

Melhoria de Processos em Imagiologia Médica através de Metodologias de Gestão da Qualidade e Gestão de Ativos

José Óscar Carvalho Novais

Dissertação de Mestrado

Orientador na FEUP: Professora Maria Henriqueta Sampaio da Nóvoa



Mestrado Integrado em Engenharia e Gestão Industrial

28-06-2021

Resumo

Com o envelhecimento da população portuguesa, o recurso à Imagem médica como meio de diagnóstico é cada vez maior. Apesar de ser uma técnica não invasiva para o doente, alguns dos exames mais requisitados recorrem à utilização de radiação ionizante para a obtenção da imagem. Esta radiação é perigosa para o Homem, pelo que é necessário um controlo apertado para a exposição da população a este tipo de radiação. Assim, em 2019 deu-se uma mudança no quadro legislativo em Portugal, o que reflete esta preocupação acrescida, sendo requeridas exigências adicionais às empresas, em comparação com o que sucedia anteriormente.

A presente dissertação foi realizada numa empresa que atua no setor da saúde, sendo líder no mercado europeu de diagnóstico clínico. O projeto foi inserido no departamento de Imagiologia da organização, e trata de dois problemas intrinsecamente ligados: reformulação/análise do processo de licenciamento e estudo das doses de radiação emitidas pelo parque de equipamentos.

A alteração do quadro legislativo não só provocou a necessidade de adaptação documental e revisão de práticas, como também colocou pressão no processo de licenciamento. Estima-se que até ao fim do ano de 2021 a empresa terá de licenciar 67 equipamentos, pelo que é necessário que o processo se encontre mais otimizado e célere, de modo a ser possível atingir esta meta.

Para tal, o processo em questão foi mapeado com o objetivo de assinalar possíveis pontos de melhoria. A melhoria mais substancial introduzida no processo de licenciamento possibilitou a eliminação de duas etapas acessórias, a diminuição da ocorrência de erros, a redução do *lead-time* de 5 para 2 dias e, ainda, uma redução do número de trocas de informação entre departamentos.

Além disso, a mudança da regulamentação reforçou ainda a necessidade em estudar melhor as doses de radiação libertadas pelos equipamentos. Sendo necessário apertar os critérios à luz da nova legislação, percebendo, em simultâneo, o comportamento das diferentes máquinas que integram o parque da empresa e avaliando a necessidade de substituição de equipamentos.

O estudo conduzido focou-se nos equipamentos do tipo TAC e, dentro destes, nos exames realizados às regiões torácica e cerebral. A dose de radiação emitida pelas máquinas foi avaliada a nível individual através do cálculo de diversas estatísticas complementadas com uma análise gráfica. São ainda comparados os valores esperados da dose de radiação emitida por máquinas equivalentes, de forma a assinalar e corrigir diferenças, identificando a máquina com melhores configurações. Recorrendo ao método de apoio à decisão AHP, hierarquizaram-se as máquinas construindo uma ordenação de substituição que foi validada pela equipa de Imagem da empresa.

Em suma, estima-se que as melhorias implementadas no processo de licenciamento o tornem mais rápido, que as comparações entre máquinas possibilitem uma significativa redução de dose e que o modelo AHP seja aplicado noutros equipamentos de modo a hierarquizar outras modalidades.

Abstract

Breaking through Medical Imaging Processes: Asset Management and Quality Management

With the ageing of the Portuguese population, the use of medical Imaging, as a means of diagnosis, is getting bigger and bigger. In spite of being a non-invasive technique for the patient, some of the most commonly requested exams use ionising radiation to obtain the image. This radiation is dangerous to the human being, so there is a need for tight control of the population's exposure to this type of radiation. Therefore, in 2019 there was a change in the legislative framework in Portugal, which reflects this increased concern, with companies being demanded additional requirements, when compared to what was previously the case.

The current dissertation was conducted in a healthcare company, which is leader in the European clinical diagnostics market. The project was conducted in the Imaging department of the organisation, and deals with two intrinsically linked problems: reformulation/analysis of the licensing process and the study of the radiation doses emitted by the equipment.

The change in the legislative framework not only provoked the need for document adaptation and revision of practices, but also put pressure on the licensing process. It is estimated that until the end of 2021 the company will have to license 67 equipments, so it is necessary that the process is more optimised and quicker in order to achieve this goal.

To this end, the process in question was mapped in order to point out possible points of improvement. The most substantial improvement introduced in the licensing process made it possible to eliminate two accessory steps, decrease the occurrence of errors, reduce lead-time from 5 to 2 days and also diminish the number of information exchanges between departments.

In addition, the change in regulations has further reinforced the need to better study radiation doses released by the equipment. It is necessary to tighten the criteria in the light of the new legislation, understanding at the same time the behaviour of the different machines that make up the company's fleet and assessing the need to replace equipment.

The study conducted focused on the CT scanners and, within these, on the scans performed to the thoracic and cerebral regions. The radiation dose emitted by the machines was evaluated on an individual level by calculating various statistics complemented with a graphical analysis. The expected values of the radiation dose emitted by equivalent machines are also compared in order to point out and correct differences, identifying the machine with the best configurations. Using the AHP decision support method, the machines were ranked, building a substitution ranking that was validated by the company's Image team.

In conclusion, it is estimated that the improvements implemented in the licensing process will make it faster, that comparisons between machines will enable a significant dose reduction and that the AHP model will be applied to other equipment in order to rank other modalities.

Agradecimentos

Terminando o meu percurso académico com a presente dissertação, gostaria de agradecer a todas as pessoas que fizeram parte desta jornada.

À professora Henriqueta Nóvoa pelo o apoio prestado, por todas as recomendações sugeridas quando dúvidas surgiam e por toda a boa disposição demonstrada.

Ao Diogo Garcez pela ótima integração na Unilabs, pelo conhecimento partilhado e por todas as sugestões.

À equipa de Imagem da Unilabs por toda a disponibilidade e ajuda demonstradas. Só assim me foi possível recolher as informações para realizar o projeto. Em especial, ao Eduardo Ribeiro, à Marta Milhões, ao Marco Freitas e ao Ricardo Amorim, com quem trabalhei mais diretamente, pelo seu apoio, confiança e motivação.

A todos os meus amigos que estiveram presentes ao longo destes cinco anos e que foram um apoio incondicional neste percurso. Agradeço por todos os momentos inesquecíveis.

Por último, à minha família, em especial aos meus pais, por todo o apoio, confiança, compreensão e por terem tornado possível o meu percurso.

"Once you stop learning, you start dying"

Albert Einstein

Conteúdo

1	Introdução	1
1.1	Unilabs no Panorama Global	2
1.2	Unilabs no Panorama Português	3
1.3	Imagiologia na Unilabs	3
1.4	Enquadramento do Projeto	4
1.5	Estrutura da dissertação	5
2	Revisão de literatura	7
2.1	Radiação: usos e consequências	7
2.2	Gestão da Qualidade	9
2.2.1	Conceito de Qualidade	9
2.2.2	Controlo da Qualidade	10
2.2.3	Capacidade de Processo	11
2.2.4	Metodologia <i>DMAIC</i>	13
2.2.5	Gestão de Processos	15
2.3	Gestão de Ativos	16
2.3.1	AHP (<i>Analytic Hierarchy Process</i>)	16
3	Descrição do Problema	19
3.1	Licenciamento de Equipamentos Médicos com Radiação Ionizante em Portugal .	20
3.2	Racional de aquisições e consequências	20
3.3	Processo de Licenciamento na Unilabs	21
3.3.1	Sub-Processo: Preenchimento da Documentação	23
3.4	Estudo de Radiação	25
3.4.1	Introdução ao estudo da radiação	25
3.4.2	TAC como foco do estudo	26
3.4.3	Objetivo do estudo	27
3.4.4	Limites de dose	27
3.4.5	Descrição do estudo	28
3.4.6	Análise de Desvios Individuais	29
3.5	Síntese	34
4	Desenho e Implementação de Soluções	35
4.1	Processo de Licenciamento	35
4.1.1	Revisão do Sub-Processo de Preenchimento de Documentação	36
4.1.2	Implementação de <i>dashboard</i>	38
4.2	Análise de máquinas equivalentes	38
4.2.1	Formação de grupos	38
4.2.2	Resultados da comparação entre máquinas equivalentes	39

4.2.3	Resumo da comparação entre máquinas	45
4.3	<i>Ranking</i> de Substituição	46
4.3.1	Definição do objetivo, critérios e alternativas	46
4.3.2	Construção da Matriz de comparação par a par	47
4.3.3	Cálculo do <i>Consistency Ratio</i> (CR)	47
4.3.4	Cálculo das prioridades de cada máquina e elaboração do <i>ranking</i>	48
4.4	Síntese	50
5	Conclusão	51
A	Processo de Licenciamento	57
A.1	Interface do suplemento <i>excel-to-word</i> para submissão dos campos do <i>excel</i> . . .	57
A.2	Figura exemplificativa da <i>Dashboard</i> implementada	58
B	AHP	59
B.1	Matriz das diferenças absolutas de média de CTDI entre máquinas	60
B.2	Matriz de comparação par a par para a média de CTDI	61
B.3	<i>Ranking</i> Cerebral	62
B.4	<i>Ranking</i> Torácico	63

Acrónimos e Siglas

AHP	<i>Analytic Hierarchy Process</i>
ANOVA	<i>Analysis of Variance</i>
APA	Agência Portuguesa do Ambiente
CR	<i>Consistency Ratio</i>
CTDI	<i>Computed Tomography Dose Index</i>
DFM	Departamento de Física Médica
DGS	Direção-Geral da Saúde
IMC	Índice de Massa Corporal
KPI	<i>Key Performance Indicator</i>
PEI	Plano de Emergência Interno
PPR	Programa de Proteção Radiológica
RH	Recursos Humanos
RM	Ressonância Magnética
SO	Suporte de Operações
TAC	Tomografia Computorizada
CT	<i>Computed Tomography</i>

Lista de Figuras

1	Dispersão geográfica do Grupo Unilabs no mundo (Machado, 2020)	2
2	Evolução do número de exames do tipo TAC, desde 1985 até 2005, realizados nos E.U.A (Tepper, 2008)	8
3	Esquema do processo de análise de variabilidade (Vinhas, 2021)	11
4	Histograma representativo da avaliação da capacidade de processo (Montgomery, 2013)	12
5	Metodologia <i>DMAIC</i> com os respetivos passos e descrições (Monteiro, 2016) . .	14
6	Esquema síntese do método AHP (Mandavgade et al., 2021)	17
7	Esquema síntese do método AHP Camanho (2019)	18
8	Fluxograma do Processo de Licenciamento na Unilabs	22
9	Fluxograma do Sub-Processo de Preenchimento de Documentação	24
10	Exemplo de um sumário estatístico da variável resposta CTDI para um TAC . . .	30
11	Exemplo de um sumário estatístico da capacidade de processo de um TAC . . .	30
12	Gráfico de dispersão que retrata a relação direta entre o CTDI e o IMC	32
13	Melhorias implementadas no sub-processo de preenchimento da documentação .	37
14	Resumo dos testes estatísticos realizados para as máquinas 29 e 30	40
15	Diagramas de bigodes do CTDI para as máquinas 17, 18 e 21	41
16	Resumo dos testes estatísticos realizados para as máquinas 17, 18 e 21	41
17	Resumo da ANOVA	42
18	Quadro síntese dos resultados da comparação entre máquinas	45
19	Diagrama síntese do objetivo, dos critérios e das alternativas a considerar no método AHP em questão	46
20	Matriz de comparação par a par considerada para o problema em questão	47

Lista de Tabelas

1	Tabela resumo da escala utilizada no método AHP (Camanho, 2019)	18
2	Número de interações necessárias para o preenchimento por tipologia de documento	25
3	Tabela resumo das principais características do parque em estudo	27
4	Limites de CTDI (em mGy) para as regiões torácica e cerebral (Shrimpton, PC, Hillier MC and SJ, 2011)	28
5	Tabela resumo dos resultados obtidos para a região cerebral	31
6	Tabela resumo dos resultados obtidos para a região torácica	33
7	<i>Ranking</i> final de substituição	49

Capítulo 1

Introdução

A presente dissertação insere-se no âmbito de um projeto realizado em ambiente empresarial, mais concretamente na Unilabs Portugal. O objetivo passa por um estudo detalhado do nível das doses de radiação debitadas aos pacientes aquando da realização de exames do tipo TAC, e também pela análise e mapeamento do processo de licenciamento que foi afetado pelas alterações inseridas recentemente na legislação.

O recurso à Imagem médica como meio de diagnóstico tem vindo a aumentar nas últimas décadas. Apesar deste método ser não invasivo e possibilitar a deteção precoce de várias doenças, a sua utilização acarreta algumas consequências, tais como o aumento da exposição da população a radiação ionizante. Neste sentido, foi implementada uma legislação mais restritiva às doses debitadas pelos equipamentos médicos, o que despoletou a necessidade de um maior controlo da dose de radiação à qual os doentes são expostos. Este controlo não tem sido possível fazer na íntegra, devido à aquisição constante de concorrentes ao longo dos anos, com maior expressão nos últimos 4 anos.

Efetivamente, para alcançar a sua posição atual de líder, a Unilabs aplicou um racional de fusões e aquisições, adquirindo concorrentes ao longo dos anos. Apesar desta estratégia proporcionar um rápido crescimento para a empresa, também tem algumas desvantagens. De facto, ao saber que poderão ser adquiridas num futuro próximo, as empresas deixam simplesmente de investir, acabando a Unilabs por adquirir equipamentos com tecnologia obsoleta o que dificulta o controlo da dose emitida.

Um dos principais CCBs (*Culture Building Behaviours*) da Unilabs é "Põe-te no lugar do cliente". Baseado nestes valores fica claro que, para a organização, o cliente deve ser sempre o foco das atenções. Posto isto, torna-se por demais evidente a necessidade de fazer um levantamento das doses de radiação fornecidas aos pacientes, tentando compreender quais as máquinas que poderão não estar em conformidade e elaborar uma ordenação de prioridade de substituição.

Aliado à necessidade de monitorização das doses de radiação, surge também a necessidade de mapear o processo de licenciamento de equipamentos que utilizam radiação ionizante, bem como a introdução de standards e melhorias no mesmo. Melhorias estas que passam pela redução do número de documentos a preencher bem como o número de interações entre departamentos.

O presente capítulo irá descrever mais detalhadamente a empresa e o projeto, com o intuito de clarificar os objetivos da dissertação.

1.1 Unilabs no Panorama Global

O Grupo Unilabs teve a sua fundação na Suíça no ano de 1987 através da fusão de 3 grandes laboratórios (Genebra, Berna e St. Gallen). Ao longo dos anos apresentou um crescimento acentuado fruto, essencialmente, da sua estratégia de aquisição de empresas do mesmo ramo de atividade, entre os quais se encontram alguns dos mais prestigiados laboratórios europeus. Em 2007, deu um passo decisivo para estimular o seu crescimento através da fusão com a Capio, a maior empresa de diagnóstico por imagem na Europa, o que lhe permitiu estender o seu portefólio de diagnóstico clínico a países como a Suécia, Finlândia, Noruega, Dinamarca e Reino Unido.

Com esta fusão, o Grupo Unilabs conseguiu afirmar-se como líder no mercado Europeu de diagnóstico clínico. No entanto, numa perspetiva de melhoria contínua e para se manter fiel à sua filosofia de crescimento por aquisição, a empresa procurou reforçar a sua posição nos países onde já se encontrava estabelecida, o que lhe proporcionou aumentar a sua oferta através da inclusão de novas técnicas de diagnóstico. Ao mesmo tempo, procurou também expandir-se para lá do mercado Europeu através de investimentos na América do Sul e no Médio Oriente.

Atualmente, o Grupo encontra-se presente em 17 países, sendo estes localizados maioritariamente na Europa. A sua vasta dispersão geográfica pode ser observada pela Figura 1.

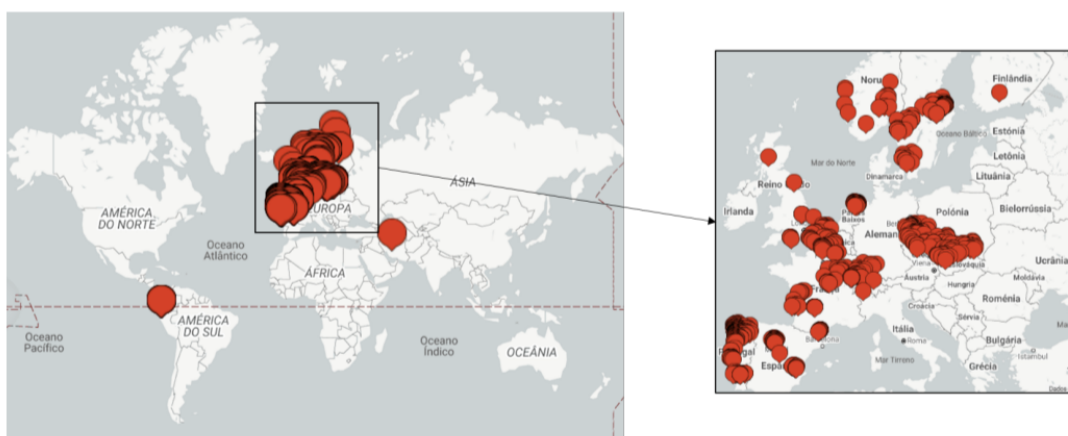


Figura 1: Dispersão geográfica do Grupo Unilabs no mundo (Machado, 2020)

Com um volume de negócios anual superior a 1 000 milhões de euros, um número de testes de diagnóstico realizados anualmente de 213 milhões, 150 centros de radiologia e mais de 250 laboratórios, o Grupo pretende continuar a superar-se e a reforçar a sua posição de líder.

1.2 Unilabs no Panorama Português

O Grupo Unilabs concretizou a sua expansão para Portugal em 2006 aquando da aquisição de 85% da clínica Medicina Laboratorial Dr. Carlos Torres, uma empresa de renome no setor de diagnóstico laboratorial português. Após a entrada em Portugal, a empresa, tal como aconteceu no estrangeiro, procurou reforçar a sua posição no mercado nacional tendo por base um racional de aquisições. Com esta estratégia a empresa pôde crescer a um ritmo acelerado (superior a dois dígitos percentuais), o que proporcionou a sua ascensão à posição de líder no mercado de análises clínicas português, ultrapassando concorrentes como Germano de Sousa e Synlab, empresas que apresentavam a 2ª e 3ª maior quota de mercado, respetivamente.

Em 2017, a Unilabs adquiriu um dos seus maiores concorrentes (Base Holding) líder numa área paralela à da empresa. Esta empresa detinha clínicas como os centros de Imagem SMIC e Dr. Campos Costa e centros de cardiovasculares como a Cardioteste. Assim, a Unilabs fortificou a sua presença no setor da Imagiologia em Portugal e tornou-se numa das maiores empresas a atuar no mercado Privado da Saúde, sendo apenas suplantada pelos 3 grandes grupos de Hospitais Privados Portugueses (Luz Saúde, Lusíadas e José de Mello Saúde). Atualmente, a Unilabs em Portugal atua em 8 áreas (Cardiologia, Análises Clínicas, Radiologia, Anatomia Patológica, Medicina Nuclear, Gastreenterologia, Genética Médica e Veterinária) e conta com cerca de 3 500 colaboradores, mais de 1 000 unidades e um volume de teste realizados anualmente superior a 24 milhões.

1.3 Imagiologia na Unilabs

A Imagiologia é uma especialidade médica que se baseia na obtenção de imagens do corpo humano para posterior análise clínica. Esta especialidade tem um papel fulcral no diagnóstico clínico, permitindo visualizar cada vez mais facilmente não só a estrutura do corpo em detalhe, como também a função dos tecidos dentro do organismo. Assim, a Imagiologia divide-se em duas grandes áreas de relevo para a Unilabs: a Radiologia e a Medicina Nuclear.

No que diz respeito à Radiologia, esta consiste na obtenção de imagens através do contraste entre a radiação e a luz, e pode ser realizada com ou sem recurso a radiação ionizante. No primeiro caso, destacam-se a radiologia convencional (Raio-X), Tomografia Computorizada (TAC), Mamografia (Mamo), Densitometria Óssea (Dexa) e Ortopantomografia (Orto). Já no segundo caso, destacam-se a Ecografia (Eco) e a Ressonância Magnética (RM).

Já a Medicina Nuclear é dividida consoante a sua finalidade, uma vez que tanto pode ser utilizada com intuito terapêutico ou diagnóstico. Focando nesta última finalidade, uma vez que é a principal dentro da empresa, este ramo da medicina caracteriza-se pela introdução de radiofármacos, como por exemplo os preparados com o elemento nuclear Tecnécio (Tc), no corpo do paciente, maioritariamente, por injeção endovenosa. Alguns compostos podem também ser inalados ou ingeridos. Um radiofármaco é uma substância química que possui um elemento radioativo e uma molécula associados. A molécula funciona como vetor químico que se liga ao órgão a estudar e o elemento radioativo emite radiação capaz de ser detetada pela câmara-gama.

O departamento de Imagem da Unilabs, divide-se em 3 pequenos departamentos. O departamento de Equipamentos, o SO (departamento de Suporte de Operações) e o DFM (departamento de Física Médica).

A Imagiologia na Unilabs conta com 58 unidades no total, sendo que 55 são unidades de radiologia. No ano de 2019, o setor da radiologia apresentou um volume, aproximado, de 745 000 exames, com uma faturação estimada em cerca de 20 milhões de euros.

1.4 Enquadramento do Projeto

O projeto decorrerá no departamento de Imagem da Unilabs que se tem debatido com alterações de quadro legislativo no que concerne a proteção radiológica, nomeadamente na regularização do exercício das práticas de radiodiagnóstico. Não obstante, para cumprimento dos atuais requisitos legais surge a necessidade de adaptação documental, revisão de práticas e também a avaliação da necessidade de substituição de equipamentos. Sendo a principal meta o cumprimento dos requisitos em proteção radiológica para trabalhadores, utentes e ambiente. Neste sentido, pode-se sintetizar o problema nos seguintes objetivos:

- Mapear o processo de licenciamento;
- Identificar a(s) etapa(s) com maior margem de melhoria;
- Introduzir melhorias, tornando o processo mais simples, rápido e eficiente;
- Criar indicadores que permitam avaliar o progresso das melhorias introduzidas.

