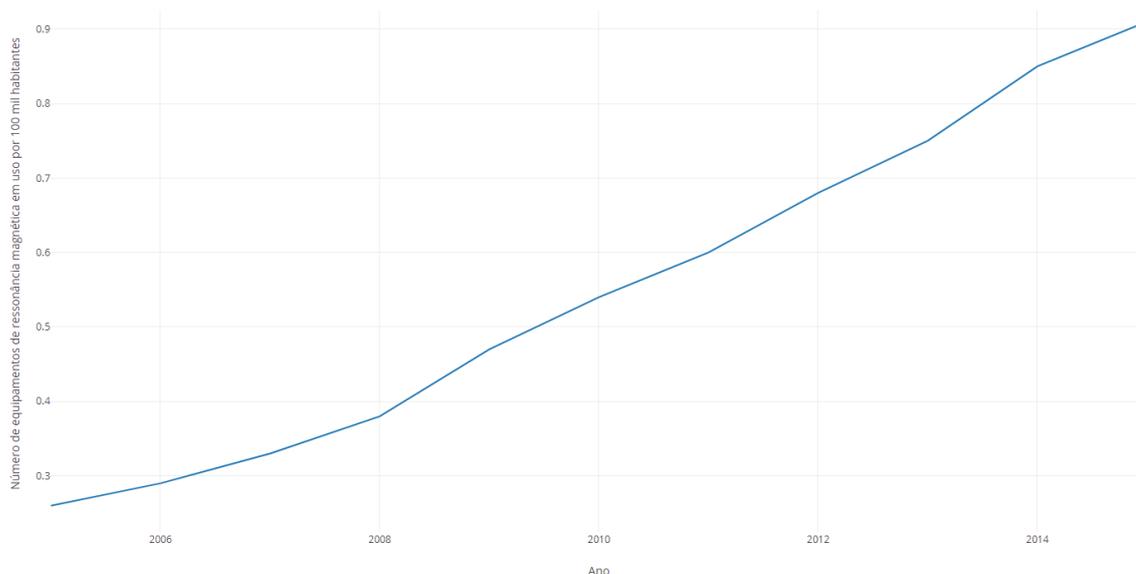


Figura 2 - Número de equipamentos de ressonância magnética em uso, por 100 mil habitantes, considerando todo o território brasileiro. Percebe-se uma crescente desta relação de número de equipamentos de menos de 0,3 em 2005, para mais de 0,9 em 2015.

Em relação à saúde pública, alguns dados em relação ao SUS podem ser analisados. A sigla SUS, que significa “Sistema Único de Saúde”, gerido pelo Ministério da Saúde, e abrange desde o simples atendimento ambulatorial até o transplante de órgãos. Amparado por um conceito ampliado de saúde, o SUS foi criado, em 1988 pela Constituição Federal Brasileira, para ser o sistema de saúde dos mais de 180 milhões de brasileiros à época [10]. Ainda sobre esta crescente de equipamentos evidenciada na figura 2, o Proadess também forneceu essa análise apenas para equipamentos de ressonâncias magnéticas disponíveis ao SUS, que pode ser observada na figura 3, revelando uma quantidade menor de equipamentos que o gráfico da figura 2.

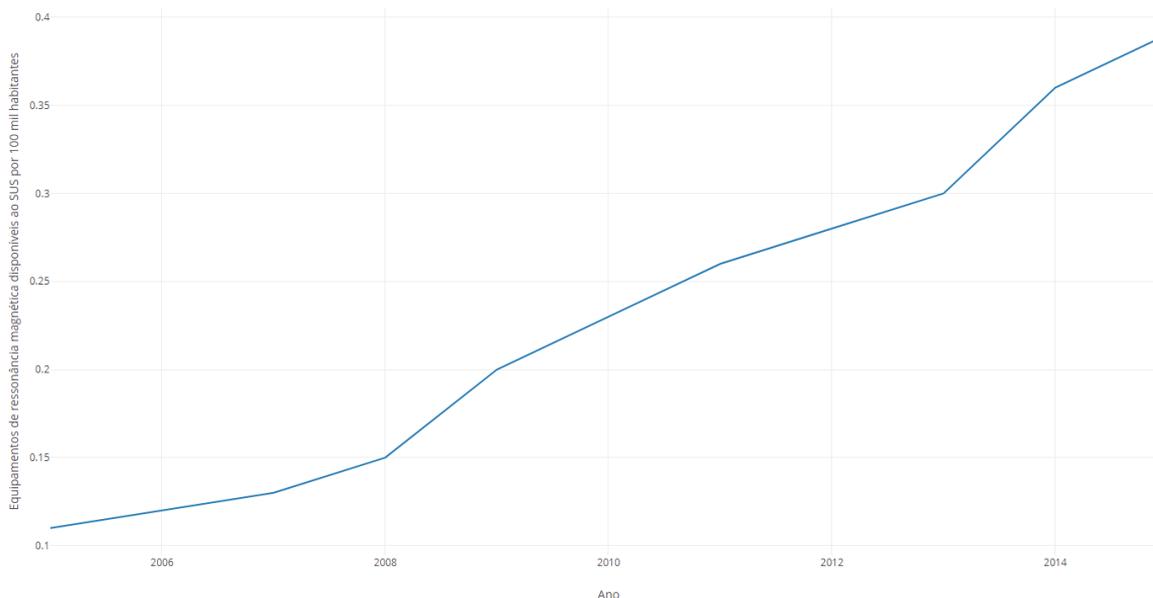


Figura 3 - Número de equipamentos de ressonância magnética disponíveis ao SUS, por 100 mil habitantes, considerando todo o território brasileiro. A crescente observada no gráfico anterior também é aparente, mas em menor quantidade de equipamentos, atingindo em 2015 a marca de 0,39 contra 0,91 em 2015, no gráfico da figura 2.

Desde Outubro de 2012, a Secretaria de Saúde do Distrito Federal (SESDF) não possui nenhum equipamento de ressonância magnética em sua base instalada de atendimentos. A solução encontrada desde então, tem sido a terceirização de serviço. Segundo a Prosus (Programa de fortalecimento das entidades privadas filantrópicas e das entidades sem fins lucrativos que atuam na área de saúde), entre 2015 a 2017, foram gastos R\$ 18 milhões com a terceirização do serviço, devido à não aquisição dos aparelhos de ressonância magnética [11]. A fila de espera de usuários que necessitam de exames desta natureza, em Março de 2017, possuía mais de 10.340 solicitações [11].

Sobre a base instalada de equipamentos de Ressonâncias Magnéticas da marca Siemens no Distrito Federal, a mesma é composta de 18 equipamentos, todos em hospitais e clínicas particulares, onde destas 18 unidades, 5 são MAGNETOMs Aera, equipamento de maior foco deste trabalho.

Nos gráficos das figuras 4 e 5, pode-se observar a quantidade de exames de ressonância magnética realizados em 2013 em uma razão 1,000 habitantes (beneficiários) no território brasileiro. A taxa de saúde suplementar no Brasil superou as da Turquia, Estados Unidos e França, os países com as mais altas taxas entre os membros e parceiros da OCDE (Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Económico).

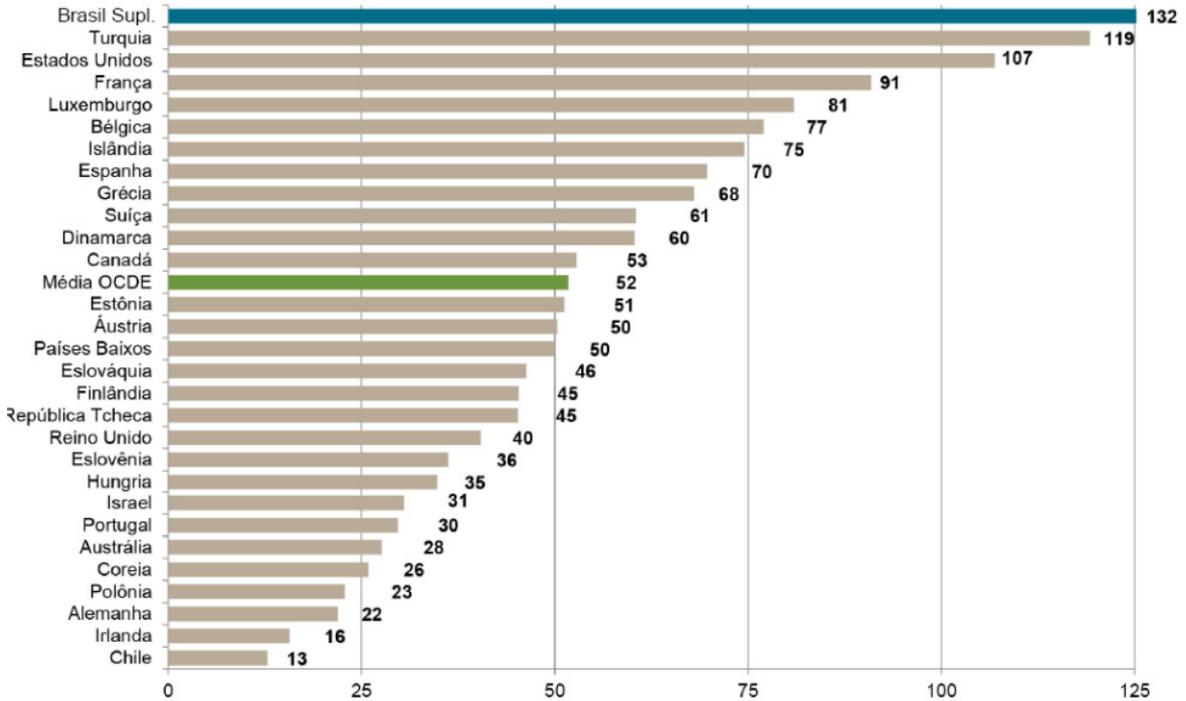


Figura 4 - Número total de exames de ressonância magnética, realizados em hospitais e na atenção ambulatorial, por 1,000 habitantes no ano de 2013 (ou mais recente), para os países membros e parceiros da OCDE (Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Económico) [12]. A barra verde é a média da OCDE e a em azul representa o número de exames em regime ambulatorial por 1.000 beneficiários da Saúde Suplementar (planos que incluem a segmentação ambulatorial) em 2015.

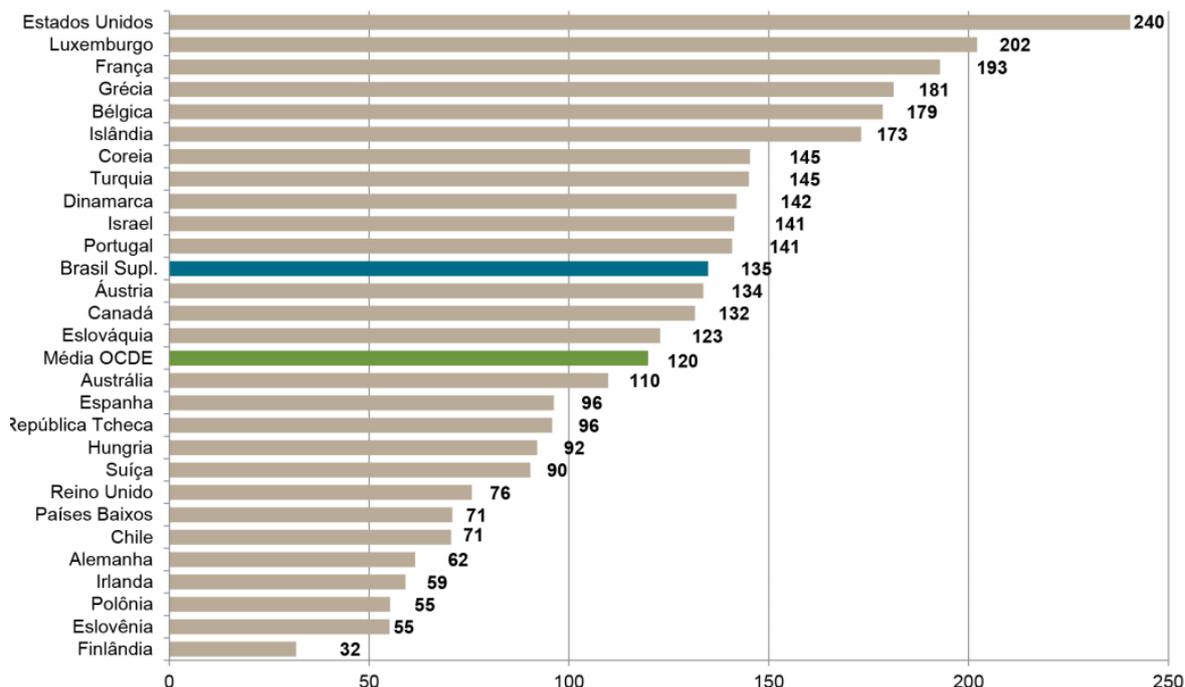


Figura 5 - Número total de exames de tomografia computadorizada, realizados em hospitais e na atenção ambulatorial, por 1,000 habitantes no ano de 2013 (ou mais recente), para os países membros e parceiros da OCDE (Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Económico) [12]. O código de cores é o mesmo utilizado na figura 4.

Comparando o gráfico da figura 4 com o da figura 5, que mostra a quantidade de exames realizados em *Tomografia Computadorizada (TC)* pelos mesmos países, pode-se levantar a hipótese de que os exames de *MRI* possam estar sendo realizados de forma desnecessária ou em excesso [12], pois exames de tomografias computadorizadas possuem imagens similares à de ressonâncias magnéticas em algumas aplicações. Inclusive, existem artigos com estudos de caso que mostram que em 67% dos pacientes estudados, os achados de Tomografia e Ressonância Magnética eram idênticos, em casos de pacientes com lesão cerebral traumática [13].

A Tomografia Computadorizada tem como vantagem em relação à ressonância magnética um tempo menor na execução de exames, onde os tempos de tomografias computadorizadas não passam de 15 minutos em equipamentos mais modernos, já em ressonância este tempo pode passar de uma hora, além de um menor custo de execução e, conseqüentemente, no preço do exame. O preço de uma ressonância magnética de coluna, por exemplo, possui em média 60% de custo mais elevado que um exame de tomografia computadorizada na mesma região de interesse [14].

Mas, por outro lado, além da ressonância entregar detalhes mais ricos na imagem, a tomografia necessita de radiação ionizante para ser realizado, e costuma ser aplicado um contraste iodado ao paciente. Além de incomodo, existem pacientes que possuem alergias a este contraste e não podem realizar o procedimento, tendo de recorrer a outro tipo de procedimento de imagem medica. Este tipo de exame também é contraindicado para mulheres gestantes ou pacientes obesos [15].

No período de sete anos (2003 a 2010), estima-se que o volume total de procedimentos de MRI ao redor do mundo cresceu em 25%, indo de 24,2 milhões ate 30,2 milhões em 2010 [16]. A distribuição de categorias de exames em 2010 foi liderada por exames de coluna, seguido de exames de cérebro (não-vasculares). A distribuição total destes exames pode ser observada na figura 6.

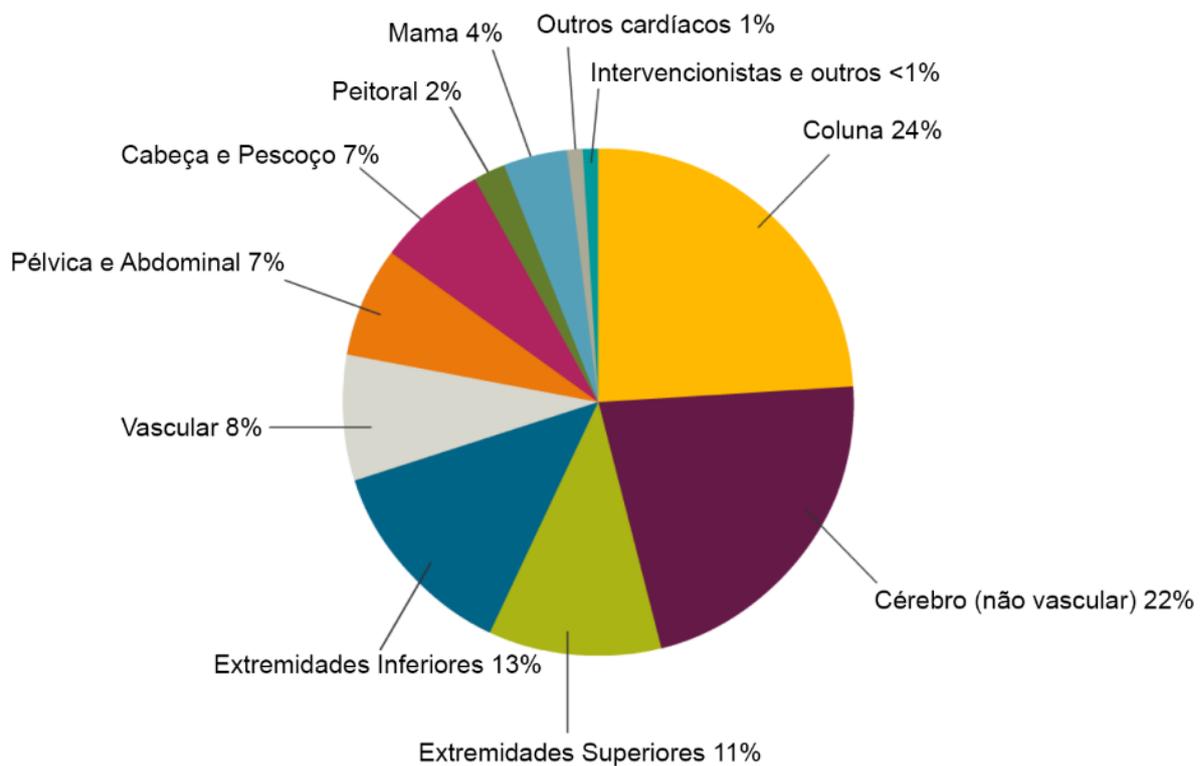


Figura 6 - Distribuição de exames de ressonância magnética mundial por especialidade, adaptado de [16].

Do ponto de vista do paciente, a ressonância é pedida como exame médico principalmente quando há suspeita de câncer ou tumor em algum órgão específico por conta de sintomas do paciente [17], mas também é comumente utilizado para fins ortopédicos ou para identificar coágulos nas veias em casos de AVC, por exemplo.

O paciente é posicionado de maneira adequada na máquina, e deve permanecer imóvel por cerca de 20 a 30 minutos (tempo este que pode ser maior, dependendo da complexidade e quantidade das sequências de imagem solicitadas). Comumente, o exame não necessita de nenhum preparo, mas pode ser também feito com contraste, para uma visualização ainda melhor dos tecidos que se deseja observar. Seu preço médio pode variar entre os R\$ 800,00 e os R\$ 1.500,00 reais [17], dependendo da região corporal a ser avaliada no exame.

Preço este de exames que se justifica em partes pelo alto custo de obtenção de um equipamento deste tipo. Do ponto de vista de clínicas e hospitais, existem algumas opções de compra, variando do tipo de sistema de ressonância magnética. As ressonâncias abertas ou de baixo campo magnético (0,2 a 0,35 Tesla) podem variar de U\$ 150.000 a U\$ 1,2 milhões de dólares. Já máquinas de campos magnéticos mais fortes (1,5 a 3 Teslas), podem chegar à casa dos U\$ 3 milhões de dólares. Além disso, existem custos adicionais como o abastecimento de gás Hélio na máquina, aquisição e manutenção de um sistema de refrigeração adequado (Chiller) e construção de uma sala adequada para abrigar a máquina, que deve ser capaz de isolar radiofrequências. Ao todo, estima-se um custo total que pode variar de U\$ 3 milhões a US \$ 5 milhões de dólares [18].

Custo este que pode se elevar de maneira considerável, caso procedimentos de instalação e calibração iniciais do equipamento não sejam realizados de maneira adequada, gerando retrabalho e atrasos na execução de projetos de instalação.

Além de um investimento em qualidade e produção de exames, a aquisição de um sistema de *MRI* muitas vezes está associada como um investimento também em *marketing* [19], onde a posse de um equipamento de ponta muitas vezes é utilizada como forma de propaganda e usada em anúncios para atrair pacientes, conforme mostra anúncio da Clínica Perfecta, visto em figura 7.

RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Magnetom Aera 1.5T

- Ideal para pessoas obesas (até 230 kg) e claustrofóbicas;
- Ampla abertura (70 cm de diâmetro interno);
- Redução de ruído durante o exame;
- Imagens mais nítidas.



Figura 7 - Anúncio em página da clínica Perfecta, evidenciando vantagens do exame disponibilizado como forma de marketing, adaptado de [20].

1.2. DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

Uma boa instalação é crucial para o bom funcionamento e longevidade de um equipamento de ressonância magnética, neste em caso em específico para equipamentos do tipo Siemens MAGNETOM Aera, tanto do ponto de vista operacional, onde fatores como a qualidade dos materiais utilizados e execução de todas as etapas de acordo com normas e manuais devem ser seguidos com rigor, quanto do ponto de vista financeiro, onde qualquer falha ou atraso na etapa de instalação irá gerar retrabalhos e atrasos quanto à data de entrega do equipamento de forma funcional, e conseqüentemente, gerar custos adicionais.

Nestes processos de instalações, que consistem num conjunto que vai desde a assinatura e obtenção de contrato pela parte adquirente do equipamento de ressonância magnética, até a entrega do equipamento calibrado, com qualidade atestada e liberado para realização de exames, algumas problemáticas significativas podem ser observadas de forma recorrente em trabalho de campo junto à Siemens, tanto do ponto de vista operacional e técnico, que engloba toda a parte de preparação do sítio onde o equipamento irá ser instalado, bem como verificações de pré-requisitos necessários para que o equipamento possa ser inicializado e entregue para funcionamento.

Além disso, existem também problemáticas relacionadas com pontos que envolvem gestão de projeto e recursos, que vão desde a comunicação adequada de setores internos à Siemens envolvidos na execução do projeto, como por exemplo, a comunicação entre setores de Gestão de Projeto e setores de Execução de Serviços, até decisões relacionadas à administração adequada e precisa de ferramentas específicas, necessárias para finalização de instalação, e recursos humanos, como a reserva e designação eficaz de agenda de engenheiros e técnicos de campo, que são necessários e responsáveis pela parte final da inicialização do equipamento.

1.3.OBJETIVOS GERAIS

Analisar e mapear todo o processo de instalação atual de um equipamento de ressonância magnética, como foco no modelo Siemens MAGNETOM Aera, mapeando as problemáticas existentes geradas principalmente por fatores humanos, desenvolvendo assim seis soluções que exijam baixo custo financeiro e curto prazo de implementação, que sejam efetivas e possam viabilizar resultados satisfatórios, através da análise de instalações e inicializações passadas de equipamentos de ressonância magnética, com dados datando de 2014 a 2017.

1.4.JUSTIFICATIVA

A *MRI* é um dos exames de imagem médica mais completos que existem nos dias de hoje, tanto no ponto de vista de qualidade de imagem e quanto na versatilidade de aplicações, que abrangem desde uso em pesquisa, à uso para fins de diagnósticos clínicos, e se trata de uma tecnologia que abrange muitas áreas de engenharia, englobando assuntos como rádio frequências, física quântica, eletromagnetismo, química e ainda gestão de projeto e processos, no caso de seu processo de instalação.

