

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
INSTITUTO DE FÍSICA
BACHARELADO EM ENGENHARIA FÍSICA

Maurício Gomes de Queiroz

Trabalho de Diplomação em Engenharia Física

Predição de Vida Útil Restante para Tubos de Raios X de Tomógrafos do Hospital de Clínicas de Porto Alegre

Brasil

Maio de 2021

Maurício Gomes de Queiroz

Trabalho de Diplomação em Engenharia Física

Predição de Vida Útil Restante para Tubos de Raios X de Tomógrafos do Hospital de Clínicas de Porto Alegre

Trabalho de Diplomação em Engenharia Física entregue à Universidade Federal do Rio Grande do Sul como requisito parcial para a obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Física.

Universidade Federal do Rio Grande do Sul - UFRGS

Instituto de Física

Graduação em Engenharia Física

Orientador: Marcos Antônio Zen Vasconcellos

Brasil

Maio de 2021

*Dedico este trabalho ao cientista que habita em mim
desde que me entendo por gente*

Agradecimentos

Os agradecimentos principais são direcionados à Fátima do Rosário Gomes, Oresman de Queiroz Fernandes e Fernando Gomes de Queiroz. Mãe, pai e irmão, que me estenderam a mão sempre que precisei, inclusive quando julguei não ser necessário. Tampouco posso deixar de mencionar Tainá Mafalda dos Santos, que assumiu de bom grado a tarefa hercúlea de me aguentar durante os períodos mais exigentes de minha graduação.

Também, com entusiasmo, agradeço Marcos Antônio Zen Vasconcellos e Ruth Hinrichs, que orientaram o desenvolvimento deste trabalho de diplomação. Recebi bons conselhos e guardarei ambos como amigos daqui para frente.

Agradeço Alexandre Bacelar e Bárbara Quednau Friedrich, representando o Serviço de Física Médica e Radioproteção do Hospital de Clínicas de Porto Alegre, pela disponibilidade, confiança e ajuda que recebi durante a elaboração deste trabalho.

Durante a minha formação encontrei bons professores que conseguiram extrair o melhor de mim. Não posso deixar de reconhecer o impacto deles neste trabalho. Por isso, agradeço Takeshi Kamieda, que foi meu professor de física durante o ensino médio, representando todos os professores que marcaram meu ensino antes de ingressar na UFRGS. Quanto aos professores do ensino superior, agradeço especialmente Rita Maria Cunha de Almeida e Heitor Carpes Marques Fernandes, professores do Instituto de Física, representando aqui o excelente corpo docente da UFRGS, que marcaram positivamente meu desenvolvimento como Engenheiro Físico, influência esta que se traduz diretamente na qualidade do trabalho que desenvolvi.

Por fim, agradeço a todos que de alguma forma me ajudaram durante esta jornada.

“É perigoso sair porta afora, Frodo.

*Você pisa na estrada, e se não
controlar seus pés, não há como
saber até onde você pode ser levado. . .*

(Bilbo - A Sociedade do Anel, de J. R. R. Tolkien)

Resumo

Tubos de raios X para tomografia computadorizada são tubos com alvo rotatório, que suportam a alta potência necessária para gerar a radiação eletromagnética para esta aplicação. Estes tubos tem alto custo de aquisição e não são mantidos em estoque no hospital. A predição de vida útil restante de tubos de raios X é relevante para o planejamento orçamentário e o fluxo de atendimento de pacientes. Neste trabalho, é realizada uma análise estatística dos dados históricos dos parâmetros de utilização dos tubos de raios X do equipamento de tomografia computadorizada do Hospital de Clínicas de Porto Alegre, marca *General Electrics* modelo *Brightspeed*, com o objetivo de propor uma metodologia de predição de vida útil dos tubos de raios X para este equipamento. Esta metodologia é baseada na análise da série histórica da quantidade de energia depositada no alvo do tubo à medida que os tubos foram utilizados e atingiram sua falha.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada por raios X. Vida útil restante. tubo de raios X de anodo rotatório. Análise de componentes principais.

Abstract

X-ray tubes used in computed tomography are rotating anode tubes that withstand the high potency needed to generate electromagnetic radiation for this application. These tubes have a high acquisition cost and are not maintained in stock in the hospital. The remaining useful life prediction of X-ray tubes is relevant for the budget and patient care flow. In this work, a statistical analysis is performed on historical data available for a General Electrics computed tomography equipment model Brightspeed, located at Hospital de Clínicas de Porto Alegre, with the goal to propose a methodology of useful life prediction in X-ray tubes for this equipment. This methodology is based on the analysis of the amount of energy deposited in the target as the tubes are used and reach their failure point.

Keywords: X-ray computed tomography. Remaining useful life. Rotating anode X-Ray tube. Principal Component Analysis.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Diagrama simplificado que ilustra o processo de geração de raios X em um tubo de anodo fixo	14
Figura 2 – Espectro de emissão de um tubo de raios X com alvo de W, com 90 kV de tensão aplicada.	15
Figura 3 – Efeito da corrente de tubo (mA) e da diferença de potencial (kV) na intensidade relativa no espectro de radiação contínua	16
Figura 4 – Limitação por carga espacial em corrente de tubo	17
Figura 5 – Esquema simplificado de um tubo com ânodo fixo e outro com ânodo giratório	18
Figura 6 – Quebra de filamento após evaporação e formação de <i>hot spots</i>	18
Figura 7 – Micro rachaduras no alvo do tubo de raios X após intenso ciclo utilização	19
Figura 8 – Curva de transmissão de raios X	21
Figura 9 – Geometrias de aquisição de dados (A) Rotação contínua (B) Detector estacionário	22
Figura 10 – Taxonomia de algumas abordagens na predição de RUL	25
Figura 11 – Trajetórias de degradação simuladas para o motor <i>Turbofan</i> , do conjunto de dados disponibilizados pela NASA no desafio PHM08	26
Figura 12 – Estimativa de densidade utilizando <i>kernel</i> gaussiano	27
Figura 13 – Estimativa de densidade com pesos utilizando <i>kernel</i> gaussiano. O tamanho do marcador de x_i indica seu peso.	28
Figura 14 – Gráfico de PCA para os tubos de raios X (variância total explicada 96,6%)	33
Figura 15 – Mapa vetorial de fatores para a análise PCA	34
Figura 16 – Variância cumulativa explicada em função do número de componentes principais	35
Figura 17 – Parâmetros de operação médios por estudo.	37
Figura 18 – Histograma de número de imagens média por estudo realizado nomeado "Tomografia de Abdômen Total" e ajustes gaussianos para cada protocolo de operação	38
Figura 19 – <i>HU</i> média por estudo de cada exame.	38
Figura 20 – Série temporal de estudos realizados semanalmente entre 2009 e 2021	39
Figura 21 – Série temporal de estudos realizados diariamente para os tubos 1 e 9.	39
Figura 22 – Decomposição da série temporal de exames por semana em modelo aditivo.	40

Figura 23 – Resíduos da decomposição em modelo aditivo. As datas de troca de tubo estão indicadas com linhas tracejadas. As cores representam o módulo de R_t	41
Figura 24 – Série temporal do número acumulado de exames realizados por tubo . .	41
Figura 25 – Série temporal do número acumulado de HU por tubo	42
Figura 26 – Coeficiente de correlação de Pearson para cada combinação de exames.	43
Figura 27 – Trajetórias após PCA	44
Figura 28 – Trajetórias mais similares a um tubo exemplo	45
Figura 29 – Probabilidades para RUL de tubo de raios X exemplo	45
Figura 30 – Predições para os diferentes tubos. A região cinza indica o desvio padrão obtido.	47
Figura 31 – Gráfico de métricas para variação do número n de trajetórias similares	48
Figura 32 – Histograma de número de imagens média por estudo realizado com nome "Tomografia de Abdômen Total" e ajustes gaussianos para cada protocolo de operação	56

Lista de abreviaturas e siglas

CM	Monitoramento da condição (de funcionamento) (do inglês <i>Condition Monitoring</i>)
DICOM	Padrão de compartilhamento de imagens em medicina (do inglês <i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>)
EDK	Estimativa de Densidade <i>Kernel</i>
HCPA	Hospital de Clínicas de Porto Alegre
HU	Unidades de calor (<i>Heat Unit</i>) equivale a 1,4 J
kVp	Pico da tensão de aceleração do tubo de raios X
LOO	Validação cruzada deixe um fora (do inglês <i>Leave One Out</i>)
MAE	Erro médio absoluto (do inglês <i>Mean Absolute Error</i>)
PACS	Padrão e arquivamento e comunicação de imagens digitais (do inglês <i>Picture Archiving and Communication System</i>)
PCA	Análise de componentes principais (do inglês <i>Principal Component Analysis</i>)
RMSE	Erro médio quadrático (do inglês <i>Root Mean Squared Error</i>)
RUL	Vida útil restante (do inglês <i>Remaining Useful Life</i>)
StdE	Desvio padrão do erro (do inglês <i>Standard Deviation Error</i>)
SUS	Sistema Único de Saúde
TC	Tomografia Computadorizada

Sumário

1	INTRODUÇÃO	12
1.1	MOTIVAÇÃO	12
1.2	OBJETIVOS	13
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	14
2.1	FUNCIONAMENTO DE TUBOS DE RAIOS X	14
2.2	FALHAS TÍPICAS EM TUBOS DE RAIOS X	17
2.2.1	EVAPORAÇÃO DO FILAMENTO	18
2.2.2	MICRO RACHADURAS NO ALVO	19
2.2.3	ARCO ELÉTRICO	20
2.2.4	RECOMENDAÇÕES DE USO	20
2.3	TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	20
2.3.1	PRINCÍPIOS FÍSICOS DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	20
2.3.2	ESTUDO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	22
2.4	PREDIÇÃO DE VIDA ÚTIL RESTANTE	23
2.4.1	ESTADO DA ARTE	24
2.4.1.1	MODELOS BASEADOS EM DADOS	24
2.4.2	PREDIÇÃO POR SIMILARIDADE DE TRAJETÓRIAS	25
2.4.2.1	ESTIMATIVA DE DENSIDADE KERNEL	26
2.4.2.2	ANÁLISE DE COMPONENTES PRINCIPAIS	27
2.4.2.3	MÉTRICAS DE CARACTERIZAÇÃO	29
2.4.3	ANÁLISE DE VIDA ÚTIL EM TUBOS DE RAIOS X	30
2.5	SISTEMA INFORMATIZADO DO HOSPITAL	31
2.5.1	PACS	31
2.5.2	DICOM	31
3	METODOLOGIA	32
3.1	ANÁLISE INICIAL	32
3.2	ANÁLISE DE COMPONENTES PRINCIPAIS	33
3.3	AQUISIÇÃO DE DADOS	35
3.3.1	TAMANHO AMOSTRAL	35
3.3.2	ROTINA DE AQUISIÇÃO/EXTRAÇÃO DE DADOS	36
3.4	DEFINIÇÃO DE PARÂMETROS DE OPERAÇÃO	36
3.5	SÉRIES TEMPORAIS DE EXAMES	38
3.5.1	SAZONALIDADE E TENDÊNCIA	39
3.5.2	SÉRIE TEMPORAL ACUMULADA	41

3.6	ANÁLISE DE CORRELAÇÃO	42
3.7	MODELO DE PREDIÇÃO	44
4	RESULTADOS E CONCLUSÕES	46
4.1	CARACTERIZAÇÃO DO MODELO	46
4.2	MÉTRICAS DE PERFORMANCE	48
4.3	AVALIAÇÃO COMPARATIVA	49
4.4	CONCLUSÃO	49
4.4.1	POSSÍVEIS MELHORIAS	50
	REFERÊNCIAS	51
	APÊNDICES	54
	APÊNDICE A – LISTA DE EXAMES	55
	APÊNDICE B – DISTRIBUIÇÃO DE PROTOCOLOS	56

1 INTRODUÇÃO

1.1 MOTIVAÇÃO

O Serviço de Física Médica e Radioproteção do Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA) é encarregado, além de outras funções, do gerenciamento dos equipamentos no hospital que geram radiação. Dentre eles estão os aparelhos de tomografia computadorizada (TC), que são indispensáveis na rotina médica.