Para além disso, a mudança do quadro legislativo reforçou a necessidade de estudar melhor as doses de radiação libertadas pelos equipamentos. Assim, é não só necessário apertar os critérios à luz da nova legislação, mas também é pertinente perceber o comportamento das diferentes máquinas que integram o parque da Unilabs. Neste sentido, pode-se sumariar o problema nos seguintes parcelares:

- Definir os limites de dose de radiação máximos admissíveis que a organização pretende ver cumpridos;
- Identificar as máquinas com melhor desempenho do parque;
- Verificar a relação de linearidade entre o CTDI (*Computed Tomography Dose Index*) e o IMC (Índice de Massa Corporal);
- Comparar máquinas equivalentes, de modo a aplicar as configurações das máquinas mais capazes nas restantes;
- Elaborar uma hierarquia de substituição dos equipamentos.

1.5 Estrutura da dissertação

O projeto será alvo de duas vertentes: uma primeira mais relacionada com a gestão de processos e a sua otimização e outra mais vocacionada para o controlo das doses de radiação e estudo do parque de equipamentos atual.

Neste sentido, começar-se-á pela otimização e pelo mapeamento do processo de licenciamento de equipamentos de imagem médica, de modo a possibilitar uma melhor análise e visualização de oportunidades de melhoria. Seguidamente efetuar-se-á um estudo detalhado das doses de radiação às quais os doentes são expostos aquando da realização de uma exame da categoria TAC, de modo a compreender quais máquinas não se encontram em conformidade com os limites pretendidos pela empresa e que foram estabelecidos de acordo com a literatura.

Posto isto, os temas abordados durante a dissertação vão ser organizados da seguinte forma:

- **Capítulo 1:** Introdução - Apresentação da Unilabs no panorama global e nacional, contextualização do departamento de Imagem, enquadramento do projeto e estrutura da dissertação;
- **Capítulo 2:** Enquadramento teórico - O aumento do uso da Imagem e suas consequências, abordagem à metodologia de gestão da qualidade e suas componentes, contextualização de gestão de ativos e método AHP;
- **Capítulo 3:** Descrição do problema - Apresentação das mudanças na legislação, mapeamento do processo de licenciamento, introdução ao estudo da radiação e análise de desvios;
- **Capítulo 4:** Desenho e Implementação - Introdução de melhorias no processo de licenciamento, apresentação dos resultados da comparação entre máquinas e elaboração do *ranking* de substituição de equipamentos;
- **Capítulo 5:** Conclusões e Perspetivas futuras.

Capítulo 2

Revisão de literatura

Neste capítulo, faz-se um breve enquadramento teórico sobre os conceitos chave e as etapas essenciais inerentes aos principais temas abordados na dissertação.

Inicia-se a revisão de literatura com a descrição do aumento do uso de radiação e as consequências que este provoca, destacando-se o aumento da dose de radiação à qual a população é exposta. Neste sentido, torna-se evidente a necessidade de controlar as doses, como tal são introduzidos os conceitos de qualidade, controlo de qualidade e capacidade de processo.

É referida a metodologia *DMAIC*, que apesar de não ser seguida ao pormenor, serve de guia para como estruturar o estudo da radiação nos capítulos seguintes.

O tema de gestão de processos é também abordado, visto que a compreensão deste tema e o uso das suas ferramentas será essencial para o estudo do processo de licenciamento.

Por último, contextualiza-se o tópico de gestão de ativos, sendo referenciado o método de decisão AHP, evidenciando-se a suas várias aplicações na área da saúde. É também referido boas práticas a considerar para a utilização do método.

2.1 Radiação: usos e consequências

O uso da Imagem como meio de diagnóstico cresceu exponencialmente ao longo da última década, contribuindo para o aumento da exposição da população à radiação ionizante (Smith-Bindman et al., 2008). Isto deve-se ao facto desta especialidade médica acarretar várias vantagens, tais como possibilitar um diagnóstico precoce de diversas doenças, ser uma técnica precisa e não invasiva de visualizar estruturas internas do corpo humano, ser um meio de diagnóstico com um custo competitivo e fornecer bastante informação sobre a condição do paciente.

Tepper (2008) afirma que o uso de exames do tipo TAC (Tomografia Computorizada) cresceu rapidamente nos E.U.A e no Japão. Em 2007, estima-se que mais de 62 milhões de exames TAC terão sido realizados nos E.U.A, em comparação com os dados de 1980 que apontavam para a realização de apenas 3 milhões deste tipo de exames, o que reflete um aumento de 2000 pontos percentuais. O crescimento e estimativa do número de exames TAC realizados nos E.U.A desde

1980 a 2005 pode ser observado na Figura 2. Associado a este rápido crescimento do uso da Imagem médica, surgiu a necessidade das organizações se adaptarem, rapidamente, a esta tendência. Assim, originaram-se diferenças nas técnicas e configurações utilizadas e, consequentemente, na dose emitida ao doente mas também em outros parâmetros, variáveis de clínica para clínica.

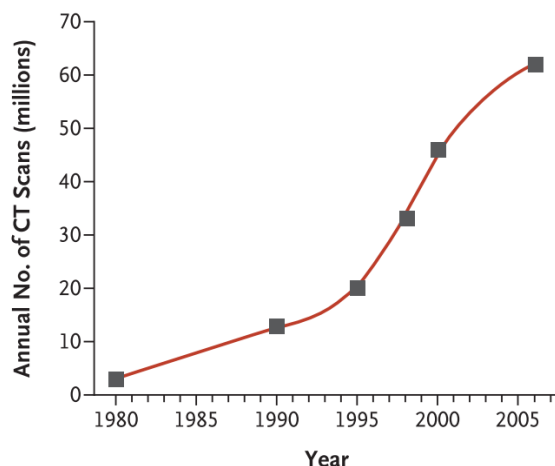


Figura 2: Evolução do número de exames do tipo TAC, desde 1985 até 2005, realizados nos E.U.A (Tepper, 2008)

Lança et al. (2008) afirma que o nível de radiação ionizante a que um paciente estará exposto aquando da realização de um exame de Imagiologia está dependente de três fatores: técnica de radiografia utilizada, seleção da dose emitida pela máquina e qualidade do diagnóstico do equipamento.

De facto, estes parâmetros influenciam e determinam a qualidade e quantidade de radiação ionizante, cabendo ao técnico de radiologia selecionar a melhor conjugação destes três fatores de modo a minimizar a radiação emitida, mas garantindo, ao mesmo tempo, uma boa qualidade de imagem, fulcral para uma boa precisão do diagnóstico (Lança et al., 2008).

No mesmo artigo refere-se ainda que no ano de 2008 em Portugal, mais concretamente na região de Lisboa, os fatores de exposição apresentavam uma dispersão significativa, quando comparada com o resto do país, com predominância de resultados acima do tempo de exposição recomendado. Facto este que, uma vez mais, reforça a não uniformização de procedimentos entre unidades.

Contudo esta variação das boas práticas e dos métodos adotados, não se verifica apenas em Portugal, mais particularmente na região de Lisboa. De facto, Smith-Bindman et al. (2019) afirma que, em 2019, os protocolos e as doses de radiação utilizadas na Tomografia Computorizada ainda variavam, substancialmente, entre países. Foram apontados como causas desta variação, os parâmetros técnicos escolhidos localmente, ao contrário da anatomia do paciente ou das características do equipamento (Smith-Bindman et al., 2019). Estes dados sugerem que a otimização de doses pode ser possível através da uniformização de protocolos, o que será mais facilmente alcançado

com a criação de protocolos nos quais existe um bom *trade-off* entre qualidade da imagem necessária para bom diagnóstico e a dose de radiação emitida. Para potenciar esta otimização, também será importante uma maior partilha de informações entre instituições (Smith-Bindman et al., 2019).

Estas questões levantam-se pelo facto de se pretender otimizar o *trade-off*, isto é minimizar a dose de radiação emitida, sem comprometer a qualidade da imagem. A minimização da dose de radiação é efetivamente uma preocupação dos serviços de radiologia, uma vez que esta apresenta riscos associados. Segundo Tepper (2008), existe uma relação entre a exposição a radiação e a possibilidade de contrair cancro, sendo esta relação ainda mais preponderante no caso de crianças que são mais sensíveis ao contacto com radiação ionizante. Tepper (2008) afirma ainda que 1,5% a 2% dos cancros diagnosticados nos E.U.A em 2007 podem ter sido originados pela exposição à radiação utilizada na Tomografia Computorizada.

Mais evidências suportam as constatações anteriores. O diagnóstico por Raio-X constitui a maior fonte de exposição a radiação para o Homem, contribuindo em 14% para a exposição global da população anualmente. Os resultados indicam que no Reino Unido 0,6% dos cancros em pessoas acima dos 75 anos é causado por esta exposição, o que corresponde a aproximadamente 700 pessoas anualmente. Noutros países desenvolvidos esta taxa é usual variar entre 0,6% e 1,8% (De González and Darby, 2004).

Para além disso, num inquérito realizado a radiologistas e médicos de emergência, 75 % menosprezavam significativamente as radiações emitidas por um exame TAC. Também 53% dos radiologistas e 91% dos médicos não acreditavam que a exposição à radiação libertada por um exame TAC aumentava o risco de desenvolver cancro em anos futuros (Tepper, 2008). Os resultados deste inquérito espelham a falta de consciência, na comunidade médica, para os perigos da utilização de radiação ionizante.

Em suma, o crescimento do uso da Imagem médica veio trazer à tona as consequências da utilização de radiação nos equipamentos de diagnóstico clínico, expondo a população a uma maior dose de radiação. As evidências da relação causal entre cancro e a exposição à radiação, levam a que seja necessário uma maior consciencialização do *staff* médico, bem como uma uniformização de protocolos que protejam o paciente e diminuam a radiação a que a população é exposta, pela via do diagnóstico clínico.

2.2 Gestão da Qualidade

2.2.1 Conceito de Qualidade

A qualidade é cada vez mais um fator determinante na tomada de decisão do consumidor, uma vez que funciona como parâmetro diferenciador entre produtos e serviços concorrentes. Consequentemente, compreender e melhorar a qualidade torna-se crucial para potenciar um bom crescimento, sucesso e competitividade para a empresa. De facto, esta melhoria alinhada com a estratégia da organização, é capaz de trazer um retorno sobre o investimento bastante substancial

(Montgomery, 2013).

Neste sentido, a definição de qualidade e o que ela representa para cada um dos intervenientes no processo ganha importância decisiva. Segundo Montgomery (2013), a definição tradicional de qualidade baseia-se no ponto de vista de que os produtos e serviços têm de cumprir com os requisitos de quem os utiliza. Posto isto, é possível caracterizar qualidade como sendo aptidão para uso ("*Quality means fitness for use*").

Um dos aspetos gerais patentes na definição de qualidade referida anteriormente, é a sua ligação intrínseca com o conceito de qualidade de conformidade e qualidade de design. A qualidade de design pode ter diferentes níveis e está relacionada com a forma física do produto. Já a qualidade de conformidade, consiste no quão bem o produto cumpre com as especificações do design. A qualidade de conformidade é influenciada por um grande número de fatores, tais como: a escolha do processo, o treino e especialização do pessoal, o tipo de controlo de processos estabelecido e a motivação do *staff* (Montgomery, 2013).

A qualidade pode ainda ser dividida consoante a sua orientação. Por um lado, existe a perceção dos produtores, denominada *product-oriented*, isto é, a qualidade é descrita pela conformidade com as características e atributos do produto. Por outro lado, existe a perceção dos consumidores, denominada *consumer-oriented*, isto é, a qualidade é descrita pela conformidade com as necessidades do consumidor (Shewfelt, 1998).

Relativamente à perceção dos consumidores, é necessário entender que o conceito de qualidade ganha um sentido mais amplo, passando a abranger a dimensão emocional que o cliente desenvolve com o produto e a organização que o fornece (Juran and Godfrey, 1998).

Por último e relacionado com a ótica do fornecedor, Montgomery (2013) sugere a adoção duma definição mais moderna de qualidade e, conseqüentemente, de melhoria de qualidade em especial na indústria dos serviços, na qual pode não existir tantos parâmetros diretamente mensuráveis. Assim, define-se **qualidade como sendo inversamente proporcional à variabilidade e melhoria de qualidade como sendo a diminuição da variabilidade do processo**.

2.2.2 Controlo da Qualidade

Gestão da qualidade é um conjunto de técnicas operacionais de engenharia que uma organização emprega, de modo a assegurar que a qualidade das características de um produto ou processo corresponde aos níveis desejados e que a variabilidade em redor desses níveis é mínima (Montgomery, 2013).

Variabilidade pode ser definida como a qualidade da não conformidade dentro de uma classe de entidades (*quality of nonuniformity of a class of entities*), encontrando-se presente em todos os sistemas de produção (Hopp and Spearman, 2000). Isto é, corresponde a um desvio face à média ou valor esperado de um processo ou quando o valor médio das diferentes medições se mantém mas existe uma dispersão associada considerada inaceitável (Taguchi et al., 2005).

Grande parte das empresas sente dificuldade em proporcionar aos consumidores produtos que tenham características idênticas de unidade para unidade, ou que atinjam as expectativas desejadas pelos clientes. A principal razão deste problema é a **variabilidade**. Caso a variabilidade

seja elevada, o consumidor pode percecionar a unidade como não sendo aceitável. São consideradas fontes de variação: diferenças nos materiais, diferenças no desempenho dos equipamentos e diferenças na forma como cada operador executa a sua tarefa (Montgomery, 2013).

Neste sentido, fica bem evidenciado a necessidade de medir, compreender e gerir a variabilidade de modo a se alcançar um bom desempenho. A Figura 3 apresenta um esquema de análise de variabilidade de processo, composto por um sistema com um conjunto de *inputs* e *outputs*. Os fatores $x_1, x_2, \dots, x_p$ correspondem a *inputs* controláveis, já os fatores $y_1, y_2, \dots, y_p$ correspondem a *inputs* não controláveis, também designados assinaláveis. Um produto ou processo é composto por vários *outputs*, no entanto, a variável de saída é que será alvo de medição e determinará o nível de qualidade do processo. Este modelo tanto pode ser aplicado quer em indústrias quer em serviços (Montgomery, 2013).

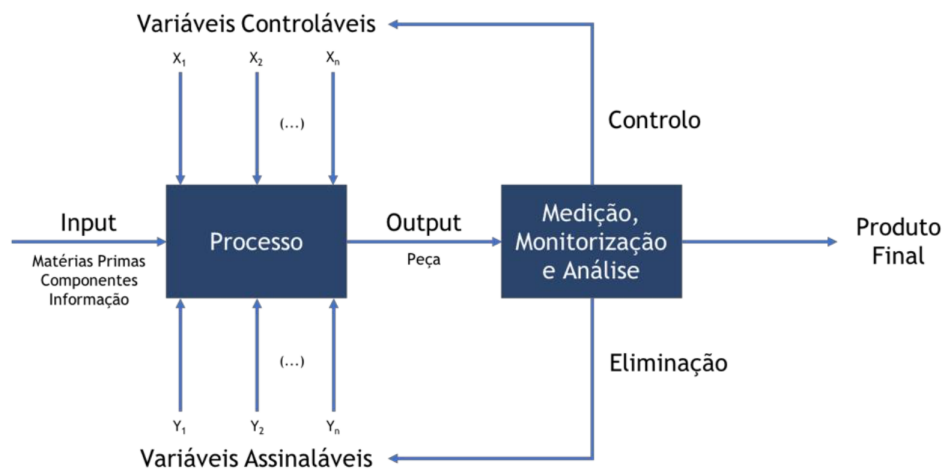


Figura 3: Esquema do processo de análise de variabilidade (Vinhas, 2021)

As características da qualidade são, usualmente, avaliadas comparativamente a especificações. As especificações são valores mensuráveis para determinada característica, cujo produto/processo deve cumprir para ser assegurada a qualidade desejada. O valor que corresponde ao desejado para determinada característica é denominado **valor alvo** (*target value*) ou **valor nominal** (*nominal value*). Estes valores alvo estão, usualmente, associados a um intervalo de valores no qual se acredita que não exercerá influência no desempenho, função e qualidade desejadas para o produto. O maior valor admissível, para a característica que se pretende medir, é designado por **limite de especificação superior (LES)** e o menor valor admissível, para a característica que se pretende medir, é designado por **limite de especificação inferior (LEI)**. Algumas características poderão apresentar apenas um dos limites (Montgomery, 2013).

2.2.3 Capacidade de Processo

A variabilidade é apenas descrita através de métodos estatísticos, o que exige o aprofundar de conhecimento relativamente a este tipo de técnicas, no qual se insere a capacidade de processo.

Os indicadores de capacidade de processo são habitualmente utilizados com o intuito de determinar se um processo é capaz de **produzir itens dentro dos limites de especificação desejados** (Chen et al., 2017). Efetivamente, estes indicadores são uma parte essencial dos programas de melhoria contínua. Para além de servirem para verificar se o processo cumpre com as tolerâncias, são também empregues por forma a facilitar o cálculo de requisitos para novos equipamentos, seleccionar de entre diferentes competidores aquele com melhor fiabilidade e, ainda, para **reduzir da variabilidade do processo** (Montgomery, 2013).

A medição e monitorização da capacidade deve ser feita regularmente de modo a garantir a qualidade e conformidade dos produtos produzidos e ganhar uma visão sobre a evolução do comportamento do processo, reduzindo o risco (Watson and Turunen, 2021).

Neste sentido, determinar a capacidade de processo revela-se uma parte crucial da metodologia DMAIC. Este indicador é calculado, normalmente, na fase *Analyze* sendo que pode também ser utilizado em fases posteriores, como por exemplo a fase *Improve* (Montgomery, 2013).

Existem três técnicas para determinar a capacidade de processo: o histograma e gráficos de probabilidade, cartas de controlo e desenho de experiências (Montgomery, 2013).

O histograma é uma ferramenta com uma grande utilidade para estimar a capacidade de processo uma vez que fornece, no imediato, uma impressão visual do desempenho do processo. Sendo que pode também evidenciar, imediatamente, a razão para um desempenho fraco. Por exemplo, na Figura 4 consegue-se compreender que o histograma da esquerda apresenta uma boa distribuição com pouca variabilidade mas que o **valor esperado do processo se encontra próximo do limite superior de especificação**. Já no histograma da direita percebe-se que o processo apresenta uma capacidade de processo fraca devido ao **excesso de variabilidade** (Montgomery, 2013).

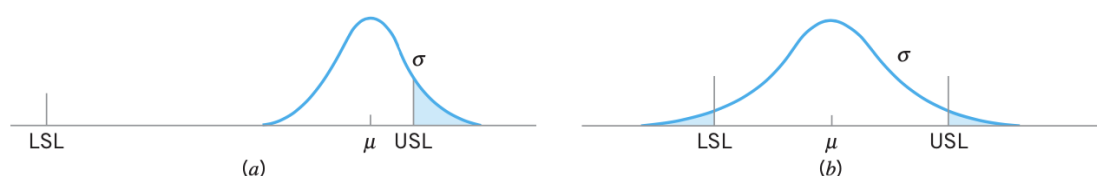


Figura 4: Histograma representativo da avaliação da capacidade de processo (Montgomery, 2013)

Histogramas, gráficos de probabilidade não evidenciam, necessariamente, a capacidade potencial do processo uma vez que não avaliam se o processo se encontra em controlo estatístico. Para avaliar se um processo se encontra estável e em controlo estatístico, é usual utilizar-se cartas de controlo (Montgomery, 2013).

Existem duas classes de indicadores possíveis o (C_p e C_{pk}) e o (P_p e P_{pk}). O C_p avalia a capacidade potencial do processo em produzir de acordo com as especificações uma vez que assume que a distribuição que o processo segue se encontra entre os limites estabelecidos. Já o C_{pk} avalia a capacidade real do processo uma vez que não assume que a média do processo se encontre dentro dos limites. O P_p e P_{pk} fornecem uma avaliação da localização e variação global do processo e são utilizados quando não existem subgrupos. A principal diferença entre

esta classe de indicadores e a primeira, é que nesta se utiliza o desvio padrão global de todas as amostras, em vez do desvio padrão de cada subgrupo como acontece na primeira classe. Em geral valores superiores de Ppk indicam que o processo é capaz, já valores baixos sugerem que o processo talvez necessite de melhorias. Valores negativos indicam que a média do processo se encontra fora dos limites de especificação definidos e valores inferiores a -1 indicam que todo o processo se encontra fora dos limites definidos. Considera-se 1,33 como um valor bom de Ppk (Montgomery, 2013).

A maior desvantagem da abordagem clássica da capacidade de processo proposta por *Shewhart*, é que a sua utilização só é viável em casos onde os processos se encontram estáveis. Isto é, apenas pode ser aplicada a processos cujas causas especiais de variação já tenham sido eliminadas. Esta restrição pode ser limitativa para os processos de serviços, que se caracterizam por serem dinâmicos e instáveis por natureza (Watson and Turunen, 2021).

Efetivamente, para calcular uma capacidade de processo válida e rigorosa é necessário cumprir 3 pressupostos. A característica cuja qualidade está a ser alvo de avaliação deve seguir uma distribuição normal, o processo deve encontrar-se em controlo estatístico e a média deve estar centrada entre os limites de especificação, no caso de se estar a avaliar um processo com dois limites de especificação (superior e inferior) (Montgomery, 2013).

Por último, a utilização deste indicador tem como objetivo primordial a melhoria da qualidade e produtividade, o aumento da satisfação do cliente e ainda a redução de custos operacionais (Watson and Turunen, 2021).

2.2.4 Metodologia DMAIC

DMAIC é uma metodologia estruturada de resolução de problemas, amplamente utilizada nas áreas de qualidade e melhoria de processos com o objetivo de estabelecer boas práticas e assegurar que as mesmas são replicadas em vários setores da empresa. Está, comumente, associado a *Six Sigma* e gestão de projeto, mas pode ser aplicado em variadíssimos contextos tendo uma utilidade ampla e abrangente (Montgomery, 2013).

Esta metodologia é composta por 5 fases: *Define*, *Measure*, *Analyze*, *Improve* e *Control*. Os passos desta metodologia encontram-se ilustrados na Figura 5.

A **fase *define*** serve para determinar o objetivo do problema e identificar oportunidades com potencial de melhoria. O projeto tem de ser importante para os clientes, para a empresa e para todos os *stakeholders* abrangidos pelo mesmo (Montgomery, 2013).