Processo este de instalação que é de forma geral bem extenso, composto por muitos detalhes e fatores técnicos, envolvendo muitos *stakeholders*, e que, conseqüentemente, pode vir a sofrer de problemas operacionais, de logística e de gestão, caso o processo não seja bem estruturado e cumprido de maneira adequada e sistemática. Sendo assim, um estudo adequado de conhecimento da integração destas áreas de conhecimento citadas e um bom entendimento acerca de sua instalação como um todo, ganha importância, principalmente quando são levados em conta os altos custos financeiros envolvidos.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Nesta sessão, serão apresentados os elementos técnicos e teóricos a fim de contextualizar e compreender a proposta e metodologias abordadas para a execução do trabalho, dividindo-se em seis sub sessões.

Todo o referencial teórico adotado para pesquisas bibliográficas tem como base artigos relacionados, teses, livros sobre imagem médica digital, guias de instalações e manutenções de fabricantes, entrevistas com especialistas e experiências de atuação em campo, além de material de treinamento certificado pela Siemens Healthineers.

Será apresentado como e porque são realizados pré-requisitos e procedimentos para instalação mecânica, inicialização, calibração e testes de qualidade de equipamentos de ressonância magnética na marca Siemens, mais especificamente do modelo Magnetom Aera. Analisando este processo de instalação do início ao fim, será possível se evidenciar problemáticas existentes e assim, por meio de análise de dados obtidos e apresentados, levantar e propor soluções para os campos de problemáticas apontados.

2.1. INTRODUÇÃO HISTÓRICA

Os nomes que serão citados nesta sessão são de extrema importância para a história da Ressonância Magnética, seja de forma pioneira em seu uso como equipamento de imagem médica, ou com trabalhos e pesquisas com teorias que fundamentaram a construção da ressonância como um todo.

Em 1896, Pieter Zeeman descobriu a divisão magnética das linhas espectrais, revelando a existência de momentos nucleares. Na mesma época, Hendrik Antonoon Lorentz forneceu a explicação teórica para este efeito físico [16]. O Prêmio Nobel de Física de 1902 foi concedido em conjunto a Hendrik Antoon Lorentz e Pieter Zeeman em reconhecimento ao extraordinário serviço prestado por suas pesquisas na influência do magnetismo sobre os fenômenos de radiação [21].

Em 1921, os cientistas alemães Otto Stern e Walther Gerlach descobriram que átomos de prata em um campo magnético se alinham de forma paralela ou anti-paralela ao campo [16]. O Prêmio Nobel de Física de 1943 foi concedido a Otto Stern por sua contribuição ao desenvolvimento do método do raio molecular e sua descoberta do momento magnético do próton. Otto Stern recebeu seu Prêmio Nobel um ano depois, em 1944. Durante o processo de seleção em 1943, o Comitê de Física do Nobel decidiu que nenhuma das nomeações do ano cumpriu os critérios descritos na vontade de Alfred Nobel. De acordo com os estatutos da Fundação Nobel, o Prêmio Nobel pode, neste caso, ser reservado até ao ano seguinte, e este estatuto foi então aplicado. Otto Stern recebeu seu Prêmio Nobel em 1943 um ano depois, em 1944 [21].

A ressonância magnética nuclear (NMR) foi primeiramente descrita e medida em feixes moleculares por Isidor Isaac Rabi, que em 1944, recebeu prêmio Nobel em física por pelo seu método de ressonância para registrar as propriedades magnéticas dos núcleos atômicos [21].

Ao fim da segunda guerra mundial, dois físicos, o suíço Felix Bloch, na universidade de Stanford, e o americano Edward Mills Purcell, na universidade de Harvard, descobriram de forma independente os princípios de ressonância magnética nuclear (NMR). Ambos os cientistas dividiram o prêmio Nobel de física em 1952 [16], pelo seu desenvolvimento de novos métodos para medições e descobertas de precisão magnética nuclear em conexão com elas [21].

Nos anos seguintes, esse procedimento de ressonância magnética nuclear se desenvolveu em métodos para examinar e estudar sólidos líquidos e gases. Apenas em 1971, o físico americano Raymond Damadian mostrou que a espectroscopia de NMR poderia ser usada para uma diferenciação *in-vitro* de tumores malignos de tecidos normais. Isso gerou um aumento nos interesses de aplicações médicas de MRI [16]. Na figura 8, Raymond pode ser observado durante demonstração desta diferenciação de tumores em paciente voluntário.



Figura 8 - Físico americano Raymond Damadian durante demonstração de suas descobertas do uso da técnica de diferenciação *in-vitro* de tumores malignos de tecidos normais [22].

O sucesso da MRI começou em 1973, contra o ceticismo de físicos, Paul C. Lauterbur obteve sucesso na criação de uma imagem espacialmente resolvida de um *phantom* cheio de fluido. Ele e seus colegas de trabalho começaram um paradigma de mudança aplicando este tipo de técnicas para fazer imagens. Ao mesmo tempo, o físico Peter Mansfield desenvolveu uma técnica matemática permitindo varreduras que eram completadas em questão de segundos, ao invés de horas, enquanto produzia imagens mais claras [16].

Em 1991, Richard Ernst foi recompensado com um Prêmio Nobel de Química por suas contribuições para o desenvolvimento da metodologia de ressonância magnética nuclear de alta resolução (RMN) [23]. Em 1992, foi desenvolvida uma ressonância magnética funcional (fMRI), técnica que permite o mapeamento da função das várias regiões do cérebro humano [24]. Em 1994, pesquisadores da Universidade Estadual de Nova York em Stony Brook e da Universidade de Princeton demonstraram a imagem do gás ^{129}Xe (xenônio) hiperpolarizado para estudos de respiração em ratos [25].

Em 2003, O Prêmio Nobel de Fisiologia ou Medicina foi concedido em conjunto a Paul C. Lauterbur e Sir Peter Mansfield por suas descobertas sobre a ressonância magnética feitas a partir de 1973 [26]. Premiação este que é cercado de certa polêmica, onde alguns artigos citam que Raymond Damadian afirmou ter tido a ideia original de aplicar a RMN à imagem médica, sendo a primeira patente para um *scanner* de ressonância magnética concedida a ele nos Estados Unidos, e que Lauterbur e Mansfield tinham apenas refinado a tecnologia. Porque Damadian não foi incluído embora os estatutos de Nobel permitam a concessão ser feita a três indivíduos vivos, sua omissão foi questionada por alguns [1].

Quanto ao futuro da tecnologia, a situação atual indica promissores avanços no que tange à integração de modalidades, como por exemplo, a junção de uma *Tomografia por Emissão de Pósitrons*, mais conhecido em inglês na sigla *PET*, com a *MRI*, integração hoje que já está bem consolidada com a Tomografia Computadorizada (*PET-CT*) [27]. Além disso, também estão sendo desenvolvidos e já comercializados pequenos *scanners* compactos específicos para exames de extremidades como joelhos, tornozelos, pés, cotovelos e punhos, conforme ilustra figura 9.



Figura 9 - Ressonância Magnética MSK Extreme 1.5T [28]. Portátil e leve, pesando cerca de 350Kg, possui campo magnético de 1,5 Tesla e tem como ponto principal de interesse seu formato compacto e diminuição da sensação de claustrofobia, recorrente em pacientes que realizam este tipo de exame em equipamentos de formato mais tradicional.

A tecnologia de *MRI*, como aplicação em pesquisa, está sendo usada para entender como funciona o cérebro, sendo o mapeamento funcional deste órgão a técnica adotada em questão. Este é o processo de digitalizar o cérebro de uma pessoa enquanto ela está realizando uma tarefa física, como olhar para um determinado tipo de imagem ou espremendo uma bola [29].

Existe também uma perspectiva no aumento da quantidade e diminuição de tamanho individual dos elementos de captação das bobinas utilizadas para captação dos sinais de ressonância magnética, além da introdução de mais canais de recepção nas mesmas. A seguir, uma linha do tempo englobando todos os fatos descritos nesta sessão, representada pela figura 10.

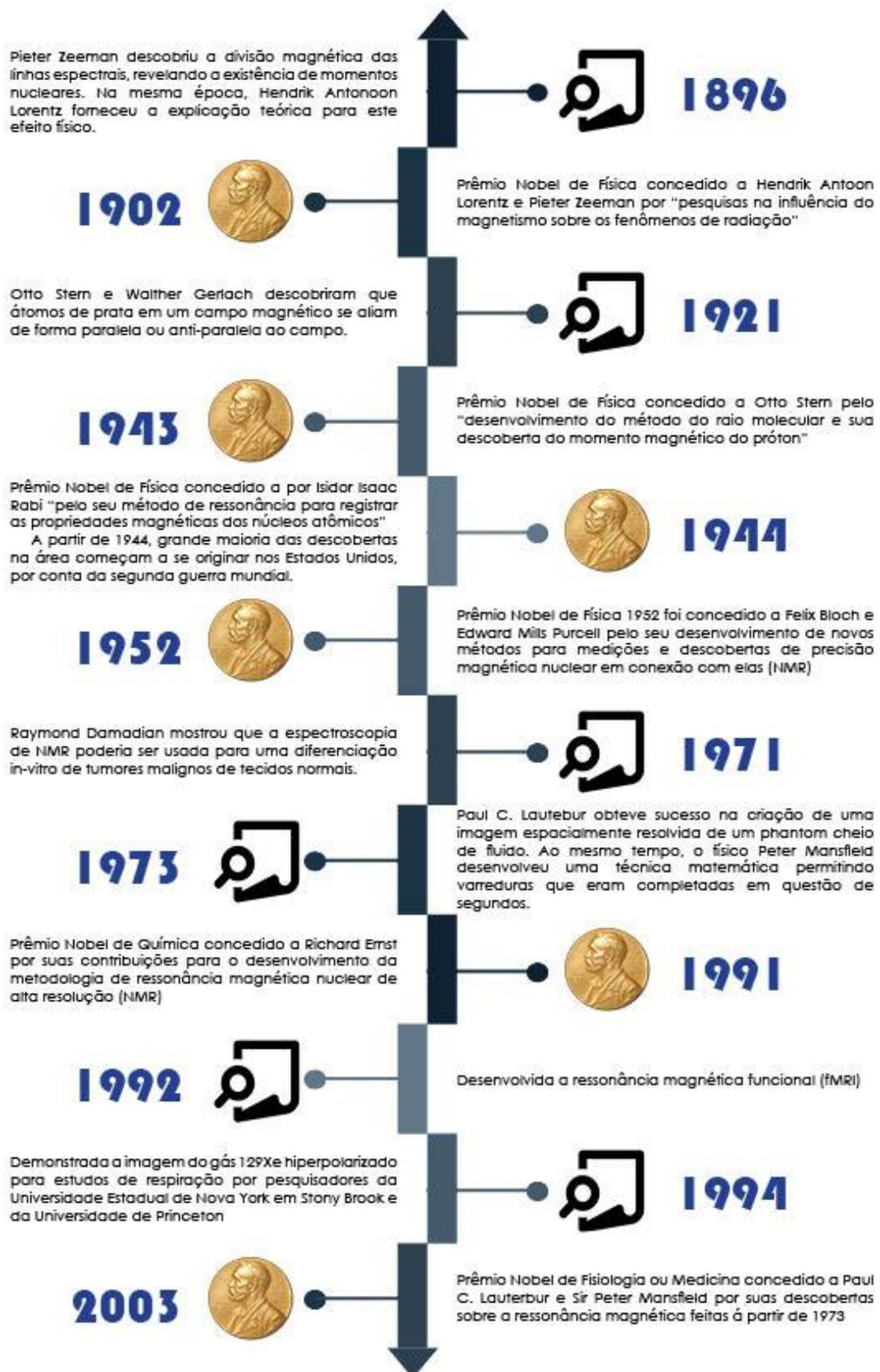


Figura 10 – Linha do tempo contendo todas as descobertas, inovações e prêmios Nobel envolvendo desde o fenômeno de Ressonância Magnética Nuclear até o uso desta técnica para fins de exames clínicos.

2.2. PRINCÍPIOS DE FUNCIONAMENTO FÍSICO RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Uma imagem típica de MRI de crânio, um dos exames realizados com mais frequência em meio clínico, pode ser observada na figura 11. A seguir, irá ser discutido e evidenciado como, a partir da manipulação de átomo e radiofrequências, se torna possível se visualizar com tanta clareza uma imagem do corpo humano como na figura abaixo.



Figura 11 - Imagem de ressonância de crânio realizada por um equipamento Siemens Magnetom Aera, sendo esta, estatisticamente, a segunda parte do corpo humano com maior frequência de exames. Imagem realizada com Field of View de 230x230 mm, em uma matriz 216x28 [30]

2.2.1. VOXELS, RESSONÂNCIA E PRECESSÃO DE SPINS

Toda imagem de Ressonância Magnética ou Tomografia Computadorizada, se trata de uma grande matriz de *Voxels*. Matriz estas, representadas na figura 12, que vem do inglês da junção das palavras “Volume” e “Elementos”, e representa o menor elemento de uma imagem deste tipo, tendo seu tamanho aproximado pela ordem de $1,0 \text{ mm}^3$ ou mais [31]. A soma de vários *Voxels* é necessária para a formação da imagem final. Estimando *Voxels* com $1,0 \text{ mm}^3$, uma imagem de ressonância magnética de um cérebro humano, que possui volume estimado de 1.260 cm^3 [32], pode-se afirmar que uma imagem deste tipo possui cerca de 1.260.000 *Voxels* em sua composição.

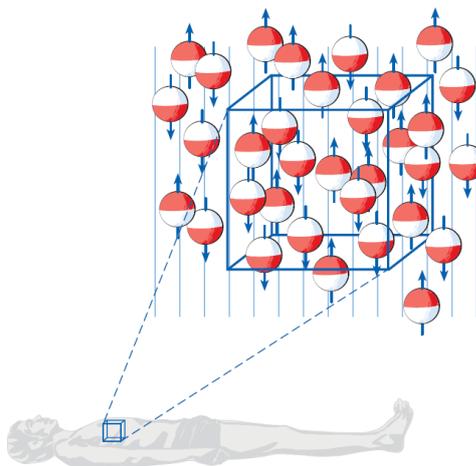


Figura 12 - Representação de um *Voxel*, nomenclatura oriunda da junção das palavras “Volume” e “Pixel”, em um corpo de um paciente, com tamanho médio de 1 mm^3 [4]. As representações esféricas contidas no *Voxel* se tratam dos spins de elétrons, alguns com magnetização positiva, com seta para cima, e outro com magnetização negativa, com seta para baixo, ambas causadas por conta de um campo magnético externo.

Após definir o que é um *Voxel*, torna-se interessante se conhecer quais tipos de fenômenos físicos ocorrem dentro de cada um deles. Para o entendimento do fenômeno de MRI como um todo, torna-se interessante conhecer as estruturas básicas de um átomo, e o conhecimento do fenômeno físico chamado de ressonância.

Tem-se que, em um objeto livre para vibrar, tende a fazê-lo a uma taxa específica chamada frequência natural, ou ressonante do objeto. Tal objeto vibrará fortemente quando for submetido a vibrações ou impulsos regulares a uma frequência igual ou muito próxima à sua frequência natural. Esse fenômeno é chamado de *ressonância* [33].

Através da ressonância, uma vibração comparativamente fraca em um objeto pode causar uma forte vibração em outro. Por analogia, o termo ressonância também é usado para descrever o fenômeno pelo qual uma corrente elétrica oscilante é reforçada por um sinal elétrico de uma frequência específica.

Sobre o átomo, uma das representações do mesmo é dada pelo modelo de Rutherford, chamado hoje de “modelo planetário” [34], que se trata de um modelo onde um núcleo existe no centro no átomo, que é orbitado por partículas negativamente carregadas chamadas de *elétrons*.

O interior do núcleo é composto por partículas eletricamente neutras chamadas de “nêutrons” e, o elemento de principal interesse da ressonância magnética, por “prótons”, que são partículas positivamente carregadas. O modelo por ser observado na figura 13.

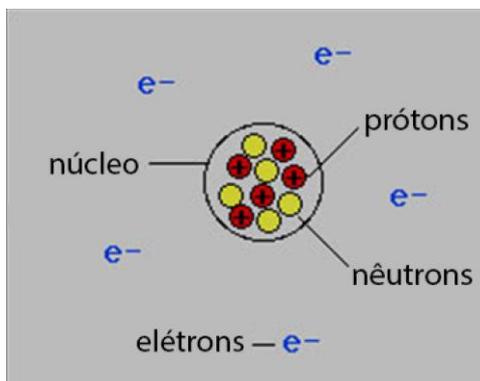


Figura 13 - Ilustração do modelo planetário de Rutherford. A imagem acima representa de forma exagerada o tamanho do núcleo em relação ao seu tamanho verdadeiro para fins de melhor visualização. Adaptado de [34].

Da mecânica quântica, surge um conceito de interesse para o fenômeno estudado neste trabalho: Spins de elétrons. Os Spins são uma forma intrínseca de momento angular, transportada por partículas elementares, partículas compostas (Hádrons) e núcleos atômicos [35].

Assim, no modelo de Rutherford do átomo, um momento angular orbital é atribuído ao movimento orbital do elétron sobre o núcleo, podendo ser comparado com o movimento da Terra, que envolve dois momentos angulares: um correspondente à rotação da Terra sobre o Sol e um segundo correspondente à sua rotação em torno de seu próprio eixo, conforme ilustrado na figura 14.

Além disso, como o elétron é uma partícula carregada, seu movimento orbital implica a existência de um *loop* atual e, portanto, um momento magnético, e assim se comportando como um pequeno ímã, conforme mostra figura 15.

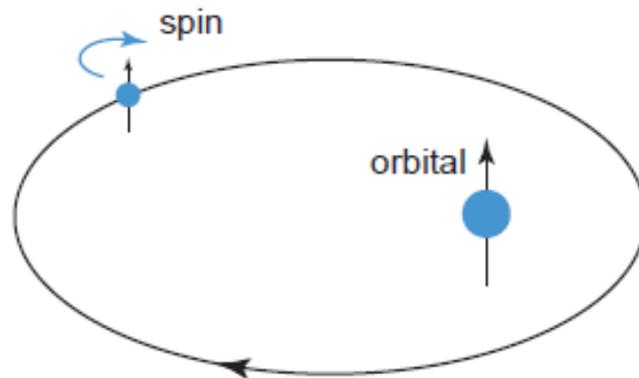


Figura 14 – Analogia entre o movimento do spin de elétron e o núcleo do átomo com o movimento de rotação e translação da Terra em relação ao Sol. A figura não representa o spin com seu movimento típico de precessão [6].

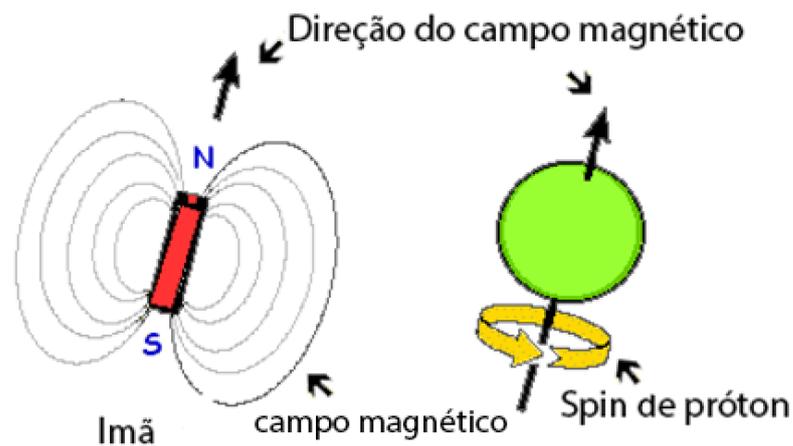


Figura 15 – Analogia entre os campos magnéticos gerados por um spin de próton e os gerados por um ímã, adaptado de [36]

Mas a analogia entre o Spin e o movimento de translação da Terra não se dá como total verdade, pois o spin possui um movimento comumente comparado ao de um “pião” sob ação do campo gravitacional. Movimento este conhecido como *movimento de precessão*, conforme ilustra figura 16. E a frequência de precessão pode ser determinada através da equação de *Larmor* [6]:

$$\omega_0 = \gamma * B_0$$

Onde ω_0 representa a frequência de precessão (também conhecida como Frequência de *Larmor*), e define a quantidade de giros por segundo (precessão), B_0 representa o campo magnético principal, definindo a intensidade do campo magnético externo e γ representa a razão giromagnética, constante característica de cada átomo.

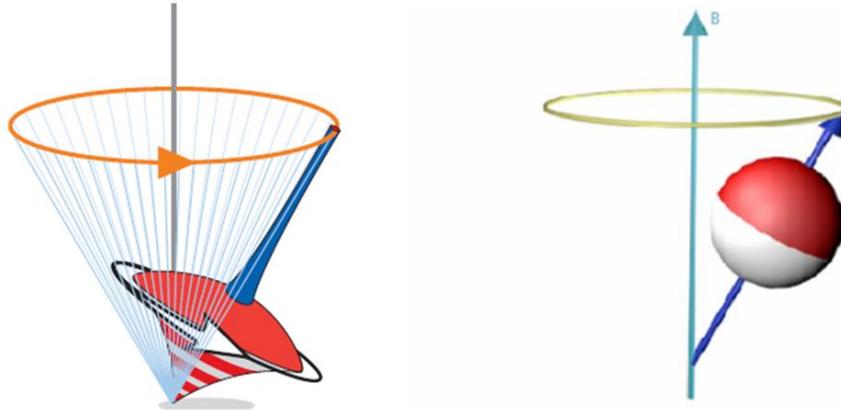


Figura 16 – Representação da analogia de um pião em movimento, à esquerda, com um spin em movimento de precessão, à direita. Analogia esta que é comumente usada para descrição do movimento de precessão de Spins [4]. A seta B_0 indica direção do campo magnético principal no spin em questão.

2.2.2. HIDROGENIO, MOMENTOS DE MAGNETIZAÇÃO E SINAL RM

O elétron não é a única partícula elementar que gira. O próton e o nêutron também possuem essa propriedade. Conseqüentemente, a rotação de um núcleo atômico é a soma vetorial das rotações de seus prótons constituintes e nêutrons. O valor da rotação depende tanto do número de massa como do número atômico [37]. A figura 17 lista os valores de rotação de uma série de isótopos de importância biomédica.

Núcleo	Spin	$\frac{\gamma}{2\pi}$ (MHz/T)
${}^1_1\text{H}$	$\frac{1}{2}$	42.57
${}^2_1\text{H}$	1	6.54
${}^{12}_6\text{C}$	0	
${}^{13}_6\text{C}$	$\frac{1}{2}$	10.71
${}^{14}_7\text{N}$	1	3.08
${}^{15}_7\text{N}$	$\frac{1}{2}$	-4.31
${}^{16}_8\text{O}$	0	
${}^{17}_8\text{O}$	$\frac{5}{2}$	-5.77
${}^{31}_{15}\text{P}$	$\frac{1}{2}$	17.23
${}^{33}_{16}\text{S}$	$\frac{3}{2}$	3.27
${}^{43}_{21}\text{Ca}$	$\frac{7}{2}$	-2.86

Figura 17 - Valores de Spins de vários núcleos de interesse biomédico. Um núcleo dado é caracterizado por um valor de rotação exclusivo. Observe que os núcleos ${}^{12}_6\text{C}$ e ${}^{16}_8\text{O}$ de importância biomédica não têm rotação e, portanto, não há sensibilidade a RMN [6].