Apesar da popularização de novas tecnologias de imageamento médico nos últimos anos, mais notadamente as tecnologias de ressonância magnética e da tomografia por emissão de pósitrons, foi apontado que a realização de exames de TC vem crescendo no Sistema Único de Saúde (SUS) brasileiro (DOVALES, 2015), assim como a disponibilidade de tomógrafos (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2020) em hospitais.

Um exame de tomografia consiste na obtenção de imagens, de forma não invasiva, que representam cortes transversais do corpo do paciente. As imagens são mais detalhadas que radiografias tradicionais e podem ser obtidas de diferentes locais do corpo, revelando tecidos de diferentes densidades, como ossos e veias. A TC possui aplicações em diversas áreas da medicina, mas é especialmente utilizada para o diagnóstico de doenças e avaliação de lesões.

O processo de aquisição de uma imagem funciona medindo a atenuação da intensidade de raios X ao atravessarem o corpo de um paciente. Para reconstruir a imagem do corpo é necessário um conjunto de medidas em diversos ângulos. Para tal, um gerador de raios X orbita em torno do paciente junto com detectores em posição diametralmente oposta, com o paciente fixo no centro (BUZUG, 2011). Os dados obtidos são utilizados para inferir o coeficiente de absorção de cada volume corporal estudado, do qual se constroi uma imagem bidimensional em escala de tons cinza. Nos equipamentos de TC, a radiação é gerada por um tubo de raios X, peça essencial para seu funcionamento.

O tempo de vida útil de um tubo de raios X depende de vários fatores, relacionados às condições do ambiente no qual o equipamento está instalado e com a sua forma de operação.

Um tubo avariado inviabiliza a utilização do tomógrafo até sua troca e causa transtornos no atendimento hospitalar. O tubo tem de ser substituído pela empresa fornecedora do equipamento TC, mediante uma proposta de manutenção e fornecimento de peça com um custo entre 30 mil e 50 mil dólares (BLOCK IMAGING, 2020), que deve ser previsto no orçamento do hospital e aprovado para compra no momento da troca.

1.2 OBJETIVOS

Atualmente o HCPA não dispõe de método para estimar a data provável de falha dos tubos de raios X de seus equipamentos de TC. Apesar do fabricante fornecer garantia e tempo esperado de falha, estas estimativas de vida útil são bastante otimistas. Grandes flutuações no tempo de vida podem ocorrer por particularidades de operação, realização de exames com parâmetros de utilização do tubo distintos e variações das condições do espaço físico de instalação do equipamento.

Dados históricos sobre a utilização do tomógrafo e as datas de falha de seus tubos foram registrados desde 2009 junto com as imagens obtidas no servidor do hospital em formato DICOM, padrão de armazenamento de dados mais utilizado para imagens médicas, com informações sobre o tempo acumulado de atuação e os parâmetros de tensão e corrente utilizados no tubo durante a aquisição das imagens.

A proposta deste trabalho foi coletar estes dados numéricos do servidor do hospital e realizar uma análise estatística para prognóstico da RUL do tubo de raios X do equipamento de TC do HCPA da marca *General Electrics* modelo *Brightspeed*. Técnicas de análise de dados foram aplicadas às informações sobre parâmetros de operação do tubo, buscando correlacioná-las com a vida útil e obter ferramentas de prognosticar a RUL.

Foi desenvolvido um modelo de predição que estima a vida útil restante do tubo de raios X do HCPA com base em parâmetros acessíveis aos físicos-médicos que lá trabalham. Este modelo permite embasar a tomada de decisão do gestor da área, podendo trazer um impacto positivo para o orçamento e o fluxo de atendimento de pacientes do hospital.

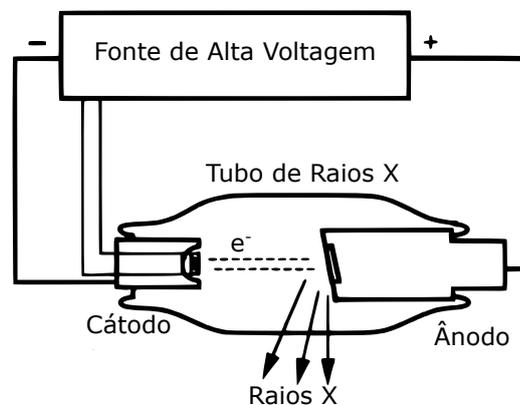
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 FUNCIONAMENTO DE TUBOS DE RAIOS X

Um tubo de raios X para aplicações em medicina tem como função gerar radiação eletromagnética na faixa de energia de 10 keV a 150 keV. O processo de geração de raios X é pouco eficiente sendo transformada em radiação apenas 1% da energia consumida, com os outros 99% convertidos em energia térmica (BUSHBERG, 2012).

Na Figura 1 está mostrado o esquema de um tubo de raios X. Um gerador de alta tensão cria uma diferença de potencial entre cátodo (filamento) e ânodo (alvo). Uma tensão baixa aplicada ao filamento faz passar por ele uma corrente que faz com que o mesmo aqueça, emitindo elétrons pelo processo de emissão termiônica.

Figura 1 – Diagrama simplificado que ilustra o processo de geração de raios X em um tubo de anodo fixo



Adaptado de Zink (1997, p. 1260)

A emissão é governada pela equação 2.1, que é dependente da temperatura do filamento e denominada equação de Richardson-Duschman.

$$J = A_G T^2 e^{-\frac{W}{kT}}. \quad (2.1)$$

Na qual J é a densidade de corrente de emissão, T a temperatura do filamento em Kelvin, W a função trabalho do metal do filamento, k a constante de Boltzmann e A_G é um fator de correção que depende do metal do filamento.

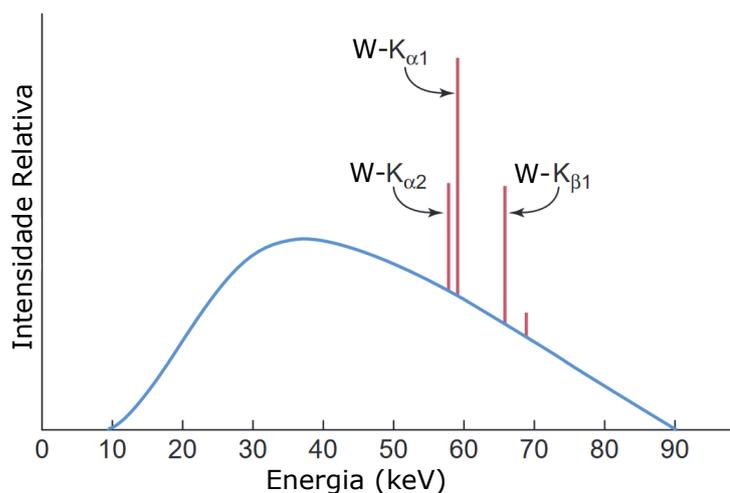
Os elétrons emitidos pelo filamento são acelerados pela diferença de potencial e se chocam contra o ânodo, provocando a emissão de radiação contínua (ou *Bremsstrahlung*)

e radiação característica, que tem picos estreitos no espectro de energia. Esta última é o resultado da remoção de elétrons das camadas internas dos átomos (ionização interna ou excitação) cuja vacância deixada é ocupada por elétrons de níveis eletrônicos mais externos (ZINK, 1997). Em tubos de raios X hospitalares o alvo em geral é constituído de tungstênio, de modo que a radiação característica são as linhas deste elemento. Um filtro aplicado na janela de saída atenua parte da radiação de baixa energia, que não é adequada para aplicações médicas. O espectro gerado pode ser visto na Figura 2.

Equipamentos radiográficos geralmente são alimentados por fontes de energia elétrica de corrente alternada. Já a produção de raios X é mais eficiente se o potencial aplicado no alvo for sempre positivo e a tensão entre cátodo e ânodo for mantida em seu valor máximo. Na maioria dos equipamentos, a corrente alternada é convertida em corrente direta por meio de uma retificação. A retificação garante que a corrente e a tensão sejam positivas e a mais próximas possível de constantes, mas na prática uma pequena variação de até 10% ocorre, chamada de "voltage ripple" (RUSSO, 2018).

Para gerar uma imagem de boa definição e apropriada para diagnóstico médico, diferentes regiões anatômicas dos pacientes necessitam de feixes de raios X com características diferentes. Para tal, alguns parâmetros do tubo podem ser definidos durante a aquisição das imagens. Tempo de exposição, tensão de pico e corrente de tubo são os parâmetros mais comumente ajustados.

Figura 2 – Espectro de emissão de um tubo de raios X com alvo de W, com 90 kV de tensão aplicada.