O propósito da **fase *measure*** é avaliar e compreender o estado inicial do processo. É necessário definir o método de recolha de dados, quanto e como vão ser obtidos os dados. Este é um passo importante, pois é necessário salvaguardar a existência de dados suficientes de modo a que seja possível avaliar e analisar o desempenho atual do processo tendo em conta as métricas definidas (Montgomery, 2013).

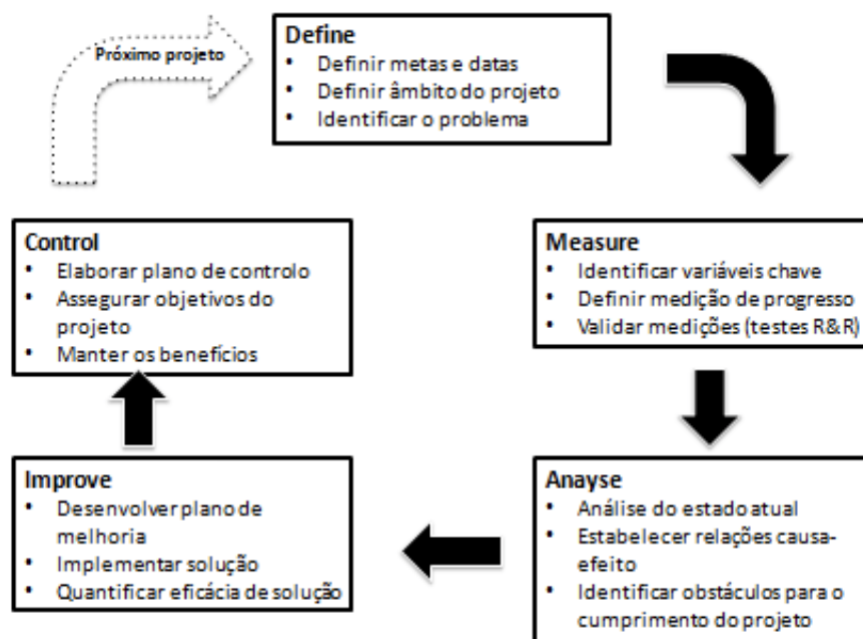


Figura 5: Metodologia *DMAIC* com os respetivos passos e descrições (Monteiro, 2016)

Os dados podem ser recolhidos de registos antigos, o que nem sempre se revela uma boa opção visto que os registos podem estar incompletos, o método de recolha de dados pode ter sido alterado entretanto e, em grande parte dos casos, a informação que se pretende nunca foi alvo de registo. Consequentemente, será necessário proceder à recolha de informação. No caso de serviços, pode ser oportuno desenvolver medidas e um próprio sistema de medição apropriado para a organização. Os dados recolhidos nesta fase podem ser analisados através de várias ferramentas como histogramas, diagramas de dispersão e gráficos de *Pareto* (Montgomery, 2013).

O objetivo da **fase *anayse*** consiste em analisar os dados da fase anterior (fase *measure*), determinar as relações de causa-efeito patentes no processo e compreender as diferentes formas de variação. Por outras palavras, o que se pretende é determinar as possíveis causas dos problemas de qualidade (Montgomery, 2013).

Existe um grande número de ferramentas úteis para esta fase. As cartas de controlo são muito interessantes para separar as fontes de variabilidade. Testes de hipóteses e intervalos de confiança podem ser usados para determinar se, em diferentes condições de operação, se verificam resultados estatisticamente significativos. A regressão permite a criação de modelos que relacionam as variáveis dependentes com as variáveis independentes. Todas estas ferramentas são muito vantajosas, na medida em que podem fornecer pistas de quais são as causas dos problemas do processo. Por vezes, estas "pistas" podem levar à inovação e melhoria do processo (Montgomery, 2013).

Na **fase *improve*** deve-se dar azo ao pensamento criativo sobre as alterações e inovações capazes de ser implementadas no processo, de modo a melhorar o seu desempenho. Uma grande variedade de ferramentas podem ser utilizadas, sendo que uma das mais solicitadas é a reformulação e redesenho de processos através de fluxogramas (Montgomery, 2013).

Os objetivos da **fase control** são completar todo o trabalho restante e atribuir, ao processo melhorado, um responsável. Este, em conjunto com os procedimentos necessários, estará encarregado de assegurar que os ganhos introduzidos pelas melhorias serão continuados. Além disso, também é importante fazer com que as melhorias sejam implementadas em outros processos similares que existam dentro da organização (Montgomery, 2013).

2.2.5 Gestão de Processos

A crescente competitividade entre empresas faz com que seja cada vez mais pertinente e importante o compromisso com o contínuo aperfeiçoamento dos seus produtos e processos. Para ser bem sucedida a organização deve ser capaz de controlar os seus processos, sendo que para isso é necessária uma compreensão complexa das suas atividades. É neste contexto, que as técnicas de mapeamento de processos, como por exemplo o fluxograma, surgem como boas ferramentas de apoio (Pinho et al., 2007).

Segundo (Aguilar-Savén, 2004) é importante evidenciar as diferenças entre os conceitos de processo e processo de negócio. Um processo é o curso de várias ações que visam atingir determinado objetivo. Isto é, trata-se de um conjunto de ações ou operações que conduzem a um fim (Sharp and McDermott, 2002). Já processo de negócio, caracteriza-se como sendo a forma como uma organização dispõe os seus recursos (pessoal, equipamentos, informação, entre outros) com o intuito de atingir os seus objetivos. Historicamente, as empresas organizavam os seus recursos consoante funções e/ou especialidades. Atualmente, as organizações tendem a dispor os seus recursos de modo a atingir um objetivo desejado (Sharp and McDermott, 2002).

De facto, a prática de reengenharia processos empresariais começou a emergir nos primórdios dos anos 90 e foi vista como uma ferramenta fundamental no desenvolvimento do pensamento. Assim, é possível atingir melhorias expressivas em fatores críticos de avaliação de desempenho como custo, qualidade, serviço e velocidade (Becker and Janiesch, 2008).

O mapeamento de processos é um ferramenta chave muito utilizada em qualquer área, não sendo o setor da saúde exceção. Serve para visualizar como funcionam e são organizados os processos complexos. Devido à complexidade e exigência deste setor, o mapeamento e análise de processos deve ser um elemento fundamental para o desenho de processos e programas de melhoria da qualidade (Marriott, 2018).

É importante salientar que a abordagem da análise dos processos de uma organização é um dos requisitos fundamentais exigidos pela ISO 9001, o que justifica a sua larga utilização (Alonço, 2017).

A análise de processos potencia a visualização de situações que contribuem para erros e atrasos, como por exemplo, as situações "yo-yo". Nestas o processo visita a a mesma entidade várias vezes, trocando de interveniente repetidamente, o que potencia um grande número de interações e trocas entre intervenientes. Efetivamente, várias tarefas desempenhadas pelo mesmo ator, normalmente, não introduzem atrasos significativos no processo. Pelo contrário, quando existe a troca de intervenientes é bastante provável que a cadência com que decorre a execução do processo seja interrompida (Faria, 2019). Marriott (2018) corrobora esta afirmação, sustentando que quantas

mais pessoas, grupos e/ou departamentos estiverem envolvidos, mais complicado o processo se tornará.

É importante ainda salientar que em setores como o da saúde existe uma variedade de restrições legais e de diretrizes gerais cujos profissionais de saúde são obrigados a cumprir. Neste sentido, a liberdade para reestruturar uma organização e para omitir atividades sem valor adicional, fica altamente comprometida (Becker and Janiesch, 2008).

Relativamente a ferramentas utilizadas, o fluxograma é opções mais usadas. A sua escolha tem por base dois fatores. O facto de ser uma boa forma de representar processos complexos com muitos pontos de decisão e intervenientes, e também a liberdade que oferece no *layout*. A sua principal limitação é o facto de não tornar evidente o responsável de cada tarefa (Faria, 2019).

2.3 Gestão de Ativos

Gestão de ativos é mais do que fazer coisas com ativos, é sobre como utilizar estes para criar valor e ir ao encontro dos objetivos da organização. A aplicação deste conceito traz uma nova abordagem e provoca uma transformação cultural na empresa. Cada organização deve ser capaz de definir aquilo que considera como ser o ato de "criar valor" e decidir como organizar os seus ativos de modo a atingir o maior valor possível (The Institute of Asset Management, 2015).

Existe uma tendência mundial que sustenta que uma gestão de ativos eficaz é capaz de aumentar a reputação de uma organização, bem como a sua habilidade para: operar com segurança, cumprir com os requisitos regulamentares obrigatórios, avaliar diferentes alternativas estratégicas e reduzir significativamente os seus custos de manutenção e reparação de ativos (The Institute of Asset Management, 2015).

Faisal and Sharawi (2015) adiciona que, especialmente, na área da saúde é necessário um grande empenho no planeamento e gestão da utilização, manutenção e reposição de equipamentos. É essencial assegurar que os equipamentos funcionam corretamente, salvaguardando a segurança do paciente e impedindo a ocorrência de paragens inesperadas. Paragens estas que resultam num aumento do tempo de avaria e originam custos de reparação.

2.3.1 AHP (*Analytic Hierarchy Process*)

AHP é um método de tomada de decisão baseado em vários critérios. Apresenta uma tomada de decisão flexível, ideal para problemas com múltiplos critérios a avaliar, e uma estrutura hierárquica de objetivos, critérios, sub-critérios e alternativas (Faisal and Sharawi, 2015). O resultado da aplicação deste método consiste num *ranking* de prioridade das diferentes alternativas, consoante a importância atribuída a cada um dos critérios (Camanho, 2019). É de salientar que os critérios definidos tanto podem ser qualitativos como quantitativos (Hin et al., 2006).

Existem vários estudos capazes de comprovar a eficácia do método AHP no setor da saúde. Segundo Balestra et al. (2007), o método em questão revelou-se bastante apropriado para ajudar no processo de compra de *pacemakers* e desfibriladores, possibilitando a avaliação fidedigna da

qualidade dos artigos. Além disso, Taghipour et al. (2011) detalha a utilização deste método para hierarquizar quais os equipamentos médicos que devem ter prioridade nas decisões de manutenção. O modelo proposto avalia o risco de falha de cada equipamento, de modo a privilegiar os equipamentos com maior probabilidade de falha em relação aos outros. Por último, Faisal and Sharawi (2015) descreve que através do AHP foi possível definir critérios e priorizar equipamentos médicos para serem substituídos.

O método em questão pode ser observado na Figura 6, na qual se encontram representadas as várias etapas a seguir de modo a atingir o *ranking* hierarquizado.

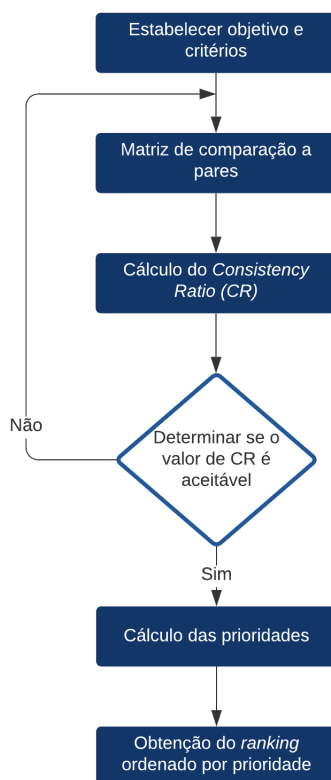


Figura 6: Esquema síntese do método AHP (Mandavgade et al., 2021)

O primeiro passo do AHP trata de estabelecer o objetivo do problema e critérios a considerar. De forma a facilitar esta etapa, é usual elaborar-se um diagrama com essas informações, bem como as várias alternativas possíveis (Camanho, 2019). Imagine-se um problema em que o objetivo seria escolher o melhor carro a comprar, tendo em conta como critérios o preço, o conforto e o estilo do carro, e em que as alternativas possíveis eram Audi, BMW e Jaguar. O diagrama resumo que se obteria pode ser observado na Figura 7.

Para construir a matriz é necessário efetuar comparações entre os diferentes pares de critérios de modo a estabelecer a importância de cada critério. Neste etapa, o decisor compara os diferentes critérios com recurso a uma escala linguística que se situa entre "igualmente importante" até "extremamente mais importante" (Hin et al., 2006). Esta escala, doravante designada escala AHP,

situa-se entre 1 e 9, e pode ser observada na Tabela 1.

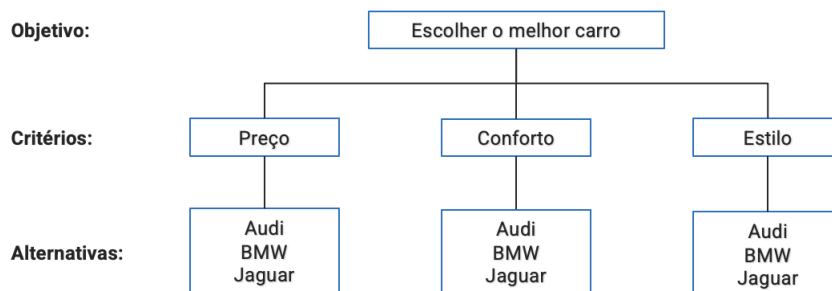


Figura 7: Esquema síntese do método AHP Camanho (2019)

Tabela 1: Tabela resumo da escala utilizada no método AHP (Camanho, 2019)

Julgamento Verbal	Valor Numérico
Extremamente mais importante	9
	8
Muito fortemente mais importante	7
	6
Fortemente mais importante	5
	4
Moderadamente mais importante	3
	2
Igualmente importante	1

O passo seguinte passa por determinar o *Consistency Ratio* (CR). Para tal é necessário determinar o *Consistency Index* (CI) e dividi-lo pelo *Random Index* (RI), que se encontra tabelado na literatura (Hin et al., 2006). Para o CR utiliza-se como valor de referência 0,10. Caso o CR for inferior ou igual a este valor considera-se que a matriz, definida na etapa anterior pelo decisor, é consistente. Se o valor de CR for superior a 0,10, o decisor deve reconsiderar as decisões e escolhas utilizadas para a construção da matriz (Camanho, 2019).

Após esta etapa surge o cálculo das prioridades. No caso de critérios qualitativos e cuja avaliação não é mensurável, é usual o decisor comparar as alternativas recorrendo à escala da Tabela 1. É de salientar que em problemas simples, com poucas alternativas, os critérios quantitativos também podem ser avaliados através da comparação entre alternativas, efetuada pelo decisor (Camanho, 2019). No entanto, no caso de problemas mais complexos, Faisal and Sharawi (2015) sugere a utilização de uma pontuação normalizada para cada par a ser comparado.

Por último, após se determinar as prioridades de cada alternativa, é possível ordenar estes valores e obter-se a hierarquia pretendida (Camanho, 2019).

Capítulo 3

Descrição do Problema

Este capítulo centrar-se-á no processo de licenciamento de equipamentos que utilizam radiação ionizante e no estudo da dose libertada aquando da realização de exames nos equipamentos do tipo TAC.

Primeiramente, detalha-se as repercussões que as mudanças na legislação provocaram. De facto, estas mudanças espelham uma maior consciencialização para a redução da radiação ionizante libertada pelos equipamentos, o que leva a um controlo mais apertado da prática e, consequentemente, a um licenciamento mais complexo. Além disso, descrever-se-ão as consequências do crescimento da empresa por aquisições, nomeadamente, dificuldade de transmissão de informação e a integração de equipamentos com tecnologia obsoleta.

Seguidamente, descreve-se todo o processo de licenciamento, aproveitando para mapear o mesmo com a ajuda de um fluxograma, cumprindo com um dos objetivos da dissertação. Após esta análise global, aprofunda-se o sub-processo de preenchimento de documentação dividindo este em 3 etapas. O objetivo desta análise, é compreender melhor este sub-processo e definir indicadores para, posteriormente, avaliar a sua evolução e melhoria.

Depois, é apresentado o estudo de radiação fundamentando as razões que levaram à escolha do TAC como o equipamento onde a realização deste estudo seria mais importante. Além disso, apresenta-se o parque de equipamentos que será estudado e define-se como objetivo do estudo a minimização da dose de radiação libertada pelos equipamentos. Esta dose de radiação corresponde à variável resposta do estudo e designa-se CTDI.

Posteriormente, definem-se limites máximos de radiação que a organização pretende ver cumpridos para os dois exames com maior volume e dose (tórax e cerebral). Neste sentido, faz-se uma análise à variável resposta através da elaboração de histogramas, diagramas de quartis e cálculo de estatísticas descritivas, sendo que para a região torácica é ainda elaborado um gráfico extra que relaciona o CTDI e o IMC. Por último, para cada uma das regiões é calculada a capacidade de processo, com o intuito de entender e quantificar os desvios em relação aos limites definidos e constatar quais equipamentos se encontram mais desviados em cada um dos exames.

3.1 Licenciamento de Equipamentos Médicos com Radiação Ionizante em Portugal

Como descrito no Capítulo 2, a Imagiologia foi um grande avanço da ciência médica, sendo um ótimo meio de diagnóstico pelo facto de ser não invasivo para o paciente e permitir um correto diagnóstico. Apesar disso, alguns dos seus exames mais importantes (TAC, Raio-X) têm a desvantagem de usar radiação ionizante o que obriga a um controlo apertado da prática. Ao longo dos anos verificou-se um forte crescimento no uso deste meio de diagnóstico, o que despoletou a necessidade da criação de um licenciamento capaz de garantir a segurança do meio ambiente e de todos os *stakeholders*.

O Decreto de Lei 108 entrou em vigor em 2019 e reforça a regulamentação da prática o que, consequentemente, exige um controlo mais apertado dos protocolos. De entre outras medidas, destacam-se o aumento do número de inspeções às unidades de diagnóstico, a imposição de valores de restrição de doses, o estabelecimento de novas referências para controlo de qualidade e também a definição duma nova entidade para regulamentação e controlo das atividades clínicas que utilizam radiação ionizante.

A DGS (Direção-Geral da Saúde) era inicialmente a entidade responsável, jurisdição que passou a estar sobre a alçada da APA (Agência Portuguesa do Ambiente). A escolha da APA, uma entidade mais especializada em questões de segurança ambiental, como responsável pelo mecanismo de regulamentação teve o intuito de aumentar a fiscalização e o cumprimento de boas práticas de segurança radiológica.

É importante referir que no planeamento duma instalação, o titular deve utilizar doses inferiores a 30 % dos limites de dose tabelados no Decreto de Lei anterior, datado de 2002. Esta contenção espelha a consciencialização do Parlamento em ter um controlo mais apertado dos níveis de radiação utilizados na prática médica em Portugal. Estes limites estão diretamente relacionados com questões de segurança, como a blindagem e a exposição a que os profissionais de saúde estão expostos ao longo de um ano.

É ainda de salientar, que, apesar da restrição dos limites de dose acima descritos, não se encontra estabelecido nenhum valor de referência para a dose de radiação a que um doente pode estar exposto aquando da realização de um exame de radiologia. Neste sentido, para entender se o doente está a receber valores aceitáveis de radiação, o estudo apresentado na secção 3.4 basear-se-á na legislação estrangeira, particularmente, a do Reino Unido para a definição de limites de especificação.

3.2 Racional de aquisições e consequências

Tal como referido no Capítulo 1, o racional de expansão da Unilabs assenta essencialmente em fusões e aquisições. Esta estratégia traz vantagens no curto prazo como a fortificação da posição da empresa no mercado, mas acaba por originar também algumas desvantagens como a desorganização, a falta de informação e a aquisição de empresas com tecnologia obsoleta.

Para calcular o valor duma empresa é prática corrente utilizar o método dos *cash-flows* descontados, uma vez que é o mais aceite na globalidade e que, para além disso, proporciona a análise da capacidade futura da empresa em gerar riqueza. Entre os parâmetros mais preponderantes neste método de valorização da empresa destaca-se o EBITDA, que consiste no lucro antes de serem descontados impostos, juros, depreciações e amortizações. Outro fator preponderante é o CAPEX que se traduz no valor que a empresa pretende gastar na introdução de aquisição de bens de capital (introdução de melhorias).

Assim, as empresas que vão ser alvo de aquisição procuram reduzir o valor de CAPEX de modo a maximizar o EBITDA, resultando numa avaliação maior para a empresa adquirida.

Por conseguinte, as empresas quando são adquiridas pela Unilabs apresentam por vezes um desinvestimento em tecnologia nos últimos anos de atividade, pois a empresa ao saber que poderá ser vendida opta por se comportar desta forma de modo a libertar *cash* e aumentar o EBITDA. Obviamente, para a empresa compradora isto traz alguns problemas, sendo de realçar o facto de adquirir tecnologia obsoleta e ultrapassada o que se reflete não só em termos de equipamentos radiológicos, mas também a nível de dados e sistemas de informação desatualizados que complicam e dificultam a elaboração da documentação obrigatória para efetivar o licenciamento dos equipamentos.

3.3 Processo de Licenciamento na Unilabs

De modo a poder operar, a Unilabs é obrigada a cumprir com a legislação em vigor, pelo que é necessário a existência dum processo de licenciamento que salguarde a prática radiológica. Este processo é bastante complexo, havendo várias correções que a entidade reguladora exige aquando da submissão da documentação, pelo que o *lead time* deste processo é bastante volátil. Pode-se dividir este processo em 4/5 fases, dependendo da necessidade de efetuar ou não obras, sendo estas: **preenchimento da documentação, verificação de barreiras, obras** (caso necessário), **avaliação prévia de segurança** e **avaliação final pela entidade reguladora**. O fluxograma das etapas do processo pode ser observado na Figura 8.

O processo pode ser desencadeado devido a 3 causas. Caso a licença expire será necessário renová-la e atestar novamente que todas as condições exigidas por lei se encontram salguardadas, o que nem sempre é fácil pela falta de informação das respetivas unidades que anteriormente não pertenciam à empresa. Caso haja obras na unidade, mais concretamente, numa das salas utilizadas pelo serviço de imagem, será necessário efetuar um novo processo de licenciamento uma vez que as barreiras podem já não ter as características exigidas. E ainda, caso se substitua o equipamento terá de se atestar a segurança e o cumprimento com as normas, uma vez que um equipamento poderá ser mais potente e precisar de reforço das barreiras de proteção.