Na MRI, o átomo de maior importância e foco é o de hidrogênio. Um átomo de hidrogênio consiste em um núcleo contendo um único próton e elétron orbitando o núcleo. O próton com uma carga positiva e o elétron uma carga negativa, assim, o átomo de hidrogênio como um todo é eletricamente neutro.

Além disso, dos principais átomos que compõem o tecido humano, que são: hidrogênio, oxigênio, carbono, fósforo, cálcio, flúor, sódio, potássio e nitrogênio [24], o hidrogênio é o elemento mais presente, onde cerca de 10% do peso corporal se deve ao hidrogênio [38]. Seu próton possui a maior razão giromagnética (42,57 MHz/T) e, portanto, a maior sensibilidade a RMN, conforme figura 17, mostrada acima.

Os spins dos átomos de hidrogênio no nosso corpo giram de forma aleatória em situação normal, com suas orientações de campos se cancelando, ou seja, sendo não magnéticos, com um *Momento de Magnetização Líquida* igual a zero. Mas, quando estes átomos estão cercados de forte campo magnético externo como, por exemplo, o campo magnético gerado por um aparelho de Ressonância Magnética, todos estes spins se alinham.

Alinhamento este que pode ser na direção deste campo magnético externo aplicado (alinhamento paralelo), ou na direção oposta deste campo magnético externo aplicado (alinhamento anti-paralelo). Alinhamentos estes representados na figura 18.

O que determina a orientação destes átomos é a quantidade de energia associada com cada átomo/próton individual. Aqueles com uma pequena energia extra, possivelmente advinda de algum aquecimento local ou outras variáveis aleatórias, vão se alinhar de forma contrária ao campo magnético e estarão em um *Estado De Energia Alto*. Aqueles que se alinham com o campo magnético estão em um *Estado De Energia Baixo* [39].

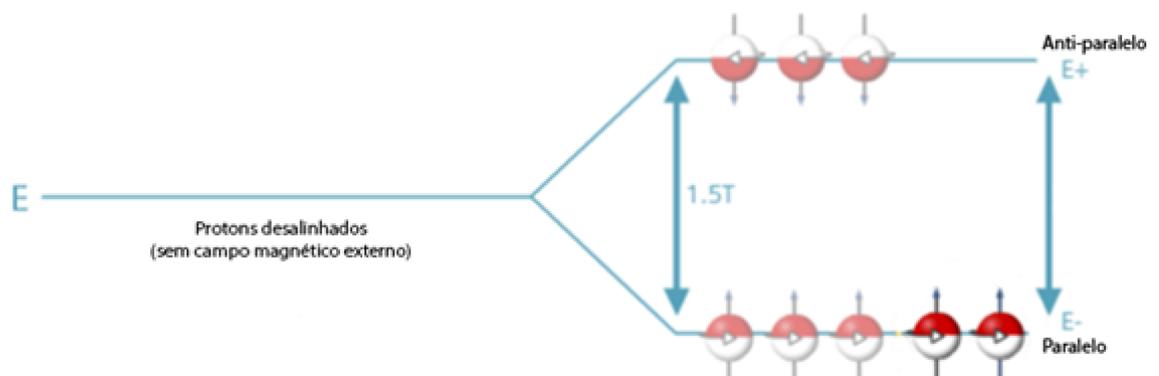


Figura 18 – Representação do alinhamento de prótons sob influencia de campo magnético externo de 1,5 Tesla, adaptado [16]. A ilustração em questão se trataria de um exemplo de magnetização líquida nula se presente apenas os três primeiros prótons á esquerda de E+ e E-, mas os dois prótons excedentes em paralelo são responsáveis por não gerar uma magnetização líquida nula.

As maiorias das precessões estão em estado de baixa energia, apontando na direção do campo magnético externo. Alguns prótons mais energéticos tem seu movimento de precessão apontado para a direção oposta ao campo magnético externo. Se cancelados todos os prótons que são opostos, obtém-se uma Magnetização Longitudinal na direção do campo magnético externo, observada na figura 19.

Como a diferença de energia entre as duas orientações dependem da força do campo magnético externo, o campo de magnetização líquida aumenta com a força do campo. Mas, este tipo de magnetização não pode ser mensurado ou detectado diretamente, por estar na mesma direção do elevado campo externo aplicado.

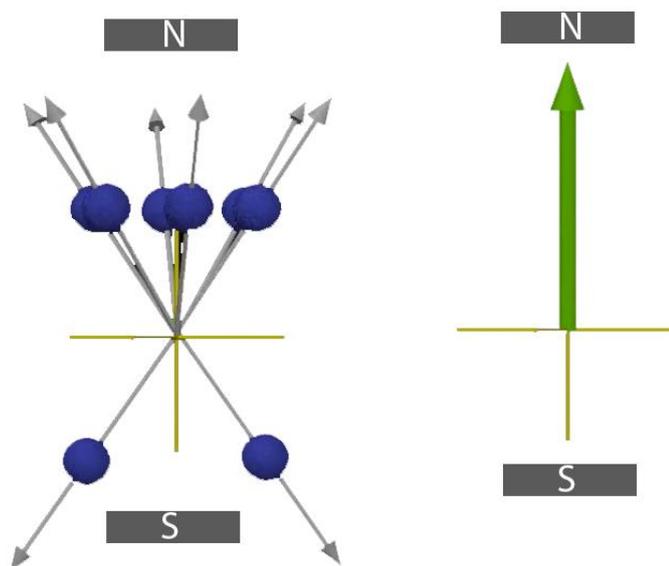


Figura 19 - Representação de uma magnetização longitudinal de prótons do átomo de hidrogênio onde é possível se ver, á direita, a resultante vetorial dos campos magnéticos dos Spins , adaptado [39].

Prosseguindo, tem-se que uma energia pode ser introduzida em um sistema de Spins estáveis aplicando uma onda eletromagnética da mesma frequência que a frequência de Larmor, realizando assim uma condição de ressonância. A onda eletromagnética necessária é gerada em um poderoso transmissor de radiofrequências e aplicada ao objeto a ser fotografado por meio de uma bobina de antena [31].

Assim, dois fatos principais ocorrem: primeiramente, alguns prótons em estado mais baixo de energia absorvem essa energia aplicada e “giram” para o lado mais energético. O desejado é se aplicar energia o suficiente para empurrar 50% dos prótons para o lado de maior energia, tendo assim 50% dos prótons no lado mais energético e 50% no menos energético. Fazendo isso, a magnetização longitudinal se reduz para zero, pois as forças magnéticas de cada estado se cancelam. Em seguida, a onda de radiofrequência senoidal coloca todos os spins em fase, fazendo-os girarem juntos.

Agora, se somados todos os momentos magnéticos, obtém-se uma Magnetização líquida orientada de forma horizontal (ou 90 graus) em relação à magnetização longitudinal, magnetização esta chamada de Magnetização Transversal.

Sempre que a magnetização transversal está presente, ele gira ou precede sobre o eixo z, que tem o efeito de um gerador elétrico e induz uma tensão alternada da mesma frequência que a frequência Larmor em uma bobina receptora: o sinal de ressonância magnética, do inglês *Magnetic Resonance* (MR). Este sinal é coletado e processado com receptores sensíveis e computadores para gerar a imagem MR. A figura 20 mostra um conjunto de receptores desses sinais MR em questão posicionados em um paciente, receptores estes que podem ser observados em maior detalhe na figura 21.



Figura 20 – Bobinas de recepção de corpo, responsáveis por captar o sinal de MR, que posteriormente é processado. Esta se trata de uma bobina de corpo, utilizada comumente para exames de abdômen, tórax e quadril. Existem diversos tipos de uso geral e também específicos, como bobinas para crânio, ombro, joelho, tornozelo e afins [40].

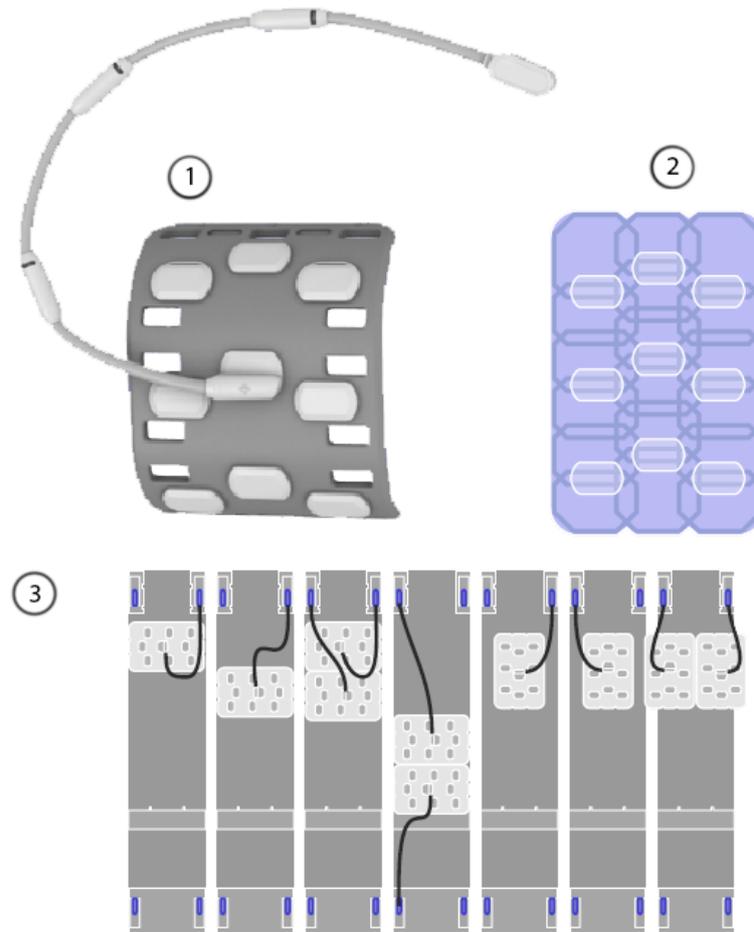


Figura 21 – A bobina de corpo com seu conjunto de receptores de sinal MR podem ser observados em “1”. Em “2” e “3”, tem-se um desenho em detalhe, com destaque para o posicionamento dos canais receptores e suas ligações. Este conjunto é comumente utilizado para exames de Tórax, Coração, Abdômen, Pelve e Quadril e possui dimensões de 385mm x 590mm. Adaptado de [41].

2.3. TIPOS DE MAGNETO

Para exames de MRI, se é necessário a presença de um campo magnético para manipulação de prótons presentes no corpo humano. Campo este que é gerado através de um magneto, centrado na máquina de MRI, que funciona de forma similar a um ímã em larga escala. Em aplicações biomédicas, estes magnetos possuem três variações: magnetos Permanentes, magnetos Resistivos e magnetos Supercondutores.

Em sistemas com magnetos permanentes, é utilizado um ferro magnetizado, como um ímã, em uma grande barra torcida em forma de “C”, representado na figura 22, onde os dois polos magnéticos estão próximos e situados de forma paralela. Assim, no espaço entre estes polos, é formado um campo magnético uniforme o suficiente para uso em imagem médica, com força de campo variante que pode chegar até 0,4 Tesla, o que restringe seu uso apenas a imagens. Este ferro torcido pode chegar até 30 toneladas de peso [42], o que exige um site com piso devidamente reforçado. Dentre suas vantagens, estão os baixos custos de compra iniciais, comparados aos sistemas com magnetos supercondutores, além de maior conforto para pacientes que sofrem de claustrofobia, por conta de seu formato em “C”, sendo mais aberto e compacto [43].



Figura 22 – Foto de um sistema Siemens Magnetom C! [43], equipamento de ressonância magnética compacto e de baixo campo magnético, se comparado com equipamentos mais robustos de magneto supercondutor.

Já em sistema de magneto resistivo, são utilizados magnetos por meio de condutores padrão, como por exemplo, uma bobina de cobre na forma de uma bobina de solenoide, ou seja, uma bobina cilíndrica de fio, onde o seu campo magnético uniforme é encontrado tipicamente no interior desta bobina.

Estes tipos de magnetos possuem um custo de fabricação relativamente baixo, mas em compensação, necessitam de grande fluxo de corrente constante enquanto são magnetizados para realização de imagens. Sua bobina central possui resistência elétrica, o que pode demandar até 50 kW para operação [44], além de possuir limitações de campo magnético de até 0,3 Tesla, o que também limita seu uso apenas para realização de imagens. Por conta destes fatores, Este tipo de magneto está praticamente extinto do mercado de equipamento de RM [45].

Por fim, em sistemas de magneto supercondutores, que são os sistemas mais utilizados no mercado [44] e utilizado no MAGNETOM Aera, objeto de maior foco deste trabalho, são também utilizados solenoides feitos de ligas metálicas, rodeados por cobre. Mas, estas ligas em específico, possuem propriedade de zero resistência a corrente elétrica quando arrefecida em temperaturas próximas ao zero absoluto, equivalente a 0 grau Kelvin ou a -273 graus Celsius. Assim, é possível se alcançar correntes elétricas próximas a 500 Amperes, e conseqüentemente, campos magnéticos de 1,5 Tesla até 11,7 Tesla [46], podendo ter assim aplicações em Neurologia, Espectroscopia, Angiografia (conforme ilustra figura 23) e outros [40]. Equipamentos com este tipo de magneto possuem um campo magnético constante, mesmo com a máquina não realizando procedimentos de exame.



Figura 23 – Angiografia cerebral realizada por um sistema Siemens Magnetom Aera com campo magnético de 1.5 Tesla. Imagem realizada com Field of View de 180x180 mm, em uma matriz de 482x512 [47]

No modelo de ressonância de maior foco deste trabalho, o Magnetom Aera, utiliza-se o magneto OR98, com 70 cm de abertura central, comprimento de 137 cm, com temperatura de operação em 4 Kelvin [41]. Por ser um magneto supercondutor e operar em baixa temperatura, o equipamento em questão possui forte dependência em ser mantido em temperaturas criogênicas perto de zero absoluto (-273,15°C,) para permanecer superconduzindo.

O único fluido criogênico adequado para refrigerar os magnetos em ressonâncias magnéticas é o hélio líquido, devido ao seu baixíssimo ponto de ebulição (4,216 °K, ou -268,93 °C) [48] e características de uso seguro [49]. Assim, o Hélio possui o ponto de ebulição mais baixo dos elementos, existindo como um gás, exceto em condições extremas de temperatura [50]. A Figura 24 mostra uma seção transversal de uma MRI moderna, mostrando a abertura em que o paciente é posicionado e a disposição do imã supercondutor circundante formado por fios, e canais de refrigerante líquido de hélio.

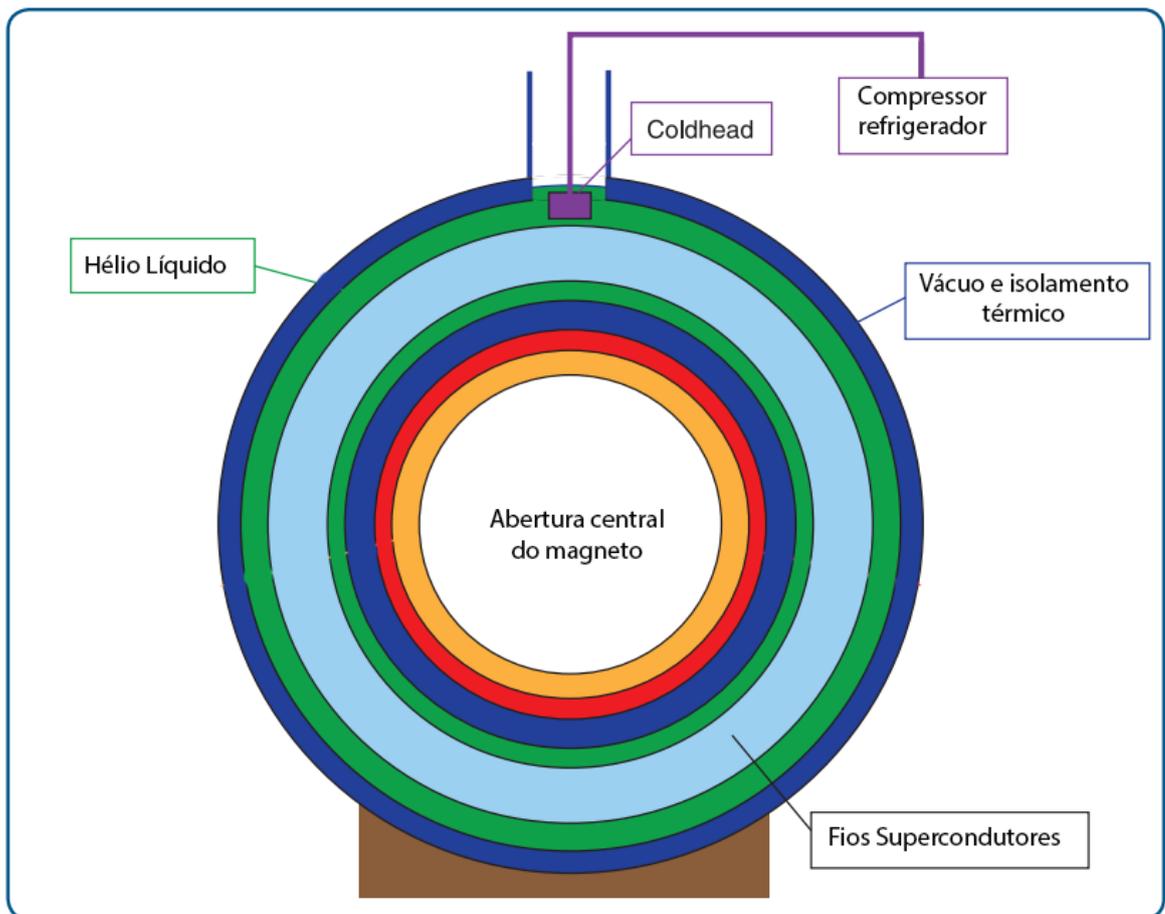


Figura 24 - Corte transversal de uma ressonância magnética mostrando ímã supercondutor e refrigeração líquida de hélio. Durante a operação do equipamento as temperaturas internas naturalmente se elevam, fazendo este Hélio se gaseificar novamente. Gaseificação esta que passa pelo Coldhead, que o transporta para um compressor e transforma este Hélio em líquido novamente, o devolvendo para a camada eterna do magneto, adaptado de [51].

O magneto OR98 possui capacidade para até 1.280 litros de Hélio [41], onde este gás nobre fica exposto a temperaturas muito elevadas, fazendo com que ele oscile entre líquido e gás, durante operação do equipamento. Com a existência destas oscilações em mente, dentro do sistema de resfriamento, existe um componente chamado *Coldhead*.

O *Coldhead* [52] recondensa o gás de hélio para líquido para evitar que ele se perca totalmente. Inclusive, máquinas mais recentes possuem sistema de *zero boiloff*, e garantem zero perda de gás hélio em operação clínica cotidiana. Em casos extremos, quando chegado ao ponto crítico, ou seja, quando ocorre um aumento de temperatura interna, pode ocorrer um apagamento do campo magnético, mais conhecido como *quenching*, onde o sistema expulsa todo o hélio contido no magneto de forma abrupta. O magneto em questão pode ser observado na figura 25.



Figura 25 - Transporte de um magneto modelo OR98, utilizado no sistema de ressonância magnética Siemens Magnetom Aera, capaz de gerar um campo magnético de 1,5 Teslas [53].

2.4. MÉTODOS E MATERIAIS

Nesta sessão, serão apresentados os procedimentos do processo de instalação de um equipamento de ressonância magnética, bem como seus requisitos, recursos e partes envolvidas. Serão evidenciados, além de fatores técnicos e normativos, também os fatores humanos envolvidos, destacando sua importância e consequências de não conformidades em suas etapas.

2.4.1. FLUXOGRAMA GERAL DE INSTALAÇÃO

O processo de instalação de uma ressonância magnética possui complexidade proporcional ao equipamento médico em questão, com diversos setores e etapas envolvidos. Abaixo, um fluxograma básico na figura 26, sobre as etapas que incluem fatores humanos e departamentos envolvidos em que este processo ocorre.



Figura 26 – Fluxograma atual básico do processo de instalação de uma ressonância, desde a assinatura de contrato, até a entrega do produto. Vale ressaltar que este processo não está em sua forma ideal, e possui algumas falhas.

O processo se inicia com um acordo entre o cliente adquirente do equipamento e o representante comercial regional, onde após acordado, o projeto passa a estar sob responsabilidade da equipe de *Project Managing* (PM).

A equipe de PM fica então responsável por enviar a carta de apresentação ao cliente e em seguida solicitar a planta arquitetônica do site onde o equipamento será instalado, para que assim seja possível propor um projeto prévio com possibilidades ao cliente, e gerando requisição para compras de periféricos e serviços de terceiros, se necessário.

Em seguida, se é agendado com o supervisor de site as visitas ao cliente, se necessário, e confirmado a data e local de entrega do equipamento. De forma paralela, também se é necessário a verificação de disponibilidade de ferramentas para instalação, visando uma maior eficiência no processo.

Após o idealizado, o projeto é repassado ao cliente, que fica então responsável pela execução do mesmo. Etapas estas do projeto representadas pela instalação mecânica do equipamento, que inclui construção de uma gaiola de Faraday, posicionamento adequado do equipamento em sua chegada, observado na figura 27, construções de *tubo quench*, *filter plates* e instalações elétricas. Todos estes termos serão explanados nas sessões seguintes.



Figura 27 – Transporte de um sistema de ressonância magnética para seu site durante instalação. Seu acesso à sala de exames é comumente feito por um guindaste com acesso pelo teto [54].

Assim que finalizada a instalação mecânica, a equipe de coordenadores de serviço (*Dispatchers*) deve ser alertada, e se responsabiliza pelo agendamento de uma visita de um CSE (*Customer Service Engineer*), ou seja, um técnico ou engenheiro de campo, para realização da instalação final, calibrações e testes de qualidade do equipamento. Assim que realizados estes procedimentos, o CSE deve também preencher um protocolo de instalação (*Installation Protocol*), atestando que a máquina foi calibrada e tem sua qualidade garantida. Os procedimentos de calibração e certificação de qualidade também serão evidenciados nas sessões seguintes.

Por fim, antes da entrega do equipamento, se é necessário o agendamento e realização da aplicação do equipamento. O procedimento de aplicação nada mais é que a visita de um especialista de radiologia representando a Siemens, orientando o operador da máquina do site, apresentando seus recursos, e montando protocolos de aquisição de imagens de acordo com a necessidade e preferências do cliente.