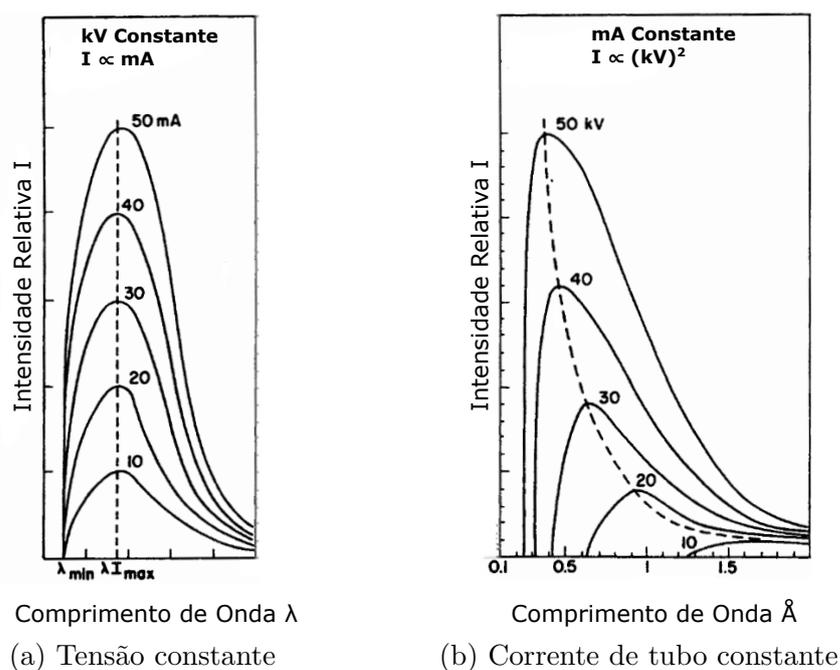
Adaptado de Bushberg (2012, p. 176)

A diferença de potencial aplicada ao tubo após a retificação é medida em quilovolts e denominada tensão de pico (kVp), com valores entre 40 kV e 150 kV. A corrente de tubo

do cátodo ao ânodo¹, pode atingir até 400 mA. Ela é controlada regulando a corrente no filamento. Quanto maior a corrente, tanto maior a temperatura no filamento e mais elétrons serão emitidos, alterando assim a quantidade de fótons de raios X produzidos. O tempo de exposição indica o período no qual a alta tensão é aplicada no tubo para a produção de raios X. Valores típicos variam entre 25 ms a 2 s (BUZUG, 2011).

Como a radiação gerada pelo tubo é limitada pela corrente de elétrons emitida pelo filamento, sempre que mais radiação é necessária, a demanda é atendida aquecendo mais o filamento, como está mostrado na Figura 3a. O aumento de tensão entre o filamento e o ânodo tem alguma influência na quantidade de fótons de raios X produzidos, mas principalmente aumenta a quantidade de raios X de comprimento de onda mais curto e com poder de penetração maior, como mostrado na Figura 3b.

Figura 3 – Efeito da corrente de tubo (mA) e da diferença de potencial (kV) na intensidade relativa no espectro de radiação contínua

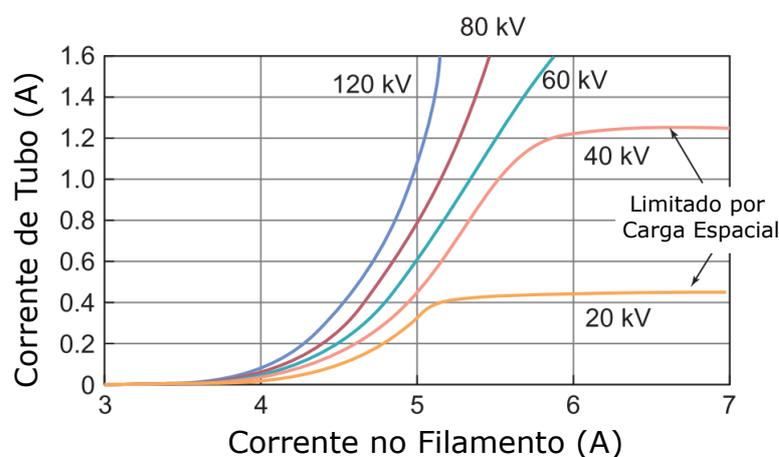


Adaptado de Bertin (1978, p. 25)

Caso a tensão aplicada seja baixa demais, à medida em que a corrente no filamento aumenta a corrente de tubo pode entrar em um regime limitado por carga espacial, no qual passa a existir uma nuvem de elétrons em torno do filamento que blinda parcialmente o campo elétrico, de forma que aumentar mais a corrente no filamento não leva a uma corrente de tubo maior, como indicado na Figura 4. Esta região não é adequada para operação do tubo.

¹ 1 mA = 6,24 × 10¹⁵ elétrons/s

Figura 4 – Limitação por carga espacial em corrente de tubo



Adaptado de [Bushberg \(2012, p. 178\)](#)

Historicamente a energia depositada no alvo pelo feixe de elétrons durante a utilização do tubo é medida em "unidades de calor" (HU, do inglês *heat unit*). A HU é calculada pela multiplicação dos parâmetros supracitados,

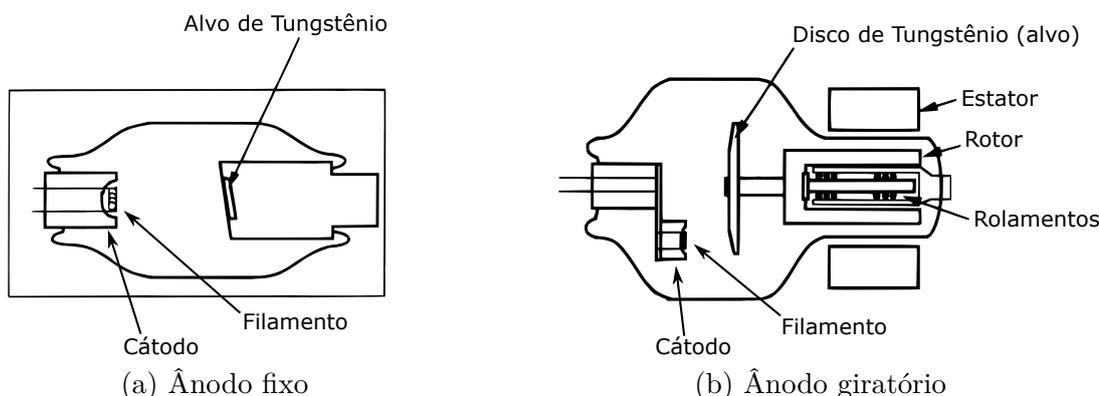
$$HU = \text{tensão de Pico}(kV) \times \text{Corrente de Tubo}(mA) \times \text{Tempo de Exposição}(s) \quad (2.2)$$

Há dois tipos de configuração de tubos de raios X comumente utilizados: ânodo fixo ou ânodo giratório. Para aplicações de menor potência e em casos de movimentação do tubo de raios X (como no caso do tomógrafo) são utilizados tubos de raios X com o ânodo fixo, representado na [Figura 5a](#), no qual o alvo é refrigerado com fluxo de água gelada. Para aplicações de potência mais alta são utilizados tubos de raios X com o ânodo giratório, em que o alvo rotaciona em torno de seu eixo, mudando o ponto de impacto do feixe de elétrons, conseguindo assim suportar potências mais altas sem necessidade de refrigeração com água, tendo em vista que o tubo precisa ser movimentado com alta velocidade angular (de 3000 à 12000 rpm) em torno do paciente. Um esquema simplificado deste último sistema é mostrado na [Figura 5b](#).

2.2 FALHAS TÍPICAS EM TUBOS DE RAIOS X

O tubo de raios X possui tempo de vida limitado devido ao desgaste natural dos seus componentes durante seu funcionamento. Apesar de avanços dos fabricantes de tubos de raios X, que desenvolveram novas tecnologias focadas em aumento de eficiência e dissipação de calor ([TABARI, 2017](#)), as causas mais comuns de falha de tubo estão relacionadas com a quantidade de calor gerada durante sua utilização para a aquisição

Figura 5 – Esquema simplificado de um tubo com ânodo fixo e outro com ânodo giratório



Adaptado de Zink (1997, p. 1263)

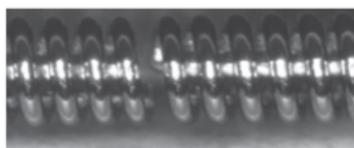
das imagens. As principais são evaporação do filamento, micro-rachaduras no alvo e arco elétrico (SPELLMAN, 2020), que serão detalhadas a seguir.

2.2.1 EVAPORAÇÃO DO FILAMENTO

O filamento deve ser aquecido até altas temperaturas para que seus elétrons possam, junto com a aplicação de um campo elétrico de extração, receber energia suficiente para superar a função trabalho do tungstênio e se desprenderem do filamento.

Durante esse processo há também lenta evaporação de átomos de tungstênio, que ocorre preferencialmente em contornos de grão do material, formando *hot spots*. Nestes locais a evaporação ocorre mais rapidamente, afinando o filamento e levando a uma eventual quebra. O filamento alcança aproximadamente 90% de sua vida útil quando o diâmetro decresce por 5% ou 6% (WILSON, 1968).

Figura 6 – Quebra de filamento após evaporação e formação de *hot spots*



Adaptado de Russo (2018, p. 88)

Dado que a radiação gerada é limitada pela emissão de elétrons do filamento, quanto mais radiação é demandada do tubo, tanto mais o filamento esquenta e mais cedo ele rompe.

2.2.2 MICRO RACHADURAS NO ALVO

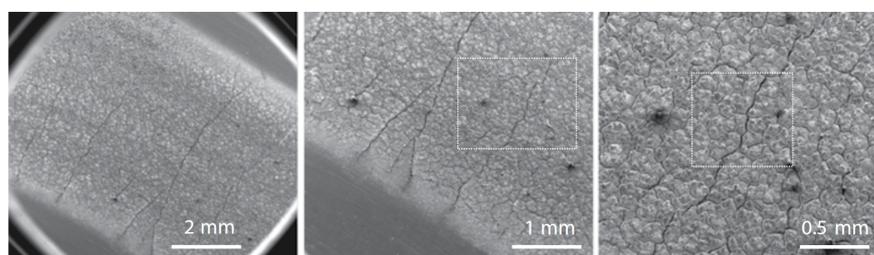
Durante a operação do tubo, elétrons extraídos do filamento depositam a maior parte de sua energia no alvo como calor, elevando rapidamente a temperatura do mesmo.

Em tubos de raios X hospitalares com ânodo rotativo, geralmente tungstênio (W, $Z = 74$) é o material de escolha para o alvo, devido ao seu alto ponto de fusão e número atômico elevado (a eficiência da produção de raios X aumenta com o número atômico do alvo) (HENDEE; RITENOUR, 2002). Uma liga de 10% rênio e 90% tungstênio também pode ser utilizada para garantir maior resistência mecânica ao alvo.

Porém o aumento de temperatura na faixa circular em que o feixe de elétrons impacta, aliado com ciclos de liga-desliga do filamento e conseqüente esfriamento do alvo, causam estresse de ciclagem térmica, o que pode resultar em micro rachaduras na superfície do alvo, exemplificadas na Figura 7. Com a demanda de uso, as rachaduras crescem e a profundidade na qual ocorre a geração de raios X aumenta para dezenas de micrômetros (RUSSO, 2018). Com isto, aumenta o caminho de absorção dos fótons dentro do alvo, tornando mais difícil gerar a mesma intensidade de radiação do tubo, o que por sua vez leva o operador a aumentar a corrente no filamento para obter a mesma qualidade de imagem, levando assim a uma falha prematura.

Em tubos de raios X de ânodo rotatório, a temperatura no ponto focal dos elétrons no alvo (volume no qual os elétrons são absorvidos e os raios X produzidos) pode atingir 2800 °C e o aparecimento de micro rachaduras é agravado. Para evitar este problema, pode-se preferir longos tempos de exposição com potência baixa a períodos curtos em alta potência. Também é aconselhado evitar a redução do ponto focal (necessária para melhor resolução) quando não for necessária para o diagnóstico, já que concentra a deposição de energia em uma área pequena do alvo.