Após o início do processo, surge a fase de preenchimento de documentação. Esta fase caracteriza-se por ser morosa e confusa, sendo necessário imensas trocas de informação entre departamentos e a elaboração de documentos com dados que se repetem ao longo dos mesmos. É exigido o preenchimento de 4 documentos distintos com diversos anexos, tabelas e assinaturas.

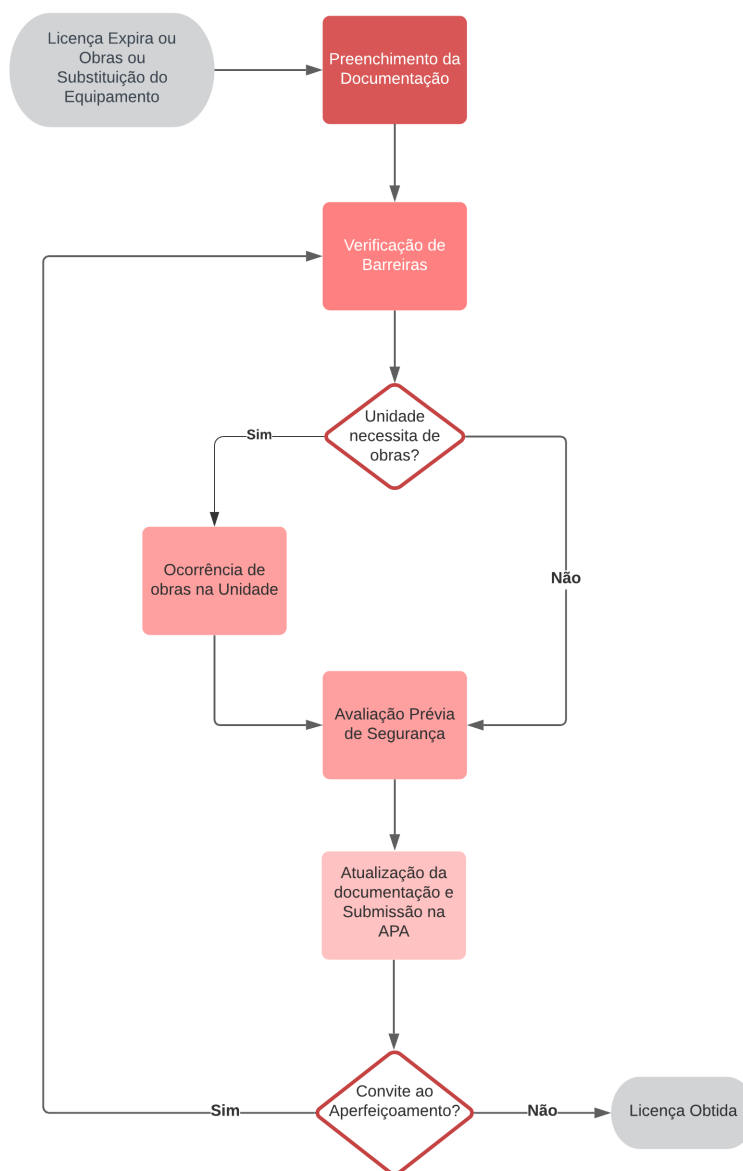


Figura 8: Fluxograma do Processo de Licenciamento na Unilabs

Posteriormente à elaboração dos documentos, e com o objetivo de preencher as partes em falta, realiza-se a verificação das barreiras. Esta etapa consiste na visita à unidade, por parte do DFM (Departamento de Física Médica), e através da utilização de um contador Geiger (aparelho utilizado para medir radiação ionizante) verificar se as barreiras asseguram as condições de proteção radiológica exigidas por lei. Com o contador mede-se a radiação do lado exterior, e por vezes, interior da sala, e verifica-se se as características e conformidades do equipamento médico estão de acordo com o pretendido. Posteriormente, as medições são enviadas para os físicos que através de cálculos matemáticos determinam ou não o cumprimento da proteção exigida. Os físicos são indispensáveis nesta etapa sendo obrigatório a sua assinatura para declarar a conformidade da unidade.

Caso o parecer dado pelos físicos seja negativo, obrigatoriamente a unidade terá de ser alvo de obras. As obras podem assentar em pormenores mínimos como apenas o aumento da espessura da parede até mudanças significativas na estrutura da planta dependendo do reforço de segurança necessário e da vontade da administração, que pode achar oportuno aproveitar as obras para corrigir outros detalhes. É de salientar, que a ocorrência de obras implicará o encerramento do serviço de Imagem durante esse período.

Após a segurança estar garantida e independentemente da existência ou não de obras, é necessário fazer uma etapa adicional que consiste na **avaliação prévia de segurança**. Nesta fase, para além de o DFM se deslocar à unidade e confirmar as informações de proteção radiológica referente à verificação de barreiras, procede também à verificação da sinalética, da existência de equipamento individual de proteção radiológica, da disposição de extintores na unidade, entre outros aspetos relevantes e relacionados com matérias de segurança.

Por último, completa-se a documentação relevante com as informações obtidas durante as etapas do processo e envia-se a mesma para a APA. A entidade reguladora, após a submissão de toda a documentação, pode emitir logo as licenças ou pode pedir aperfeiçoamento de algumas características, aperfeiçoamento este que tanto pode ser muito simples como bastante complexo e implicar novas verificações.

De acordo com a última avaliação, até ao final do ano, 67 equipamentos distribuídos por 27 unidades diferentes necessitarão de ser licenciados.

Observando todas as etapas deste processo, percebe-se que a etapa de preenchimento da documentação é a que se encontra menos otimizada e mais passível de ser normalizada. Assim, esta etapa será alvo de um escrutínio maior, com o intuito de a tornar mais funcional e célere.

3.3.1 Sub-Processo: Preenchimento da Documentação

Tal como descrito anteriormente, este sub-processo acaba por ser moroso e confuso, apresentando margem para melhoria. É preciso preencher um elevado número de campos em 4 documentos, o que origina um grande número de interações entre departamentos para conseguir reunir a informação requerida para preenchimento da documentação. Todo este sub-processo é monitorizado e gerido pelo DFM, podendo ser dividido em 3 fases: **preenchimento da documentação**, **junção da informação** e **formatação dos formulários**. O fluxograma com as respetivas fases, pode ser observado na Figura 9.

A fase de **preenchimento da documentação** corresponde à interação entre diferentes departamentos de modo a recolher a informação necessária para efetivar o processo de licenciamento.

O principal documento a preencher é o Formulário de Licenciamento onde se assegura todas as condições da prática radiológica e no qual se reúnem as principais características dos documentos auxiliares. Sendo estes: PPR (Programa de Proteção Radiológica), PEI (Plano de Emergência Interno), e a Apresentação de Resposta ao Formulário. No PPR encontram-se listados todos os profissionais de radiologia da unidade e classificados de acordo com a sua categoria de exposição à radiação, sendo ainda descrito a sinalética da instalação, os equipamentos de proteção que os

profissionais utilizam e os procedimentos de monitorização do local de trabalho e dos trabalhadores. No PEI encontra-se a disposição das saídas de emergência, disposição de extintores, descrição do procedimento a considerar no caso de emergência e outras medidas. Na Apresentação de Resposta ao Formulário são apresentadas tabelas, anexos e informações em maior detalhe com o intuito de complementar os dados do Formulário de Licenciamento.

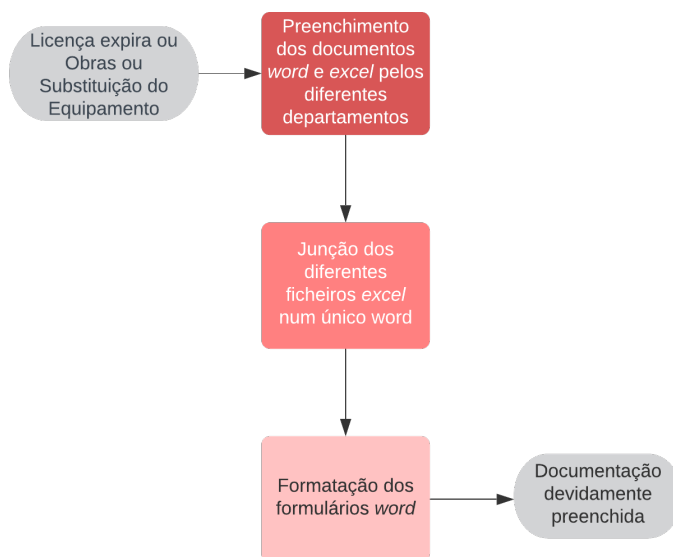


Figura 9: Fluxograma do Sub-Processo de Preenchimento de Documentação

Para além da intervenção do DFM, o departamento responsável, é também preciso a colaboração extra de mais 5 departamentos: Equipamentos, Suporte de Operações (SO), Recursos Humanos (RH), Legal e Infraestruturas para preencher toda a documentação necessária.

Em suma, esta etapa de preenchimento revela-se complexa com informações que se repetem em vários formulários e com diversas interações entre departamentos. Para facilitar o preenchimento do Formulário de Licenciamento, são enviados aos vários departamentos por e-mail 5 ficheiros *excel*, sendo que cada um destes ficheiros representa uma secção do Formulário de Licenciamento que é necessário preencher. Já os 3 documentos auxiliares são enviados em formato *word*, sendo requerido às pessoas que preenchem os campos relativos ao seu departamento.

Este sub-processo acaba por carecer de otimização com um número de interações bastante elevado. Efetivamente, para o Formulário de Licenciamento é necessário a colaboração de 5 departamentos para além do DFM, o que origina 10 interações. O DFM terá de enviar e posteriormente receber via e-mail os ficheiros *excel* devidamente preenchidos por cada departamento. Os mesmos departamentos intervêm no preenchimento da Apresentação de Resposta ao Formulário e no PPR, resultando em mais 10 interações. Para o PEI apenas é necessário a colaboração de 2 departamentos (Legal e Infraestruturas) extra DFM resultando em apenas 4 interações. Posto isto, pode-se observar na Tabela 2 um resumo do número de interações por documento.

No total verificam-se 34 interações. Para além de se observar um elevado número de interações, também é de salientar que a passagem via e-mail impossibilita a colaboração em simultâneo de todos os departamentos.

Tabela 2: Número de interações necessárias para o preenchimento por tipologia de documento

Documento	Número de Interações
Formulário de Licenciamento	10
PPR	10
PEI	4
Apresentação da resposta ao Formulário	10
Total	34

Relativamente à fase de **junção da informação**, esta é apenas da responsabilidade do DFM, que despende tempo a converter a informação disposta nos vários ficheiros *excel* para o formulário *word*. Isto porque, tal como referido anteriormente, o Formulário de Licenciamento é preenchido em vários ficheiros *excel*. Para além disso, também é nesta etapa que se verifica que a informação está toda correta e se eliminam possíveis documentos repetidos.

Já a etapa de **formatação dos formulários**, efetuada pelo DFM, ocorre devido à necessidade de, por vezes, ter de reeditar o documento pois ao preencher os respetivos campos no documento *word* as pessoas dos diferentes departamentos acabam por alterar a formatação original.

Devido a todas estas interações e fases, o *lead time* (tempo de entrega) deste sub-processo é, usualmente, de 5 dias.

3.4 Estudo de Radiação

3.4.1 Introdução ao estudo da radiação

Como exposto na revisão de literatura, a radiação apresenta efeitos adversos para o corpo humano. Aliado a esse facto, o aperto da legislação evidencia não só a necessidade de uma maior consciencialização das consequências da radiação, mas também a exigência de um controlo mais apertado do nível de dose emitida pelos equipamentos.

Tendo a Unilabs uma visão que privilegia e se preocupa com o cliente, a empresa pretende efetuar uma substituição do parque de equipamentos a 10 anos. Esta substituição tem vários objetivos como a redução de custos de manutenção, tornar a empresa mais competitiva, e, principalmente, reduzir a radiação à qual os pacientes estão expostos aquando da realização de exames. Neste sentido, a empresa pretende efetuar um estudo da dose de radiação que debita aos doentes nas várias unidades por virtude dos diferentes equipamentos que possui. Assim, pretende-se avaliar cada equipamento individualmente de modo a compreender desvios e, também, verificar a existência de potenciais diferenças entre máquinas iguais. Posteriormente, será possível concluir quais devem ser os equipamentos com maior prioridade de substituição.

3.4.2 TAC como foco do estudo

A Unilabs possui um parque de equipamentos bastante vasto, contando com cerca de 1500 equipamentos no total. Estes equipamentos podem ser divididos em diferentes tipologias, sendo que no caso em análise os mais relevantes serão os equipamentos de produção que utilizam radiação ionizante, sendo estes, aproximadamente, 300 unidades. Estes 300 equipamentos dividem-se em 5 principais categorias: TAC, Raio-X, Mamo, Dexta e Orto.

De modo, a possibilitar a viabilidade do estudo, este centrar-se-á em apenas uma categoria do imobilizado de produção com recurso a radiação ionizante. De entre os vários equipamentos que se encontram nesse grupo, a categoria escolhida será o TAC. A razão desta escolha, efetuada em conjunto com a equipa de Imagem da Unilabs, prende-se com diversos fatores, a saber:

1. Tipologia/Categoria que mais radiação por exame debita;
2. Representa 50% dos exames efetuados, dentro das categorias que recorrem ao uso de radiação ionizante;
3. Os equipamentos desta categoria apresentam tecnologia que permite o registo da dose de radiação debitada ao doente.

A nível de TACs, a Unilabs possui 30 equipamentos espalhados por 30 unidades ao longo do país. Para cada TAC serão tidas em conta características como a **marca**, o **modelo** e, especialmente, características próprias da máquina como o **número de detetores** e a existência de software de **reconstrução iterativa**. Estas características são bastante importantes, sendo que são dos principais critérios a ter em conta aquando da aquisição de um novo equipamento TAC.

As características de cada equipamento podem ser consultadas na Tabela 3.

Em suma, a **marca** corresponde a uma variável categórica que designa a marca de cada equipamento. O parque analisado terá em conta **13** equipamentos da marca **GE**, **10** da **Siemens**, **4** da **Toshiba**, **2** da **Philips** e **1** da **Fujifilm**.

Já o **modelo** corresponde a uma variável categórica que designa o modelo do equipamento: no parque analisado estão presentes equipamentos de **10 modelos diferentes**.

O **número de detetores** corresponde a uma variável discreta que designa o número de fileiras de detetores que o equipamento possui para aquisição de imagem. Esta característica é de extrema importância visto que quanto maior este valor, maior será a resolução e, consequentemente, a qualidade de imagem e da máquina em questão. A nível do parque em estudo, existem **2** equipamentos com **4 detetores**, **2** com **6 detetores**, **3** com **8 detetores**, **16** com **16 detetores**, **2** com **32 detetores**, **1** com **64 detetores**, **1** com **80 detetores** e **3** com **128 detetores**.

A **reconstrução iterativa** caracteriza-se por ser uma variável binária (sim/não) que expressa a presença ou não de software de reconstrução iterativa no equipamento. Trata-se de um *software* de redução de dose, que permite a obtenção de imagens com boa qualidade através de doses de radiação menores. Existem **12 equipamentos com este software** e **18 sem o mesmo**.

Por último, a **idade**, variável discreta que descreve a idade do equipamento. O equipamento mais antigo tem 11 anos e o mais recente 2 anos.

Tabela 3: Tabela resumo das principais características do parque em estudo

Unidade	Marca	Modelo	Número de Detetores	Idade (Anos)	Reconstrução Iterativa (Sim / Não)
Unidade 1	GE	GE Optima CT660	128	4	Sim
Unidade 2	Siemens	Siemens Somatom Definition	128	5	Sim
Unidade 3	Siemens	Siemens Somatom Definition	128	7	Não
Unidade 4	Toshiba	Toshiba Aquilion	80	2	Não
Unidade 5	Toshiba	Toshiba Aquilion	64	6	Não
Unidade 6	GE	GE Optima CT520	32	4	Sim
Unidade 7	GE	GE Optima CT520	32	5	Sim
Unidade 8	Philips	Philips MX	16	9	Não
Unidade 9	Philips	Philips MX	16	6	Não
Unidade 10	GE	GE BrightSpeed	16	5	Sim
Unidade 11	GE	GE BrightSpeed	16	3	Sim
Unidade 12	GE	GE Brivo 385	16	4	Não
Unidade 13	GE	GE BrightSpeed	16	5	Não
Unidade 14	GE	GE BrightSpeed	16	4	Sim
Unidade 15	Siemens	Siemens Somatom Emotion	16	5	Sim
Unidade 16	Siemens	Siemens Somatom Emotion	16	4	Sim
Unidade 17	Siemens	Siemens Somatom Emotion	16	5	Sim
Unidade 18	Siemens	Siemens Somatom Emotion	16	4	Sim
Unidade 19	Toshiba	Toshiba Aquilion	16	5	Não
Unidade 20	Toshiba	Toshiba Aquilion	16	8	Não
Unidade 21	Siemens	Siemens Somatom Emotion	16	5	Sim
Unidade 22	Fujifilm	Fujifilm FCT Speedia	16	7	Não
Unidade 23	Siemens	Siemens Somatom Emotion	16	6	Não
Unidade 24	GE	GE LightSpeed	8	6	Não
Unidade 25	GE	GE LightSpeed	8	5	Não
Unidade 26	GE	GE BrightSpeed	8	7	Não
Unidade 27	Siemens	Siemens Somatom Emotion	6	9	Não
Unidade 28	Siemens	Siemens Somatom Emotion	6	8	Não
Unidade 29	GE	GE LightSpeed	4	11	Não
Unidade 30	GE	GE LightSpeed	4	8	Não

3.4.3 Objetivo do estudo

Aquando da realização dum exame TAC, o paciente está exposto a uma dose de radiação. Esta dose, vem habitualmente referenciada na própria imagem do exame (radiografia), bem como no relatório técnico do exame. Encontra-se sob a designação de **CTDI** (*Computed Tomography Dose Index*), sendo expresso em mGy (miligrays), a unidade do Sistema Internacional de Unidades (SI) de dose absorvida. Pode-se definir, assim, **CTDI** como sendo a **variável resposta** ou variável dependente deste estudo.

A Unilabs quer compreender a fundo a variabilidade deste valor dentro dos diferentes equipamentos que detém, fazer comparações entre máquinas equivalentes e, no caso de substituição de máquinas, elaborar um *ranking* de quais devem ser os equipamentos com maior prioridade para troca, tendo em conta esta variável.

3.4.4 Limites de dose

Para estudar a variabilidade inerente ao CTDI e perceber se os valores vão ao encontro do desejado, é necessário definir limites de especificação. O exame tipo TAC pode ser efetuado em

várias regiões anatómicas do corpo, sendo que para regiões diferentes do corpo, a dose de referência varia. É importante salientar que a dose de referência corresponde ao valor recomendado pela comunidade científica e que, como referido anteriormente, em Portugal não se encontram definidos valores. Neste sentido, a Unilabs decidiu definir os limites de especificação pretendidos para os seus TACs baseando-se nos valores de referência ditados pela legislação do Reino Unido.

Devido ao grande número de regiões anatómicas que podem ser avaliadas com recurso a este tipo de exame, serão apenas consideradas as 2 regiões com a maior procura. Sendo elas as regiões torácica e cerebral. Para cada região anatómica, foram então definidos os valores baseados na legislação britânica (Shrimpton, PC, Hillier MC and SJ, 2011). Estes limites encontram-se expressos em mGy e estão definidos na Tabela 4.

Tabela 4: Limites de CTDI (em mGy) para as regiões torácica e cerebral (Shrimpton, PC, Hillier MC and SJ, 2011)

Região Anatómica	Limite superior de CTDI admissível (mGy)
Torácica	16
Cerebral	67

É de salientar que para estas duas regiões anatómicas não foi definido um limite inferior pelo facto de a empresa ter implementado como boa prática a minimização da dose à qual o doente é exposto, sem nunca comprometer a qualidade do exame.

3.4.5 Descrição do estudo

Para efetuar este estudo foram utilizados os softwares *Minitab* e *Microsoft Office Excel*. Os exames foram divididos consoante as regiões anatómicas acima referidas (torácica e cerebral). Para cada uma destas regiões foi, então, solicitada a recolha de 30 amostras.

É de salientar que a recolha das amostras não foi simples, pelo facto de envolver vários responsáveis e também pela diferente taxa de produção entre unidades. Alguns dados acabavam por ser mal recolhidos, e noutros casos faltava informação, pelo que no final da recolha foi necessário fazer uma verificação para atestar a confiança nos dados. Apesar de todo o esforço efetuado para corrigir estas situações, acabou por não se conseguir utilizar uma amostra de 30 dados em todas as máquinas.

Os dados de cada amostra dividem-se entre **dados do paciente, configurações da máquina e características do equipamento**.

Os **dados relativos ao paciente** incluem a **variável resposta CTDI** que corresponde à dose absorvida pelo doente, bem como a sua **altura, peso, género, idade**. Estas variáveis são consideradas não controláveis, uma vez que são características de cada doente e se alteram de amostra para amostra. A variável género é uma variável categórica. As variáveis altura e peso são variáveis contínuas e encontram-se expressas, respetivamente, em *cm* e *kg*. Já a idade é considerada uma variável discreta, vindo expressa em anos.

Para além das variáveis anteriormente descritas, é ainda calculada uma variável adicional para cada paciente, o **IMC**. Esta variável corresponde ao Índice de Massa Corporal, sendo uma boa medida do nível de gordura da pessoa, o que tem influência no procedimento médico. Este índice vem expresso em kg/m^2 e calcula-se utilizando a altura e o peso de cada doente, através da expressão 3.1.

$$IMC = \frac{Peso}{Altura \times Altura} \quad (3.1)$$

Os **dados relativos às configurações da máquina** correspondem ao potencial da ampola, *pitch*, colimação, entre outros. Estas configurações foram recolhidas com o objetivo de registar os diferentes protocolos utilizados pois não serão alvo de estudo. Estas configurações apenas se alteram entre máquinas, isto é, todos os exames da mesma região anatómica realizados na mesma máquina estarão de acordo com a mesma configuração. Além disso, estes parâmetros são definidos de acordo com o fabricante, sendo que é o técnico especialista de aplicação da marca que define estes valores. Como tal, para este estudo inicial assume-se que os protocolos se encontram bem definidos, otimizados e corretamente calibrados.