É importante observar que, mesmo todo o processo já ser bem definido, com as partes técnicas baseadas em normas de segurança e qualidade, é um processo composto e gerido por pessoas. Caso uma das partes não seja executada de maneira correta, um prejuízo conseqüentemente se refletirá nas etapas seguintes. As problemáticas mais frequentes serão também evidenciadas em sessões seguintes.

Abaixo, um fluxograma com detalhes sobre o processo de instalação, na figura 28.

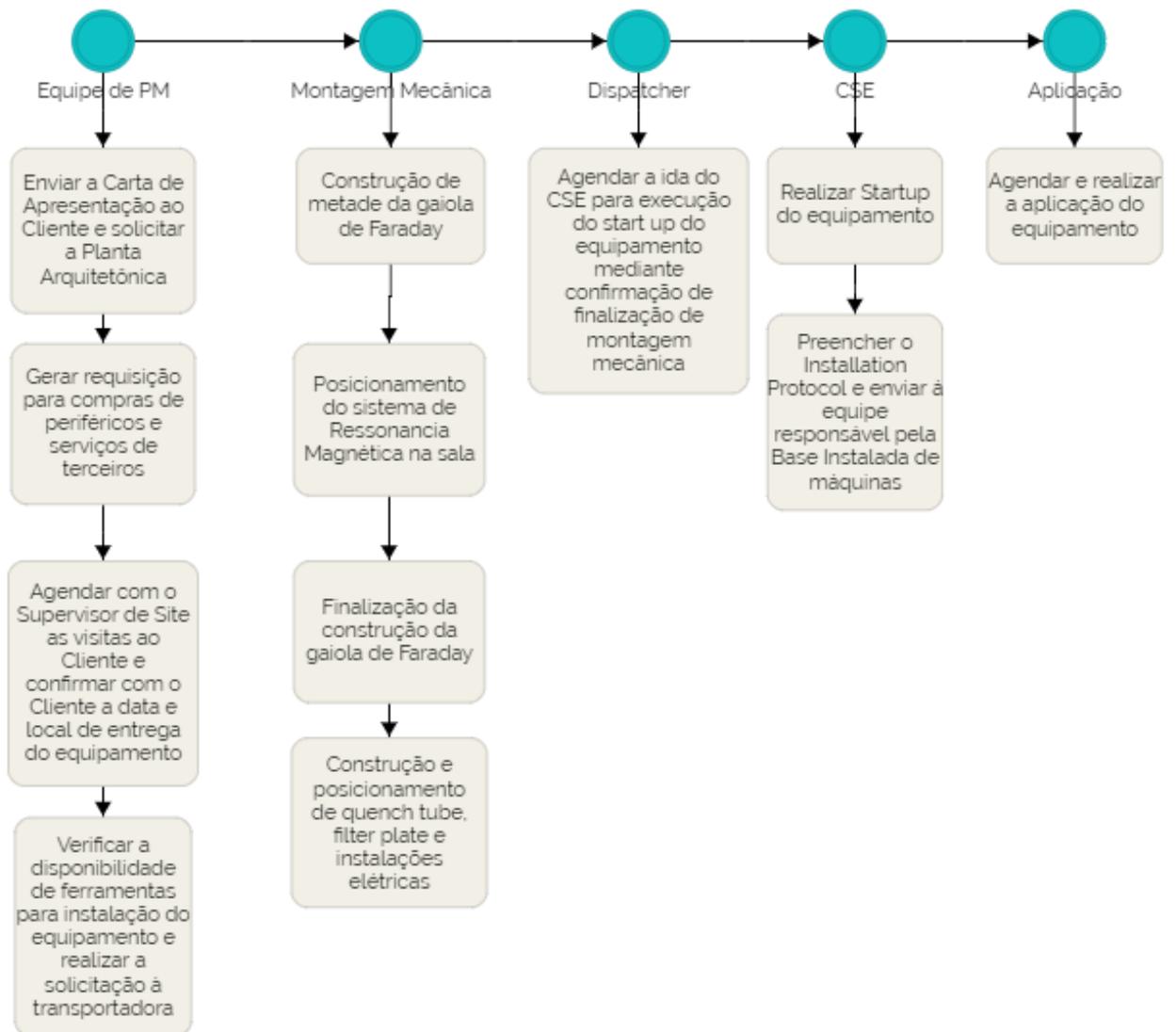


Figura 28 – Fluxograma detalhado de operações do processo de instalação de um sistema de ressonância magnética, com as responsabilidades e tarefas de cada parte envolvida destacadas.

2.4.2. TUBO DE QUENCH

Um *quench*, em RM, refere-se à perda súbita de supercondutividade quando sua temperatura é aumentada [55]. Conforme sessão *Tipos de Magneto*, no estado supercondutor, a resistência dos enrolamentos da bobina magnética é igual a zero e, portanto, nenhuma energia é necessária para manter o fluxo de corrente. Se a temperatura da bobina aumenta acima do limiar de supercondutividade, os enrolamentos de repente desenvolvem uma resistência finita. A elevada corrente circulante que passa por esta resistência elevada da bobina cria calor. Este calor provoca uma explosão repentina e evaporação de hélio líquido.

Durante um *quench*, a energia térmica dissipada provoca uma expansão extremamente rápida do hélio líquido. O *tubo de quench* e a saída de extinção devem ser capazes de ventilar um grande volume e pressão do gás. A razão de expansão do hélio do líquido a 4,2 K para a temperatura ambiente é de 1:757 [56].

O volume de gás gerado deve ser direcionado com segurança externamente para a atmosfera e para longe dos espaços públicos, pois a liberação de um grande volume de gás de hélio para as áreas públicas será um risco para a vida. Os riscos são:

- Deficiência de oxigênio com alto risco de causar asfixia. (Os níveis de gás de hélio, em ppm, foram calculados e tabulados em concentrações de risco de O₂ conforme tabela 1)
- Visibilidade prejudicada devido à nuvem de neblina de condensação associada.
- Queimaduras crônicas e hipotermia do contato com a nuvem de gás frio.
- Danos nos olhos e pulmões causados pela exposição ao gás frio.

O_2 % (Vol/Vol)	Concentração de Hélio (ppm)	Critério de efeitos e danos
19,5	66,986	Nível mínimo seguro para um espaço fechado [57].
17	186,603	Para vazamento, ventilação ou liberação descontrolada de gases inertes, não existe um risco antecipado de danos em nuvens contendo pelo menos 17% de O_2 [57].
12,5	401,914	Os casos de liberação previstos calculados por dispersão mostram que existe um risco letal antecipado de atmosferas com concentrações de 12,5% de O_2 e abaixo.
6	712,919	Inconsciência resultante em morte [58]. Morte praticamente inevitável [59].

Tabela 1 – Tabela com relações referentes à concentrações de gás Hélio em partes por milhão (PPM) e seus respectivos critérios de efeitos e danos ao ser humano.

Para o design adequado de um *quenching tube*, se torna necessária atenção em itens como o material do tubo, contração térmica, isolamento, sinais de aviso, dreno de água, design da saída e outros.

Quanto ao material do tubo, ele pode ser feito a partir de tubo de aço inoxidável não magnético, com ligas AISI 304, 309, 316, ou 321 e com uma espessura mínima de 0,7mm, de seção transversal redonda, possuindo contração térmica de até 3mm que deve ser considerada no projeto [56].

Este tubo pode ser feito também de alumínio, com ligas 6063 e 6082 de espessura mínima de 2,0 mm também de seção transversal redonda, e com contração térmica de até 4,5mm. Um tipo de solução utilizada para minimizar efeitos destrutivos de contrações térmicas é o uso de “barrigas” de aço inoxidável, utilizados a cada 10 metros de tubo [56], conforme ilustra figura 29.

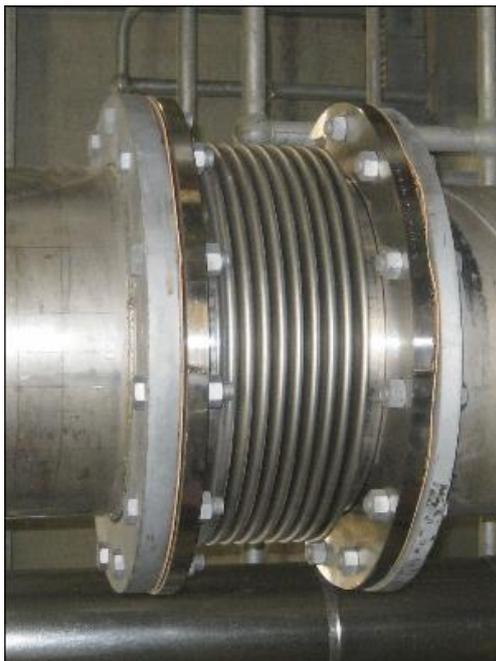


Figura 29 - Flexible bellows, as “barrigas” de aço inoxidável, utilizadas para minimizar efeitos destrutivos por conta de temperatura em tubos quench [56].

Em termos de isolamento térmico do tubo, um isolamento reduzirá a contrapressão, condensação de água e vazamento de ar líquido em superfícies internas e fiação elétrica. A fim de evitar o enriquecimento e condensação de oxigênio do ar líquido, deve-se isolar termicamente o tubo ao longo de seu comprimento total, por meio de fibras minerais, com espessura menor que 25 mm [56], seguindo as conformidades com regulações locais para materiais fibrosos deste tipo. Assim, a expansão térmica do gás frio será menor, se um bom isolamento for instalado.

Quanto à parte externa do tubo, ela deve ser isolada se o acesso não puder ser restrito na saída, e sua terminação deve ser feita em um local público, em que as pessoas possam alcançar e tocar. Isso deve ser aplicado às terminações de tubo horizontal, vertical e em cobertura de edifícios. Na figura 30 pode-se observar um exemplo de tubo quench externo sem isolamento.

Este tubo em espaço externo pode ser feito ou com um isolamento mínimo de 2 metros para proteger uma pessoa de tocar o tubo, ou com uma grade externa de raio de 2 metros, também visando proteção.



Figura 30 - Tubo quench em sua parte externa, sem isolamento no tubo. É possível se observar uma condensação (rastros mais claros da imagem), por conta da baixa temperatura interna no tubo.

O tubo quench deve ser identificado com a fita de aviso "hélio". O tubo isolado deve ser marcado ao longo de todo o seu comprimento dentro do edifício, conforme figura 31.

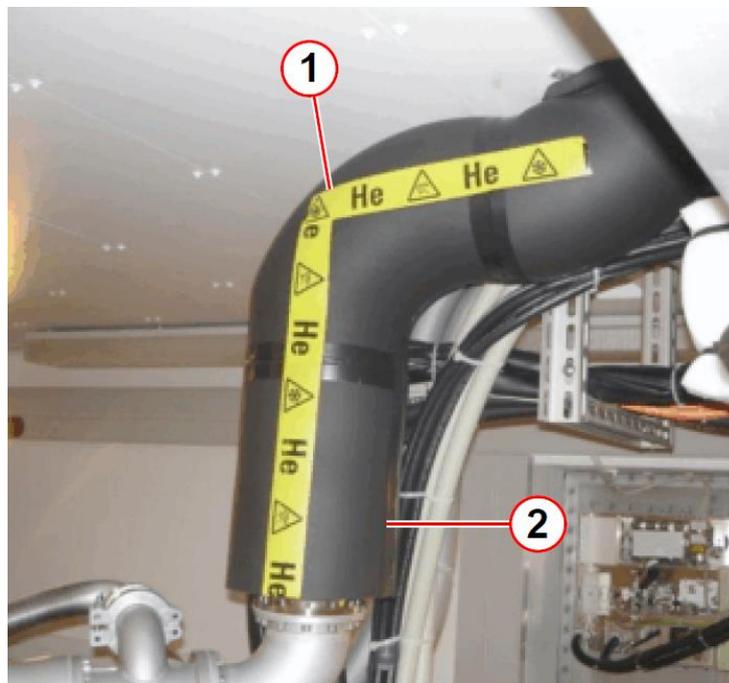


Figura 31 - Tubo quench á saída do sistema de ressonância magnética, onde (1) representa as fitas de aviso "Hélio" e (2) representa o isolamento térmico do tubo [56].

Por fim, á saída do tubo, deve ser instalado um tipo de respiradouro para expulsar o gás de forma segura para espaços públicos e edifícios. Este respiradouro deve possuir pequenos buracos (com diâmetros máximos de 9mm) para dreno de água, provenientes de água de chuva ou condensação, conforme indicado pelas figuras 32 e 33. A dispersão de gás para os furos de 9 mm é aceitável se for externa a um edifício.



Figura 32 – Respiradouro á saída do tubo quench, com uma proteção angular contra água proveniente de chuva logo acima [56].



Figura 33 – Dispersão de Hélio em sua forma gasosa á saída do tubo (1). É possível observar uma pequena vazão de gás (2) pelo respiradouro do mesmo [56].

Conforme dito no parágrafo anterior, estas saídas necessitam também de proteção. Proteção esta feita por uma malha de arame quadrada de aço inoxidável, com uma malhagem de $10 + 2/-1$ mm com fios redondos de $1,0 \pm 0,3$ mm, e área 2,5 vezes maior em relação á área da seção transversal do *tubo quench* conforme ilustra figura 34, pois um diâmetro maior na saída reduz o jato de gás inicial e difunde o volume de gás na saída, além de reduzir o risco de detritos também na saída, fornecendo uma área de superfície maior para dissipar o gás.



Figura 34 - Exemplo de saída do tubo com malha de arame quadrada de aço inoxidável, com área da malha maior que 2,5 vezes o tamanho do tubo quench e malha com $10 + 2 / -1$ mm [56].

Caso os procedimentos descritos nesta sessão não sejam cumpridos de maneira adequada, problemáticas relacionadas à segurança podem ocorrer. Ao verificar alguma não conformidade relacionada a estes fatores em questão, o técnico ou engenheiro de campo responsável pelo Startup deve reportar ao responsável do projeto e da montagem mecânica exigindo adequação dos componentes identificados como problemáticos.

Adequação esta que gera retrabalho, e conseqüente atraso nas demais etapas do projeto, por se tratarem de fatores que colocam em risco a segurança de operadores, pacientes e demais presentes nos arredores do equipamento. Na figura 35 e 36, pode se observar um *tubo quench* com design inadequado, onde foi necessário realizar-se readequação e gerado um conseqüente atraso no projeto por conta disto.



Figura 35 – *Tubo Quench* em etapa de readequação, depois de detectadas não-conformidades em sua instalação. Na situação em questão, foi necessário a instalação de uma “barriga (*Flexible bellow*)” para reduzir efeitos destrutivos de dilatação térmica. Imagem de acervo pessoal.

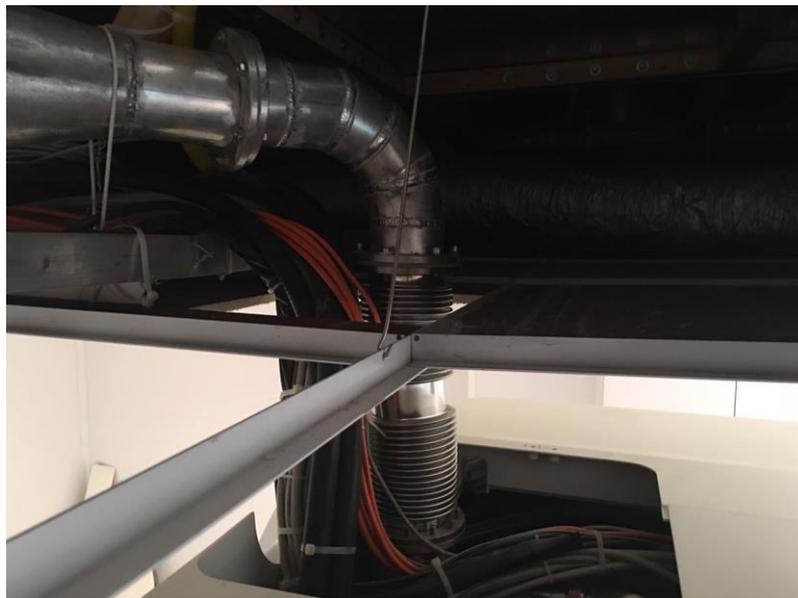


Figura 36 - *Tubo Quench* sem isolamento térmico adequado, onde também se viu necessária realização de readequação antes de se prosseguir com o Startup do equipamento de ressonância. Imagem de acervo pessoal.

2.4.3. BLINDAGEM DE RADIO FREQUÊNCIAS

A blindagem contra radiofrequência (RF) em um scanner MR é obrigatória, a fim de evitar que a radiação eletromagnética provinda do exterior da sala de exames possa contaminar ou distorcer o sinal MR, além de evitar que a radiação eletromagnética gerada pelo aparelho de MR provoque interferência em dispositivos médicos próximos [60]. A maioria dos hospitais adquire a gaiola no seu pacote de acabamento mais básico, que custa em torno de R\$ 90.000,00 reais [61], sem levar em conta possíveis acabamentos adicionais.

A qualidade da cabine RF tem uma influência direta sobre a qualidade da imagem do sistema MR. O isolamento de RF deve circundar toda a sala - paredes, piso e teto. Esta “caixa” condutora usada para proteger a interferência eletromagnética perdida também é conhecida como uma gaiola de Faraday [60].

Conceito este, introduzido e comprovado experimentalmente por Michael Faraday, que afirma que condutores carregados eletrizam-se apenas em sua superfície externa. Para comprovar sua tese, o próprio Faraday entrou em uma gaiola deste tipo, grande o suficiente para abrigá-lo, e fez com que seus assistentes a eletrizassem intensamente. Da gaiola, mantida sobre suportes isolantes, chegaram a saltar faíscas, mas o cientista em seu interior não sofreu nenhum efeito elétrico [62].

Quanto ao material deste tipo de gaiola, praticamente qualquer tipo de metal pode ser usado, incluindo alumínio e aço galvanizado, sendo o invólucro RF mais comum composto por painéis de madeira envoltos com cobre ou alumínio. Na faixa de frequências utilizadas para a ressonância magnética, a profundidade condutora da camada para o cobre é muito pequena (na ordem de 0,1 mm), o que significa que apenas uma fina camada de blindagem metálica é necessária, no quesito proteção, mas na prática acaba usando-se camadas mais grossas, visando à durabilidade da gaiola.

Dos materiais mais utilizados, de acordo com pesquisa empírica com profissionais da área de blindagem médica, tem-se que o cobre possui um preço mais elevado, porém, se trata de uma escolha de material mais durável e mais resistente à corrosão por umidade, sendo assim uma escolha que visa a durabilidade da cabine, podendo ultrapassar mais de 20 anos em uso sem necessidade de manutenções e reparos. A figura 37 ilustra uma sala de exames de RM em processo de construção de cabine de RF.

Outra opção, geralmente mais utilizada, é a do uso do alumínio, que se trata de uma alternativa de menor custo, com suas variações de alumínio 020, 030 ou 040, numerações estas referentes á espessura do material. Quanto maior a espessura, mais difícil seu manuseio, porém, possui maior resistência contra umidade e maior durabilidade. No Brasil, o tipo de alumínio mais utilizado para o fim em questão se trata do alumínio 030.



Figura 37 - Sala de exames de um sistema de ressonância magnética, em etapa de finalização da gaiola de Faraday. É possível observar-se a estrutura de madeira e alumínio no teto e paredes. Imagem de acervo pessoal

Quanto á atenuação (perda gradual de intensidade) destas salas, os vários métodos de medição são estabelecidos e descritos dentro de normas. As medidas de atenuação de blindagem são normalmente realizadas de acordo com as seguintes normas:

- EN 50147-1 (padrão europeu)
- NSA 65-6 (padrão americano)
- MIL STD 285 (padrão americano)
- IEEE 299

Conseqüentemente, é uma prática comum determinar as medidas de certificação com o respectivo cliente desde a fase de cotação e planejamento. As medições devem ser tomadas pelo fabricante da cabine RF, respeitando uma atenuação necessária maior que 90 dB na faixa de frequência de 15 MHz a 128 MHz [56]. Esses valores devem ser verificados por medição antes de o sistema MR ser instalado.

A sala do aparelho de MR se encontra então protegida contra radiofrequências, mas existe a necessidade de passagem de tubos e fios em geral, sejam para fins de iluminação ou mesmo de passagem de Hélio entre aparelho e compressor externo á sala de exames. A figura 38 ilustra estas passagens em questão.

Qualquer estrutura (por exemplo, fio, tubulação ou duto) que atravessa a parede deve passar através de um painel de penetração que contém filtros de RF (filtro de atenuação de bandas) e guias de linha [63], painel este comumente chamado de *RF filter-plate*.

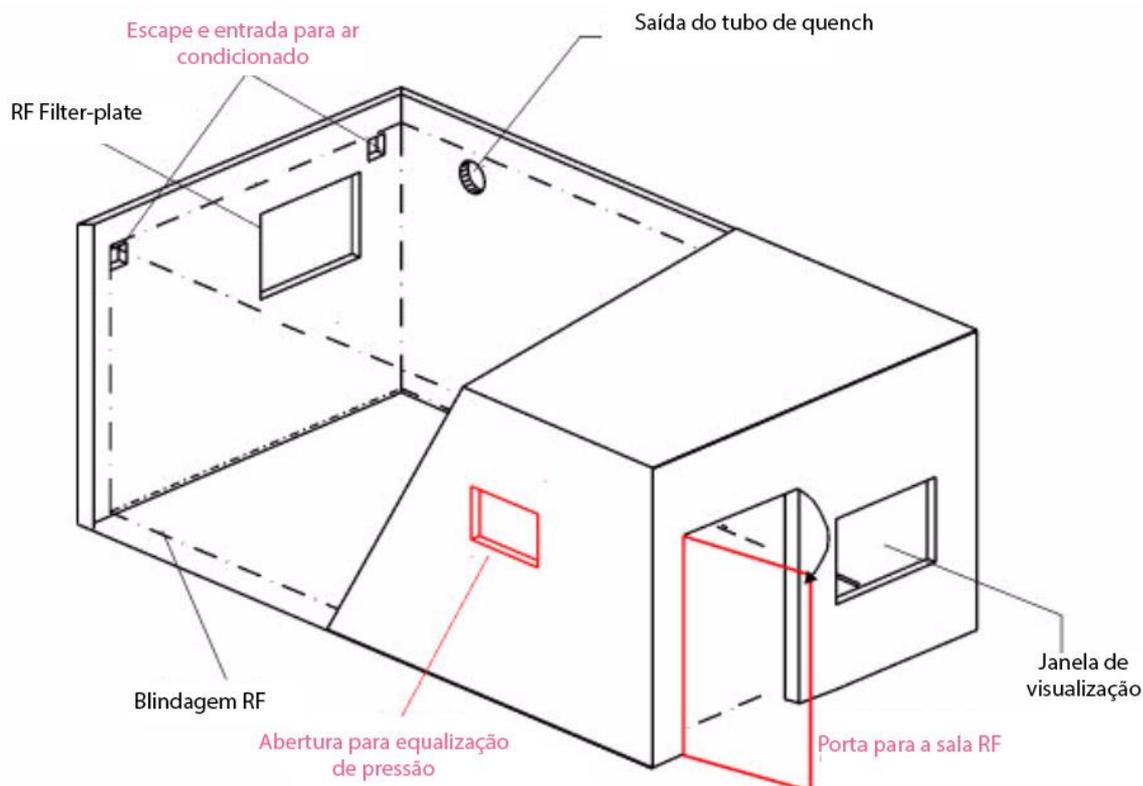


Figura 38 - Design de uma sala de exames de ressonância magnética, incluindo todas as entradas e saídas físicas da mesma, como saída de *tubo quench* e entrada de guias de linha através do *RF Filter-plate*. Adaptado de [56].