Figura 7 – Micro rachaduras no alvo do tubo de raios X após intenso ciclo utilização



Adaptado de Russo (2018, p. 74)

2.2.3 ARCO ELÉTRICO

Por se tratar de um sistema que opera em alta tensão, o tubo de raios X está sujeito a ocorrência de arcos elétricos. É um fenômeno que acontece em situações de curto circuito ou de perda de isolamento das peças, gerando grande liberação de energia térmica. No tubo de raios X, vazamentos que introduzem gás no vácuo do tubo ou até a evaporação de metal do filamento, que pode se depositar em superfícies isolantes, podem levar ao surgimento de arcos elétricos.

2.2.4 RECOMENDAÇÕES DE USO

Recomendações de uso e manutenção da *General Electric* ([GENERAL ELECTRIC, 2008](#)) para um tempo de vida estendido relacionam o desgaste do tubo de raios X com o aquecimento do mesmo e a temperatura ambiente do equipamento de TC. O tubo não deve ser operado com corrente de tubo alta e um ânodo frio, devendo ser seguido sempre o processo de aquecimento de tubo descrito pelo fabricante.

Para preservar o tubo, é recomendável utilizar menores correntes de tubo com maior tempo de exposição para obter uma mesma intensidade de radiação gerada e os limites de operação devem ser evitados sempre que possível ([BUSHBERG, 2012](#)).

2.3 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

2.3.1 PRINCÍPIOS FÍSICOS DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Quando radiação eletromagnética encontra a matéria há três possíveis cenários resultantes: seus fótons são absorvidos, espalhados ou conseguem atravessar o material sem interação. Dizemos que um feixe de raios X absorvido ou espalhado foi atenuado. Os mecanismos de atenuação são caracterizados pela probabilidade de ocorrência dos fenômenos que a causam por unidade de distância percorrida no material absorvedor (seção de choque de atenuação, que depende da energia do fóton, do material e da densidade do material) ([KNOLL, 2010](#)).

O coeficiente de atenuação linear μ , para energias na faixa dos raios X, é a soma das probabilidades de ocorrência de absorção fotoelétrica e de espalhamento Compton.

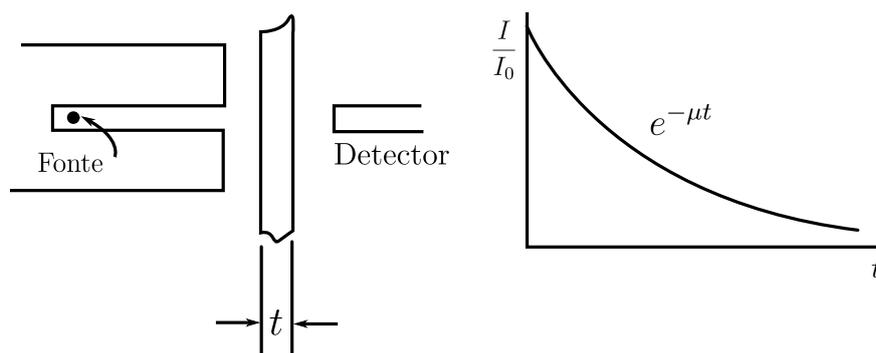
$$\mu = \tau(\text{absorção fotoelétrica}) + \sigma(\text{espalhamento Compton}) \quad (2.3)$$

Para cada comprimento de onda, no caso de pouco espalhamento lateral, a intensidade de fótons transmitida I em termos da intensidade inicial I_0 , exemplificada na

Figura 8, é dada pela lei de Beer-Lambert:

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\mu t} \quad (2.4)$$

Figura 8 – Curva de transmissão de raios X



Adaptado de Knoll (2010, p. 51)

Em tomógrafos computadorizados, um feixe estreito de raios X atravessava o paciente com um detector posicionado do lado oposto à fonte (HENDEE; RITENOUR, 2002).

Se o feixe for interceptado por duas regiões com densidades ópticas diferentes caracterizadas por μ_1 e μ_2 , de extensões x_1 e x_2 , temos que

$$I = I_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2)} \quad (2.5)$$

portanto, generalizando para o caso de um número n de regiões no caminho do feixe de raios X,

$$I = I_0 e^{-(\sum_{i=1}^n \mu_i x_i)}. \quad (2.6)$$

O princípio da TC é a obtenção de centenas de medidas feitas no mesmo plano mas em diferentes posições angulares, associando a cada ângulo um valor que corresponde à Equação 2.5, de modo que as dimensões x_i e os coeficientes de atenuação μ_i podem ser computados com um algoritmo de reconstrução.

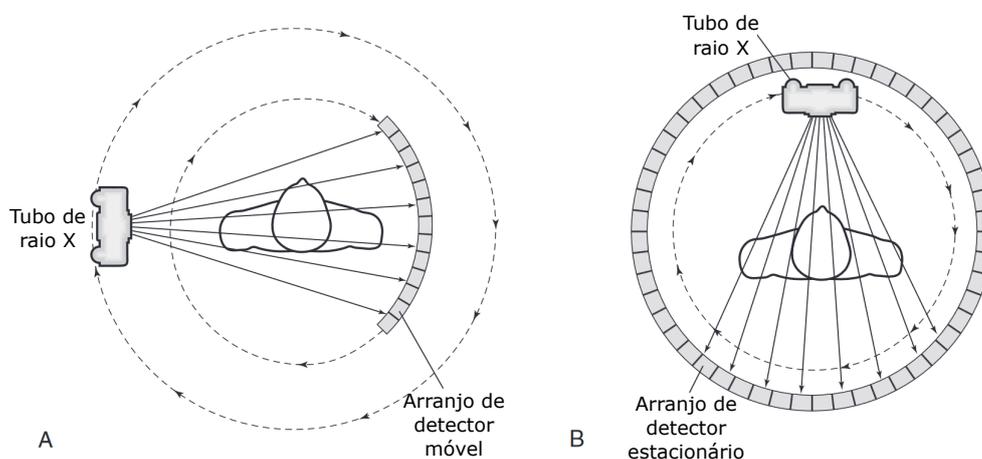
A leitura das intensidades de raios X nas diferentes posições angulares em torno do objeto (paciente), resultantes da absorção nas diferentes regiões do mesmo são convertidas em uma imagem digital em escala de tons de cinza caracterizada pelos chamados "números de TC". Este é o nome pelo qual os coeficientes passam a ser chamados após sofrerem uma transformação na qual são normalizados e comparados com o coeficiente de atenuação da

água μ_w . Dessa forma, as pequenas variações do coeficiente para números próximos a μ_w são melhor descritas. Esta quantidade é determinada pela equação

$$\text{Número TC} = 1000 \frac{(\mu - \mu_w)}{\mu_w} \quad (2.7)$$

A maneira que a fonte de raios X e o detector são posicionados e movimentados para a coleta das medidas de atenuação define a geometria da aquisição de dados. Dois tipos de geometria são ilustrados na [Figura 9](#), sendo que a geometria de rotação contínua é padrão nos tomógrafos modernos.

Figura 9 – Geometrias de aquisição de dados (A) Rotação contínua (B) Detector estacionário



Adaptado de [Seeram \(2015, p. 56\)](#)

2.3.2 ESTUDO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Durante um exame de rotina de tomografia computadorizada, o conjunto formado por detector e tubo de raios X é movimentado ao longo do paciente tomando medidas de transmissão e reconstruindo imagens de TC (dezenas a centenas). Cada imagem representa um corte transversal variando de menos de um milímetro a 5 mm de espessura (dependendo da especificação dos parâmetros, que variam conforme o diagnóstico requerido para a anatomia analisada) ([FORD; DECKER, 2016](#)), com espaçamento de igual magnitude entre imagens. O conjunto de imagens obtidos em uma sessão de aquisição de imagens de tomografia é chamada de estudo.

É fácil notar pelo [Quadro 1](#) que os raios X, ao passarem pelo corpo do paciente, sofrerão grande diferença de atenuação dependendo do lugar do corpo que está sendo estudado. Isto é, para obter um mesmo sinal no detector, é necessário uma intensidade

inicial do feixe maior caso se esteja estudando o quadril do paciente (que tem muito tecido ósseo, com μ alto) quando comparado com o tórax (onde o tecido pulmonar, de μ baixo, está mais presente).

Quadro 1 – Densidade física (g/cm^3) e coeficiente de atenuação linear μ (cm^{-1}) para diversos tecidos humanos para fótons de raios X de 140 keV

Tecido	Densidade Física	Coef. de Atenuação Linear
Ósseo	1,2–1,8	0,175 – 0,193
Hepático	1,09	0,151
Cerebral	1,05	0,160
Adiposo	0,94	0,138
Pulmonar	0,45	0,060

Fonte – Adaptado de Yada e Onishi (2016, p. 85)

Esta diferença se dá pois o coeficiente de atenuação, dado pela equação 2.3, depende da probabilidade de ocorrência de efeito fotoelétrico e de espalhamento Compton. O efeito fotoelétrico ocorre primariamente em tecidos com alto número atômico Z , e em menor quantidade em tecidos com Z menor. Já o espalhamento Compton ocorre em tecidos de baixo Z e diferenças em densidade resultam em diferenças em interações Compton. Adicionalmente, a probabilidade de ambos os efeitos varia com a energia do feixe (SEERAM, 2015).

Para padronizar a coleta de imagens e limitar a exposição do paciente aos raios X, os tomógrafos modulam a intensidade dos raios X produzidos pelo tubo para garantir a mesma intensidade média de radiação no detector para cada corte transversal. Os estudos são obtidos segundo protocolos que definem limites máximos e mínimos de operação para os parâmetros do tubo.

2.4 PREDIÇÃO DE VIDA ÚTIL RESTANTE

O conceito de "vida útil restante" (RUL, do inglês *Remaining Useful Life*) é bastante utilizado, tanto na teoria quanto na prática, em diversas áreas da ciência. É definida como o período de tempo entre o momento atual e o término da vida útil de um produto (seja término por falha ou por falta de *performance*). Tanto a nomenclatura quanto a definição podem variar dependendo do contexto em que será aplicado: na engenharia de materiais, RUL pode ser conhecida como "vida útil de fadiga", por exemplo.

É importante se ter um conhecimento da RUL de um produto em uso para que se possa planejar manutenções, substituições de peça, remanejo de carga de trabalho etc.

2.4.1 ESTADO DA ARTE

Na literatura, (OKOH et al., 2014) e (AHMADZADEH; LUNDBERG, 2014) trazem uma visão ampla dos processos de predição de vida útil restante na engenharia e comentam em quais situações cada abordagem é mais aconselhável.