As **características da máquina** já foram anteriormente referidas, sendo elas a **marca**, o **modelo**, o **número de detetores**, a **idade** e a presença de software de **reconstrução iterativa**.

3.4.6 Análise de Desvios Individuais

A análise assentará em avaliar, a nível individual, a possível existência de desvios em relação aos limites de especificação estabelecidos, através do cálculo da percentagem de testes acima do limite de especificação definido. Para além deste indicador simples, a nível individual, o desempenho do processo foi complementado com a análise da capacidade do processo.

Primeiramente, para cada máquina é necessário efetuar um estudo da variável resposta, CTDI. Neste sumário da variável são calculadas algumas estatísticas descritivas como o caso da média, desvio padrão, mediana, máximo e mínimo. Para além disso, a análise do histograma e do diagrama de quartis permite averiguar a dispersão dos valores do CTDI, compreender melhor a variabilidade dos valores, verificar a simetria da distribuição e a presença de *outliers*.

A capacidade de processo foi calculada utilizando a distribuição normal. Neste sentido, no sumário será ainda conduzido um teste à normalidade, o de *Anderson-Darling*, com um nível de significância de 5%. Caso seja rejeitada a hipótese nula de que o processo segue uma distribuição normal, os dados serão alvo de uma transformação de *Box-Cox* de modo a ser possível calcular a capacidade de processo, via distribuição normal.

Um exemplo do sumário elaborado no *Minitab* descrito acima pode ser observado na Figura 10.

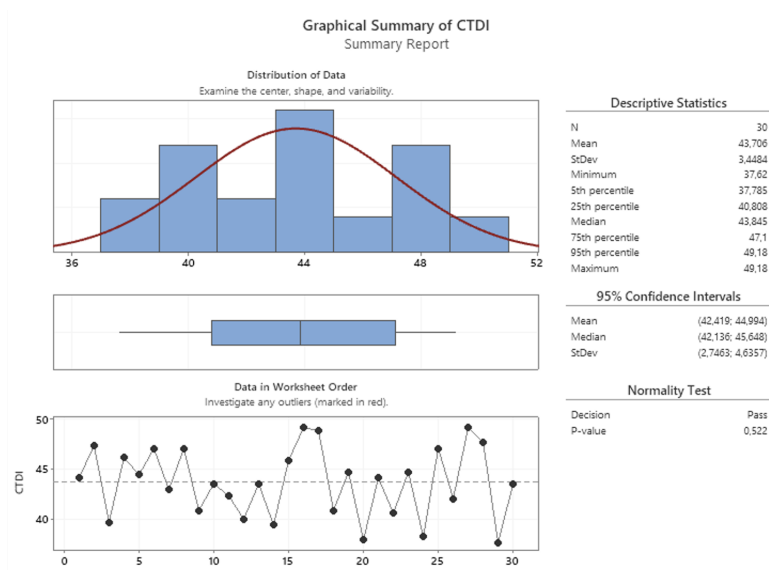


Figura 10: Exemplo de um sumário estatístico da variável resposta CTDI para um TAC

Feitas estas verificações iniciais, pretende-se avaliar a quantidade de desvios e a sua grandeza em relação ao valor superior de especificação definido anteriormente. Para isso calcular-se-á a percentagem de testes acima do limite de especificação e o valor da capacidade de processo. Neste estudo, utilizou-se a capacidade de processo global dada pelo Ppk .

Neste sentido, estes indicadores foram calculados com a ajuda do *Minitab*, efetuando-se uma análise de capacidade de processo semelhante à que se pode observar na Figura 11.

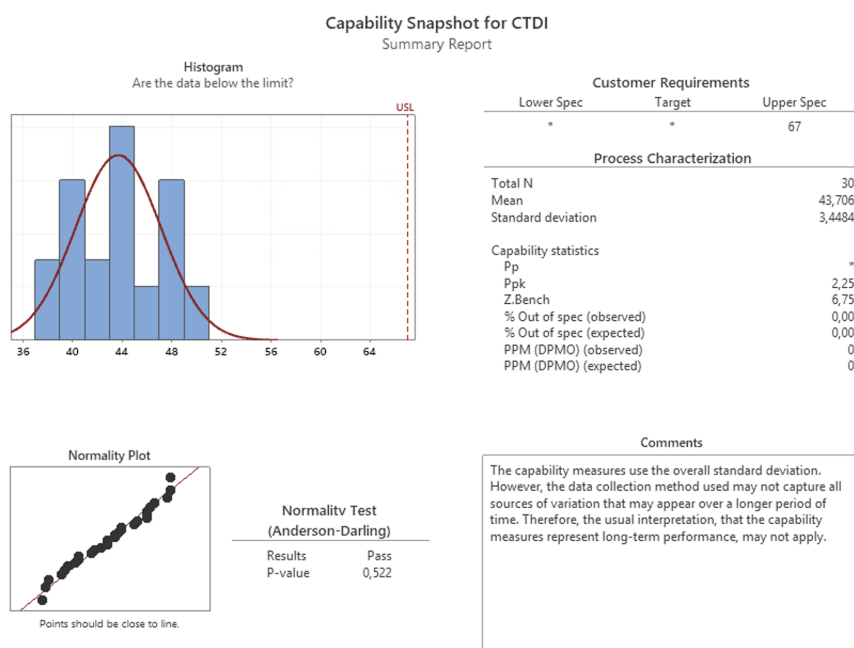


Figura 11: Exemplo de um sumário estatístico da capacidade de processo de um TAC

Relativamente à **região cerebral**, foi necessário primeiro avaliar potenciais *outliers* evidenciados no sumário estatístico da variável CTDI. Por exemplo, no caso do TAC da unidade 6 existia um valor bastante acima dos restantes. Após uma análise minuciosa, foi possível concluir que o valor correspondia a um paciente com uma espessura do crânio muito acima da média o que obrigou o TAC a emitir uma dose bastante superior às outras. Já, por exemplo, no caso do TAC da unidade 14, existia um valor bastante inferior aos restantes. Este valor correspondia a um paciente com uma idade bastante avançada (perto de 100 anos), sendo que com o passar da idade pode ocorrer a perda da densidade óssea, levando a que a máquina precise de emitir um CTDI bastante menor pela baixa espessura do crânio. Devido ao reduzido tamanho das amostras qualquer um destes valores teria uma grande influência nos resultados, sendo capazes de enviesar a análise e, como tal ambos foram removidos.

Após esta análise preliminar, foram então calculados os indicadores referidos anteriormente. Para cada unidade, pode-se observar na Figura 5 os respetivos indicadores (percentagem de teste fora das especificações e capacidade global do processo) e estatísticas descritivas (média e desvio padrão). É de salientar que o *Ppk* apenas é possível calcular para TACs que possuam software de modelação de dose. Como tal, aqueles que utilizam um valor fixo de CTDI para cada doente, não se encontram representados nas Tabelas 5 e 6. Os resultados da variável CTDI para a região cerebral podem ser observados na Tabela 5.

Tabela 5: Tabela resumo dos resultados obtidos para a região cerebral

Unidade	Percentagem fora das especificações	<i>Ppk</i>	Média	Desvio Padrão
Unidade 7	0,00%	3,12	32,33	3,71
Unidade 1	0,00%	2,51	35,44	4,19
Unidade 26	0,00%	10,88	37,02	0,92
Unidade 11	0,00%	5,91	40,66	1,5
Unidade 4	0,00%	1,48	40,79	5,88
Unidade 21	0,00%	4,26	41,85	1,97
Unidade 17	0,00%	2,26	42,41	3,62
Unidade 2	0,00%	1,8	43,18	4,41
Unidade 3	0,00%	2,25	43,71	3,45
Unidade 18	0,00%	2,18	45	3,36
Unidade 14	0,00%	2,19	46,68	3,09
Unidade 6	0,00%	0,97	47,64	6,64
Unidade 9	0,00%	1,22	50,41	3,56
Unidade 10	0,00%	1,29	52,01	2,54
Unidade 23	0,00%	1,13	56,84	2,99
Unidade 24	6,90%	0,55	57,77	5,24
Unidade 13	0,00%	2,39	57,83	1,28
Unidade 12	6,00%	0,6	58,06	4,99
Unidade 25	0,00%	1,99	60,99	0,81
Unidade 29	100,00%	-17,81	115,24	0,9
Unidade 30	100,00%	-39,95	116,51	0,41

Pela análise dos resultados, entende-se que apenas as unidades 29 e 30 apresentam uma capacidade global do processo negativa, o que significa que a sua distribuição se encontra deslocada e acima do valor de referência. Constatou-se, à posteriori, que estes correspondem a máquinas com uma idade avançada, sendo das mais antigas do parque e com apenas 4 detetores, o que justifica o valor negativo do Ppk . Existem, ainda, mais três unidades com o valor de Ppk inferior a 1 o que indica que o processo deve ser alvo de melhoria. No caso da unidade 6, o valor de Ppk igual a 0,97, explica-se pelo facto do equipamento ter sido recentemente instalado na unidade em questão e ainda estarem a ser ajustados os seus parâmetros. Já o caso dos equipamentos das unidades 12 e 24 é mais preocupante pois os seus equipamentos apresentam uma variabilidade muito grande sendo necessário tentar reduzir a mesma por forma a impedir a ocorrência de exames com dose acima da recomendada.

Para a **região torácica** foi repetido o procedimento, elaborando-se um resumo estatístico da variável e uma análise da capacidade de processo, calculando-se os mesmos indicadores. Também foi avaliada a possível presença de *outliers* sendo que foram removidos valores extremos explicados por valores de IMC muito desviados do normal e, consequentemente, de CTDI. Isto porque, estes valores tinham uma forte influência na análise devido à pequena dimensão da amostra.

Para além disso foram ainda realizados gráficos de dispersão com o intuito de avaliar a relação de linearidade entre o IMC e o CTDI. Espera-se que exista uma relação direta entre as variáveis, sendo que à medida que o IMC aumenta deve também aumentar a dose de radiação à qual o doente está exposto. Isto porque é necessário uma maior radiação para observar estruturas em pessoas com maior percentagem de massa gorda. Um exemplo de um gráfico de dispersão que retrata a relação de proporcionalidade direta entre o CTDI e o IMC pode ser observado na Figura 12.

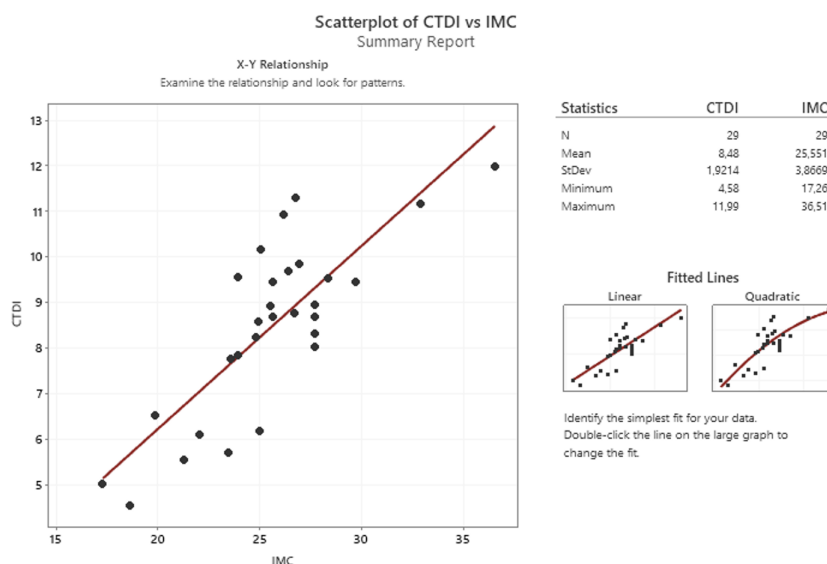


Figura 12: Gráfico de dispersão que retrata a relação direta entre o CTDI e o IMC

Através da análise dos gráficos de dispersão foi possível identificar 5 unidades nas quais a

modelação de dose não evoluía de uma forma linear com o aumento do IMC. Os equipamentos que apresentavam pouco ajuste foram os das unidades de 4, 5, 6 e 29. Posteriormente, será necessário avaliar o porquê desta variação estranha e as medidas corretivas a tomar para retificar o *software*. Assim, foi possível construir a Tabela 6, onde se encontram calculados os mesmos indicadores que foram utilizados para a região cerebral. Os resultados da variável CTDI para a região torácica podem ser observados na Tabela 6.

Tabela 6: Tabela resumo dos resultados obtidos para a região torácica

Unidade	Percentagem fora das especificações	<i>Ppk</i>	Média	Desvio Padrão
Unidade 2	0,00%	3,34	4,28	1,17
Unidade 18	0,00%	1,34	5,73	2,55
Unidade 28	0,00%	3,51	6,02	0,95
Unidade 3	0,00%	1,47	6,16	2,23
Unidade 4	0,00%	0,63	6,49	2,62
Unidade 1	3,33%	0,53	6,59	4,35
Unidade 23	0,00%	1,76	7,15	1,68
Unidade 24	0,00%	1,64	7,43	1,74
Unidade 12	0,00%	1,05	7,57	2,68
Unidade 9	0,00%	1,36	7,78	2,02
Unidade 27	0,00%	1,16	8,27	2,23
Unidade 19	7,41%	0,54	8,33	3,91
Unidade 14	0,00%	0,71	8,41	3,58
Unidade 21	0,00%	1,3	8,48	1,92
Unidade 30	0,00%	0,59	9,25	2,42
Unidade 17	3,45%	0,65	9,88	3,13
Unidade 15	0,00%	1,09	10,05	1,82
Unidade 16	0,00%	0,79	10,83	2,18
Unidade 6	0,00%	0,57	11,39	2,68
Unidade 7	32,14%	0,19	13,69	4,07
Unidade 11	40,00%	0,19	13,82	4,32
Unidade 10	60,71%	-0,03	16,54	5,57
Unidade 26	63,64%	-0,17	17,7	4,95
Unidade 25	90,00%	-0,47	19,16	2,5
Unidade 29	100,00%	-1,9	21,8	0,64
Unidade 13	100,00%	-1,61	25,85	1,09
Unidade 5	100,00%	-0,88	47,01	4,43

Como evidenciado na Tabela 6 várias unidades apresentaram um valor de *Ppk* inferior à unidade. Isto deve-se, essencialmente, ao facto de o valor de limite superior de especificação utilizado ser uma meta exigente para as máquinas, mas que a organização gostaria de ver cumprida. As unidades 1, 4, 14, 17, 19 e 30 apresentam um bom valor médio de dose debitado aos doentes (inferior a 10 mGy em todas as unidades). No entanto, estas clínicas apresentam valores de desvio padrão elevados, o que faz com que algumas tenham efetuado exames acima do limite recomendado. Já os equipamentos das unidades de 6, 7, 11 e 16 apresentam valores médios mais elevados de CTDI o que faz com que as suas distribuições se encontrem perto do limite superior. Isto aliado ao facto de também apresentarem valores elevados de desvio padrão, origina um *Ppk* baixo. Relativamente às unidades de 5, 13, 25, 26 e 29 verifica-se um valor de capacidade de processo inferior a zero o que sugere que a sua distribuição se encontra deslocada e acima do valor de referência.

É de salientar que para o estudo torácico foram avaliados mais 6 equipamentos que para o estudo cerebral, pois as 6 máquinas em questão encontram-se com o *software* de modelação de dose desligado para estudos cerebrais. No entanto, para estudos torácicos o *software* já se encontra ligado, efetuando a modelação consoante o perfil do doente.

3.5 Síntese

Com o aumento do número de aquisições feitas pela empresa e com a adoção de nova legislação em Portugal, torna-se crucial otimizar o processo de licenciamento por forma a dar resposta à crescente solicitação de equipamentos a licenciar. Neste capítulo, foi possível fazer o mapeamento do processo de licenciamento, cumprindo com os objetivos definidos no Capítulo 1. Além disso, mapeou-se também o sub-processo de preenchimento de documentação e definiu-se como *KPI* (*Key Performance Indicator*) o número de interações entre departamentos, de forma a que fosse possível monitorizar o seu progresso e evolução após a introdução de melhorias.

Com a alteração da legislação, torna-se essencial um controlo mais apertado às doses de radiação às quais os pacientes são expostos. O estudo foi realizado para a modalidade TAC, por ser aquela que emite mais radiação e na qual os pacientes têm uma exposição mais prolongada. Para o estudo cerebral identificaram-se as máquinas 24, 12, 29 e 30 como sendo máquinas que devem sofrer uma maior análise pois nestas houve produção de exames acima do limite de especificação. Para o estudo torácico identificaram-se as máquinas 1, 19, 17, 7, 11, 10, 26, 25, 13 e 5, como sendo aquelas onde existe produção acima da dose limite estabelecida e que necessitam de um melhor ajuste. Assinalaram-se ainda as máquinas 4, 5, 6 e 29, como sendo aquelas onde a técnica de modelação de dose se encontra desajustada.

Capítulo 4

Desenho e Implementação de Soluções

Após a análise realizada no capítulo anterior, no presente capítulo serão desenhadas e aplicadas soluções de melhoria.

O processo de licenciamento foi mapeado no Capítulo 3, destacando-se o sub-processo de preenchimento da documentação como aquele cuja margem de melhoria era maior. Ao longo deste capítulo e para este sub-processo, será monitorizado o progresso dos indicadores estabelecidos anteriormente após a introdução de melhorias.

As máquinas em estudo serão agrupadas em grupos de máquinas equivalentes, com o objetivo de estudar a variabilidade que pode ou não existir nos valores esperados e variâncias de CTDI. O objetivo passa por compreender a causa de potenciais diferenças e sugerir soluções a implementar capazes de minimizar a dose emitida em algumas máquinas.

Será ainda utilizado o método de AHP para elaborar um *ranking* de substituição de equipamentos. Para tal serão definidos 4 critérios e priorizadas as máquinas de acordo com eles. O objetivo principal da hierarquização é minimizar a dose a que a população é exposta, substituindo os equipamentos que menos cumprem com os critérios estipulados.

4.1 Processo de Licenciamento

Sabendo que até ao fim de 2021 serão alvo de licenciamento 67 equipamentos, fica clara a necessidade de otimizar e tornar o processo de licenciamento mais célere, pois caso contrário a empresa poderá não conseguir responder a todos os processos de licenciamento. Além disso, o processo de licenciamento não tem um *lead time* definido, isto porque não existe um prazo máximo estipulado para a resposta da entidade reguladora e também porque a quantidade e o detalhe dos convites ao aperfeiçoamento são um pouco imprevisíveis.

Neste sentido, esta última etapa do processo de licenciamento acaba por fugir ao controlo da empresa e, portanto, ser complicada de otimizar. Assim, a otimização deste processo terá de forçosamente passar por uma das outras etapas. Analisando as diferentes fases, destaca-se o sub-processo de **preenchimento da documentação** como sendo aquele com maior margem para melhoria.

4.1.1 Revisão do Sub-Processo de Preenchimento de Documentação

Relembrando a descrição feita no capítulo anterior, este sub-processo pode ser dividido em 3 fases: **preenchimento da documentação, junção da informação e formatação dos formulários**. Todas estas fases foram alvo de escrutínio, com objetivo de otimizar e tornar o processo mais célere e funcional.

Como descrito nas boas práticas de gestão de processos, é essencial evitar trocas de informação redundantes e minimizar ao máximo as situações de "yo-yo". Ora como visto no capítulo anterior, a primeira etapa deste sub-processo (**preenchimento da documentação**) apresenta um elevado número de interações entre departamentos, devido à numerosa troca de e-mails para fazer circular os documentos, originando situações de "yo-yo".

Estas situações, além de não serem benéficas, trazem outros problemas à tona, tais como a duplicação de documentos e/ou impossibilidade de cada departamento fazer alterações no documento ao mesmo tempo. É também de relembrar que até à data eram utilizados 5 ficheiros de *excel*, correspondentes às secções do Formulário de Licenciamento, para o preenchimento do formulário principal, sendo que os restantes documentos auxiliares eram preenchidos no *word*.

Neste sentido, a primeira melhoria do processo passou pela junção e adaptação dos 5 ficheiros *excel* num só, criando-se uma folha para cada departamento. Esta melhoria trouxe logo vantagens a nível de tempo gasto e conforto para o utilizador, pois em vez de cada departamento ter de abrir vários ficheiros passou a ter de abrir apenas um. Além disso, houve também uma adaptação crucial na organização do processo, pois em vez do processo estar dividido consoante as secções do Formulário de Licenciamento, passou a estar dividido consoante o departamento. Isto é, cada departamento passou a ter de abrir apenas um ficheiro, e dentro desse ficheiro consultar uma e só uma folha, onde é requerida toda a informação que é da responsabilidade dele preencher. Além disso, este ficheiro foi partilhado na nuvem, de modo a que todas as partes envolvidas tivessem acesso e pudessem editar em simultâneo, se necessário.

Após a pesquisa de várias soluções possíveis, optou-se pela adoção de um suplemento do *excel* denominado *excel-to-word*. Este suplemento revelou-se bastante útil na medida em que após uma programação específica mas intuitiva, este consegue ligar o *excel* aos respetivos documentos *word*. Desta forma, foi possível acelerar o processo de criação do Formulário de Licenciamento pois os vários departamentos só necessitavam de preencher os campos expostos no *excel* sendo que depois estes saíam diretamente no formulário. Para isso, bastava simplesmente submeter a informação no *excel* assim que este estivesse todo preenchido, como se pode observar no Anexo A.1.

Após verificar que o suplemento utilizado para criar o Formulário de Licenciamento teve sucesso e transpôs a informação de forma bastante eficaz, pensou-se em formas de otimizar as etapas seguintes do processo. Como tal, e uma vez que bastante informação requerida neste documento se repete nos outros, adicionou-se ao ficheiro *excel*, na folha correspondente a cada departamento, os campos extra que eram necessários preencher para os restantes documentos. Posteriormente, programou-se a ligação entre o *excel* e os diferentes ficheiros.

Com isto, a etapa de **preenchimento da documentação** ficou bastante mais rápida, clara e

confortável para o utilizador, na medida em que este passou a ter de apenas abrir o *excel* e preencher a folha da sua responsabilidade na qual é solicitada a informação necessária para completar todos os documentos. Ou seja, cada departamento passou a preencher no *excel* toda a informação necessária para completar o processo de licenciamento, sendo que depois esta informação é distribuída, através do suplemento, para os diferentes documentos. Assim, já não é necessário preencher diretamente no *word* os documentos auxiliares como sucedia anteriormente. Foi, então, possível **reduzir o número de interações para 10** (redução de aproximadamente 71%), sendo que as únicas trocas de e-mails necessárias são: por parte do DFM destinado a todos os 5 departamentos a pedir para preencherem as informações, e, por parte de cada departamento para o DFM, a informar que já se encontra tudo devidamente preenchido.