Um filtro de atenuação de bandas é um elemento eletrônico passivo composto de componentes indutivos e capacitivos colocados em série com a linha elétrica que penetra no *filter-plate*. Este filtro permite a passagem de todas as frequências, exceto as que estão em uma faixa estreita em torno da frequência de Larmor [63].

Para tubos, cabos de fibra ótica e tubulações, é necessário um tipo diferente de filtro, chamado *guias de linha*. O tipo de guia de linha usado nas instalações de MR geralmente é um tipo circular (cilíndrico) com um ponto de corte bem abaixo da frequência de Larmor [63]. Na faixa de frequências utilizadas na ressonância magnética (10-300 MHz), um cilindro com uma relação comprimento por largura de 4:1 ou superior será efetivo no bloqueio de radiofrequências no intervalo desejado. Após todos estes fatores levados em consideração, pode-se observar uma sala de exames RM com acabamento de cabine finalizado, na figura 39.



Figura 39 - Sala de exames de um sistema de ressonância magnética. O local em questão se trata do mesmo representado pela figura 35, mas agora com sua gaiola e acabamento estético finalizado, restando apenas acabamentos de carenagem à esquerda do equipamento e na mesa do paciente. Em “1”, é possível observa-se a passagem do *tubo quench* da sala de exames para o exterior da sala. Imagem de acervo pessoal.

Caso os requisitos e procedimentos não sejam cumpridos de maneira correta, algumas consequências podem ocorrer. Caso alguma parte da gaiola não esteja fixada ou não posicionada de maneira correta, vibrações podem ser geradas durante procedimentos de exames ou testes de qualidade.

Vibrações estas que podem gerar *Interference Spikes*, ou simplesmente “picos de interferência”, que são interferências de RF geradas por acumulação de eletrostática e descargas por conta dessas vibrações, que geram “picos” dentro dos dados brutos obtidos pelo equipamento [41]. Estes picos são muito curtos e preenchem apenas um ou alguns pontos no conjunto de dados brutos e terão amplitudes acima do nível de ruído típico. O teste de detecção de *Spikes* pode ser observado na figura 40.

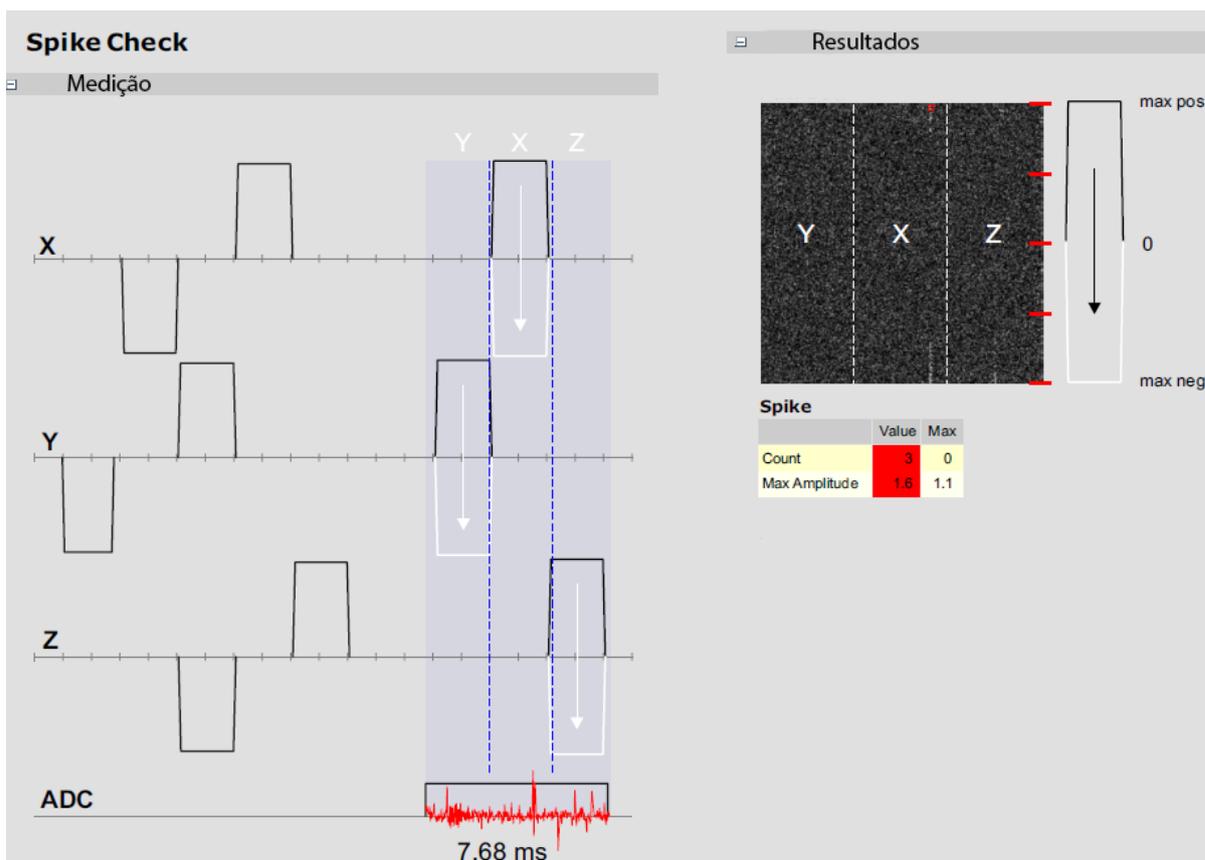


Figura 40 - A sequência de teste de *Spikes* começa com uma série inicial de pulsos de gradiente de fortes polaridades positivas e negativas em todos os três gradientes destinados a causar um acúmulo de energia elétrica estática, causada por qualquer componente móvel (cabos, proteções, etc.). O conversor ADC é ativado e, novamente, é aplicado um padrão de pulsos de gradiente com amplitudes variando de máximo positivo a máximo negativo. Quaisquer descargas elétricas estáticas causadas por peças móveis ou soltas serão capturadas pela bobina receptora (geralmente a bobina do corpo) e ADC e armazenada nos dados brutos. No teste exemplificado na figura, foram detectados um total de 3 *Spikes*, onde o valor adequado seria de 0 *Spikes*. Adaptado de [41].

Outra possível problemática gerada por montagem indevida de Gaiola de Faraday é relacionado a falhas na blindagem de RF, onde equipamentos externos à sala de exames podem acabar interferindo durante obtenção de imagens MR, gerando artefatos nos dados brutos e, conseqüentemente, na imagem final.

Além de comprometer desempenho do equipamento, o técnico ou engenheiro de campo não será capaz de finalizar o Startup até que um problema de vibrações ou artefatos seja sanado, por não conseguir finalizar os devidos testes de qualidade com sucesso.

Além de ser de difícil detecção, na maioria das vezes, se torna necessário retrabalho do responsável pela fabricação da Gaiola de Faraday, consequente reagendamento de atendimento e nova visita de um técnico ou engenheiro de campo para finalização do Startup. Retrabalhos estes que podem levar meses, atrasando as demais etapas do processo de Startup em si.

2.5. START UP

Depois de realizada a etapa inicial da instalação descrita na sessão anterior, onde o equipamento é alocado na sala de exames e é realizada a montagem física, se torna necessária a realização do *Startup* do equipamento, ou seja, a realização da etapa final da instalação onde é feita a calibração, finalização da montagem e se estabelece o campo magnético necessário ao equipamento. Etapa esta que é realizada por um técnico ou engenheiro de campo. A figura 41 mostra um fluxograma da etapa final de instalação.

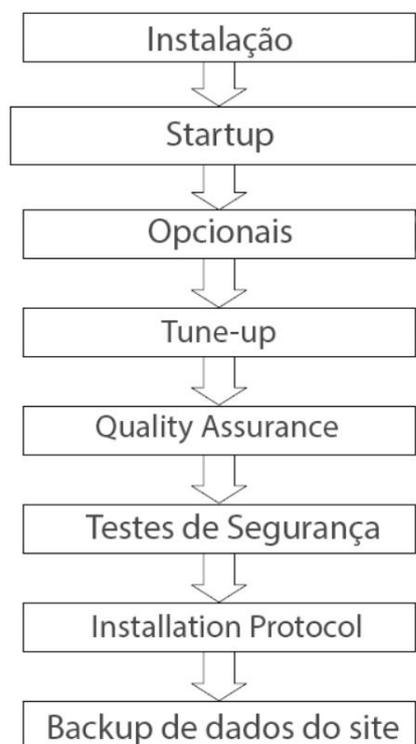


Figura 41 - Fluxograma da etapa final de instalação. Depois de realizada estas etapas, o equipamento já se encontra pronto para uso. No campo “opcionais”, entende-se como a configuração de itens opcionais como, por exemplo, mesas de paciente removíveis. Adaptado de [64].

Antes de se estabelecer o campo magnético, é necessário checar alguns pré-requisitos para tal operação. Primeiramente, deve-se verificar em todos os componentes de energia se a tensão utilizada é a tensão adequada ao site. Tensões estas que podem variar entre 380, 400, 415 e 480 volts [64].

Em seguida, recomenda-se a verificação da posição da bobina principal de gradiente, verificação esta realizada com base na indicação de posição de fábrica, indicada na figura 42. Os gradientes são linhas de fio ou folhas condutoras finas em uma carcaça cilíndrica que é posicionada na região de diâmetro interno do scanner de MR. Quando a corrente é passada através dessas bobinas, um campo magnético secundário é criado. Este campo de gradiente distorce ligeiramente o campo magnético principal em um padrão previsível, fazendo com que a frequência de ressonância dos prótons varie em função da posição [65].

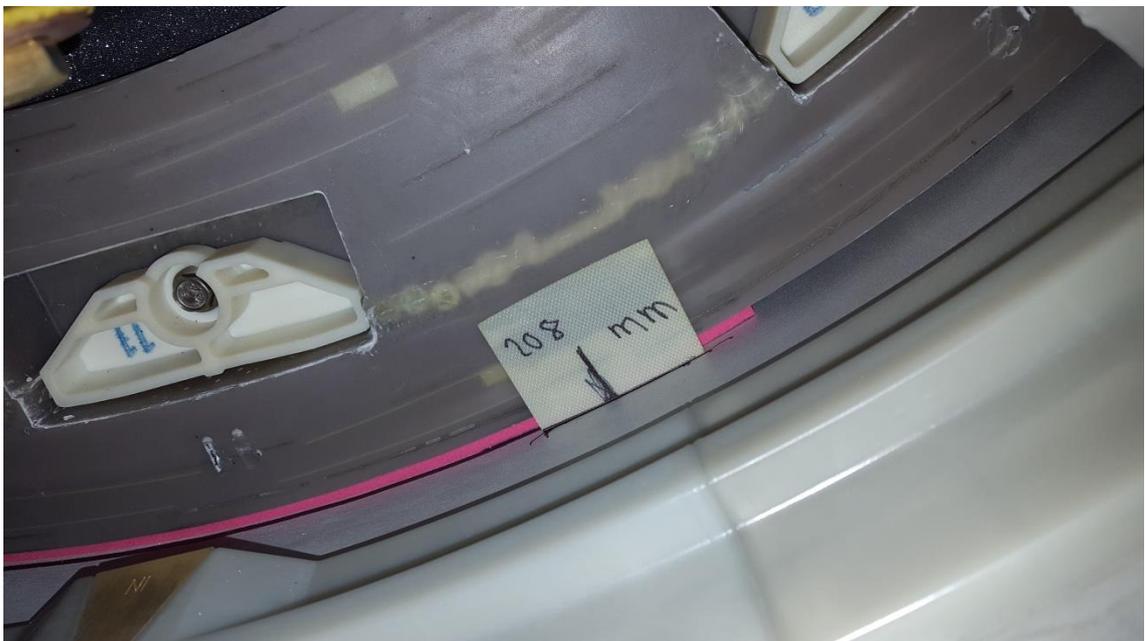


Figura 42 - A posição da bobina de gradiente é marcada antes de sair da fábrica. O responsável pela instalação deve verificar se a posição é a mesma indicada pela etiqueta certificando-se de que não houve movimento desta bobina no transporte do equipamento. A distância indicada (208mm no exemplo da imagem em questão) se refere á distância no eixo X entre a linha da etiqueta e a linha no encaixe do scanner [64].

A principal função dos gradientes, portanto, é permitir a codificação espacial do sinal MR. Os gradientes também são críticos para uma ampla gama de técnicas "fisiológicas", como angiografia por RM, difusão e imagem de perfusão. Caso esta bobina sofra alterações em sua posição por conta do transporte, podem-se acarretar problemas de calibrações de homogeneização de campo magnético e nos contatos com cabos de gradiente.

Por fim, devem-se checar todas as conexões dos cabos de gradiente, com uma atenção para a polaridade dos mesmos (X, Y e Z) entre as conexões, além de verificar-se o torque de cada conexão de cabo.

Estas verificações se tornam importantes, pois, caso haja uma inversão nas conexões de gradiente, as imagens geradas pelo equipamento ficarão também invertidas, e o equipamento não estará apto para realização com sucesso de um *Quality Assurance*, que são testes de qualidade necessários para finalização de Startup. E, caso o torque dos cabos não estejam adequados, vibrações durante o seu funcionamento poderão ser geradas e assim causados *Spikes* nas imagens finais, conforme explicado na sessão *Blindagem de Radiofrequências*.

Estas verificações devem ser feitas em quatro pontos diferentes (ao lado externo do *filterplate*, à saída dos armários de energia, ao lado interno do *filterplate* e à placa de conexão junto ao magneto). Suas polaridades devem ser verificadas de ponto a ponto, com os torques variando entre 22 ± 1 e 40 ± 4 Nm [64], todos indicados pelo manual de Startup.

2.5.1. RAMPING

Após realizadas as devidas verificações indicadas na sessão anterior, deve-se proceder para o processo de *ramping* de campo magnético, ou seja, de finalmente estabelecer um campo magnético adequado para o equipamento. Processo este que leva entre uma hora e duas horas para ser realizado.

Para tal, deve-se certificar que o nível de Hélio do magneto seja maior ou igual a 60% [64], e que todas as ferramentas necessárias estão disponíveis. Ferramentas estas indicadas abaixo:

- Unidade de fonte de energia do magneto 3600 MPSU (figura 43)
- Cabos de energia para 3600 MPSU
- Cabo comunicação CAN
- Cabo comunicação RS232
- Computador
- Pistola de Calor



Figura 43 - Unidade de fonte de energia 3600 MPSU, com seus cabos de energia, comunicações CAN e RS-232 conectados, pronta para iniciar o processo de *Ramping*. Imagem de acervo pessoal.

Inicialmente, deve-se levar a unidade de fonte de energia para parte externa à sala de exames, ou seja, onde estão os armários de energia e a parte externa do *filterplate*. Então, devem-se realizar as seguintes conexões indicadas pela figura 44.

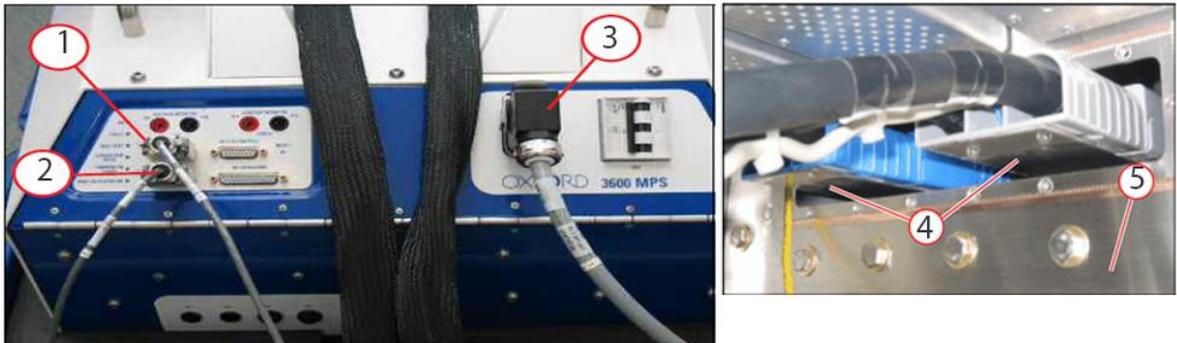


Figura 44 – Conexões realizadas sob a fonte 3600 MPS onde: 1- Conexão CAN, 2- Conexão RS232, 3 – Conexão de alimentação, 4- Cabos de energia que vão até o magneto e 5- Filterplate. Adaptado de [64].

Para iniciar o *ramping* depois de realizadas as conexões indicadas, realizar um teste de transporte via software, para verificar se a fonte com funcionamento de acordo, e então indicar qual corrente deve ser transmitida para o magneto. Corrente esta no documento chamado *Magnet Acceptance*, que vem junto da fábrica com o magneto que esta instalado no scanner MR e possui todos os dados relevantes do mesmo. Um exemplo deste documento pode ser observado na figura 45.

SIEMENS

**Magnet Acceptance Document
Installation Data**

Cryostat Number SMT Reference

System Description

Measured Magnet Centre (Offset) mm
 Gradient Coil Position mm
 Overall System Length mm
 This system requires Kg of iron to shim
(This is a theoretical calculation that may change due to site conditions)

Operating Parameters

Description	Specification Value	Measured Value
Operating Current @ 1.495T	< 600 Amps	511.41 Amps
Field Current Ratio	N/A	12.45 kHz/0.1 Amps
Magnet Type <input type="text" value="OR98--00"/>		

Carbon Resistor Values

Calibration Values	
Room Temperature (296K)	1052.1 Ohms
Liquid Nitrogen (77K)	1389.8 Ohms
Liquid Helium (4.2K)	3206.2 Ohms

Position

	Room Temperature		Helium Temperature	
CCR4 TDC d-e	1090.9	Ohms	3080	Ohms
CCR3 Top c-e	939.7	Ohms	2551	Ohms
CCR2 Middle b-e	1090.9	Ohms	2936	Ohms
CCR1 Bottom a-e	1105.2	Ohms	3019	Ohms

Supervisory values for Helium Level Probe Resistance (using a 250mA Supply)

	K2306 MSUP Probe 1 & 2
@ 0 Resistance	107.0 Ohms
0% Resistance	448
100% Resistance	17.9 Ohms
100% Calibration	75
Diode Table No.	2
Pressure Heater Resistance	20.5 Ohms

Final Temperature Sensor / Recon Values

50K Bore	50K Link	Coldhead	Recon Margin
64 K	54 K	45 K	688 mW

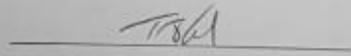
Checked By: T J Hunt Signature: 

Figura 45 - OR98 Magnet Acceptance Document, documento que acompanha o magneto desde sua saída de fábrica, contendo todos os dados e parâmetros de maior relevância do mesmo, bem como posição da bobina de gradiente, resistências para calibrações, corrente de operação e outros. Imagem de acervo pessoal.

Finalmente, depois de verificados todos estes requisitos, pode-se então iniciar o processo de *ramping* do campo magnético do magneto. A figura 46 mostra o terminal de operação da fonte durante este processo.



Figura 46 – Terminal de conexão serial entre a fonte MPS3600 e o computador de operação, com conexão via RS232. Na parte baixa da imagem, o campo “RUNNING UP FIELD” indica que o processo de *ramping* está sendo executado [64].

Durante este processo ocorre aquecimento do equipamento, e como consequência, um aumento da pressão interna do mesmo. Aumento este de pressão que é minimizado pela abertura de válvulas de escape. Por consequência, ocorre a perda de cerca de 2 a 3% de quantidade de Hélio do equipamento. É importante certificar-se que a torre de ventilação e as válvulas de escape de gás Hélio continuam funcionando corretamente após o *ramping*, conforme indica figura 47.

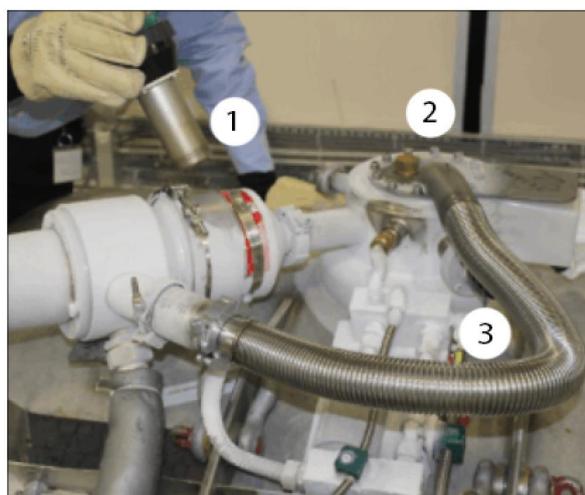


Figura 47 - Procedimento de aquecimento da torre (2) onde se encontram as válvulas de escape (3) através de uma pistola de calor (1), Este procedimento é necessário para se certificar que esta válvula de escape irá se fechar após a pressão interna se estabilizar, evitando assim uma perda maior de volume de Hélio do equipamento [64].

2.5.2. SHIMMING

Após realizado o processo de *ramping* do campo magnético, é necessário por fim realizar o *shimming*. Sabendo-se que as frequências de precessão são proporcionais à intensidade do campo magnético, conforme visto na Equação de Larmor. Este campo magnético então deve ser o mais homogêneo possível ao longo do volume da amostra, de modo a ser possível observar pequenas diferenças em frequência. Caso esta homogeneidade não ocorra de maneira adequada, a intensidade do campo efetivo dentro de um volume possuirá diferentes valores, e conseqüentemente, os spins terão seu movimento de precessão em diferentes taxas de frequência [66], impossibilitando a obtenção de uma imagem de melhor definição.

O *shimming* consiste então em uma homogeneização do campo magnético gerado pelo magneto, pois mesmo seguindo as mais rigorosas tolerâncias de fabricação, a homogeneidade de um magneto saído da fábrica provavelmente será prejudicada por conta dos arredores do local de instalação do equipamento, sendo assim necessária uma adequação.

O *shimming* pode ser passivo, ativo ou ambos. Em um *shimming passivo*, pequenos pedaços de chapa metálicos ou grânulos ferromagnéticos são afixados em vários locais dentro do diâmetro interno do scanner. Em *shimming ativo*, as correntes são direcionadas através de bobinas especializadas para melhorar ainda mais a homogeneidade [67]. O magneto do equipamento em questão deste trabalho, o **OR98**, faz do uso do *shimming passivo* [41], conforme ilustra figura 48.