As abordagens para a predição de RUL podem ser baseadas em várias categorias: na construção de modelos físicos, em experimentação, em análise de dados ou em modelos híbridos. A abordagem baseada em análise de dados, que será utilizada neste trabalho, se baseia no conhecimento de que as variáveis de monitoramento de condição (variáveis de CM, do inglês *Condition Monitoring*) observadas, como a temperatura ou vibração por exemplo, são alteradas durante o processo de utilização do equipamento e podem contribuir para sua degradação.

2.4.1.1 MODELOS BASEADOS EM DADOS

A RUL de um equipamento é uma variável aleatória que depende de sua idade atual, do ambiente em que ele está inserido e das variáveis de CM observadas. Em modelos baseados em dados, queremos construir um modelo de predição de RUL utilizando dados de variáveis de CM e a informação do evento (histórico) de término de vida do tubo.

Se definirmos X_t como a variável aleatória que representa a RUL de um equipamento no tempo t , e Y_t como o perfil histórico de utilização e variáveis de CM até a data atual, então estamos interessados em estimar a função densidade de probabilidade $f(X_t|Y_t)$ e seu valor esperado $E(X_t|Y_t)$. Apesar de simples a descrição do problema, não é trivial a incorporação de Y_t em $f(X_t|Y_t)$. (SI et al., 2011) fez uma revisão da literatura disponível sobre predição de RUL usando métodos estatísticos em sistemas para qual se tem conhecimento histórico de Y_t .

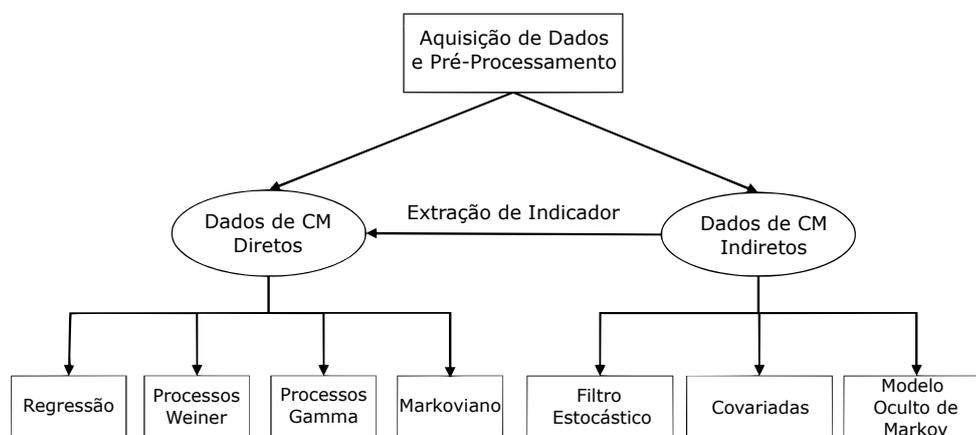
A acurácia da predição está intimamente ligada com a qualidade e quantidade de dados disponíveis, que geralmente são uma coleção de informações de entrada/saída de dados do equipamento. A escolha do melhor modelo baseado em dados depende do tipo de informação e sua disponibilidade.

As variáveis de CM podem ser de duas categorias, diretas ou indiretas. As variáveis de CM diretas, representam dados que descrevem diretamente o estado do sistema, de forma que a predição de RUL consiste na predição dos dados de CM atingirem um certo limite. O monitoramento de desgaste ou de tamanho de rachaduras, por exemplo, é um monitoramento direto. Já dados indiretos de CM são aqueles que conseguem apenas parcialmente ou indiretamente indicar o estado do sistema estudado, como dados obtidos durante o monitoramento de vibrações, na qual a vibração não é a causa da quebra mas sim um sintoma do desgaste do tubo.

É possível em alguns casos, utilizando técnicas de processamento do sinais, extrair

informações diretas de dados indiretos. Algumas abordagens baseadas em dados comumente utilizadas estão representadas na [Figura 10](#).

Figura 10 – Taxonomia de algumas abordagens na predição de RUL



Adaptado de [Si et al. \(2011, p. 3\)](#)

2.4.2 PREDIÇÃO POR SIMILARIDADE DE TRAJETÓRIAS

Dentro da categoria de modelos baseados em dados temos a predição por similaridade de trajetórias, que utiliza informações de condição de uso até a falha de cada amostra histórica disponível para estimar a vida útil de uma atualmente em uso ([WANG, 2010](#)).

Esta técnica de predição infere a RUL de um sistema utilizando apenas informações históricas de outras amostras, demandando pouco conhecimento ou suposições sobre o sistema, que pode ser complexo e incluir diversos mecanismos de falha.

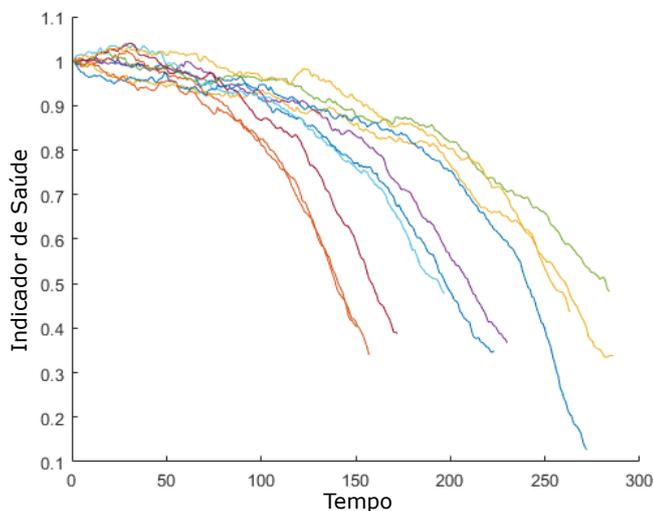
Na similaridade de trajetórias é necessário obter, para cada amostra que completou seu ciclo de vida, uma trajetória de degradação. Esta trajetória é uma série temporal de um indicador de saúde do sistema, como exemplificado na [Figura 11](#), do início de sua utilização até a falha. Caso for necessário agregar diversas variáveis (medidas de diversos sensores, por exemplo) para obter uma trajetória de degradação, pode-se realizar uma análise de componentes principais para reduzir a dimensionalidade dos dados.

Para obter a RUL de uma amostra, é traçada sua trajetória de degradação até o momento atual. A similaridade S entre ela e cada uma das trajetórias das amostras passadas é calculada pela relação

$$S = \exp(-D^2), \quad (2.8)$$

onde D é a distância euclideana entre as duas trajetórias. Para duas trajetórias de

Figura 11 – Trajetórias de degradação simuladas para o motor *Turbofan*, do conjunto de dados disponibilizados pela NASA no desafio PHM08



Adaptado de ([HELP CENTER MATLAB, 2021](#))

degradação $A = \{a_1, a_2 \dots a_n\}$ e $B = \{b_1, b_2 \dots b_n\}$, ela é dada por

$$D(A, B) = \sqrt{\sum_{i=1}^n (a_i - b_i)^2}. \quad (2.9)$$

A RUL dessa amostra pode então ser estimada com base na vida útil das instâncias históricas com as trajetórias mais similares. Desta forma, cada uma das trajetórias de degradação contribui com uma previsão de RUL para a amostra atual. A estimativa final pode ser obtida então, agregando as diferentes previsões com um método de estimativa de densidade, como a estimativa de densidade *kernel*, onde cada previsão é pesada pelo quão similar sua trajetória de degradação é à trajetória atual.

2.4.2.1 ESTIMATIVA DE DENSIDADE KERNEL

Para a maioria das aplicações na indústria, a estimativa pontual de RUL não é de tanta utilidade quanto sua distribuição de probabilidades, que é mais informativa para realizar gerenciamento de riscos e embasar a tomada de decisões.

A estimativa de densidade *kernel* visa, para variável aleatória independente X e um conjunto de N pontos de dados $\{x_1, x_2, \dots, x_N\}$, estimar qual é a função densidade de probabilidade $f(x)$ que a descreve ([SILVERMAN, 1986](#)).

Esta estimativa pode ser construída tomando o somatório de N funções *kernel* K

centradas em cada ponto do conjunto. A estimativa de $f(x)$ pode então ser escrita como

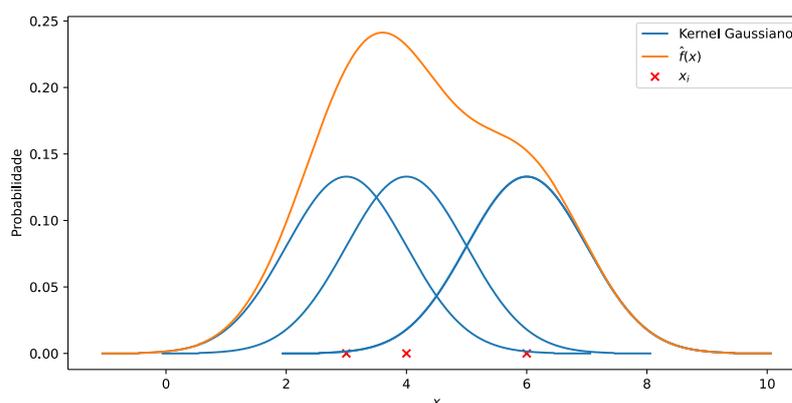
$$\hat{f}(x) = \frac{1}{Nh} \sum_{i=1}^N K\left(\frac{x - X_i}{h}\right). \quad (2.10)$$

A função *kernel* K dita o formato, enquanto h , conhecido como "largura de banda" ou "fator de suavização", sua largura. O *kernel* gaussiano por exemplo, frequentemente utilizado e exemplificado na Figura 12, é descrito por

$$K(u) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{(u - c)^2}{2}\right), \quad (2.11)$$

no qual c é o centro de cada *kernel*.

Figura 12 – Estimativa de densidade utilizando *kernel* gaussiano



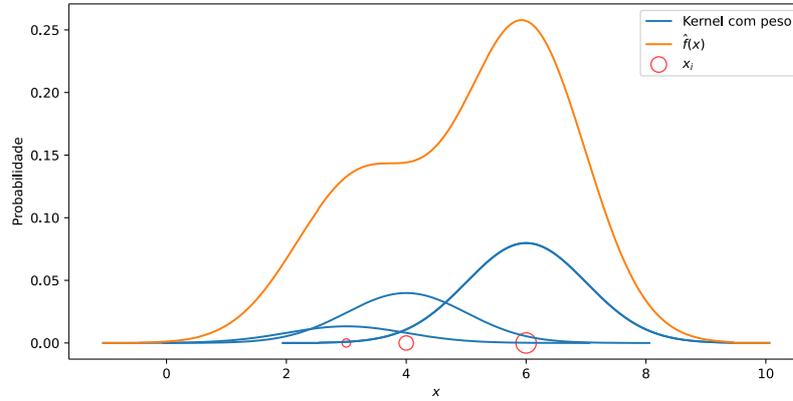
Pode-se também pesar cada ponto x_i com um fator w_i , tal que $w_i > 0$ e dita a importância do *kernel* K_i para a construção da função densidade de probabilidade. Desta forma, a Equação 2.10 pode ser escrita como

$$\hat{f}(x) = \frac{1}{(\sum_{i=1}^N w_i)h} \sum_{i=1}^N w_i K\left(\frac{x - X_i}{h}\right) \quad (2.12)$$

2.4.2.2 ANÁLISE DE COMPONENTES PRINCIPAIS

A análise de componentes principais é uma técnica que é muito utilizada para reduzir a dimensionalidade de um conjunto de dados, preservando suas características principais. Nela, uma série de transformações matemáticas são realizadas de forma a representar os dados em um novo sistema de coordenadas cujos eixos, chamados de componentes principais (PC, do inglês *Principal Component*), conseguem representar melhor a variabilidade entre os dados (RINGNÉR, 2008).