Observando as etapas seguintes deste sub-processo (**junção da informação e formatação dos formulários**), constata-se que se tratam de atividades que não acrescentam valor ao processo. Isto é, neste caso, considera-se que acrescentar valor ao processo é o ato de adicionar e completar a informação necessária. Posto isto, o objetivo seria eliminar ou tentar minimizar o tempo gasto nesta etapas acessórias.

Relativamente, à etapa de **junção da informação**, esta foi facilmente otimizada na medida em que a função do suplemento é realizar esta tarefa. Com apenas alguns cliques é possível ao DFM transpor toda a informação para os 4 documentos, eliminando, praticamente, esta etapa. Para além disso, devido ao método implementado extingue-se o problema da duplicação de documentos.

Já a etapa de **formatação dos formulários** também é otimizada tornando-se bastante mais célere, na medida em que o suplemento mantém a formatação do *word* ao transpor a informação para o mesmo. No entanto, pode ser na mesma necessário fazer pequenas correções na formatação.

Com as melhorias implementadas foi possível facilitar o processo de licenciamento, reduzindo o **lead time** do sub-processo em análise para **2 dias**. Uma figura resumo das melhorias implementadas ao longo da várias etapas do sub-processo pode ser encontrada na Figura 13.

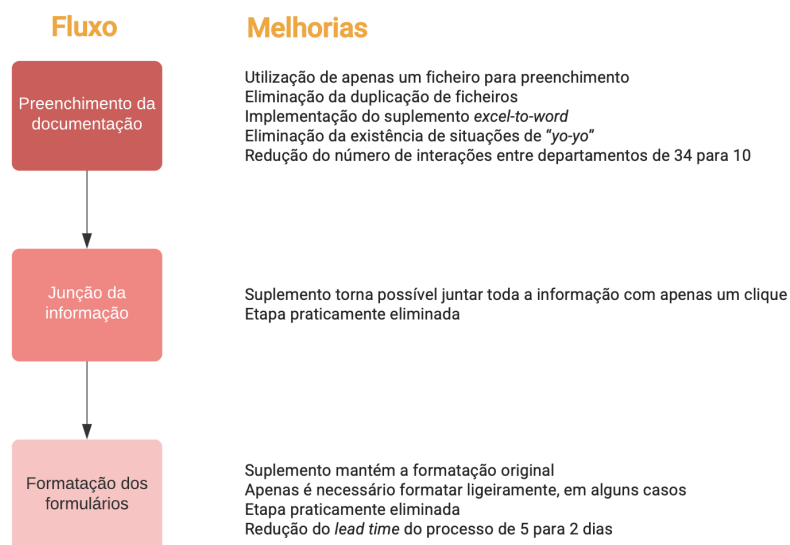


Figura 13: Melhorias implementadas no sub-processo de preenchimento da documentação

4.1.2 Implementação de *dashboard*

Tal como visto no Capítulo 3, existe um grande número de processos de licenciamento a decorrer até ao fim de 2021. Como tal, é de extrema importância que o DFM consiga entender qual a percentagem de preenchimento associada a cada um dos processos.

Neste sentido, criou-se uma *dashboard* para tentar auxiliar o DFM nesta tarefa. Nesta folha foram definidas as secções de preenchimento de um processo de licenciamento *standard* e para cada uma delas foi definido o departamento responsável pelo preenchimento. Dentro de cada secção, no *excel*, foram implementadas fórmulas de cálculo de modo a saber qual a percentagem de preenchimento do campo em questão.

Para além disso, foi ainda calculada a percentagem de preenchimento de cada departamento, de modo a que o DFM consiga monitorizar qual ou quais departamentos não preencheram a informação pretendida. Foi criada também uma célula com o estado de preenchimento total do ficheiro *excel*.

Parte da *dashboard* criada pode ser observada no Anexo A.2.

4.2 Análise de máquinas equivalentes

4.2.1 Formação de grupos

Atendendo às estatísticas calculadas no Capítulo 3, fica claro a existência de máquinas mais capazes e que conseguem minimizar melhor a dose à qual o doente está sujeito. Neste sentido, será interessante compreender se máquinas equivalentes apresentam a mesma dose ao doente ou se alguma é efetivamente melhor que outra. Caso isto suceda, significa que se pode estar perante situações em que a adoção das configurações duma máquina na outra possibilite a redução da dose, ou então indicar que estão presentes outras fontes de variação como por exemplo a calibração da mesma.

Para tal é necessário agrupar as máquinas de forma a que se esteja a comparar equipamentos equivalentes. Assim, agrupam-se máquinas que tenham a mesma marca, número de cortes e presença de software de reconstrução iterativa. Seguindo este raciocínio, é possível formar os grupos seguintes:

- **Grupo 1:** Unidades 29 e 30. Ambas possuem TAC *GE Lightspeed* de 4 cortes sem reconstrução iterativa;
- **Grupo 2:** Unidades 15, 16, 17, 18 e 21. Todas possuem TAC *Siemens Somatom Emotion* de 16 cortes com reconstrução iterativa;
- **Grupo 3:** Unidades 27 e 28. Ambas possuem TAC *Siemens Somatom Emotion* de 6 cortes sem reconstrução iterativa;
- **Grupo 4:** Unidades 10, 11 e 14. Todas possuem TAC *GE Brightspeed* de 16 cortes com reconstrução iterativa;

- **Grupo 5:** Unidades 6 e 7. Ambas possuem TAC *GE Optima* de 32 cortes com reconstrução iterativa;
- **Grupo 6:** Unidades da 24, 25 e 26. As duas primeiras possuem TAC *GE Lightspeed* de 8 cortes sem reconstrução iterativa e a última TAC *GE Brightspeed* de 8 cortes sem reconstrução iterativa;
- **Grupo 7:** Unidades 12 e 13. A primeira possui TAC *GE Brivo 385* de 16 cortes sem reconstrução iterativa e a última TAC *GE Brightspeed* de 16 cortes sem reconstrução iterativa.

É de salientar que nos **grupos 6 e 7** se comparam máquinas diferentes, mas que são equivalentes uma vez que ambas são da marca *GE* e com as mesmas características, diferindo apenas o modelo.

Para efetuar estas comparações recorrer-se-á a duas estatísticas diferentes. A ANOVA será utilizada quando se pretender comparar mais do que duas máquinas e os testes estatísticos à variância e à diferença entre valores esperados quando se quiser comparar apenas duas máquinas.

4.2.2 Resultados da comparação entre máquinas equivalentes

Para cada grupo foram avaliados e analisados os resultados da média e desvio padrão, representados nas Tabelas 5 e 6. Para ter uma melhor visualização da dispersão, foi ainda elaborado um gráfico de quartis da variável resposta. É importante referir, que no caso da região torácica, também se elaborou um diagrama de quartis da variável IMC, uma vez que esta se encontra diretamente relacionada com o CTDI. Após esta análise inicial, foram realizados testes estatísticos à variância e ao valor esperado para confirmar diferenças entre máquinas e posteriormente apurar essas razões. Para todos os testes utilizou-se um nível de significância de 5%.

No **grupo 1** para a região cerebral, ambas as máquinas apresentam um desempenho semelhante. Atendendo a que as duas máquinas em questão, são aquelas que debitam a maior dose do parque, não terá interesse comparar valores entre elas, visto que nenhuma se encontra em conformidade. A nível torácico, tal como observado nos resultados do Capítulo 3, a máquina 29 apresentava um desvio padrão igual a 0,64 e a máquina 30 um desvio padrão de 2,42. Por aí, rapidamente se compreende que as máquinas não teriam variâncias iguais. Tal ilação foi confirmada pelo teste às variâncias, no qual se obteve um valor de prova muito próximo de 0, rejeitando-se a hipótese nula de que as máquinas apresentavam variâncias iguais. O sumário do teste pode ser observado na Figura 14.

Sabendo que as variâncias das máquinas são diferentes, pode-se proceder ao teste que avalia a diferença entre valores esperados. Pelos resultados do Capítulo 3, observa-se que a máquina 29 apresenta uma média igual a 21,80 mGy e a máquina 30 uma média igual a 9,25 mGy. Estes dados corroboram a informação do gráfico de quartis e sugerem que os valores esperados das máquinas são diferentes. Tal pode ser comprovador pelo teste aos valores esperados, no qual se obteve um valor de prova muito próximo de 0, o que rejeita a hipótese nula de que as máquinas são iguais. A tabela síntese do teste pode ser observada na Figura 14.

Test

Null hypothesis $H_0: \sigma_1^2 / \sigma_2^2 = 1$
 Alternative hypothesis $H_1: \sigma_1^2 / \sigma_2^2 \neq 1$
 Significance level $\alpha = 0.05$

Method	Test			
	Statistic	DF1	DF2	P-Value
F	0.07	28	17	0.000

(a) Resumo do teste às variâncias

Test

Null hypothesis $H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$
 Alternative hypothesis $H_1: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$

T-Value	DF	P-Value
21,55	18	0,000

(b) Resumo do teste ao valor esperado

Figura 14: Resumo dos testes estatísticos realizados para as máquinas 29 e 30

Avaliando o IMC, compreende-se que a amostra da máquina 30 apresentou valores de IMC com maior variabilidade o que justificaria a existência de um valor mais elevado da sua parte, ao contrário do que se verificou. Assim, procedeu-se à investigação das diferentes configurações que se estavam a utilizar nas duas máquinas. Com a ajuda da equipa de Imagem foi possível avaliar a qualidade das imagens da unidade 30, de modo a compreender se a sua baixa dose não comprometia a qualidade das mesmas e impediria a realização de um diagnóstico adequado. Após se confirmar que as imagens possuíam a qualidade desejada, decidiu-se adaptar as configurações da máquina 30 na máquina 29, de modo a tentar reduzir a dose debitada aos doentes. Para além disso, como apontado no capítulo anterior a máquina 29 apresentava uma relação desajustada entre o IMC e o CTDI. Relação esta, que também será corrigida aquando da adoção do protocolo da máquina 29. Caso a adaptação seja eficaz, será possível igualar as médias das duas máquinas resultando numa redução de cerca de 58% na dose de radiação libertada pelo equipamento 29.

Todo este procedimento foi repetido para os grupos 3, 5 e 7 constituídos por apenas 2 máquinas. Para os grupos 2, 4 e 6 os testes à variância e à diferença entre valores esperados serão efetuados com recurso à ANOVA.

No **grupo 2** para a região cerebral, apenas foi possível efetuar as comparações pelo método ANOVA para 3 unidades (17, 18 e 21) pois as máquinas 15 e 16 utilizam um valor fixo de dose. Para estas 3 foram elaborados diagramas de quartis de modo a compreender a variabilidade e avaliar a dispersão dos valores de cada máquina. Pela análise dos gráficos e dos resultados do Capítulo 3, percebe-se que a máquina 21 é aquela que apresenta menor dispersão e média. Os diagramas de quartis podem ser observados na Figura 15.

Após esta análise preliminar, procedeu-se ao teste às variâncias de modo a corroborar os resultados da Tabela 5 e da Figura 15, nas quais se percebe que a unidade 21 apresenta menor desvio padrão e, conseqüentemente, variância. Os resultados do teste de *Bartlett* realizado são apresentados na Figura 16. O valor de prova do teste foi muito próximo de 0, o que rejeita a hipótese nula e justifica as ilações anteriores de que as variâncias das 3 máquinas são diferentes.

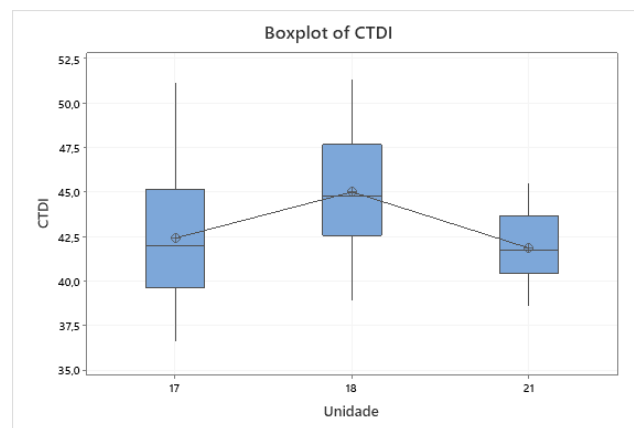


Figura 15: Diagramas de bigodes do CTDI para as máquinas 17, 18 e 21

Tests

Test		
Method	Statistic	P-Value
Bartlett	9,58	0,008

(a) Resumo do teste de *Bartlett*

Welch's Test

Source	DF Num	DF Den	F-Value	P-Value
Unidade	2	52,3565	9,42	0,000

(b) Resumo da ANOVA

Figura 16: Resumo dos testes estatísticos realizados para as máquinas 17, 18 e 21

A nível de valor esperado, a ANOVA rejeitou a hipótese nula de que as médias das 3 unidades seriam iguais. A Figura 16 apresenta o quadro síntese da ANOVA, onde se denota um valor de prova inferior a 5% e, consequentemente, a rejeição de H_0 .

Foi utilizado o método de *Games-Howell* para construir os intervalos de confiança e determinar quais unidades podiam ser declaradas melhores que outras, isto é, com um valor médio de dose inferior. Este método fez a classificação que se pode observar na Figura 17. As máquinas das unidades 17 e 21 foram incluídas no grupo B, ao contrário da máquina da unidade 18 que foi inserida no grupo A. Isto é, foi possível concluir que para a região cerebral a máquina 18 se encontra a debitar uma dose maior aos pacientes que as outras. Sabendo que as máquinas 17 e 21 apresentavam as mesmas configurações, decidiu-se aplicar este protocolo em todas as 5 máquinas, inclusive nas máquinas 15 e 16 que não modelavam a dose. Estas últimas tinham esta tecnologia desativada, o que significava que todos os pacientes recebiam a mesma dose. No caso da máquina 15 cada paciente recebia 63,77 mGy e no caso da máquina 16 cada paciente recebia 51,61 mGy. Isto significa que ao aproximar estes dois valores da média da máquina 21 (41,85 mGy), será possível reduzir a dose média dada aos paciente em 34% e 19% em cada uma das máquinas, respetivamente.

Para a região torácica, foi possível aplicar a técnica de ANOVA nos 5 equipamentos do grupo. Uma vez mais, no teste à variância obteve-se um valor de prova inferior a 5% rejeitando-se a hipótese nula de que os 5 equipamentos teriam a mesma variância. Para o valor esperado, o resultado foi o mesmo, rejeitando-se H_0 . O método de *Games-Howell* foi novamente utilizado, e dividiu os equipamentos consoante 3 grupos. A máquina 18 apresentou o menor valor médio

de CTDI (grupo C), seguindo-se as máquinas 17 e 21 (grupo B) com um valor de CTDI superior ao grupo C mas inferior aos registados pelas unidades 15 e 16 (grupo A). Complementando esta análise, com a observação dos gráficos de quartis do IMC para cada unidade, percebe-se que o IMC é aproximadamente semelhante entre máquinas. Assim, faria sentido aplicar as configurações da máquina 18 nas outras. No entanto, pelos gráficos de dispersão referidos no capítulo anterior, constata-se que esta apresenta uma relação de linearidade entre o IMC e o CTDI desajustada. Após uma análise mais profunda, constatou-se que os dados tinham sido mal preenchidos pelos responsáveis da unidade o que causou este pouco ajuste. Neste sentido, decidiu-se adaptar as configurações da máquina 21 nos outros equipamentos, uma vez que além de apresentar o 2º menor valor esperado de dose é, ainda, aquela cuja relação de linearidade se encontra mais ajustada. É ainda de salientar que a qualidade de imagem do equipamento 21 satisfaz as exigências da equipa de Imagem.

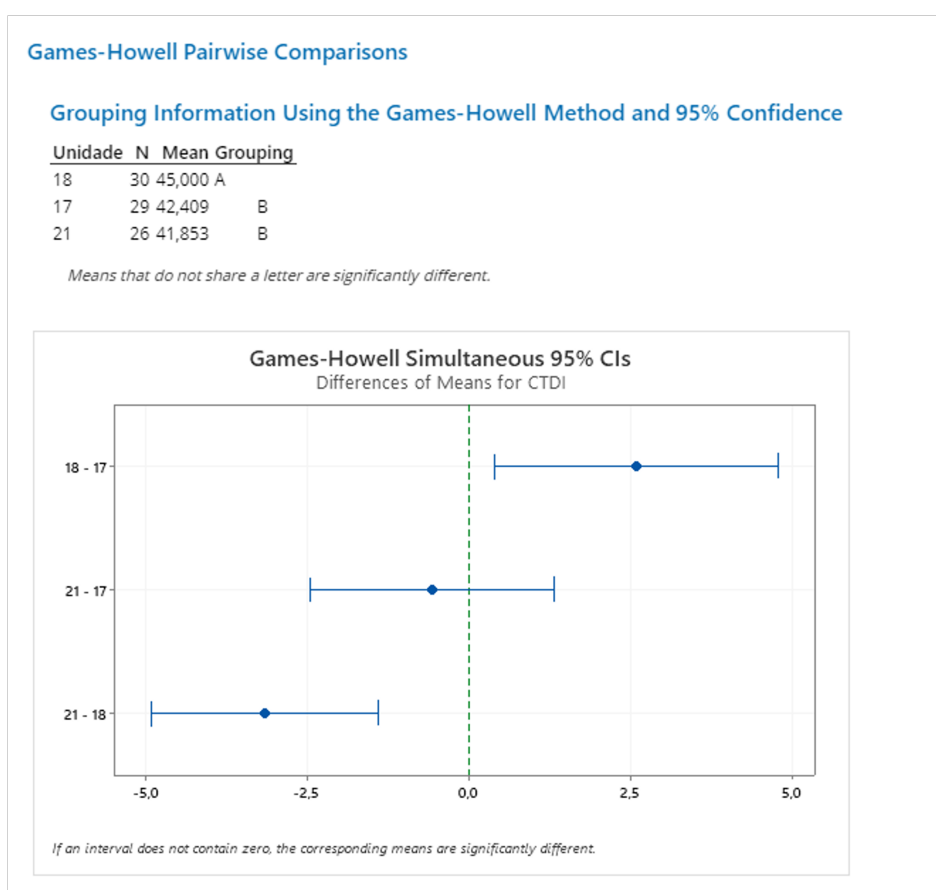


Figura 17: Resumo da ANOVA

No **grupo 3**, não foi possível efetuar a comparação com recurso a testes estatísticos para o estudo cerebral. Para esta região, a máquina 28 não utiliza modelação de dose, expondo todos os seus pacientes à mesma quantidade de dose de 68,23 mGy. Já o equipamento 27 apresenta não só modelação de dose com média de 59,94 mGy, mas também uma boa qualidade de imagem. Como tal, será benéfico para o equipamento 28 adotar a configuração da máquina 27 pois passará

a debitar um valor esperado de dose menor que atualmente (redução de 12%) e, ainda, começará a ajustar a sua dose consoante o perfil do doente.

Relativamente ao estudo torácico, através da análise inicial, constata-se que o equipamento da unidade 27 apresenta uma maior dispersão e uma média superior. Apesar disso, realizaram-se os testes à variância e ao valor esperado de modo a confirmar estas alegações. Através dos testes estatísticos foi possível determinar que ambas as amostras apresentavam variâncias e valores esperados diferentes, uma vez que se obteve em ambos os casos um valor de prova próximo de 0, rejeitando-se a hipótese nula. No entanto, ao comparar os diagramas de quartis do IMC das duas clínicas, percebe-se que na unidade 28 foram analisados pacientes com uma menor variedade de IMC e com uma média mais baixa, o que pode ser explicativo das diferenças evidenciadas nos testes estatísticos, pelo que não é seguro concluir que a máquina 28 emite menor dose que a outra.

No **grupo 4**, uma vez que se tratavam de 3 máquinas, foi utilizada a técnica de ANOVA. A nível cerebral obtiveram-se valores de prova para o teste às variâncias e ao valor esperado inferiores a 5%, o que resultou na rejeição da hipótese nula. Neste sentido, é possível afirmar que as máquinas não apresentam variâncias, nem valores esperados iguais. Através do método de *Games-Howell* foi possível criar 3 grupos. O equipamento 11 (grupo C) é aquele que emite menos dose, seguido do equipamento 14 (grupo B) e em último lugar o equipamento 10 (grupo A). Antes de retirar conclusões sobre qual configuração seria mais favorável adotar, procedeu-se à avaliação da qualidade das imagens das 3 máquinas. Com a ajuda da equipa de Imagem da Unilabs foi possível avaliar a quantidade de ruído e entendeu-se que o equipamento 11, pelo facto de emitir uma dose mais baixa, apresentava imagens um pouco ruidosas e que podiam dificultar o diagnóstico clínico. Assim, o equipamento 14, do grupo intermédio, foi considerado como aquele que apresentava um melhor *trade-off* entre a dose de radiação e a qualidade de imagem. Como tal, sugere-se a uniformização das configurações entre estas 3 máquinas, através da adoção do protocolo da máquina 14. O equipamento 11 passará a debitar uma dose superior, mas as suas imagens também terão melhor qualidade. Já o equipamento 10 irá ser capaz de reduzir a dose à qual os seus pacientes são expostos.

Relativamente à região torácica, as máquinas apresentaram variâncias iguais pois superaram o teste de *Bartlett*, no qual se obteve um valor de prova de 7,2%. No entanto, no teste aos valores esperados a hipótese nula foi rejeitada com um valor de prova próximo de 0. Pelo método de *Tukey*, foi possível dividir as 3 máquinas em dois grupos. O equipamento da unidade 14 (grupo B) apresenta um valor esperado de CTDI inferior às duas outras máquinas (grupo A). Analisando os diagramas de quartis observa-se que a distribuição do IMC é semelhante nas 3 máquinas. Além disso, a máquina 14 revela imagens com boa qualidade. Como tal, será benéfico para a organização a adoção das configurações da máquina 14 nas máquinas 10 e 11. Caso esta redução seja eficaz, igualando-se os valores esperados, será possível reduzir o CTDI em cerca de 50% na máquina 10 e 40% na máquina 11.