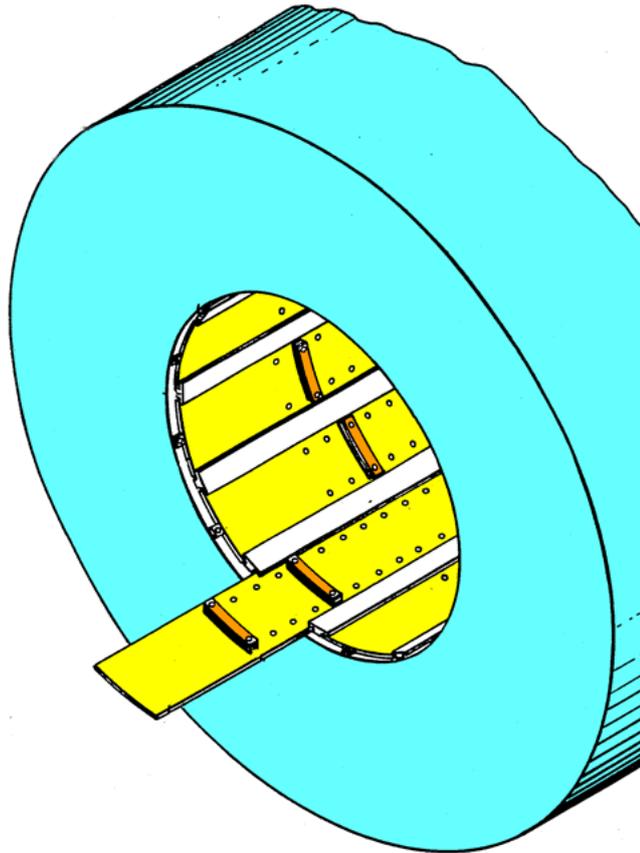


Figura 48- Ilustração de um magneto com shimming passivo, onde os pequenos pedaços de chapa metálicos são fixados nas placas amarelas, na parte interna do scanner [67].

Para iniciar-se o processo de homogeneização do campo B_0 , deve-se colocar no centro do scanner de MR o **Array Shim Device**, representado na figura 49, ferramenta responsável por realizar as medições de campo para o cálculo do shimming passivo.



Figura 49 - Array Shim Device utilizado para medição da homogeneidade do campo magnético nos equipamentos Magnetom Aera. São medidos parâmetros através de 20 interações em posições diferentes, que são obtidas através do movimento da parte circular branca da ferramenta em questão [68].

Com a ferramenta em posição, deve-se realizar uma interação de medição em 20 posições diferentes, variando de 40° em 40° graus de posição no centro do magneto. Após isso, o software do sistema calculará uma quantidade necessária para cada parte das “bandejas” com o material ferromagnético. As chapas metálicas, placas de fixação e software mostrando o resultado do cálculo, podem ser observadas nas figuras 50, 51 e 52, respectivamente.

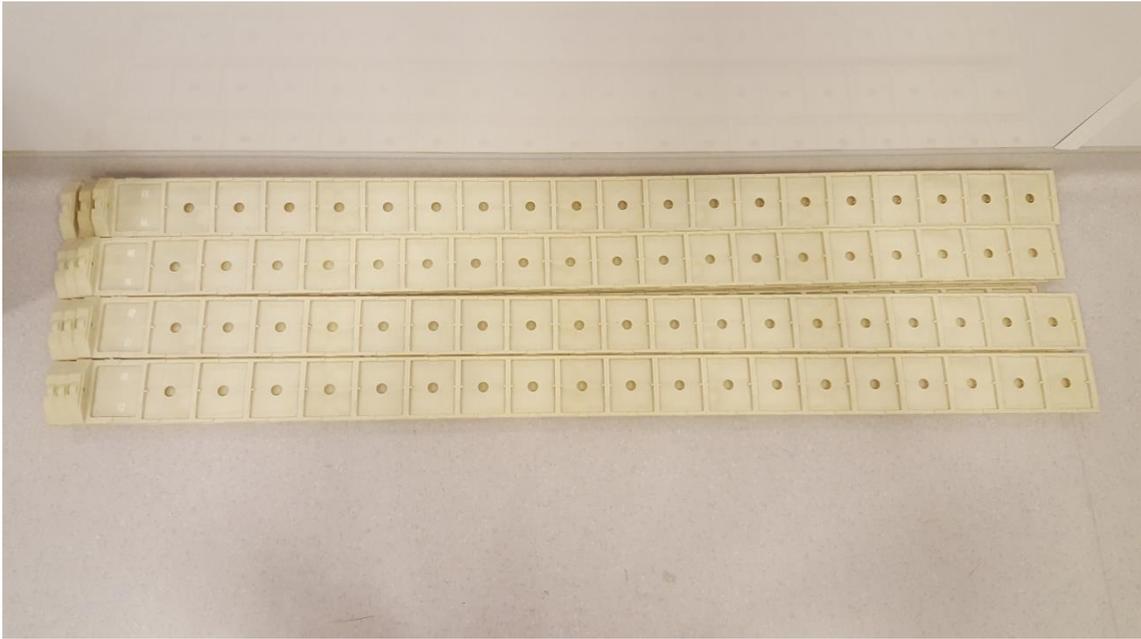


Figura 50 – “Bandeijas” utilizadas como suporte para colocação das placas com material ferromagnético, que são posteriormente inseridas na parte interna do scanner de MR. Imagem de acervo pessoal.



Figura 51 – Placas de material ferromagnético que são inseridas nas “bandejas” e fixadas na parte interna do scanner de MR, de acordo com cálculo feito pelo software. Estas placas vêm em 4 tamanhos diferentes. Para sistema de MR de 3 Tesla, estas placas são feitas de Ferro Cobalto, já em sistemas de 1,5 Tesla, são feitas de Ferro Silício [41]. Imagem de acervo pessoal.

Service Key Expiry Date: 11-Oct-2017

Passive Shim Distribution

iron_to_load ; Shimset: SIE-OR65-AS82-12T19PIP021 plates

Value	Unit	Value	Unit	Value	Unit	Value	Unit	Value	Min	Max	Unit	Value	Unit	Value	Unit	Value	Unit
4.538	kg	4.538	kg	3.000	mm	3.000	mm	-987.9	-1800.0	1800.0	N	-987.9	N	-55.931	ppm	-55.931	ppm

Total Plates

	Plate 1	Plate 2	Plate 3	Plate 4
Tray load (total)	load (total)	load (total)	load (total)	load (total)
All	350 (350)	68 (68)	112 (112)	32 (32)

Plates in Tray 1

Position	change (total)	Plate 1	Plate 2	Plate 3	Plate 4
A	0.000 (0.000)				
B	0.000 (0.000)				
C	0.000 (0.000)				
D	2.582 (2.582)	8 (8)	1 (1)	3 (3)	
E	0.000 (0.000)				
F	0.000 (0.000)				
G	0.000 (0.000)				
H	0.078 (0.078)			3 (3)	
J	0.417 (0.417)	1 (1)	1 (1)		1 (1)
K	0.286 (0.286)		2 (2)	3 (3)	
L	0.560 (0.560)	1 (1)	2 (2)	2 (2)	
M	0.000 (0.000)				
N	0.247 (0.247)		2 (2)	1 (1)	1 (1)
P	0.078 (0.078)			3 (3)	
R	0.000 (0.000)				
S	0.000 (0.000)				
T	0.000 (0.000)				

Figura 52 – Software do equipamento (baseado em sistema Numaris/Syngo) realizando o cálculo de ferro para a distribuição de shimming passivo. No cálculo em questão, tornou-se necessário o uso de 4,538 quilos de Ferro Silício, conforme indicado acima. Imagem de acervo pessoal.

O campo magnético deve ser baixado para zero (*run-to-zero*) novamente após o cálculo por questões de segurança, afinal, as bandejas deverão ser colocadas de volta ao centro do scanner MR, contendo até seis quilogramas de material ferromagnético. Depois de apagado o campo magnético, deve ser inserida a quantidade de metal indicado em cada posição, bandeja por bandeja.

Assim que inseridas as bandejas no centro do scanner, deve-se fazer o processo de *ramping* novamente, seguido de uma nova interação com *array shim device*, repetindo o processo até que o campo seja calculado como homogêneo. Normalmente, este processo deve ser repetido de duas a três vezes até que o resultado desejado seja alcançado.

Com o campo magnético já homogeneizado, são realizados então os processos de *TuneUp* e *Quality Assurance*. O termo *TuneUp* se refere a um conjunto de procedimentos usados para corrigir e compensar as variações de hardware e ambiente para otimizar o desempenho dos scanners, funcionando como um tipo de calibração [64]. O *Tune Up* deve ser executado quando a unidade de MR for instalada inicialmente e, posteriormente, quando determinados componentes de hardware foram substituídos, exigindo que um ou mais procedimentos de *Tune Up* sejam executados.

Já *Quality Assurance*, consiste em um conjunto de procedimentos destinados a verificar se o scanner está operando dentro de parâmetros especificados [64], além de ajudar a identificar e determinar as causas de possível baixo desempenho do sistema. Conforme citado anteriormente, diversos problemas de montagens podem impossibilitar a realização com sucesso destes testes de qualidade.

Ao fim de todas as calibrações e testes de qualidade, o responsável pela mesma deve preencher o *Installation Protocol*, documento que atesta e certifica de que o equipamento foi finalmente instalado e está pronto para ser utilizado de forma clínica.

Protocolo este que serve também para controle da fábrica destes equipamentos, sendo enviado diretamente para sua sede de fabricação na Alemanha, e tem em seu preenchimento adequado e envio do mesmo, um grau de importância elevado.

Caso estes protocolos de instalação não sejam preenchidos de maneira adequada e enviados, a fábrica emitirá notificações com cobranças, podendo ocasionar até o não fechamento do projeto, mesmo com seu término concretizado.

2.6.RESULTADOS

Os chamados “Siemens Workstream” se tratam de projetos internos à própria companhia alemã, que tratam de diferentes assuntos. No decorrer da segunda metade do ano fiscal de 2017, foi realizado um total de nove Workstreams, com temas que consistiam desde planos de setor de vendas e temas relacionados a coordenação de serviços, à temas relacionados a execução de serviços.

Na figura 53, observa-se que um destes Workstreams está intimamente ligado ao tema deste trabalho, com o título de “Startup process”. Tema este que visa buscar melhorias em fatores relacionados com o processo de Startup que foi especificado de forma detalhada ao longo deste trabalho.

Workstreams Project Customer & System Care



- Startup Process
- Regional Offices Profitability
- Escalation Process
- EVOLVE Sales Program
- Dashboard KPIs
- Follow-up calls
- Smart Room
- Communication@CCC
- Training Governance / Ownership CSEs

Figura 53 - Lista de todos os Workstreams realizados no ano fiscal de 2017. Cada tema foi entregue a um líder, que foi responsável pela seleção dos que seriam envolvidos nos trabalhos em questão.

As diretrizes principais do projeto consistiam em mapear o processo atual de instalação, identificar se existem pontos de gargalo ou problemáticas de execução nestas etapas, analisar e propor tratativas e soluções para estas problemáticas identificadas e, por fim, desenhar um novo processo de startup com as melhorias identificadas e evidenciadas.

Conforme explicitado anteriormente, o processo de instalação envolve um bom número de *stakeholders*, e que, para que possam fazer este processo seguir seu propósito de forma eficaz, devem ter seus papéis bem definidos.

A figura 54 ilustra como o processo se comporta atualmente, envolvendo pelo menos quatro grupos de interesse: a Equipe de Projeto Equipe de Montagem Mecânica, Equipe de Coordenadores de Serviço (*Dispatchers*) e Equipe de Execução de Serviços (CSEs), respectivamente.

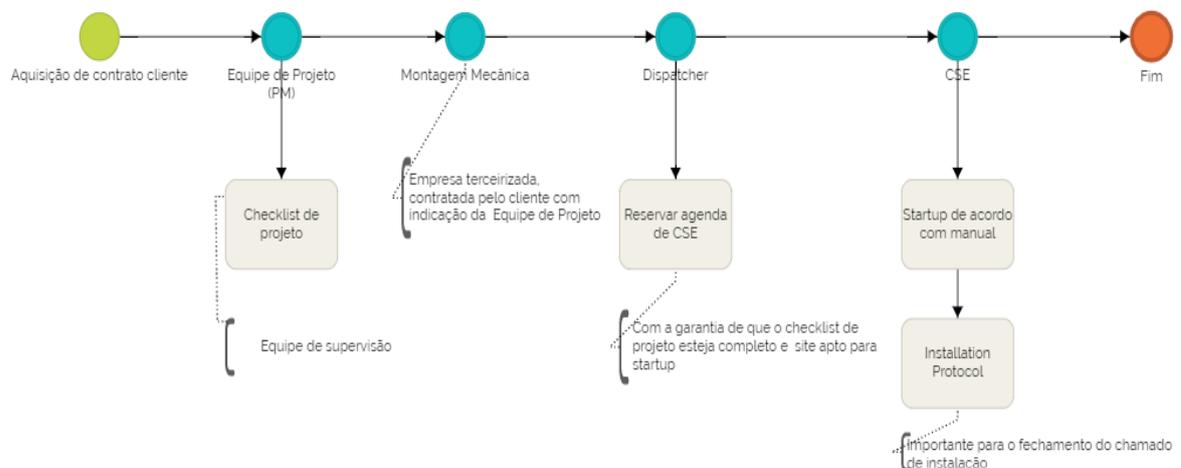


Figura 54 – Fluxograma ilustrando o processo atual de projetos de instalação, evidenciando todos os departamentos e fatores humanos envolvidos no mesmo. Fluxograma desenhado no início do Startup Workstream, a fim de mapear o processo atual e propor melhorias para o mesmo.

2.6.1. PROBLEMÁTICAS DE EXECUÇÃO

A partir de levantamentos e conversas com representantes de cada grupo de interesse citados anteriormente, foi possível perceber e desenvolver alguns pontos relevantes de problemáticas do processo em si. Por mais que existam normas e manuais a serem seguidos, todas as ações são tomadas e acertadas por fatores humanos envolvidos na gestão e execução, o que acaba abrindo possibilidades para falha. Avaliou-se se não seria possível remover ou atenuar os fatores humanos que causam atrasos na instalação, decidiu-se então integralizar e aproximar as partes envolvidas, visando ampliar a confiabilidade e comunicação entre as mesmas.

Um dos problemas reportados pela equipe de Projeto e de Coordenação foi relacionado à disponibilidade de agenda dos CSEs para realização destes startups. Foi observado que os responsáveis pelo projeto muitas vezes acabam pedindo disponibilidade de agenda dos CSEs assim que a montagem mecânica é finalizada, o que acaba gerando falta de agenda para atendimento, uma vez que grande parte dos engenheiros costumam ter de uma a duas semanas prévias de agendamentos já marcados, e conseqüentemente atraso no projeto, além de insatisfação de cliente contratante.

Outra questão identificada no projeto foi em relação ao planejamento e acurácia dos startups previstos. No processo de instalação atual, é fornecido um *forecast*, ou seja, uma previsão, por parte da equipe de Projeto. *Forecast* este feito de forma imprecisa, apresentando apenas a quantidade de equipamentos a serem instalados por regional, conforme ilustra figura 55, sem fornecer nenhum tipo de situação atual de cada equipamento, nem ao menos uma previsão de data de Startup previsto.

FORECAST DE STARTUP -MAIO/2017																																	
Contar de EQUIPAMENTO																																	
Rótulos de Linha	CEN	RIO	SPO	sul	NE	1 Total	CAM	CEN	SPO	sul	NE	2 Total	CAM	CEN	RIO	SPO	sul	NE	3 Total	CAM	CEN	SPO	sul	NE	4 Total	CAM	CEN	RIO	SPO	NE	5 Total	Total geral	
Artis one																																2	
Artis Zee Floor																																1	
AXIOM Iconos MD	1						1																									1	
Biograph Horizon																																1	
Biograph MCT								1					1																			4	
Biopsia																																1	
Cios Select			2	1			3			1			1						1													5	
Luminos Fusion		1					1																									1	
Luminos Select																																1	
Magnetom AERA	1		2				3							1																		4	
Magnetom Amira	1						1																									1	
Magnetom Essenza		1					1	1					1						2	2					1	1	1	1				8	
Magnetom Prisma																																1	
Mammomat Fusion					1		1			1		1													1	1	1	1				5	
Mammomat Inspiration																										1	1	1				2	
Mammomat Select																										1	1	1				1	
Multix B			4				5			1	2	3							2	1					1	1						13	
Multix Fusion							1																									1	
Multix Select DR																																2	
S. Perspective	1						1		1			1		1											1	1						5	
S. Scope		1	1				2			1		1							2	2	1				3			2	2			12	
SIREMOBIL CX5000																																1	
Somatom Emotion																																1	
Somatom Scope Power	1						1																									2	
Symbia EVO EXCELL																																2	
Symbia S							1																									1	
Syngo																																3	
Syngo via		2					2							1						1						1	1	1				9	
Syngo plaza							1					1													1							3	
Upgrade Mag. Essenza																																1	
Upgrade Biplane																																1	
Upgrade Pure																																1	
Upgrade Symphony		1					2																									4	
Total geral	5	6	9	3	4	28	2	2	2	8	14	3	1	1	1	1	1	4	4	14	4	3	2	3	1	13	3	5	9	8	8	33	102

Figura 55 - Modelo atual de *forecast* com previsões de instalações a serem feitas por regional. Note que as previsões mostram apenas a quantidade de equipamentos a serem instalados por modalidade, sem nenhum outro detalhamento como data, responsável por projeto ou outras informações relevantes. Os campos superiores com os textos “Cen, RIO, SPO” e seguintes, representam os nomes das regionais de serviços Siemens, seguidos das quantidades de instalações a serem realizadas em suas respectivas colunas.

Desta forma, este modelo de previsão acaba não auxiliando de forma efetiva os agendamentos e planejamento de atendimentos de startup por parte dos Dispatchers e CSEs.

A seguir, outra problemática observada no processo é com relação aos Installation Protocols. Conforme dito anteriormente, os Installation Protocols consistem em documentos que atestam e certificam de que o equipamento foi finalmente instalado e está pronto para ser utilizado de forma clínica, servindo também como uma forma de controle pelas centrais de fabricação dos equipamentos, situadas em Alemanha e China, com relação à base instalada de equipamentos.

Fato recorrente no processo atual, muitos destes protocolos acabam não sendo enviados, por motivos como a falta de alguma ferramenta que impede preenchimento de certos campos dos protocolos, por envolver mais de um CSE na

instalação e não se definir o responsável pelo envio da documentação, ou por fatores mais simples como esquecimento ou perda destes documentos.

Existem muitas pendências por estas e outras razões apresentadas, e no processo atual, estes protocolos pendentes são cobrados através de planilhas nada práticas conforme ilustra figura 56, enviadas sem periodicidade definida para um grande número de destinatários, buscando localizar e enviar estes protocolos.

Installation Protocol Atualizado em 01/10/2017								
Pending	City	Serial	PS1	Notification	Person	System part	Equipment	Customer Name
04/12/2016	MANAUS	32636	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	412100150432	COBRAR REGIONAL CENTRO	10165977	SOMATOM Emotion 16 (2007)	HOSPITAL E PRONTO SOCORRO
01/05/2017	MANAUS	63810	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100288764	HEITOR VERAS		Somatom Perspective 64/128 (BR)	UNIMED DE MANAUS COOPERATI
04/12/2016	CAMPO GRANDE	63821	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	5081000312626	VITOR RODRIGUES LIMA		Somatom Perspective 64/128 (BR)	DOCUMENTA CLINICA RADIOLOG
31/08/2017	MANAUS	63823	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	5081000316390	REGINALDO ANDERSON ARAUJO		Somatom Perspective 64/128 (BR)	PRONTOCORDER PRON. SOC. CARD
04/08/2017	BELO HORIZONTE	63830	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100354312	VINICIUS TAVARES FIRMIANO		Somatom Perspective 64/128 (BR)	LIBERINO SERVICOS EIRELI
04/12/2016	MANAUS	79465	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100044100	COBRAR GESTOR CENTRO	10045692	SOMATOM Spirit	SAMEL SERV. DE ASSISTENCIA I
04/12/2016	IPATINGA	79739	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100180607	CLAUDIO HENRIQUE AMARO TUASCO	10415119	SOMATOM Emotion 16 Slice (BR)	SERVICOS DE RADIOLOGIA SAO .
04/12/2016	SAO LUIS	79748	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100245774	THIAGO RODRIGUES DE ARAUJO	10415119	SOMATOM Emotion 16 Slice (BR)	C A D I-CENTRO AVANÇADO DE
04/12/2016	IPATINGA	79749	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100231820	VINICIUS TAVARES FIRMIANO	10415119	SOMATOM Emotion 16 Slice (BR)	UNIMED VALE DO ACO COOPERA
04/12/2016	RIO PARDO	79872	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100251067	COBRAR REGIONAL SUL	10415119	SOMATOM Emotion 16 Slice (BR)	MUNICIPIO DE RIO PARDO
04/12/2016	GOIANIA	79876	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100238596	VITOR MALVESTE ITO	10415119	SOMATOM Emotion 16 Slice (BR)	CLINICA VITA CENTRO DE DIAGN
04/12/2016	OSORIO	79878	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100300894	DANIEL NEUMANN VILLARINHO	10415119	SOMATOM Emotion 16 Slice (BR)	SOC BENEFICIENTE SAO VICENT
02/04/2017	CHARQUEADAS	79886	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100320431	EVERTON CARLOS DA SILVA ALVES	10415119	SOMATOM Emotion 16 Slice (BR)	RADCLIN - CENTRAL DE RADIOLO
04/12/2016	JACOBINA	84060	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100096132	MATIAS RIBEIRO BARRETO	10045692	SOMATOM Spirit	CENTRO MEDICO DE JACOBINA L
04/12/2016	VILHENA	84217	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100146572		10045692	SOMATOM Spirit	MEGA IMAGEM CENTRO DE DIAG
04/12/2016	SALINAS	88822	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100178394	COBRAR REGIONAL CENTRO	10415118	SOMATOM Spirit (BR)	CARDIONORTE SERVICOS MEDIC
04/12/2016	MANAUS	88944	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100205540	HEITOR VERAS	10415116	SOMATOM Spirit (BR)	CIMEDICA-CENTRO DE IMAGENO
04/12/2016	ANTONIO PRADO	88952	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100227325	COBRAR REGIONAL SUL	10415116	SOMATOM Spirit (BR)	SOCIEDADE HOSPITALAR SÃO J
21/09/2017	SAO PAULO	91195	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100302045	Victor Tomimaga	10967668	SOMATOM Scope	TRUCKVAN INDUSTRIA E COMER
04/12/2016	CERES	97002	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100249108	VITOR MALVESTE ITO	10967232	SOMATOM Scope (BR)	CLINICA DO APARELHO DIGESTIV
01/05/2017	DIAMANTINA	97010	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100336508	MARCELO ALEIXO	10967232	SOMATOM Scope (BR)	DIAMANTIMAGEM CLINICA DE IM
04/12/2016	ARAXA	97020	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100309640	VITOR RODRIGUES LIMA	10967232	SOMATOM Scope (BR)	SANTA CASA DE MISERICORDIA I
04/12/2016	VIÇOSA	97028	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100283949	VINICIUS TAVARES FIRMIANO	10967232	SOMATOM Scope (BR)	ALFA IMAGEM LTDA.
04/12/2016	SETE LAGOAS	97032	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100298650	VINICIUS TAVARES FIRMIANO	10967232	SOMATOM Scope (BR)	CENTRO DE IMAGEM SETE LAGO
04/12/2016	PRESIDENTE PRUDENTE	97044	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100314052	VITOR RODRIGUES LIMA	10967232	SOMATOM Scope (BR)	FUNDACAO HOSPITAL REGIONAL
04/12/2016	PINHAI	97045	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100314247	SILVIO LUIS PRADI	10967232	SOMATOM Scope (BR)	IMEDI - INSTITUTO DE MEDICINA
21/09/2017	MURAE	97053	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100357872	Victor Hugo Silva	10967232	SOMATOM Scope (BR)	FUNDACAO CRISTIANO VARELLA
02/04/2017	BRASILIA	97055	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100335741	WANDERLEY OLIVEIRA MORAIS	10967232	SOMATOM Scope (BR)	MEDIAGNOSTICO CLINICA DE IM
04/06/2017	RIO DE JANEIRO	97056	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100335631	Claudio Veronez	10967232	SOMATOM Scope (BR)	HOSPITAL DE CLINICAS DR. ALO
02/03/2017	CERES	97057	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100330512	VITOR MALVESTE ITO	10967232	SOMATOM Scope (BR)	MAB & CIA. LTDA. - ME.
04/06/2017	CURVELO	97058	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100330645	VINICIUS TAVARES FIRMIANO	10967232	SOMATOM Scope (BR)	HOSPITAL SANTO ANTONIO
04/06/2017	ARACAJU	97059	FALTA PREENCHER INSTALATION P.	508100358564	GUSTAVO DE HOLANDA CARLOS	10967232	SOMATOM Scope (BR)	CLINICA RENASCENCA SA

Figura 56 - Modelo de planilha utilizado atualmente para registro e controle de Installation protocols pendentes. A planilha é enviada sem periodicidade definida, para uma grande lista de remetentes de e-mail e dificilmente tem suas pendências sanadas, sem que outras partes assumam e auxiliem em seu controle.