Figura 13 – Estimativa de densidade com pesos utilizando *kernel* gaussiano. O tamanho do marcador de x_i indica seu peso.



As componentes principais são ortogonais entre si e organizadas hierarquicamente, tal que o primeiro eixo (primeira componente principal, ou PC1) é a direção pela qual os dados apresentam maior variância, o segundo eixo (PC2) é a segunda direção que melhor representa a variância e que é ortogonal a PC1, e assim sucessivamente. Desta forma, cada componente é responsável por representar uma fração da variabilidade total entre as amostras. A redução de dimensionalidade é feita selecionando apenas parte dos componentes principais para representar os dados por completo.

Dado uma matriz de observações \mathbf{X} de tamanho $m \times n$, na qual cada linha representa um experimento diferente e cada coluna uma variável observada, o PCA é computado, como descrito por (BRUNTON; KUTZ, 2019), obtendo os autovetores e autovalores da matriz de covariância do conjunto de dados centrados em zero. Para tal, primeiro se obtém as médias por linha $\bar{\mathbf{x}}$,

$$\bar{\mathbf{x}}_j = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_{ij}, \quad (2.13)$$

e a matriz média $\bar{\mathbf{X}}$, que é dada por,

$$\bar{\mathbf{X}} = \begin{bmatrix} 1 \\ \vdots \\ 1 \end{bmatrix} \bar{\mathbf{x}}. \quad (2.14)$$

A matriz média é subtraída do conjunto de dados

$$\mathbf{B} = \mathbf{X} - \bar{\mathbf{X}}, \quad (2.15)$$

e então a matriz covariância \mathbf{C} das linhas de \mathbf{B} é obtida,

$$\mathbf{C} = \mathbf{B}^\top \mathbf{B}. \quad (2.16)$$

É então possível, computando a decomposição de \mathbf{C} em autovetores \mathbf{V} e autovalores \mathbf{D} , obter as componentes principais \mathbf{T} , tal que

$$\mathbf{T} = \mathbf{BV}. \quad (2.17)$$

A primeira componente principal será o autovetor correspondente ao maior autovalor λ_1 e a variância total explicada por ela é dada pela relação com os outros autovalores.

$$\frac{\lambda_1}{\sum_{i=1}^n \lambda_i} \quad (2.18)$$

2.4.2.3 MÉTRICAS DE CARACTERIZAÇÃO

A disponibilidade de dados históricos de funcionamento permite a avaliação da predição, na medida em que podemos comparar a RUL verdadeira r^* com a estimada r . Muitas são as métricas que podem oferecer noções sobre o poder de predição do modelo criado (SAXENA et al., 2010) e elas variam dependendo da sua utilização.

De acordo com (WANG, 2010), para cada instante de tempo t_i uma RUL pode ser calculada utilizando os dados de funcionamento até este momento. Para a avaliação do modelo, os dados históricos podem ser fornecidos incrementalmente, de forma a gerar múltiplas predições.

As métricas tradicionais tratam cada predição independente das outras, de forma que todas podem ser agregadas em um único conjunto Ω , ao lado de seus valores reais, sendo $\Omega = \{(r_j, r_j^*)\}$ e $J = |\Omega|$. Com isto, os erros de predição passam a ser dados por $\Delta_j = r_j - r_j^*$.

Com isto, as seguintes métricas podem ser calculadas:

- *Bias*:

$$Bias = \frac{1}{J} \sum_{j=1}^J \Delta_j$$

Esta métrica representa a tendência do modelo em subestimar ou sobrestimar a RUL. Valores positivos indicam que o modelo em média atribui valores de RUL maiores do que o real, já negativos, menores.

- Erro Médio Absoluto (MAE):

$$MAE = \frac{1}{J} \sum_{j=1}^J |\Delta_j|$$

Mede a magnitude média do erro das predições.

- Erro Médio Quadrático (RMSE):

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{J} \sum_{j=1}^J \Delta_j^2}$$

Mede a magnitude média do erro das predições, mas como os erros são elevados ao quadrado antes da média ser computada, tende a dar mais peso para erros maiores. É uma métrica mais útil quando erros maiores são particularmente indesejados.

- Desvio padrão médio do erro (StdE):

$$StdE = \sqrt{\frac{1}{J-1} \sum_{j=1}^J (\Delta_j - Bias)^2}$$

Mede o quanto o erro é consistente. Modelos com baixo valor de *StdE* mas grande *bias* podem ser ajustados para melhor acurácia.

2.4.3 ANÁLISE DE VIDA ÚTIL EM TUBOS DE RAIOS X

Para comparar a *performance* dos tubos de raios X com a cobertura da garantia dada pelo fabricante, (ERDI, 2013) acompanhou 13 tomógrafos durante um período de 6 anos tomando nota, a cada troca de tubo, da carga total emitida pelo filamento (em *kAs*) contida nos registros de utilização do equipamento. Foi apontada a correlação entre tempo de vida maior com a menor corrente de tubo utilizada, e sugerido que talvez seja possível estimar a RUL de um tubo de raios X utilizando essa informação.

Já (MARCONATO et al., 2004) verificou os parâmetros técnicos médios dos protocolos mais aplicados. A energia térmica depositada no alvo (em unidades de calor HU) é utilizada como parâmetro a ser otimizado.

(FUKUDA; MATSUBARA; MIYATI, 2015) realizam a medição de parâmetros técnicos como parte de um processo de controle de qualidade, verificando que a flutuação ou queda abrupta de alguns parâmetros ocorre perto da data de falha do tubo. Também já foram patenteados acessórios que medem a radiação produzida e fazem sua análise espectral durante a aquisição de dados. Dessa análise se obtém variáveis, que estão tabeladas permitindo a estimativa da RUL do tubo (ABDEL-MALEK, 1997).

Os métodos sugeridos na literatura para estimar a RUL dos tubos de raios X são poucos e quando existem, necessitam de medição diária de parâmetros técnicos. Isto é, são métodos pautados na verificação de flutuações da qualidade da radiação produzida pelo tubo. Não encontramos publicação de análise de dados históricos de utilização de tubos de raios X visando predição de RUL.

Dentre os possíveis motivos para a falta de publicações nessa área, pode-se dizer que é difícil a obtenção de dados em quantidade suficiente para um modelo de predição, tendo em vista que os tubos de ânodo rotatório tem períodos de utilização relativamente longos. A vida do tubo de raios X é uma função de muitas variáveis, algumas ambientais e a utilização dos tomógrafos é diferente dependendo do hospital que o gerencia, de forma que o modelo de predição criado para um equipamento pode não se estender a outros. A acurácia dos modelos de predição depende da quantidade de dados disponíveis e na média os tubos do equipamento analisado duraram aproximadamente 12 meses.

2.5 SISTEMA INFORMATIZADO DO HOSPITAL

2.5.1 PACS

A TC gera um grande volume de imagens digitais que precisa ser arquivada e gerenciada pelos hospitais que operam estes equipamentos para diagnóstico. Para este fim foi criado um sistema de arquivamento denominado PACS, abreviação do inglês *Picture Archiving and Communication System* que permite a integração da aquisição de dados de imageamento médico e do sistema de armazenamento dessas informações, além de sua exibição por meio de software (HUANG, 2010). A principal função do sistema PACS é gerenciar o armazenamento das imagens médicas e facilitar a comunicação entre os setores de hospitais visando o melhor cuidado do paciente.

Dentro do HCPA o serviço de PACS é atualmente (2020) fornecido por uma empresa privada que coordena tanto o *hardware* (servidores, estações de acesso etc.) como o *software* de acesso ao servidor para obtenção de laudos e resultados de exames de pacientes.

Para a modalidade de TC no HCPA, as informações dos pacientes e seus respectivos exames estão armazenados desde 2009 no servidor do hospital seguindo o formato DICOM.

2.5.2 DICOM

DICOM (do inglês, *Digital Imaging and Communications in Medicine*) é um conjunto internacional de normas extensamente adotado que visa fornecer padronização ao armazenamento e a comunicação no imageamento médico (MILDENBERGER; EICHELBERG; MARTIN, 2002).

O arquivo de imagem de formato DICOM armazena a imagem digital do exame junto com informações geradas pelo equipamento e informações sobre o paciente garantindo que todos os dados relevantes fiquem juntos.

3 METODOLOGIA

O objetivo deste trabalho é desenvolver um modelo preditivo para RUL de tubos de raios X relacionado com a quantidade de calor (em HU) depositada no alvo até o atual momento, baseado nos relatórios referentes à utilização do equipamento de tomografia computadorizada da GE modelo *Brightspeed*.

Os relatórios indicam para cada dia, desde o início de sua operação no hospital, a quantidade de exames realizados e o nome deles (Tomografia de Crânio, Tomografia de Tórax etc), assim como as datas de troca de tubo para o equipamento.

3.1 ANÁLISE INICIAL

O [Quadro 2](#) apresenta o número de exames realizados durante a operação dos nove tubos de raios X que são objeto desta análise.

Quadro 2 – Número de estudos realizados por tubo

Tubo	Estudos Realizados	Dias em Operação	Estudos por Dia
1	2210	313	4,22
2	5649	316	17,88
3	2957	161	18,37
4	7963	395	20,15
5	10265	598	17,17
6	8714	584	14,93
7	9667	522	18,52
8	5089	333	15,28
9	16473	948	17,38

Os tubos de raios X foram utilizados para uma média de 17,5 estudos por dia, exceto o primeiro tubo, que realizou em média 4,22. Desta forma, ele será considerado um *outlier*, já que apresenta operação atípica.