No **grupo 5** para a região cerebral, constatou-se que as máquinas não apresentavam variâncias e médias iguais, pois em ambos os testes se obteve um valor de prova inferior ao nível de significância. De facto, pelo diagrama de quartis, já se observava que o equipamento da unidade

7 apresentava uma média e uma dispersão menores, quando comparadas com o TAC número 6. Após avaliar a qualidade das imagens, percebeu-se que o equipamento 7 produzia imagens um pouco ruidosas e que precisaria de um pequeno ajuste. Em conjunto com a equipa de Imagem efetuar-se-á esse pequeno ajuste que, apesar de se prever que aumente ligeiramente a dose emitida, fornecerá uma imagem mais apropriada para diagnóstico. Além disso, estima-se que o seu valor esperado, após correção, continue longe do valor elevado do equipamento 6. Como tal, será importante implementar estas configurações após ajuste na máquina 6.

A nível torácico verificou-se que as máquinas apresentavam variâncias e valores esperados diferentes, pois o valor de prova foi inferior ao grau de significância. Para esta região, ao contrário da cerebral, a máquina 6 apresentou um valor esperado ligeiramente inferior. No entanto, a distribuição de valores de IMC para esta máquina também tem média inferior e uma variabilidade menor o que pode explicar o melhor desempenho da mesma. Além disso, como referido no Capítulo 3, esta máquina apresentava uma relação entre o CTDI e o IMC desajustada. Como tal, sugere-se aplicar as configurações da máquina 7 na máquina 6, de modo a corrigir esta relação e tornar a máquina mais capaz.

No **grupo 6** para a região cerebral constatou-se que as máquinas não apresentavam variâncias e valores esperados iguais, pois, nos testes realizados, o valor de prova encontrado foi inferior a 5%. Através do método de *Games-Howell* dividiram-se os equipamentos em 3 grupos. Constatou-se que a máquina 26 (grupo C) é aquela onde a média de CTDI emitido ao doente é menor, seguindo-se o equipamento 24 (grupo B) e em último lugar o equipamento da unidade 25 (grupo A). Após uma análise mais detalhada, percebe-se que a máquina 26 apresenta uma fraca qualidade de imagem e ainda um método de aquisição pouco comum na radiologia. Como tal, esta máquina será intervencionada e reajustada por forma a estar de acordo com as demais. De facto, será necessário empregar uma técnica semelhante às outras unidades, ao contrário do que sucede atualmente. Tal transição implicará a participação dos técnicos em formações técnicas, onde se espera que ganhem uma maior consciência dos perigos de não utilizar as configurações mais apropriadas. Quanto às outras duas máquinas, as pequenas diferenças encontradas nas médias podem ser explicadas pela análise de diferentes perfis de pacientes.

Relativamente à região do tórax, os equipamentos também apresentavam variâncias e médias diferentes, pois em ambos os testes se obteve um valor de prova muito inferior ao nível de significância. Pelo método de *Games-Howell* foi possível constatar que a máquina 24 (grupo B) apresentava a menor dose para esta região quando comparada com as outras máquinas que apresentavam doses estatisticamente consideradas iguais (grupo A). É de salientar que o IMC para a máquina 24 também apresentava uma média e dispersão menor que as outras duas. Apesar disso justificar um melhor valor de CTDI, a verdade é que o seu valor esperado de CTDI era cerca de duas vezes menor que nas outras máquinas e as suas imagens possuíam todas bastante qualidade. Neste sentido, sugere-se que se proceda ao ajuste das outras máquinas consoante as configurações da máquina 24.

No **grupo 7** para a região cerebral, constatou-se que a máquina 13 apresentava uma variância inferior ao equipamento 12. Já relativamente aos valores esperados, obteve-se um valor de prova

de 81% o que impede a rejeição de H_0 , e permite afirmar que não existem diferenças estatísticas entre as médias das duas máquinas.

Relativamente à região do tórax, os equipamentos apresentavam variâncias e médias diferentes pois obteve-se em ambas as situações um valor de prova próximo de 0. A máquina 12 possuía uma média de 7,57 mGy, inferior à do equipamento 13 com uma média de 25,85 mGy. Atendendo a que as distribuições do IMC de cada máquina são aproximadamente semelhantes e a que as imagens da máquina 12 apresentam boa qualidade, é possível afirmar que a máquina 12 se encontra melhor configurada. Assim, sugere-se a migração das configurações da máquina 12 para a 13, o que poderá resultar numa redução de, aproximadamente, 71% na dose emitida.

4.2.3 Resumo da comparação entre máquinas

Após a descrição pormenorizada das comparações dentre grupos, decidiu-se elaborar um quadro síntese das comparações, no qual se evidencia a máquina do grupo que apresenta melhor desempenho. Para tal, considerou-se como melhor desempenho, aquela cujo valor esperado de CTDI é o menor e estatisticamente diferente dos demais, sendo que além disso é necessário que se verifiquem mais duas condições essenciais. O equipamento em questão tem de exibir um bom *trade-off* entre qualidade de imagem e dose de radiação emitida ao paciente e, ainda, manifestar uma relação linear com um ajuste adequado entre o IMC e o CTDI, sendo que esta última condição apenas se aplica para a região torácica. O quadro síntese em questão pode ser observado na Figura 18.

		Máquina que apresenta melhor desempenho dentro de cada grupo
Grupo 1	Torácica	Máquina 30
Grupo 2	Cerebral	Máquinas 17 e 21
	Torácica	Máquinas 17 e 21
Grupo 3	Cerebral	Máquina 27
	Torácica	Inconclusivo
Grupo 4	Cerebral	Máquina 14
	Torácica	Máquina 14
Grupo 5	Cerebral	Máquina 7
	Torácica	Máquina 7
Grupo 6	Cerebral	Inconclusivo
	Torácica	Máquina 24
Grupo 7	Cerebral	Sem diferenças estatísticas
	Torácica	Máquina 12

Figura 18: Quadro síntese dos resultados da comparação entre máquinas

Como constatado na Figura 18, apenas em três situações é que não foi possível afirmar qual a máquina que apresentava melhor desempenho. No caso do grupo 3 e grupo 6 os resultados obtidos foram inconclusivos, já no caso do grupo 7 foi determinado que não haviam diferenças estatísticas entre máquinas, apresentando desempenhos iguais. Nos outros grupos, proceder-se-á à adoção das

configurações das máquinas com melhor desempenho nas outras, o que resultará numa redução da dose de radiação a que o paciente é exposto.

4.3 *Ranking* de Substituição

Com base nas diversas estatísticas calculadas no Capítulo 3, decidiu-se elaborar uma hierarquia de máquinas a serem substituídas, de forma a diminuir a dose de radiação à qual a população está exposta.

4.3.1 Definição do objetivo, critérios e alternativas

Inicialmente, pensou-se em ordenar as máquinas consoante a média de CTDI, o que significaria que as máquinas com maior média seriam substituídas em primeiro lugar. No entanto, esta hierarquização não teria como resultado a minimização da dose à qual a população está exposta. Os equipamentos com maior dose e produção baixa teriam prioridade sob equipamentos com dose ligeiramente inferior e produção muito superior. Isto é, a máquina substituída em primeiro lugar seria a que emitia mais dose, independentemente do número de exames produzidos nesse equipamento. Além disso, estaria a ser elaborado um *ranking* tendo apenas em conta um único critério.

Tendo como objetivos a minimização da dose emitida à população e a elaboração de um *ranking* capaz de ter em conta vários critérios, dando maior ênfase à radiação emitida pelos equipamentos, foi decidido utilizar a técnica de AHP. O objetivo deste *ranking* será fornecer uma prioridade a cada máquina para substituição, ficando em primeiro lugar o equipamento que menos cumpre com os critérios estabelecidos. Foram definidos como critérios de avaliação: a dose média de radiação emitida pela máquina, a percentagem de exames realizados fora das especificações, a produção e os custos de manutenção e reparação do equipamento. Um diagrama síntese do método AHP a aplicar pode ser visualizado na Figura 19.

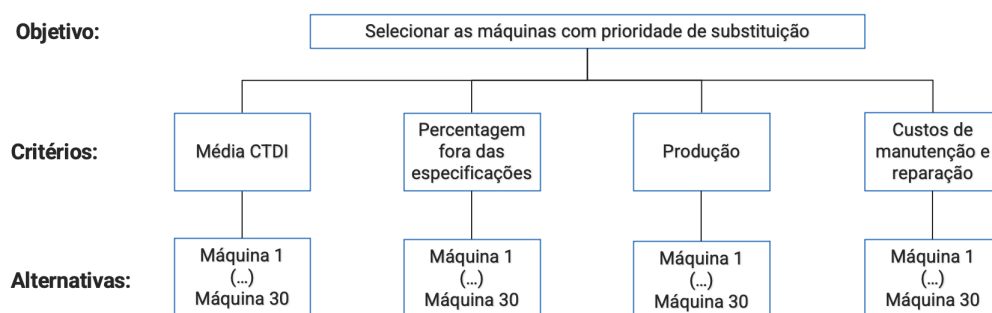


Figura 19: Diagrama síntese do objetivo, dos critérios e das alternativas a considerar no método AHP em questão

Relativamente ao critério da média CTDI, para cada região foram utilizados os valores médios de CTDI calculados no Capítulo 3, com exceção das máquinas que não modelavam a dose. Para estas utilizou-se o valor fixo de CTDI a que expõe os seus pacientes. No que se refere à percentagem de exames acima das especificações, escolheu-se utilizar este critério com o objetivo de

ter uma medida da dispersão dos valores de CTDI apresentados por cada máquina. Isto porque, estatísticas como o desvio padrão e a capacidade de processo não se encontram disponíveis para todos os equipamentos, uma vez que é impossível calcular estes valores para máquinas em que a dose emitida apresenta um valor fixo. Já para a produção, utilizaram-se os dados relativos ao ano de 2019, de cada um dos equipamentos para as respetivas regiões anatómicas. É de salientar que a seleção do ano de 2019 em vez do de 2020, sustentou-se no facto de que devido à pandemia Covid-19, o ano de 2020 ter sido atípico, caracterizado por quebras na produção, fruto do receio da população em contrair a doença nas clínicas e hospitais. Por último, a inclusão do custo de manutenção e reparação dos equipamentos deve-se ao facto de se pretender avaliar também o impacto financeiro da troca, uma vez que equipamentos novos ainda estarão dentro da garantia, apresentando um custo nulo. Para este critério, foram tidos em conta os custos incorridos no ano de 2020 de forma a serem contempladas as máquinas mais atuais do parque.

4.3.2 Construção da Matriz de comparação par a par

Trabalhando em conjunto com a equipa de Imagem da Unilabs, foi possível estudar as comparações par a par e definir os pesos e a importância que cada critério deveria ter em relação a outro. Neste sentido, construiu-se a matriz evidenciada na Figura 20. Para tal foi utilizada a escala usual dos problemas de AHP, representada no Capítulo 2 na Tabela 1. Assim, foi definido que a média de CTDI emitida pelas máquinas seria ligeiramente mais importante que a percentagem de exames fora das especificações, atribuindo-lhe respetivamente o peso 2 na escala de AHP. Quer para a média de CTDI, quer para a percentagem fora das especificações, foi definido que ambos os critérios seriam fortemente mais importantes que a produção e os gastos de manutenção e reparação, atribuindo o valor 5 a cada par. Por último, foi definido que a produção seria ligeiramente mais importante que os gastos de manutenção e reparação, atribuindo-lhe um peso de 2. É de salientar, que os gastos de manutenção não visam o objetivo primordial do problema (selecionar as máquinas que expõe a população a uma dose maior), como tal este serve apenas de referência e como desempate entre máquinas com comportamentos muito semelhantes nos outros critérios, justificando o peso mais baixo.

	Média de CTDI	Percentagem fora das especificações	Produção (2019)	Gastos de manutenção e reparação (2020)
Média de CTDI	1	2	5	5
Percentagem fora das especificações	0,5	1	5	5
Produção (2019)	0,2	0,2	1	2
Gastos de manutenção e reparação (2020)	0,2	0,2	0,5	1

Figura 20: Matriz de comparação par a par considerada para o problema em questão

4.3.3 Cálculo do *Consistency Ratio* (CR)

Tendo definido a matriz presente na Figura 20, é possível proceder ao cálculo das prioridades de cada critério e, consequentemente, ao cálculo do *Consistency Ratio* (CR). Este rácio é

fundamental, na medida em que servirá para averiguar se os pesos decididos pela equipa são consistentes. As prioridades obtidas foram as seguintes: 48,35% para a média de CTDI, 34,42% para a percentagem de exames fora das especificações, 10,12% para a produção e 7,11% para os gastos em manutenção e reparação. Posteriormente, computou-se o valor do CR, sendo que se obteve um rácio igual a 0,046, o que significa que os pesos definidos são consistentes. Assim, a análise poderá prosseguir, não havendo necessidade de reformular os pesos definidos.

4.3.4 Cálculo das prioridades de cada máquina e elaboração do *ranking*

Após o cálculo do CR, para cada critério é necessário definir uma matriz semelhante à representada na Figura 20, mas em relação às diferentes alternativas. Neste sentido, obter-se-á uma matriz (30x30), em que cada linha e cada coluna corresponde a uma das máquinas em avaliação. Para cada par (máquina, máquina) será necessário estabelecer uma comparação igual à da matriz dos critérios. Atendendo ao facto de os critérios em avaliação serem quantitativos, deverá ser possível efetuar uma comparação objetiva entre máquinas. Assim, e como sugerido no Capítulo 2, procedeu-se à normalização das diferenças entre máquinas para cada critério.

Atente-se, a título de exemplo, no critério da média de CTDI. Para este critério calculou-se a diferença máxima admissível que, neste caso, seria dada pela máquina com o valor de CTDI mais elevado menos aquela cuja média de CTDI era o menor valor, e atribui-se a essa diferença o valor de 9 (máximo da escala AHP). Já para o valor 1 (mínimo da escala AHP) atribui-se a menor diferença admissível (igual a 0) que acontece quando se compara uma máquina com ela própria. Com estes dois pontos bem estipulados, foi possível construir uma regressão linear, que no caso deste critério para a região cerebral, é dada pela expressão $y = 0,095x + 1$, onde y representa o valor na escala de 1 a 9 que se pretende obter para a diferença de CTDI entre máquinas, representada por x . Assim, elaborou-se uma matriz (30x30) na qual se calculou a diferença absoluta da média de CTDI entre máquinas. Uma figura do *excel* utilizado para a determinação desta matriz e para a obtenção da equação da reta pode ser encontrada no Anexo B.1.

Aplicando a equação da reta às diferenças entre máquinas cujo valor é superior ou igual a zero, foi possível atribuir a metade da matriz um valor na escala AHP. Já quando a diferença era negativa foi utilizado o valor absoluto, obtendo-se um valor na escala AHP para a máquina. Para esse valor é posteriormente calculado o seu inverso, obtendo-se os restantes valores necessários para completar a matriz. É necessário efetuar o cálculo do inverso, pois a diferença negativa sugeria que a máquina da linha é **pior** do que a da coluna, e a escala AHP é apenas utilizada para afirmar que uma alternativa é **melhor** que outra. Quando se pretende afirmar que uma alternativa é pior que outra, utiliza-se o inverso do valor obtido na comparação positiva. Por exemplo, quando se pretende afirmar que A é pior que B, utiliza-se o inverso do valor obtido na comparação entre B e A, na qual se afirma o quão melhor B é que A. Uma figura da matriz obtida através da implementação destas regras pode ser observada no Anexo B.2.

Este racional foi aplicado a todos os critérios considerados e para cada uma das regiões anatómicas em análise. Como tal, obteve-se um *ranking* para a região cerebral (Anexo B.3) e torácica (Anexo B.4). Após ter calculado a ordenação para cada região anatómica, é necessário conjugar

estas duas ordenações por forma a ficar com apenas uma única hierarquia de substituição. Como tal, calculou-se a média entre o *ranking* cerebral e o *ranking* torácico, obtendo-se a Tabela 7. Isto é, para cada região anatómica foi considerado uma ponderação de 50% na construção do *ranking* final.

Observando o *ranking* constata-se que a máquina a substituir em 1º lugar será a da unidade 5, uma vez que é a que apresenta maior prioridade. Não obstante, o mais interessante é analisar que a máquina 29 não apresentava o valor mais elevado de média de CTDI para nenhuma das regiões, no entanto o não cumprimento com os outros critérios fê-la ocupar a 2ª posição da hierarquia.

Tabela 7: *Ranking* final de substituição

	Prioridade Cerebral	Prioridade Tórax	Prioridade Final
Unidade 5	7,49%	11,13%	9,31%
Unidade 29	7,95%	6,05%	7,00%
Unidade 19	5,60%	7,54%	6,57%
Unidade 20	4,92%	7,63%	6,27%
Unidade 22	8,95%	2,99%	5,97%
Unidade 30	7,70%	1,62%	4,66%
Unidade 28	5,64%	3,01%	4,33%
Unidade 13	2,12%	5,93%	4,03%
Unidade 6	4,45%	2,84%	3,65%
Unidade 18	4,19%	3,06%	3,63%
Unidade 1	2,56%	4,28%	3,42%
Unidade 23	3,90%	2,74%	3,32%
Unidade 25	2,43%	3,99%	3,21%
Unidade 14	3,24%	2,52%	2,88%
Unidade 8	2,66%	2,48%	2,57%
Unidade 10	1,57%	3,30%	2,43%
Unidade 26	1,12%	3,50%	2,31%
Unidade 2	2,25%	2,28%	2,27%
Unidade 7	1,66%	2,52%	2,09%
Unidade 27	2,48%	1,70%	2,09%
Unidade 21	1,95%	2,21%	2,08%
Unidade 15	2,04%	1,74%	1,89%
Unidade 16	1,85%	1,92%	1,89%
Unidade 24	1,92%	1,81%	1,87%
Unidade 3	1,64%	1,89%	1,77%
Unidade 4	1,47%	2,04%	1,75%
Unidade 11	1,02%	2,43%	1,73%
Unidade 9	1,82%	1,57%	1,70%
Unidade 12	1,84%	1,53%	1,69%
Unidade 17	1,54%	1,73%	1,64%

Este *ranking* terá especial utilidade, para o caso de máquinas que não possuam um par equivalente e que não possam ser comparadas. Para estas, a solução mais exequível poderá ser a sua substituição por um TAC modelo cuja dose emitida atinja valores mais baixos, permitindo uma redução do valor de CTDI exposto à população na unidade em questão.

É de salientar que os resultados da hierarquização foram validados pela equipa de Imagem da Unilabs. Além disso, o modelo *excel* construído foi debatido com a equipa e posteriormente

transmitido à mesma, de modo a que pudessem aplicar o modelo para outro tipo de equipamentos. Efetivamente, estima-se que a substituição de máquinas passe também por outras modalidades, pelo que o modelo construído pode ser adaptado de modo a hierarquizar corretamente outro tipo de equipamentos.

4.4 Síntese

Com a introdução de melhorias, em especial o suplemento *excel-to-word*, foi possível tornar o sub-processo de preenchimento de documentação mais simples e rápido. Partilhou-se o ficheiro na nuvem (sendo agora possível para todos os responsáveis editar o documento em simultâneo), organizou-se o *excel* de forma a ser mais fácil e direto de preencher e eliminaram-se etapas acessórias que tornavam o processo mais lento. Assim, foi possível reduzir o número de interações e trocas de informação entre departamentos de 34 para 10 (menos 71% que anteriormente) e o *lead-time* de 5 para 2 dias (menos 60% que anteriormente).

Das 13 comparações entre máquinas, avaliadas neste capítulo, em apenas 3 casos não foi possível concluir e afirmar que uma máquina se encontrava melhor configurada que a(s) outra(s). Para o grupo 3 região torácica e grupo 6 região cerebral não foi possível concluir que uma máquina apresentasse resultados melhores. Já para o grupo 7 região cerebral concluiu-se que não havia diferenças estatísticas a nível de valor esperado entre máquinas. As outras 10 comparações permitiram selecionar a melhor máquina dentro de cada grupo, pretendendo-se adaptar os outros equipamentos consoante as configurações da máquina eleita como a melhor. Estima-se que a maior redução de dose aconteça no grupo 7 para a região torácica, diminuindo em cerca de 71% a dose emitida ao doente para este exame.

De modo a completar a análise elaborou-se uma hierarquia de substituição de máquinas, com o objetivo de minimizar a dose emitida ao doente. Para a elaboração do *ranking*, foram considerados 4 critérios. Os pesos de cada um foram definidos em conjunto com a equipa de Imagem da Unilabs. Os critérios da média de CTDI e de percentagem de exames fora das especificações foram aqueles cuja prioridade era maior, 48,35% e 34,43% respetivamente. Os critérios de produção e custos de manutenção e reparação serviram, essencialmente, para desempatar máquinas com ponderações muito próximas nos outros dois critérios. A máquina a substituir em 1º lugar será o TAC da unidade 5, seguido pela máquina das unidades 29 e 19.

Capítulo 5

Conclusão

O crescente recurso à Imagem médica como meio de diagnóstico, veio pressionar a regulamentação da prática, dando origem a um processo de licenciamento mais exigente e a uma obrigação acrescida de compreender as características das máquinas que integram o parque da Unilabs. Por forma a dar resposta a estas necessidades, foi necessário escrutinar o processo de licenciamento, encontrando pontos de melhoria e formas de o tornar mais célere. Além disso, foram estudadas as doses de radiação que os equipamentos do tipo TAC emitem, com o objetivo de minimizar a dose à qual a população é exposta.

No que diz respeito ao processo de licenciamento, cumpriu-se com um dos requisitos da organização, que passava por entender e desenhar um fluxograma capaz de sintetizar o processo de licenciamento. O mapeamento deste processo será útil para o futuro, permitindo compreender as suas etapas e analisar quais destas poderão ser alvo de melhoria.

Um dos principais tópicos da dissertação recaiu no sub-processo de preenchimento da documentação, tendo como objetivo a sua otimização. As soluções implementadas, em especial o suplemento *excel-to-word*, tornaram o processo mais simples, eficiente e menos confuso. De facto, eliminou-se a duplicação de documentos, permitiu-se a edição em simultâneo pelos vários colaboradores e, ainda, se conseguiu eliminar etapas acessórias, como a junção dos vários documentos num único e a formatação final dos formulários. É importante referir que uma das maiores vantagens do novo sistema foi o potenciar da escrita instantânea (com apenas um clique) da informação do *excel*, nos outros documentos. Em termos de resultados, a implementação destas melhorias trouxe a simplificação do processo, a redução do número de interações entre departamentos de 34 para 10 (redução de 71%) e, principalmente, a redução do *lead-time* deste subprocesso de 5 para 2 dias (redução de 60%).