Continuando a lista de problemas identificados, tem-se a questão da falta de registros de NCCs por parte dos engenheiros de campo. NCC é uma sigla que vem do inglês e se refere a “Custos de Não Conformidade”, em uma tradução livre. Quando uma organização está em não conformidade significa dizer que um dos processos está ocorrendo de maneira errada. Este erro gera resultados insatisfatórios, ou seja, produtos e custos não conformes, que não estão alinhados a determinados itens de normas de qualidade [69].

No processo atual, identificou-se que não há uma cultura presente quanto ao registro de NCCs, principalmente pelo setor de execução de serviços, ou seja, por parte dos engenheiros de campo (CSEs), pois não existe uma relação consistente entre o número de NCCs registradas, com a quantidade de problemas que ocorrem nos processos de instalação, relatadas de maneiras informais.

Houve também uma percepção de que as quantidades de horas dedicadas em startups estavam ultrapassando a quantidade de horas previstas. Através de uma análise quantitativa comparativa entre horas trabalhadas em startups versus horas que deveriam ter sido trabalhadas em startups, de acordo com manuais dos equipamentos, foi possível fazer esta avaliação.

Lembrando que, uma análise quantitativa busca apontar de forma numérica, dados relacionados com intensidade e frequência de fatos ou acontecimentos de uma determinada amostra de dados [70]. Este tipo de análise é considerada mais adequada na validação de dados explícitos por parte da amostra analisada, medindo e permitindo o teste de hipóteses, pois os resultados são mais concretos e menos passíveis de erros de interpretação [71].

Para realizar esta análise em questão, foram extraídos do sistema integrado de gestão empresarial utilizado pela Siemens, todos os chamados com título de “CHAMADO DE INSTALAÇÃO” (título padrão utilizado para todos os procedimentos de Startup), datando a partir de outubro (início do ano fiscal) de 2014, até Abril de 2017, totalizando 3086 ocorrências de chamados deste tipo, para ressonância magnética, sendo cada ocorrência referente a um atendimento, independente da quantidade de horas que o mesmo tenha.

Somou-se então a quantidade de horas dedicadas em cada atendimento, e assim, para cada tipo de equipamento, realizou-se uma média de horas de instalação. Essa média de horas por equipamento foi então adicionada à tabela abaixo, comparada com o tempo médio que cada equipamento deveria ter de instalação de acordo com manuais, em situações ideais. Assim então, foram comparados, conforme ilustra figura 57.

Equipamento	Tempo medio por chamado (Horas)	Tempo previsto por chamado (Horas)	Diferença
Magnetom Aera	84,2	42,5	41,7
Magnetom Aera (BR)	108,9	42,5	66,4
MAGNETOM Amira (CN)	-	-	-
MAGNETOM Avanto	38,0	42,5	-4,5
MAGNETOM Avanto Dot	105,6	42,5	63,1
MAGNETOM C! Mod.2	262,3	85,0	177,3
MAGNETOM Espree	29,8	42,5	-12,7
MAGNETOM ESSENZA	23,1	42,5	-19,4
MAGNETOM ESSENZA Dot	70,9	42,5	28,4
MAGNETOM ESSENZA Dot (BR)	87,1	42,5	44,6
MAGNETOM ESSENZA Dot (DE)	106,1	42,5	63,6
MAGNETOM ESSENZA DOT UPGRADE	31,0	42,5	-11,5
MAGNETOM Prisma	122,9	42,5	80,4
MAGNETOM Prisma fit	52,5	85,0	-32,5
Magnetom Skyra	59,8	42,5	17,3
MAGNETOM SONATA SYNGO	53,2	42,5	10,7
MAGNETOM Spectra	336,5	42,5	294,0
MAGNETOM Spectra (BR)	74,7	42,5	32,2
MAGNETOM Spectra_DE	161,3	42,5	118,8
MAGNETOM SYMPHONY	-	-	-
MAGNETOM SYMPHONY SYNGO MR	-	-	-
MAGNETOM Symphony, A Tim System	99,6	42,5	57,1
MAGNETOM TRIO, A TIM SYSTEM	250,3	85,0	165,3
MAGNETOM Verio Dot	191,2	42,5	148,7
TOTAL	2.348,84	1.020,00	1.328,84

Figura 57 - Quadro comparativo, onde se é possível observar a quantidade de horas efetivamente dedicadas em Startups na coluna “Tempo médio por chamado”, o tempo previsto por manuais e suporte técnico na coluna “Tempo previsto por chamado”, bem como a diferença de tempo entre estas colunas. Os dados de equipamentos MAGNETOM Amira e MAGNETOM Symphony foram retirados do quadro comparativo, por motivos de inconsistência de dados.

Para fins de maior confiabilidade dos dados, alguns equipamentos foram desconsiderados da conta, como o MAGNETOM Symphony, que em 2014 já havia sido descontinuado, e as horas trabalhadas registradas provavelmente se dão por reabertura de chamados para finalizar algumas pendências, e não se referenciam á horas trabalhadas em instalação propriamente ditas.

Outros dados desconsiderados são em relação ao equipamento MAGNETOM Amira, onde em abril de 2017, data em que os dados foram obtidos, a instalação de sua primeira unidade no Brasil havia se iniciado recentemente.

Como resultado desta análise, foi possível observar que se gastou, no período de 2014 a 2017, aproximadamente o dobro de tempo que deveria ser efetivamente dedicado neste tipo de atendimento.

Como prováveis causas desta diferença entre horas previstas e horas efetivas em instalação, os motivos geralmente se dão por instalação mecânica inadequada, que acarreta um maior trabalho para o CSE na hora da instalação, conforme explicitado nas sessões 2.4 e 2.5.

Foi relatado por alguns CSEs consultados que, frequentemente o engenheiro de campo responsável pelo startup de um equipamento, precisa realizar algumas instalações elétricas que deveriam ser feitas pelo responsável de montagem mecânica, como por exemplo, instalação de nobreak entre o equipamento e ligação de botões de emergência entre botoeiras e quadro de energia, verificação de ligações e conexões gerais por histórico recorrente de erros de instalações e afins. Tais fatos não deveriam ocorrer, tendo em vista que os montadores mecânicos devem preencher e assinar um termo de entrega, com cumprimento de diversos requisitos e checklists.

2.6.2. RESULTADOS FINAIS

Após analisadas as problemáticas, foram estudadas e propostas soluções para as mesmas. Inicialmente, optou-se pela implementação de soluções organizacionais que gerariam baixo custo de serviços, mas que teriam impacto significativo e trariam melhorias no processo em si. Foram propostas seis novas diretrizes, visando uma melhora no processo de instalação atual.

A primeira delas trata-se de uma nova metodologia de comunicação e de *forecast* com previsões, entre equipe de projeto (*Project Managers*) e coordenadores de serviço (*Dispatchers*). Diferente de como acontece atualmente, serão enviados e-mails com *forecast* semanal para a equipe de *Dispatchers* por parte da equipe de *Project Managers* todo as sextas-feiras pela manhã contendo número do cliente, número do chamado de instalação e número de equipamentos com datas previstas para *Startup* a partir da segunda feira subsequente, ou seja, com 9 dias de antecedência. Este e-mail deve ser respondido pela equipe de *Dispatchers* até a segunda feira seguinte, até o fim do dia.

Atualmente existe uma divisão de *Dispatchers* por regional de serviço Brasil afora, existindo de um a dois *Dispatchers* por regional. Esta comunicação com o envio de *forecast* será enviado pelo *Project Manager* responsável pelo projeto diretamente para o *Dispatcher* responsável pelo atendimento das demandas junto á regional de serviço correspondente. Um exemplo da nova proposta de *forecast* semanal pode ser observado na figura 58.

CLIENTE	EQUIPAMENTO	NÚMERO DE SÉRIE	CIDADE	PM	DATA TÉRMINO SUP	CHAMADOS	DISPATCHER	CSE	OBSERVAÇÕES
SUSGA	Magnetom Essenza		São Gonçalo-RJ	Marcela					Depende da finalização das obras
Instituto José Rocha de Sá	Magnetom Essenza		Recife- PE	Marcela					
Hospital Pro Cardíaco	Luminos Fusion	20062	Rio de Janeiro	Marcela		508100312637			Continuação, caso necessário (finalizar start-up)
ABRACE	Luminos Select	20047	Brasília	Raquel					Equipamento armazenado. Depende do término das obras e SRS

Figura 58 - Novo modelo proposto de *forecast* semanal de instalações. O mesmo seria feito de forma semanal, e não mensal como no formato antigo, e de forma mais direcionada, sendo enviado diretamente para o Dispatcher da regional pelo Project manager responsável ao invés de ser enviado de forma geral. Além disso, o feedback entre as partes envolvidas se torna obrigatório e em um período de tempo menor para resposta.

A segunda proposta de mudança é relacionada à inconsistência existente no processo de entrega de Installation Protocols. A proposta de solução apresentada para este ponto seria a criação de uma tarefa (*task*) no sistema integrado de gestão empresarial utilizado pela Siemens referente a este tipo de pendência. Assim, as pendências já estariam associadas a um engenheiro responsável.

Além de possibilitar melhor controle, a possibilidade de reenvio de engenheiro ao site para sanar pendências é realizada com mais facilidade e exatidão, abrindo possibilidades também para uma melhor geração de estatísticas, a exemplo das que foram geradas com auxílio deste sistema de gestão em relação às horas trabalhadas em chamados de instalação, apresentadas na sessão *Problemáticas de Execução*.

A tarefa em questão seria a tarefa IPRO, que ficará pendente como tarefa para o CSE até que o *installation protocol* seja completado e enviado. Tarefa esta que será criada juntamente com a criação do chamado de instalação correspondente, sendo monitorada e encerrada pelo Project Manager.

Em caso de pendências para conclusão de um *installation protocol* como falta de ferramenta necessária, por exemplo, o CSE deve incluir na descrição de atendimento de chamado, para que assim a equipe de Project Manager e Dispatchers possam tomar ações necessárias relacionadas ao retorno do CSE ao site, quantidade de horas necessárias para reagendamento, envio das ferramentas necessárias e afins. A nova tarefa já está disponível no sistema, e pode ser observada em um exemplo na figura 59.

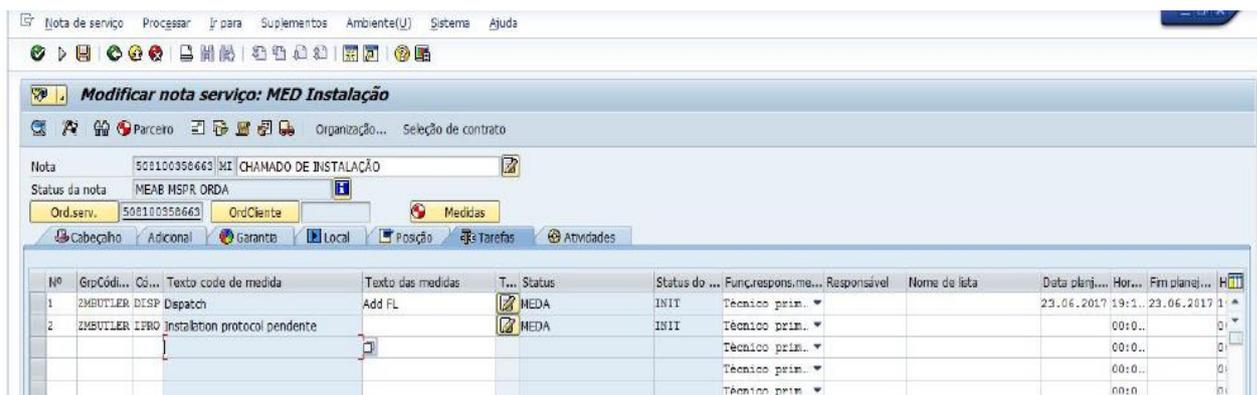


Figura 59 - Exemplo de chamado utilizando a nova proposta no sistema integrado de gestão empresarial utilizado pela Siemens. Observa-se que, para o mesmo chamado, existem na aba “Tarefas” o chamado de instalação propriamente dito em formato padrão DISP, acompanhado da nova tarefa IPRO, que ficará pendente até que seu envio adequado seja efetuado.

Outra proposta de alteração seria a inserção de um novo parágrafo na carta de apresentação ao cliente, referente á reserva e disponibilidade de agenda de engenheiro. Assim que o cliente assina contrato de aquisição de um novo equipamento, o mesmo recebe uma carta de apresentação por parte da equipe de Project Managers, contendo diretrizes gerais de operações, prazos, canais de comunicação e afins.

A proposta em questão consiste na inserção de um novo parágrafo no texto da carta de apresentação, informando ao cliente que a reserva de agenda de CSE deve ser feita com 10 dias de antecedência e, caso ocorra alguma não conformidade no site de responsabilidade do cliente, o prazo de 10 dias deverá ser respeitado novamente para nova reserva de agenda. Esta medida visa compartilhamento de responsabilidade com o cliente, alimentando a transparência e clareza de informações para que o projeto não sofra maiores atrasos. A proposta do novo parágrafo pode ser observado abaixo.

“Após a finalização completa do local de instalação de acordo com todas as necessidades do projeto, inclusive com o ponto de rede disponível, a Siemens providenciará a entrega da máquina e posteriores etapas de montagem mecânica e startup, fase esta final da instalação que compreende a inicialização do sistema e softwares, calibração, ajustes e demonstração de funcionamento.

Visando o cumprimento de todos os prazos e satisfação durante este processo, contamos com a colaboração e assertividade nas informações das entregas de todas as exigências, a fim de cumprirmos o cronograma, precisamos de um prazo de 10 dias para disponibilização total da agenda do engenheiro para o melhor atendimento ao seu equipamento. Caso seja enviado um engenheiro e haja divergências no site que impeçam a continuidade do startup, este prazo deverá ser cumprido novamente, para que possamos disponibilizar o engenheiro exclusivamente para o atendimento. Pedimos que avalie com muito critério a liberação do site com a equipe contratada para realização de obras e instalações definitivas para o equipamento adquirido.”

Outra proposta de simples aplicação, mas que pode contribuir com melhora no processo, seria a ciência do Termo de Entrega (TE) também por parte dos gestores de execução de serviço das regionais. Atualmente, depois de entregue a máquina ao cliente, é enviado um e-mail com este TE por parte da equipe de vendas e equipe de projeto. A proposta é que este TE seja enviado em cópia também para os gestores de serviço, pois assim, os gestores terão ciência do fim da instalação, além de poderem também consultar pendências do tipo IPRO para agilizar o processo.

A quinta proposta de mudança se refere à realização de uma visita formal de CSEs ao site durante ou ao fim da montagem mecânica do equipamento, pois como foi apresentado anteriormente, falhas em montagens mecânicas foram vistas como uma das maiores causas no aumento do número de horas trabalhadas em chamados de instalação. Portanto, este tipo de medida visa minimizar erros e falhas de montagem.

Estipula-se que este tipo de visita deve ser realizada obrigatoriamente em cidades que existam CSEs residentes, sendo sempre solicitadas pelo Project Manager, respeitando um período de no mínimo 5 dias úteis para esta solicitação. Para as demais cidades que não existam CSEs residentes, este tipo de visita se torna facultativa, devido à questões de custo. O Project Manager deve então consultar o Dispatcher correspondente caso haja CSE na localidade em outro tipo de atendimento, e assim então realizar esta visita em momento oportuno.

Estima-se um tempo médio para este tipo de visita de 2 horas, com uma variação de uma hora à mais ou à menos, dependendo da modalidade. Caso sejam observadas pendências ou irregularidades na instalação, o CSE deve incluir na descrição de atendimento de chamado para que medidas possam ser tomadas por parte dos Project Manager e responsável de montagem.

Por fim, uma última medida consiste na conscientização sobre o registro de NCCs. Evidentemente, torna-se necessário orientar os CSEs a começarem a abrir NCCs em startups, quanto à falta de ferramentas, falhas mecânicas e similares, afim de melhor rastreio de problemas, tendo em vista que atualmente, este número de registros não é compatível com a quantidade de irregularidades reportadas muitas vezes de maneira informal. Com o aumento destes registros, será possível se fazer uma melhor avaliação de clientes internos e parceiros (montadores), permitindo melhorias de práticas, processos e geração de estatísticas.

Esta conscientização será feita através de reuniões frequentes entre Gestores regionais com seus CSEs, PMs e Dispatchers correspondentes. O tema deve ser abordado de forma periódica, incentivando a abertura de NCCs, sempre que necessário, como forma de melhoria para todos os setores da empresa. Vale ressaltar que atualmente já existe um responsável na regional Siemens Brasília por registro de NCCs, visando facilitar o processo.

Apresentadas as novas diretrizes, tem-se na figura 60 dois fluxogramas, com o processo na forma atual, e do processo com as novas melhorias propostas, respectivamente.

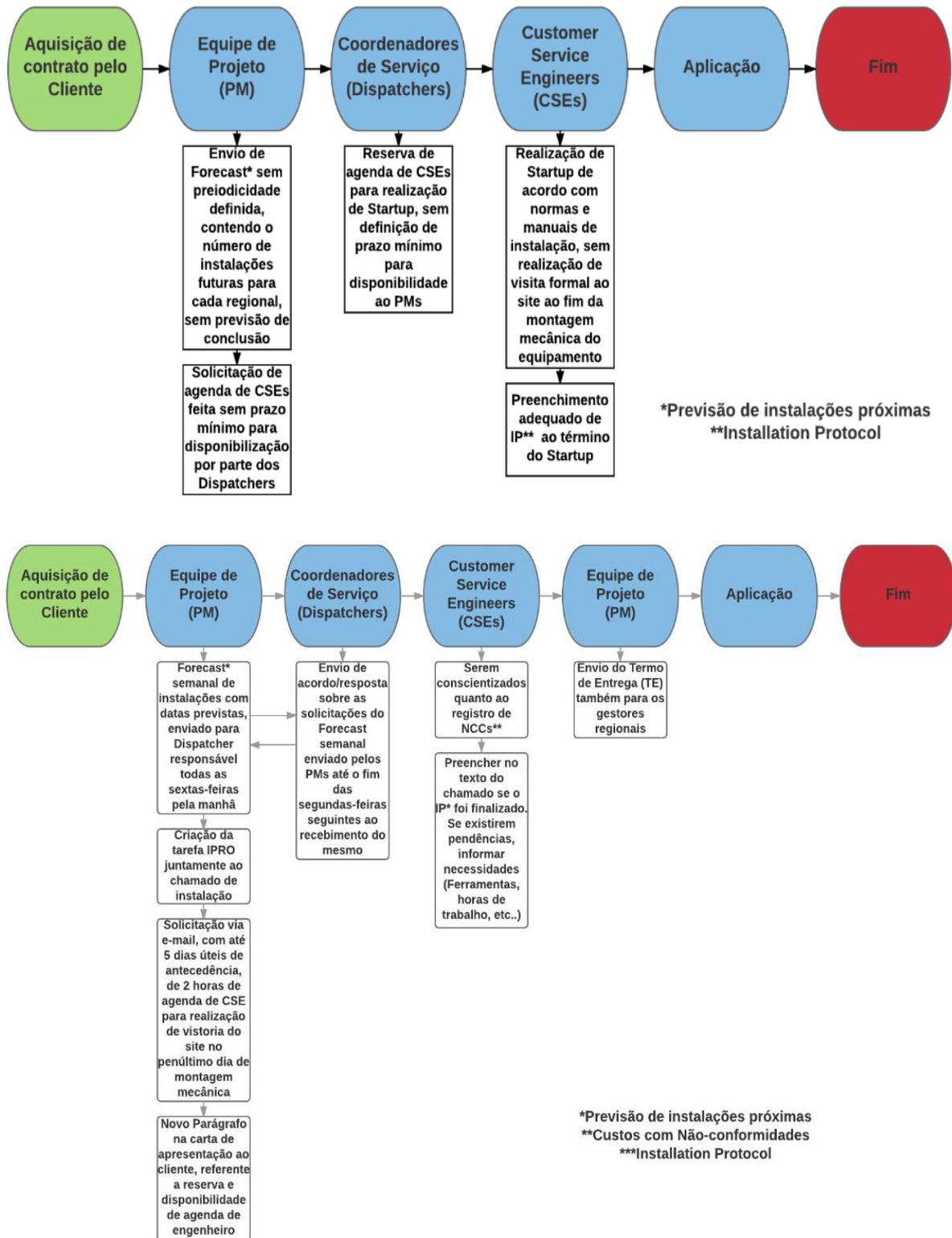


Figura 60 - Fluxograma com novas diretrizes e melhorias propostas pelo Siemens Startup Workstream. Pode-se observar que existem novas atribuições e responsabilidades para todas as áreas envolvidas, bem como uma relação de interação entre equipe de coordenação (Dispatcher) e projeto (PM).

3. CONCLUSÕES

Este trabalho apresentou de maneira inicial uma explicação básica da física e engenharia envolvida no funcionamento de uma máquina de ressonância magnética, que consiste na manipulação de spins dos elétrons associados aos átomos de hidrogênio, átomos esses os mais abundantes do corpo humano, através da emissão de radiofrequências específicas para o campo magnético gerado pelo magneto do equipamento.