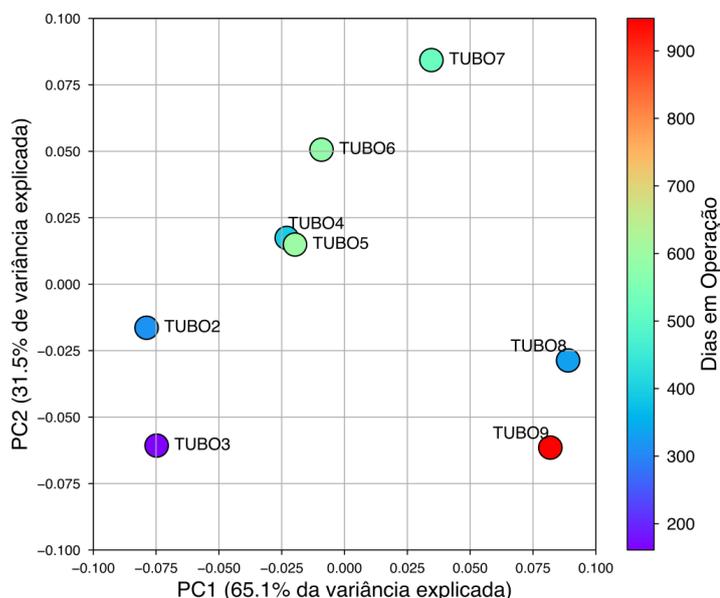
Também é possível perceber que estimar a vida útil do tubo de raios X apenas pela quantidade de estudos realizados não é possível. Tubos que ficaram aproximadamente a mesma quantidade de dias operando podem diferir no número total de estudos (como o 5 e 6), assim como tubos que realizaram a mesma quantidade de estudos por dia podem quebrar com um ano de diferença (como o 3 e 7, ou o 5 e o 9).

3.2 ANÁLISE DE COMPONENTES PRINCIPAIS

O conjunto de dados consiste no relatório de utilização de nove tubos de raios X, em que são enumerados o número de vezes que foram realizados 56 tipos de estudos diferentes (a lista completa pode ser consultada no [Apêndice A](#)). Foi realizada uma análise PCA para visualização dos dados e redução de dimensionalidade.

Antes da análise, os estudos foram normalizados com base no número total de estudos realizados para cada tubo, de forma que os dados sejam comparáveis ao longo dos anos, visando identificar perfis de utilização relativos aos diferentes tipos de estudo. Ou seja, o perfil de utilização de um tubo é caracterizado por quais são as parcelas de estudos de tomografia em relação ao total de estudos realizados para este mesmo tubo.

Figura 14 – Gráfico de PCA para os tubos de raios X (variância total explicada 96,6%)

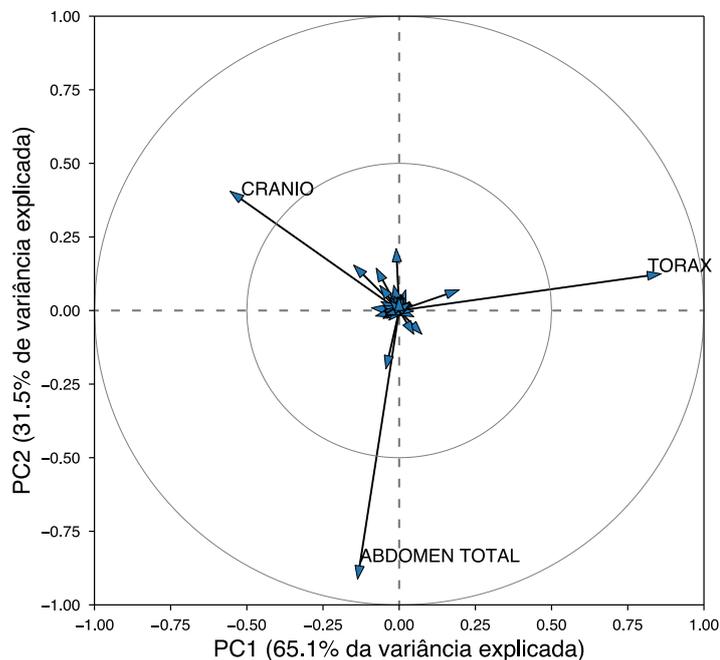


Não há agrupamento mas, exceto o tubo 9, pode-se perceber que há uma tendência das variações no eixo PC2 serem mais importantes na determinação do número de dias em operação do que em PC1, embora não seja suficiente para explicá-los por completo.

Pode-se também projetar as dimensões iniciais dos exames em PC1 e PC2, de forma a obter um mapa vetorial de fatores. Este mapa indica a importância de cada um dos exames realizados na explicação da variação entre os perfis de utilização, mantida em cada eixo.

Percebe-se na [Figura 15](#) que os três maiores vetores, em ordem decrescente, são os referentes aos exames de abdômen total, tórax e crânio. Olhando a direção e sentido entre eles, vemos que estão correlacionados negativamente entre si, indicando que no fim da vida útil do tubo, a mais frequente realização de exames de um deles está correlacionada

Figura 15 – Mapa vetorial de fatores para a análise PCA



com a realização de menos exames dos outros.

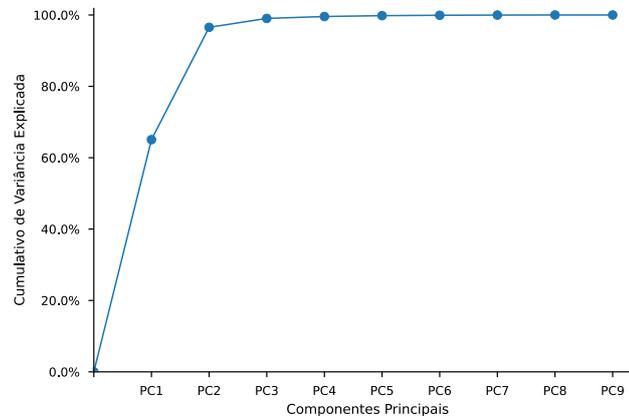
Dessa forma, temos um indicativo que estes são os exames dominantes quanto a definição do perfil de utilização do equipamento e que, possivelmente, tem o maior poder de impactar a vida útil restante do tubo.

Adicionalmente, comparando a [Figura 14](#) e [Figura 15](#), vemos que a realização de exame de Abdômen Total é a que mais influencia o posicionamento dos tubos no eixo PC2, sugerindo que a realização deste exame em detrimento aos outros pode estar correlacionado com uma vida útil menor.

A adição de outras componentes principais nesta análise não adiciona mais entendimento aos dados, visto que já temos 96,8% da variância entre os tubos explicado com PC1 e PC2. O comportamento da variância explicada com o número de componentes principais é ilustrado na [Figura 16](#).

Assim, é concluído que um perfil de utilização deste equipamento é explicado, em sua grande maioria, pela variação nas porcentagens de exames realizados de abdômen total, crânio e tórax. Pode-se assim, realizar uma redução de dimensionalidade, analisando apenas estas variáveis.

Figura 16 – Variância cumulativa explicada em função do número de componentes principais



3.3 AQUISIÇÃO DE DADOS

Tendo em vista os exames que mais definem o perfil de utilização do tomógrafo, definidos pela análise PCA (seção 3.2), foi organizada com a Física-Médica a aquisição dos dados do servidor do hospital em quantidade representativa para que se possa estimar os parâmetros médios no protocolo de operação de cada exame.

3.3.1 TAMANHO AMOSTRAL

Conforme descrito por (ISRAEL, 1992) foram determinados os tamanhos amostrais necessários para estimar os parâmetros médios dos exames do último tubo de raios X que falhou. O tamanho amostral n_0 foi calculado para um nível de confiança de 95% e precisão de $\pm 5\%$ pela equação

$$n_0 = \frac{Z^2 pq}{e^2},$$

na qual Z é a abscissa da curva normal e α a área definida em suas caudas (sendo $1 - \alpha$ o nível de confiança desejado), e é o nível desejado de precisão, p a proporção estimada de um atributo na população e $q = 1 - p$.

Porém, essa fórmula supõe populações grandes. Um mesmo tamanho amostral consegue fornecer mais informações sobre populações menores, de forma que é necessário realizar uma correção para populações finitas. A correção segue

$$n = \frac{n_0}{1 + \frac{(n_0 - 1)}{N}},$$

para esta correção, N é o tamanho da população. Estendendo o cálculo para os exames de interesse, gera-se o Quadro 3.

Quadro 3 – Número de exames realizados e tamanho amostral calculado

exames	Estudos Realizados no Tubo 8	Tamanho Amostral
Abdômen Total	1661	313
Tórax	1834	319
Crânio	969	276

3.3.2 ROTINA DE AQUISIÇÃO/EXTRAÇÃO DE DADOS

A obtenção dos dados foi feita pelo software proprietário da empresa que fornece o serviço de PACS do HCPA e a seleção dos protocolos a serem estudados se deu por meio de amostragem aleatória simples.

O *download* dos arquivos foi feito por meio de uma fila e ocorreu ao longo de vários dias, em horários de baixo fluxo (de madrugada), sendo as informações processadas durante o dia.

É importante notar que foram obtidas informações sobre os protocolos apenas do último tubo de raios X substituído, o tubo de número 8, supondo que todos os outros tubos operaram segundo os mesmos protocolos. Embora tenham ocorrido alterações naqueles protocolos ao longo do tempo, estas são pequenas o suficiente para considerar esta escolha como uma aproximação satisfatória das condições reais.

Os dados foram processados continuamente enquanto eram baixados. Um programa desenvolvido em *Python* retirava, de forma automatizada, as informações anonimizadas de operação do tomógrafo pela biblioteca *pydicom*¹, colocando-as em um banco de dados SQL local.

Adicionalmente, vale reforçar que não foram obtidos ou armazenados dados sobre os pacientes, que são protegidos pela Lei Geral de Proteção de Dados. Apenas informações relativas ao funcionamento do equipamento de TC foram adquiridas.

3.4 DEFINIÇÃO DE PARÂMETROS DE OPERAÇÃO

O tomógrafo modula de forma automatizada a quantidade de radiação produzida, de acordo com a região do corpo estudada e a anatomia do paciente, entre os em valores máximos e mínimos definidos pelo operador. Dessa forma, cada estudo realizado demanda do tubo de forma diferente.

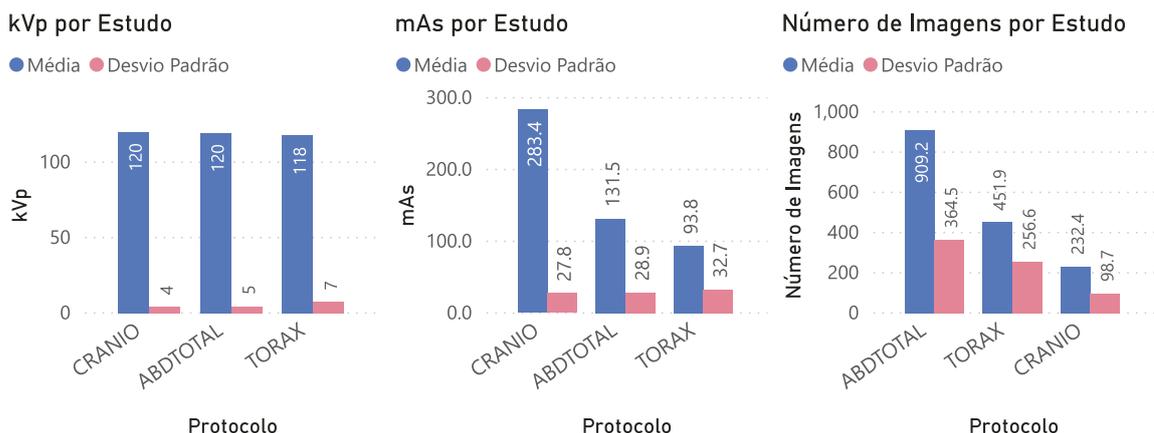
Para estimar o impacto da realização dos estudos na operação do tubo de raios X foram coletadas as variáveis necessárias para o cálculo de quantidade de energia em HU depositada no ânodo por estudo, de acordo com a [Equação 2.2](#): a tensão de pico (kVp), o

¹ pydicom: An open source DICOM library, disponível em <https://github.com/pydicom/pydicom>

produto entre corrente de tubo e tempo de exposição (*mAs*) e o número médio de imagens adquiridas por estudo.