Relativamente ao estudo de radiação, inspirado na metodologia *DMAIC*, foi possível definir detalhadamente o objetivo do problema, as variáveis em análise e os limites máximos admissíveis para a radiação. As estatísticas calculadas, conjugadas com uma análise gráfica adequada permitiram avaliar a nível individual as máquinas, identificando aquelas menos capazes e que deveriam ser alvo de reconfiguração e/ou substituição.

De forma a reduzir a dose, procedeu-se à retificação de algumas máquinas do parque, através da comparação entre valores esperados de dose emitida pelos equipamentos. Para máquinas equivalentes, esta comparação permitiu a adoção das configurações dos equipamentos mais capazes nos restantes, resultando numa redução da dose emitida pelo parque. É de salientar que já se iniciou a migração de configurações no grupo 1. Através duma análise primordial dos resultados, estima-se que numa nova recolha de dados será evidenciada uma redução da emissão de radiação do grupo em questão em cerca de 50%.

O *ranking* estabelecido permitiu hierarquizar as máquinas consoante os quatro critérios definidos, fornecendo um índice de prioridade de substituição de cada máquina, revelando o quão afastada esta se encontra dos critérios. Esta hierarquização foi conseguida através da utilização de uma técnica de apoio à tomada de decisão, o método AHP.

Ao longo do projeto, algumas dificuldades foram surgindo, especialmente, na recolha de dados. Esta recolha teve de ser feita por cada unidade individualmente, e nem sempre os colaboradores das unidades mostraram dar prioridade à recolha dos dados. Além disso, a baixa procura em algumas unidades também dificultou a obtenção de amostras com o mesmo tamanho para cada clínica.

Por fim, a migração das configurações de algumas máquinas para outras apenas se dará nos próximos meses, uma vez que implica a deslocação de um membro da equipa de Imagem às unidades. Algo que se torna complexo, atendendo ao facto da Unilabs se encontrar espalhada pelo país e possuir um elevado número de centros.

Para cada uma das configurações alteradas, foi planeada uma série de auditorias de seguimento, de modo a comprovar a adequação das soluções propostas, quantificando o valor de dose exposta aos pacientes que foi possível reduzir.

Perspetivas para trabalhos futuros

Após o desenvolvimento deste projeto e de modo a assegurar a constante melhoria da atividade da Unilabs são recomendadas as seguintes medidas:

- Repetir o estudo para outras regiões anatómicas como a abdominal, coluna lombar e coluna cervical, que apresentam um volume de exames razoável, apesar de menor quando comparado com as duas regiões alvos de estudo. Isto permitirá minimizar a dose de radiação emitida nos principais exames do tipo TAC;
- Aplicar o estudo a outros tipos de equipamentos emissores de radiação, como o caso do Raio-X. Apesar de o tempo de exposição ser muito menor neste tipo de equipamentos, seria benéfico para o paciente que se reduzisse a dose emitida;
- Adaptar o *ranking* de substituição de equipamentos a outros tipos de equipamentos, como por exemplo o Raio-X;

- Planear a substituição dos equipamentos sugeridos. Pode-se conjugar a análise já efetuada com um plano de investimento, de modo a compreender melhor as repercussões financeiras das trocas propostas;
- Incorporar nas máquinas tecnologia de *DoseWatch*. Esta tecnologia permite que aquando da realização de um exame, a dose emitida fique automaticamente registada numa base de dados, não sendo necessária a recolha dos dados por parte dos colaboradores. Esta tecnologia permitirá, ainda, gravar o histórico do paciente sabendo a quantidade de dose de radiação que este recebeu, ao longo do anos. É de salientar, que ainda torna possível ativar alertas que sinalizem quando o técnico fornecer ao doente uma dose acima do limite máximo estipulado.

Em suma, os principais objetivos da dissertação foram atingidos com sucesso. Além disso, conseguiu-se transmitir o conhecimento para dentro da empresa, de forma a que o *ranking* e o estudo de radiação sejam implementados em outras modalidades de equipamentos, conseguindo reduzir em maior escala a dose emitida pelas máquinas da organização.

Bibliografia

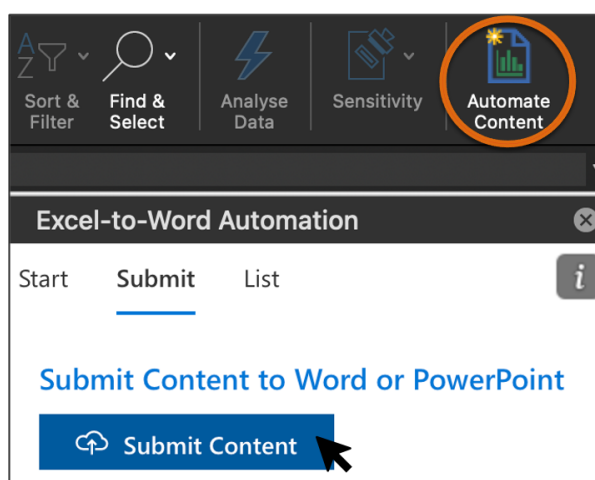
- Aguilar-Savén, R. S. (2004). Business process modelling: Review and framework. *International Journal of Production Economics*, 90(2):129–149.
- Alonço, G. (2017). Processos da organização - ISO 9001 Requisito: 4.4.
- Balestra, G., Knaflitz, M., Massa, R., and Sicuro, M. (2007). AHP for the acquisition of biomedical instrumentation. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings*, pages 3581–3584.
- Becker, J. and Janiesch, C. (2008). Restrictions in process design: A case study on workflows in healthcare. *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 4928 LNCS:323–334.
- Camanho, A. (2019). MultiCriteria Decision Making [Powerpoint Slides].
- Chen, K. S., Wang, K. J., and Chang, T. C. (2017). A novel approach to deriving the lower confidence limit of indices Cpu, Cpl, and Cpk in assessing process capability.
- De González, A. B. and Darby, S. (2004). Risk of cancer from diagnostic X-rays: Estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet*, 363(9406):345–351.
- Faisal, M. and Sharawi, A. (2015). Prioritize Medical Equipment Replacement Using Analytical Hierarchy Process. *IOSR Journal of Electrical and Electronics Engineering Ver. II*, 10(3):55–63.
- Faria, J. (2019). Detailed Process Modelling [Powerpoint Slides].
- Hin, K., Ho, D., Ong, S. E., and Sing, T. F. (2006). Asset allocation: International real estate investment strategy under a workable analytic hierarchy process (AHP). *Journal of Property Investment and Finance*, 24(4):324–342.
- Hopp, W. J. and Spearman, M. L. (2000). *Factory Physics: foundation of manufacturing management*.
- Juran, J. and Godfrey, A. (1998). *Juran's Quality handbook, 5th Edition*.
- Lança, L., Silva, A., Alves, E., Serranheira, F., and Correia, M. (2008). Evaluation of exposure parameters in plain radiography: A comparative study with European guidelines. *Radiation Protection Dosimetry*, 129(1-3):316–320.
- Machado, B. P. (2020). *Dimensionamento do serviço de atendimento, melhoria no fluxo dos processos e definição do layout de um centro de diagnóstico clínico*. PhD thesis.
- Mandavgade, N. K., Kalbande, V., Bilawane, R., Kanojiya, M., and Padole, C. (2021). AHP for ranking effect of qualitative factors in uncertainty measurement of material testing. *Materials Today: Proceedings*.
- Marriott, R. D. (2018). Process Mapping – The Foundation for Effective Quality Improvement. *Current Problems in Pediatric and Adolescent Health Care*, 48(7):177–181.
- Monteiro, J. M. (2016). *Desenho e Implementação de um método de controlo estatístico de processo*. PhD thesis, Porto.
- Montgomery, D. C. (2013). *Introduction to Statistical Quality Control*. John Wiley Sons, Inc, seventh edition.

- Pinho, A., Leal, F., Montevechi, J., and Almeida, D. (2007). Combinação entre técnicas de fluxo-grama e mapa de processo no mapeamento de um processo produtivo. *Enegep*, 27:1–11.
- Sharp, T. and McDermott, P. (2002). *Workflow Modeling*.
- Shewfelt, R. (1998). What is quality? *Postharvest Biology and Technology*, page 4.
- Shrimpton, PC, Hillier MC, M. S. and SJ, G. (2011). *Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK Review*.
- Smith-Bindman, R., Miglioretti, D. L., and Larson, E. B. (2008). Rising Use of Diagnostic Medical Imaging in A Large Integrated Health System.pdf. *Health Aff (Millwood)*, page 14.
- Smith-Bindman, R., Wang, Y., Chu, P., Chung, R., Einstein, A. J., Balcombe, J., Cocker, M., Das, M., Delman, B. N., Flynn, M., Gould, R., Lee, R. K., Yellen-Nelson, T., Schindera, S., Seibert, A., Starkey, J., Suntharalingam, S., Wetter, A., Wildberger, J. E., and Miglioretti, D. L. (2019). International variation in radiation dose for computed tomography examinations: Prospective cohort study. *BMJ (Online)*, 364:1–12.
- Taghipour, S., Banjevic, D., and Jardine, A. K. (2011). Prioritization of medical equipment for maintenance decisions. *Journal of the Operational Research Society*, 62(9):1666–1687.
- Taguchi, G., Chowdhury, S., and Wu, Y. (2005). *Praise for Taguchi's Quality Engineering Handbook*.
- Tepper, S. J. (2008). Computed tomography - An increasing source of radiation exposure: Commentary. *Headache*, 48(4):657.
- The Institute of Asset Management (2015). *Asset Management – an anatomy (v3)*.
- Vinhas, L. S. (2021). *Análise de Variabilidade na Produção de Isoladores Elétricos*. PhD thesis.
- Watson, G. H. and Turunen, R. M. (2021). Analyzing the capability of lean processes. *qualityprogress*, (February):8.

Anexo A

Processo de Licenciamento

A.1 Interface do suplemento *excel-to-word* para submissão dos campos do *excel*



A.2 Figura exemplificativa da *Dashboard* implementada

	Departamento	Documentos a Anexar	Estado Preenchimento
I - Identificação do titular	Legal		0,00%
II - Identificação do local onde pretende realizar a prática	Legal		0,00%
III - Objeto do presente pedido	DFM	Licenças Anteriores	0,00%
IV - Prática a desenvolver	DFM		
V - Justificação da Prática radiológica	DFM	Justificação + Consentimento Informado + Realização do serviço	
	SO	CV + Formação	0,00%
VII – Especialista em física médica	DFM		0,00%
VIII – Especialista em física médica	DFM	Cálculo WTE	0,00%
VIII – Aprovação prévia de local	DFM		
IX – Equipamento médico pesado	Verificar se aplicável		
X – Características de conceção da instalação e das fontes de radiação			
A. Fontes de radiação presentes na instalação			
a) Geradores de radiação	Equipamentos	Certificados CE	0,00%
a) Geradores de radiação	DFM		0,00%
b) Equipamento contendo fontes radioativas seladas	Verificar se aplicável		
c) Fontes radioativas seladas	Verificar se aplicável		
d) Fontes radioativas não-seladas	Verificar se aplicável		
B. Informações sobre os equipamentos emissores de radiação	Equipamentos	Manuais + Certificados de Formação	0,00%
C. Peças desenhadas	Infraestruturas	Excel, XC + Planta da Instalação + Documentação da Instalação (Construção e Blindagens) + Plantas de instalação de equipamentos quando novos	
C. Peças desenhadas	DFM	Peças Desenhadas	

Legenda:

Em falta (<50% de preenchimento)

Atrasado (entre 50% e 85% de preenchimento)

Intermédio (>85% de preenchimento)

Pronto (=100% de preenchimento)

Total	0,00%
Estado Preenchimento	

Total	
Legal	0,00%
SO	0,00%
Equipamentos	0,00%
RH	0,00%
Infraestruturas	0,00%
DFM	0,00%

Anexo B

AHP

B.1 Matriz das diferenças absolutas de média de CTDI entre máquinas

		Dif. Máxima		Dif. Mínima		Ordenada na		Declive	
		84,18		0		origem		0,095	
		0		1		1			
	Unidade 1	Unidade 2	Unidade 3	Unidade 4	Unidade 5	Unidade 6	Unidade 7	Unidade 8	Unidade 9
Unidade 1	0	-7,74	-8,27	-5,35	-53,76	-12,2	3,11	-28,66	-14,97
Unidade 2	7,74	0	-0,53	2,39	-46,02	-4,46	10,85	-20,92	-7,23
Unidade 3	8,27	0,53	0	2,92	-45,49	-3,93	11,38	-20,39	-6,7
Unidade 4	5,35	-2,39	-2,92	0	-48,41	-6,85	8,46	-23,31	-9,62
Unidade 5	53,76	46,02	45,49	48,41	0	41,56	56,87	25,1	38,79
Unidade 6	12,2	4,46	3,93	6,85	-41,56	0	15,31	-16,46	-2,77
Unidade 7	-3,11	-10,85	-11,38	-8,46	-56,87	-15,31	0	-31,77	-18,08
Unidade 8	28,66	20,92	20,39	23,31	-25,1	16,46	31,77	0	13,69
Unidade 9	14,97	7,23	6,7	9,62	-38,79	2,77	18,08	-13,69	0
Unidade 10	16,57	8,83	8,3	11,22	-37,19	4,37	19,68	-12,09	1,6
Unidade 11	5,22	-2,52	-3,05	-0,13	-48,54	-6,98	8,33	-23,44	-9,75
Unidade 12	22,62	14,88	14,35	17,27	-31,14	10,42	25,73	-6,04	7,65
Unidade 13	22,39	14,65	14,12	17,04	-31,37	10,19	25,5	-6,27	7,42
Unidade 14	11,24	3,5	2,97	5,89	-42,52	-0,96	14,35	-17,42	-3,73
Unidade 15	28,33	20,59	20,06	22,98	-25,43	16,13	31,44	-0,33	13,36
Unidade 16	16,17	8,43	7,9	10,82	-37,59	3,97	19,28	-12,49	1,2
Unidade 17	6,97	-0,77	-1,3	1,62	-46,79	-5,23	10,08	-21,69	-8
Unidade 18	9,56	1,82	1,29	4,21	-44,2	-2,64	12,67	-19,1	-5,41
Unidade 19	55,96	48,22	47,69	50,61	2,2	43,76	59,07	27,3	40,99

B.2 Matriz de comparação par a par para a média de CTDI

	Unidade 1	Unidade 2	Unidade 3	Unidade 4	Unidade 5	Unidade 6	Unidade 7	Unidade 8	Unidade 9	Unidade 10	Unidade 11
Unidade 1	1	0,5	0,5	0,5	0,1666667	0,5	1	0,25	0,5	0,33333333	1
Unidade 2	2	1	1	1	0,2	1	2	0,33333333	0,5	0,5	1
Unidade 3	2	1	1	1	0,2	1	2	0,33333333	0,5	0,5	1
Unidade 4	2	1	1	1	0,1666667	0,5	2	0,33333333	0,5	0,5	1
Unidade 5	6	5	5	6	1	5	6	3	5	5	6
Unidade 6	2	1	1	2	0,2	1	2	0,33333333	1	1	2
Unidade 7	1	0,5	0,5	0,5	0,1666667	0,5	1	0,25	0,33333333	0,33333333	0,5
Unidade 8	4	3	3	3	0,33333333	3	4	1	2	2	3
Unidade 9	2	2	2	2	0,2	1	3	0,5	1	1	2
Unidade 10	3	2	2	2	0,2	1	3	0,5	1	1	2
Unidade 11	1	1	1	1	0,1666667	0,5	2	0,33333333	0,5	0,5	1
Unidade 12	3	2	2	3	0,25	2	3	0,5	2	2	3
Unidade 13	3	2	2	3	0,25	2	3	0,5	2	2	3
Unidade 14	2	1	1	2	0,2	1	2	0,33333333	1	0,5	2
Unidade 15	4	3	3	3	0,33333333	3	4	1	2	2	3
Unidade 16	3	2	2	2	0,2	1	3	0,5	1	1	2
Unidade 17	2	1	1	1	0,2	1	2	0,33333333	0,5	0,5	1
Unidade 18	2	1	1	1	0,2	1	2	0,33333333	0,5	0,5	1
Unidade 19	6	6	6	6	1	5	7	4	5	5	6
Unidade 20	6	6	6	6	1	5	7	4	5	5	6
Unidade 21	2	1	1	1	0,2	0,5	2	0,33333333	0,5	0,5	1
Unidade 22	8	7	7	7	2	6	8	5	6	6	7
Unidade 23	3	2	2	3	0,25	2	3	0,5	2	1	3

B.3 Ranking Cerebral

	CTDI Médio	Produção	% Fora das Especificações	Custos	Prioridade Final
Unidade 22	0,0960363	0,086256725	0,104178273	0,04009465	8,95%
Unidade 29	0,1244822	0,012916382	0,104178273	0,061298478	7,95%
Unidade 30	0,1302636	0,005555154	0,104178273	0,022475729	7,70%
Unidade 5	0,0687589	0,082637981	0,104178273	0,037782665	7,49%
Unidade 28	0,036864	0,046790807	0,104178273	0,168036401	5,64%
Unidade 19	0,0727879	0,026485693	0,104178273	0,016462454	5,60%
Unidade 20	0,0727879	0,006744448	0,104178273	0,016462454	4,92%
Unidade 6	0,0145224	0,103710914	0,011386123	0,009197478	4,45%
Unidade 18	0,0122946	0,097705126	0,011386123	0,015931882	4,19%
Unidade 23	0,0224642	0,072458639	0,011386123	0,028108255	3,90%
Unidade 14	0,0137762	0,064311763	0,011386123	0,03451923	3,24%
Unidade 8	0,0319741	0,023575497	0,011386123	0,026934051	2,66%
Unidade 1	0,0082364	0,046790807	0,011386123	0,061298478	2,56%
Unidade 27	0,026552	0,026485693	0,011386123	0,024472058	2,48%
Unidade 25	0,0269877	0,026485693	0,011386123	0,014199473	2,43%
Unidade 2	0,0120321	0,031571775	0,011386123	0,066048794	2,25%
Unidade 13	0,024039	0,006630768	0,011386123	0,086035305	2,12%
Unidade 15	0,0319741	0,009047055	0,011386123	0,009197478	2,04%
Unidade 21	0,0110192	0,033845363	0,011386123	0,019638515	1,95%
Unidade 24	0,024039	0,012411375	0,020014064	0,018024399	1,92%
Unidade 16	0,0175452	0,022541654	0,011386123	0,015601849	1,85%
Unidade 12	0,024039	0,013232094	0,011629432	0,014199473	1,84%
Unidade 9	0,0168894	0,021617288	0,011386123	0,020568673	1,82%
Unidade 7	0,007738	0,028286677	0,011386123	0,028108255	1,66%
Unidade 3	0,0120321	0,013831279	0,011386123	0,066048794	1,64%
Unidade 10	0,0180114	0,013611026	0,011386123	0,016462454	1,57%
Unidade 17	0,0120321	0,022541654	0,011386123	0,009197478	1,54%
Unidade 4	0,0106123	0,020480493	0,011386123	0,019638515	1,47%
Unidade 26	0,008923	0,01280052	0,011386123	0,018024399	1,12%
Unidade 11	0,0102855	0,008639656	0,011386123	0,015931882	1,02%

B.4 Ranking Torácico

	CTDI Médio	Produção	% Fora das Especificações	Custos	Prioridade Final
Unidade 5	0,174263	0,036712333	0,116210356	0,037782665	11,13%
Unidade 20	0,122919	0,011295304	0,116210356	0,016462454	7,63%
Unidade 19	0,016138	0,187419073	0,018703156	0,016462454	7,54%
Unidade 29	0,058479	0,046817182	0,116210356	0,061298478	6,05%
Unidade 13	0,074472	0,015861453	0,116210356	0,086035305	5,93%
Unidade 1	0,014284	0,088314476	0,011396973	0,061298478	4,28%
Unidade 25	0,047787	0,018297699	0,093678428	0,014199473	3,99%
Unidade 26	0,044045	0,017819008	0,062231067	0,018024399	3,50%
Unidade 10	0,041881	0,015439512	0,061498466	0,016462454	3,30%
Unidade 18	0,013127	0,064054828	0,011094377	0,015931882	3,06%
Unidade 28	0,013972	0,02995663	0,011094377	0,168036401	3,01%
Unidade 22	0,027982	0,036152109	0,011094377	0,04009465	2,99%
Unidade 6	0,025524	0,041603825	0,011094377	0,009197478	2,84%
Unidade 23	0,014953	0,049477677	0,011094377	0,028108255	2,74%
Unidade 7	0,029446	0,015264992	0,036973903	0,028108255	2,52%
Unidade 14	0,016607	0,039466049	0,011094377	0,03451923	2,52%
Unidade 8	0,033486	0,016139655	0,011094377	0,026934051	2,48%
Unidade 11	0,030169	0,013362509	0,03958082	0,015931882	2,43%
Unidade 2	0,011078	0,033857063	0,011094377	0,066048794	2,28%
Unidade 21	0,016734	0,033327962	0,011094377	0,019638515	2,21%
Unidade 4	0,013972	0,032210277	0,011094377	0,019638515	2,04%
Unidade 16	0,022102	0,018297699	0,011094377	0,015601849	1,92%
Unidade 3	0,013972	0,018297699	0,011094377	0,066048794	1,89%
Unidade 24	0,015709	0,023649675	0,011094377	0,018024399	1,81%
Unidade 15	0,02044	0,016780438	0,011094377	0,009197478	1,74%
Unidade 17	0,020021	0,016976517	0,011396973	0,009197478	1,73%
Unidade 27	0,016138	0,018297699	0,011094377	0,024472058	1,70%
Unidade 30	0,018792	0,012665385	0,011094377	0,022475729	1,62%
Unidade 9	0,015797	0,015861453	0,011094377	0,020568673	1,57%
Unidade 12	0,015709	0,016323817	0,011094377	0,014199473	1,53%