Além disso, foram introduzidos conceitos importantes para que um engenheiro seja capaz de ter uma compreensão inicial sobre o assunto, bem como a apresentação de uma contextualização histórica e pontos futuros da tecnologia em questão.

Apresentaram-se também aspectos de responsabilidade de todas as partes de fatores humanos envolvidas na execução de um projeto deste porte, desde a aquisição de um contrato de compra do equipamento, até sua entrega e liberação para execução de exames clínicos, passando assim por etapas de realização e administração de projeto, execução de montagem mecânica, inicialização do equipamento e entrega ao cliente para realização de uso clínico.

Assim, foi possível identificar diversas problemáticas que envolvem pontos de gestão e execução de projeto, a fim de buscar soluções inicialmente de baixo custo e rápida implementação, visando solucionar os pontos de problema e otimizar tempo, custo e conseqüentemente satisfação do cliente com o serviço prestado. Foi avaliado não ser possível remover ou atenuar os fatores humanos que causam atrasos na instalação, decidiu-se então integralizar e aproximar as partes envolvidas, visando ampliar a confiabilidade e comunicação entre as mesmas.

Após concluir que problemáticas de gestão e comunicação eram responsáveis por atrasos e conseqüentemente maiores custos, foram propostas seis soluções que foram apresentadas ao longo do trabalho e já estão sendo implementadas na presente data, restando apenas acertar alguns detalhes de atribuição de responsabilidade sobre as mesmas.

As soluções consistem em uma nova metodologia de comunicação entre setores de Gestão de Projetos e Coordenação de Serviços, criação da tarefa IPRO para gestão de *installation protocols*, criação de novo parágrafo na carta de apresentação ao cliente referente à reserva e disponibilidade de agenda de engenheiro, ciência do termo de Entrega (TE) também para Gestores Regionais, formalização de *Handover* (entrega) e visita de CSEs ao site durante ou ao fim da montagem mecânica e uma conscientização sobre o registro de NCCs por parte dos responsáveis pela execução dos *Startups*. Soluções estas que visam integralizar e aproximar as partes envolvidas, e que não necessitam grande investimento financeiro e tempo para suas implementações.

Como pontos futuros, propõem-se a observação e acompanhamento periódico de resultados obtidos a partir de novos levantamentos similares aos que foram realizados neste trabalho, para observar se as soluções propostas foram eficazes. Caso não se obtenha resultado satisfatório, estudar novas soluções como a de um engenheiro focado neste tipo de atividade ou ainda soluções de outras naturezas, desde que seja estudada sua viabilização de custos.

3.1. TRABALHOS FUTUROS

Depois de entregues e apresentadas estas seis propostas de melhorias para o projeto, atualmente ocorrem reuniões semanais sobre o tema, que visam sanar algumas pendências de decisões. Pendências estas que passam, por exemplo, por divergências sobre a definição de qual setor será o responsável pelas tarefas IPROs, desde criação quanto administração das mesmas. Quando idealizada e proposta esta tarefa, os setores primários designados estavam de acordo. Após apresentadas para as demais partes, houve certas divergências quanto às atribuições de responsabilidades entre os gerentes de coordenação, gerentes de serviço e gerentes de projeto, restando ainda estabelecer acordo definitivo entre as partes, sobre qual setor será responsável pelas IPROs. Na presente data deste trabalho, esta questão ainda está sendo discutida.

Estipula-se também que, em um período pré-determinado, como por exemplo, ao fim de cada trimestre, seja realizada uma verificação se as melhorias propostas estão sendo efetivas, através de indicadores de horas gastas em chamados de instalação pelo sistema integrado de gestão empresarial utilizado pela Siemens e também de *feedback* de clientes e equipes de projeto e coordenadores de serviço. Caso não haja melhorias evidentes, devem-se levantar suas causas e probabilidades, para que possa se analisar e propor novas mudanças ou ajustes.

Conforme levantado na sessão *Resultados*, utiliza-se atualmente o dobro do número de horas previstas em chamados de instalação. Durante o estudo realizado neste trabalho, estudou-se a viabilidade do uso de um engenheiro com foco em startups, que seria utilizado em todas as regionais de serviço do país. O custo da adição de um engenheiro focado em tais atividades foi avaliado de forma complementar ao estudo realizado, com base em levantamento de tempo de trabalho, custos de horas e demanda, e pareceu ter uma viabilidade considerável.

Através da análise das horas totais gastas em chamados de instalação (*Startup*) versus a quantidade de horas de trabalho disponíveis de um engenheiro em período normal de jornada de trabalho, constatou-se que um engenheiro focado apenas nesse tipo de atividade teria demanda constante de trabalho. Assim, surgiu a hipótese de se implementar pelo menos um engenheiro focado nesta função, de forma experimental.

Mas, conforme apresentado no início da sessão *Resultados*, optou-se inicialmente pela implementação de soluções organizacionais que gerariam baixo custo de operacionais de serviço, mas que teriam impacto significativo e trariam melhorias no processo em si. Mesmo sendo aparentemente viável o uso de um profissional focado neste tipo de atividade, é necessário um alto custo em capacitação do mesmo, envolvendo horas de treinamento no exterior em diversos cursos, sendo que cada modelo de equipamento demanda curso específico para realização de seu *Startup*. Além do mais, estimou-se que as horas totais gastas em *Startups* entre os períodos de 2014 e 2017 estão quase dobradas, em relação à quantidade de horas esperadas para esta atividade conforme indicado em manuais. Existe então a probabilidade de que, em um novo levantamento de horas gastas em chamados de instalação em um período de amostragem após a implementação das soluções propostas neste trabalho, a quantidade de horas gastas já não justifiquem o investimento em um engenheiro focado na atividade de *Startups*.

Torna-se interessante então, um novo levantamento e avaliação semestral da quantidade de horas gastas em chamados de instalação, e dependendo dos resultados, avaliar de forma mais detalhada o uso de um engenheiro com este foco.

4. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. KAUFFMAN, G. Nobel Prize for MRI Imaging Denied to Raymond V. Damadian a Decade. **Chem. Educator** **2014**, Fresno, CA, 2014. 84.
2. HORNAK, J. P. The Basics of MRI. **Rochester Institute of Technology**. Disponível em: <<https://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/inside.htm>>. Acesso em: 26 Abril 2017.
3. **NCBI - PubMed**. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=magnetic+resonance>>. Acesso em: 05 Agosto 2017.
4. HENDRIX, A. **Magnets, Spins, and Resonances - An introduction to the basics of Magnetic Resonance**. Erlangen - Germany: [s.n.], 2003. 3 p.
5. BLOCH, F. Nuclear Induction, Stanford, 19 Julho 1946. 460-473.
6. SUETENS, P. **Fundamentals of Medical Imaging**. 2ª. ed. [S.l.]: Cambridge University Press, 2009. 64 p.
7. P., R. The Basic Textbook of the European Magnetic Resonance Forum. **Magnetic Resonance - A peer-reviewed, critical introduction**, 2017. Disponível em: <<http://www.magnetic-resonance.org/ch/21-01.html>>. Acesso em: 26 Abril 2017.
8. PLAYMAGEM. Playmagem - Radiologia. **TCC-RM**. Disponível em: <http://www.playmagem.com.br/radiologia/TCC_RM.pdf>. Acesso em: 26 Abril 2017.
9. EQUIPAMENTOS de ressonância magnética. **Avaliação do Desempenho do Sistema de Saúde**. Disponível em: <<http://www.proadess.icict.fiocruz.br/index.php?pag=fic&cod=Z02&tab=1>>. Acesso em: 21 Outubro 2017.
- 10 ENTENDA o SUS. **Portal da Saúde**. Disponível em: . <<http://portalsaude.saude.gov.br/index.php/cidadao/entenda-o-sus>>. Acesso em: 21 Outubro 2017.
- 11 MPDFT ajuíza ação de improbidade por falta equipamentos de ressonância magnética. **Ministério Público do Distrito Federal e Territórios**, 2017. Disponível em: <

- 2017/9553-mpdf-t-ajuiza-acao-de-improbidade-por-falta-equipamentos-de-ressonancia-magnetica>. Acesso em: 21 Outubro 2017.
- 12 ANS publica dados sobre assistência prestada pelos planos de saúde. **ANS - Agência Nacional de Saúde Suplementar**, 2016. Disponível em: <<http://www.ans.gov.br/aans/noticias-ans/numeros-do-setor/3402-ans-publica-dados-sobre-assistencia-prestada-pelos-planos-de-saude-2>>. Acesso em: 26 Abril 2017.
- 13 MANOLAKAKI, D. et al. Early magnetic resonance imaging is unnecessary in patients with traumatic brain injury. **PubMed.gov**, 2009. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19359907>>. Acesso em: 21 Outubro 2017.
- 14 TABELAS comparativas de preços. **Abmed Convenio**. Disponível em: <<http://www.abmedconvenio.com.br/?id=tabela>>. Acesso em: 21 Outubro 2017.
- 15 TELEMEDICINA MORSCH. Tomografia ou Ressonância: qual o melhor exame de imagem? **Telemedicina Morsch**, 2016. Disponível em: <<http://telemedicinamorsch.com.br/blog/2016/06/qual-o-melhor-exame-de-imagem/>>. Acesso em: 26 Abril 2017.
- 16 SIEMENS HEALTHCARE. MR Basic E-Learning (Rev. 2). Disponível em: <www.siemens.com/healthcare>. Acesso em: 20 Fevereiro 2017.
- 17 RESSONÂNCIA magnética. **TuaSaúde**. Disponível em: <<https://www.tuasaude.com/ressonancia-magnetica/>>. Acesso em: 26 Abril 2017.
- 18 GLOVER, L. Why Does an MRI Cost So Darn Much? **Money - Family Finance**, 2014. Disponível em: <http://time.com/money/2995166/why-does-mri-cost-so-much/?_sm_au_=iVV7WPq7Mvk5DL45>. Acesso em: 26 Abril 2017.
- 19 FORREST, W. Cost vs. benefit determines choice between 1.5T and 3T MRI. **AuntMinnie.com**, 2012. Disponível em: <<https://www.auntminnie.com/index.aspx?sec=log&URL=http%3a%2f%2fwww.auntminnie.com%2findex.aspx%3fd%3d1%26sec%3dsup%26sub%3dmri%26pag%3ddis%26ItemID%3d99990>>. Acesso em: 26 Abril 2017.
- 20 CLÍNICA PERFECTA. Ressonância Magnética. **Perfecta - Diagnóstico por Imagem**. Disponível em: <<http://www.perfectadiagnostico.com.br/ressonancia-magnetica/>>. Acesso em: 26 Abril 2017.
- 21 ALL Nobel Prizes in Physics. **Nobelprize.org**. Disponível em: <https://www.nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/>. Acesso em: 26 Abril 2017.
- 22 TREACY, P. J. Raymond V. Damadian (1936-) Inventor of the first MRI. **LinkedIn**, 2014. Disponível em: <<https://www.linkedin.com/pulse/20140922004324-31515886->

- . raymond-v-damadian/>. Acesso em: 15 Outubro 2017.
- 23 ALL Nobel Prizes in Chemistry. **Nobelprize.org**. Disponível em:
 . <https://www.nobelprize.org/nobel_prizes/chemistry/laureates/>. Acesso em: 26 Abril 2017.
- 24 BANDETTINI, P. A. et al. Time course EPI of human brain function during task
 . activation., Wisconsin, Milwaukee, Junho 1992. 390-397.
- 25 ALBERT, M. S. et al. Biological magnetic resonance imaging using laser-polarized
 . ^{129}Xe . **Nature**, p. 199-201, Julho 1994.
- 26 ALL Nobel Laureates in Physiology or Medicine. **Nobelprize.org**. Disponível em:
 . <https://www.nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/>. Acesso em: 26 Abril 2017.
- 27 BLAMIRE, A. M. What does the future hold for MRI? **International Hospital
 . Equipment & Solutions**. Disponível em: <<http://www.ihe-online.com/feature-articles/what-does-the-future-hold-for-mri/>>. Acesso em: 29 Abril 2017.
- 28 RESSONÂNCIA Magnética MSK Extreme 1.5T. **Catálogo Hospitalar**. Disponível em:
 . <<http://catalogohospitalar.com.br/ressonancia-magnetica-msk-extreme-1-5t.html>>. Acesso em: 15 Outubro 2017.
- 29 RADIOLOGY INFO. Future of Magnetic Resonance Imaging – Whats In Store.
 . **Radiology Info**. Disponível em: <<http://www.radiology-info.org/future-of-magnetic-resonance-imaging.html>>. Acesso em: 29 Abril 2017.
- 30 SIEMENS HEALTHINEERS. Magnetic Resonance Imaging - Clinical Images. **Siemens
 . Healthineers**. Disponível em: <https://www.healthcare.siemens.com/magnetic-resonance-imaging/magnetom-world/toolkit/clinical-images?SYSTEM=hwem_global%3A671>. Acesso em: 09 Julho 2017.
- 31 MAZZOLA, A. A. Ressonância magnética: princípios de formação da imagem e
 . aplicações em imagem funcional. **Revista Brasileira de Física Medica**, 2009.
- 32 COSGROVE, K. P.; MAZURE, C. M.; STALEY, J. K. Evolving Knowledge of Sex
 . Differences in Brain Structure, Function and Chemistry. **Biol Psychiatry**, p. 847–855, Outubro 2007.
- 33 HOWSTUFFWORKS.COM. Ressonance. **HowStuffWorks**, 2009. Disponível em:
 . <<http://science.howstuffworks.com/resonance-info.htm>>. Acesso em: 09 Julho 2017.
- 34 LEON, N. D. Composition of the Atom. **Indiana University Northwest**. Disponível em:
 . <<http://www.iun.edu/~cpanhd/C101webnotes/composition/compatom.html>>. Acesso em:

09 Julho 2017.

- 35 GRIFFITHS, D. In: _____ **Introduction to Quantum Mechanics**. 2^a. ed. [S.l.]: [s.n.], . 2005. p. 183-4.
- 36 INTRODUCTION. **MRIMASTER.COM**. Disponível em: . <<https://mrimaster.com/physics%20intro.html>>. Acesso em: 09 Julho 2017.
- 37 MORRIS, P. **Nuclear Magnetic Resonance Imaging in Medicine and Biology**. 1^a. ed. . Oxford: Oxford University Press, 1986.
- 38 MA, F. **Magnetic resonance in medicine and biology**. **Pergamon Press**, New York, 1984.
- 39 KLIOZE, D. MRI: Basic Physics & a Brief History. **YouTube**, 2013. Disponível em: . <https://www.youtube.com/watch?v=djAxjtN_7VE>. Acesso em: 09 Julho 2017.
- 40 SIEMENS HEALTHINEERS. MAGNETOM Skyra. **Siemens Healthineers**. Disponível em: <<https://www.healthcare.siemens.com.br/magnetic-resonance-imaging/3t-mri-scanner/magnetom-skyra/use>>. Acesso em: 15 Julho 2017.
- 41 SIEMENS. **MAGNETOM Aera Functional Description**. M7-000.850.01.09.02. ed. . Erlangen: [s.n.], 2010.
- 42 DI MUZIO, D. B.; RAY BALLINGER, D. J. Magnets. **Radiopaedia**, 2015. Disponível em: <<https://radiopaedia.org/articles/magnets>>. Acesso em: 15 Julho 2017.
- 43 SIEMENS HEALTHINEERS. MAGNETOM C! 0.35T. **Equipamentos de Ressonância Magnética de 0.35T a 1.5T**. Disponível em: <<https://www.healthcare.siemens.com.br/magnetic-resonance-imaging/0-35-to-1-5t-mri-scanner/magnetom-c>>. Acesso em: 15 Julho 2017.
- 44 COMO funciona a geração de imagens por ressonância magnética. **UFABC - Engenharia Biomédica**. Disponível em: <<http://ebm.ufabc.edu.br/wp-content/uploads/2011/10/Como-funciona-a-gera%C3%A7%C3%A3o-de-imagens-por-resson%C3%A2ncia-magn%C3%A9tica.pdf>>. Acesso em: 15 Julho 2017.
- 45 SISTEMAS de Imagem por RM. **Técnico em radiologia**. Disponível em: . <<http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/index.php/ressonancia-magnetica/sistemas-de-imagem-por-rm>>. Acesso em: 15 Julho 2017.
- 46 11.7 Tesla Bruker BioSpin MRI. **Medgadget**, 2007. Disponível em: . <https://www.medgadget.com/2007/08/117_tesla_bruker_biospin_mri.html>. Acesso em: 15 Julho 2017.

- 47 SIEMENS HEALTHINEERS. Magnetic Resonance Imaging - Imagens e vídeos clínicos. . **Siemens Healthineers**. Disponível em: <https://www.healthcare.siemens.com.br/magnetic-resonance-imaging/magnetom-world/toolkit/clinical-images?SYSTEM=hwem_pt_BR%3A2022000574>. Acesso em: 15 Julho 2017.
- 48 SCHMIDT, G.; KEESOM, W. H. New Measurements Of Liquid Helium Temperatures. . **Physica IV**, v. 10, p. 963-970, Novembro 1937.
- 49 HAZEN, D. Helium Reclaim in Magnetic Resonance Imagers. **MKS Instruments, Inc**, . 2006.
- 50 R HESS, D. et al. The History and Physics of Heliox. **Symposium Papers - Respir Care**, . 2006. 608–612.
- 51 HORNACK, J. P. The Basics of MRI. **Rochester Instituto of Technology**. Disponível em: <<https://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/inside.htm>>. Acesso em: 22 Outubro 2017.
- 52 SMIGIEL, K. MRI Cold Heads 101. **Block imaging**, 2015. Disponível em: . <<https://info.blockimaging.com/mri-cold-heads-101>>. Acesso em: 15 Julho 2017.
- 53 SIEMENS HEALTHINEERS. MAGNETOM Terra - Translate 7T research power into . clinical care. **Siemens Healthineers**. Disponível em: <https://www.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_sxxa_websites-context-root/no-static/wcm/idc/resources/hwem_assets/mri/htmlApps/terra20150925/index.html?device=mobile&language=en>. Acesso em: 15 Julho 2017.
- 54 TAVARES, M. Ressonância chega na Clínica Santa Mônica. **Blog A Verdade**, 2015. . Disponível em: <<http://moisestavares-jornalismoverdade.blogspot.com.br/2015/01/ressonancia-chega-na-clinica-santa.html>>. Acesso em: 05 Agosto 2017.
- 55 ELSTER, A. D. Magnet Quench - What is a quench? **Questions and Answers in MRI**. . Disponível em: <<http://www.mriquestions.com/what-is-a-quench.html>>. Acesso em: 27 Julho 2017.
- 56 SIEMENS HEALTHCARE. Planning Guide System - Planning Guide for MAGNETOM . Aera 1.5T. [S.l.]: [s.n.], 2009. Cap. Quench Line Design Instructions, p. 229.
- 57 EUROPEAN INDUSTRIAL GASES ASSOCIATION AISBL. Definitions of Oxygen . Enrichment/Deficiency Safety Criteria. **Position Paper PP-14**, Agosto 2006.
- 58 SAFETY BRITISH CRYOGENICS COUNCIL. **Cryogenics Safety Manual - A Guide**

- . **to Good Practice**. [S.l.]: Elsevier Ltd, 1991.
- 59 BRITISH COMPRESSED GASES ASSOCIATION. **BCGA Code of Practice 36 - Cryogenic Liquid Storage at Users Premises**. 2^a. ed. [S.l.]: [s.n.], 2013.
- 60 ELSTER, A. D. Radiofrequency (RF)-Shielding - What is the purpose of RF-shielding? . **Questions and Answers in MRI**. Disponível em: <<http://mri-q.com/why-rf-shielding.html>>. Acesso em: 27 Julho 2017.
- 61 XAVIER, G. 10 Dicas para implantação de ressonância magnética (RM). **Equipacare**, 2014. Disponível em: <<http://equipacare.com.br/web/index.php/10-dicas-para-implantacao-de-ressonancia-magnetica-rm/>>. Acesso em: 27 Julho 2017.
- 62 INSTITUTO DE FÍSICA - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA. Gaiola de Faraday. . **Universidade de Brasília - Instituto de Física**. Disponível em: <http://www.fis.unb.br/gefis/index.php?option=com_content&view=article&id=209&Itemid=328>. Acesso em: 27 Julho 2017.
- 63 ELSTER, A. D. Penetration Panel. **Questions and answers ins MRI**. Disponível em: . <<http://mri-q.com/wirestubes-thru-wall.html>>. Acesso em: 1 Agosto 2017.
- 64 SIEMENS. **MAGNETOM Startup System - System Start-up Aera, Skyra, Avanto fit, Skyra fit**. M7-010.815.01.16.02. ed. Erlangen: [s.n.], 2009.
- 65 ELSTER, A. D. Gradient Coils. **Questions and answers in MRI**. Disponível em: . <<http://www.mriquestions.com/gradient-coils.html>>. Acesso em: 10 Setembro 2017.
- 66 NEVES DA SILVA, A. Quantificação de lipoproteínas por espectroscopia de ressonancia magnetica nuclear (RMN). **Universidade de São Paulo - Instituto de Física**, São Paulo, 2008.
- 67 ELSTER, A. D. Shimming. **Questions and answers in MRI**. Disponível em: . <<http://www.mriquestions.com/why-shimming.html>>. Acesso em: 10 Setembro 2017.
- 68 SIEMENS HEALTHINEERS. **Siemens Service Parts Catalog - Magnetom Aera Book**. . [S.l.]: [s.n.], 2017.
- 69 ARRUDA, L. G. O que é não conformidade na ISO 9001? **Verde Ghaia - Consultoria Online**, 2017. Disponível em: <<https://www.consultoriaiso.org/o-que-e-nao-conformidade-na-iso-9001/>>. Acesso em: 07 Outubro 2017.
- 70 PESQUISA Quantitativa e Pesquisa Qualitativa: Entenda a diferença. **InstitutoPHD - Diferencial em Pesquisas**, 2015. Disponível em: <<https://www.institutophd.com.br/pesquisa-quantitativa-e-pesquisa-qualitativa-entenda-a-diferenca/>>. Acesso em: 08 Outubro 2017.

- 71 TIPOS de Análise: Qualitativa e Quantitativa. **Portal Educação**, 2013. Disponível em:
. <<https://www.portaleducacao.com.br/conteudo/artigos/gestao-e-lideranca/tipos-de-analise-qualitativa-e-quantitativa/26369>>. Acesso em: 08 Outubro 2017.
- 72 HEALTHCARE Resource Statistics - Technical Resources And Medical Technology.
. **Eurostat - Statistics Explained**, 2016. Disponível em:
<http://ec.europa.eu/eurostat/statistics-explained/index.php/Healthcare_resource_statistics_-_technical_resources_and_medical_technology>. Acesso em: 26 Abril 2017.
- 73 HARTSHORNE, E. **The German Universities and National Socialism 1937**. 1^a. ed.
. [S.l.]: George Allen & Unwin.