A média por estudo realizado e o desvio padrão obtido estão representados na Figura 17.

Figura 17 – Parâmetros de operação médios por estudo.



As diferenças mais significativas são observadas na corrente de tubo e no número de imagens por estudo.

Nota-se que o desvio padrão para o número de imagens adquiridas por estudo é alto. A nomeação dos estudos é pouco normatizada, de modo que para um mesmo nome de exame realizado, podem existir diversos protocolos de operação do equipamento. Informação esta que fica gravada dentro da imagem DICOM.

A Figura 18 ilustra os diferentes protocolos de utilização e a influência deles no número de imagens adquiridas para estudos nomeados "Tomografia de Abdômen Total".

É possível perceber para estes estudos um comportamento tri-modal, referente a três modos distintos de operação do tomógrafo. Os histogramas para o número de imagem dos três exames podem ser vistos no Apêndice B.

A Figura 19 apresenta o valor médio de *HU* depositado no ânodo por estudo realizado, para os diferentes exames, obtido pela multiplicação das três variáveis consideradas acima.

Observa-se que os exames de abdômen total e crânio possuem valores parecidos, enquanto exames de tórax tem menos da metade da *HU* dos dois primeiros. Os altos valores de desvio padrão são devidos à incerteza na medida do número de imagens por estudo discutida acima.

Figura 18 – Histograma de número de imagens média por estudo realizado nomeado "Tomografia de Abdômen Total" e ajustes gaussianos para cada protocolo de operação

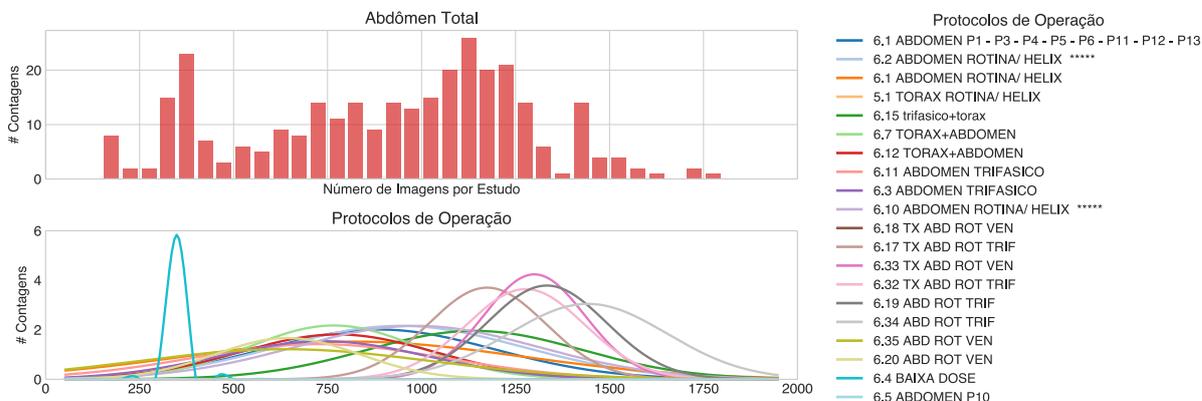
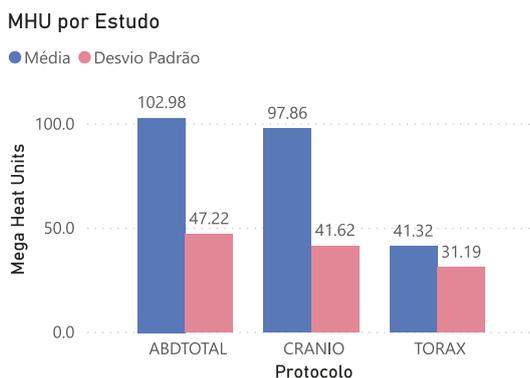


Figura 19 – HU média por estudo de cada exame.



3.5 SÉRIES TEMPORAIS DE EXAMES

Uma série temporal é um conjunto de observações feitas sequencialmente ao longo do tempo. Ela é dita discreta quando suas observações são realizadas espaçadas em intervalos de tempo específicos, como a série temporal Y_t que descreve o número semanal de estudos realizados no tomógrafo, representada na Figura 20.

Nota-se que as extremidades da série temporal estão mais baixas do que o observado ao longo da série. isto se dá pelo uso atípico do tubo 1 e 9, como indicado na Figura 21. Vemos que nestes dois tubos foram utilizados bem espaçadamente durante certo período.

Figura 20 – Série temporal de estudos realizados semanalmente entre 2009 e 2021

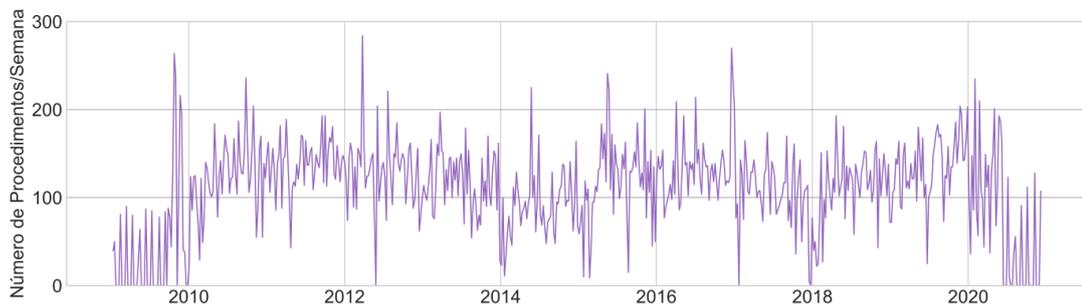
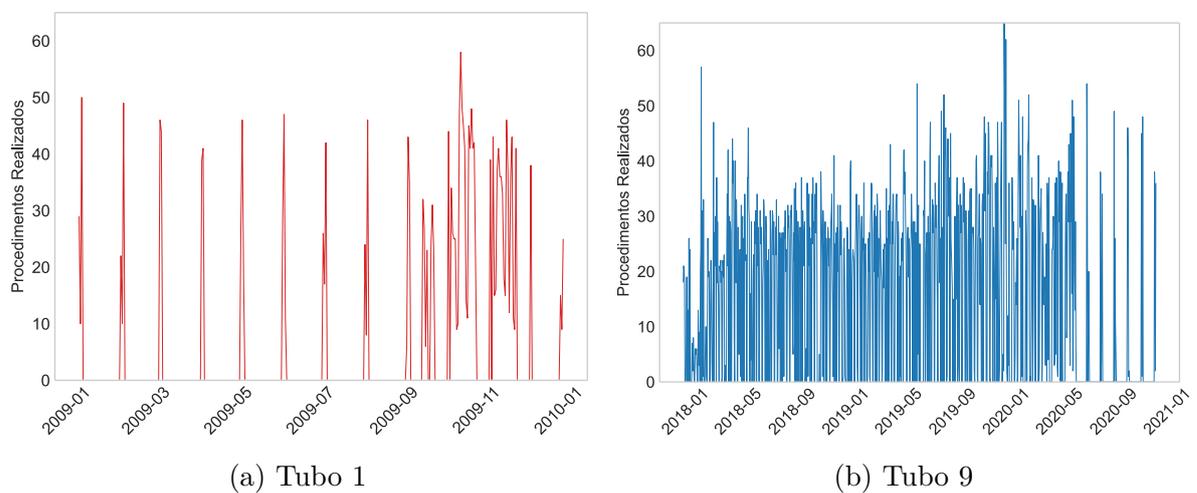


Figura 21 – Série temporal de estudos realizados diariamente para o tubos 1 e 9.



3.5.1 SAZONALIDADE E TENDÊNCIA

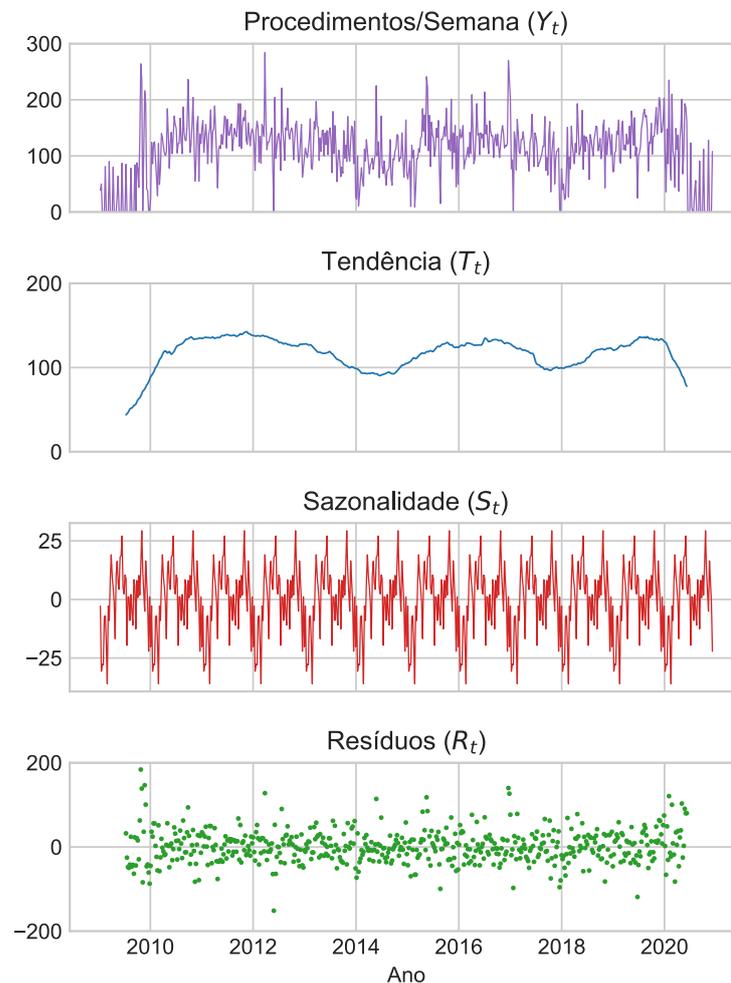
De forma geral, uma série temporal Y_t pode ser decomposta em três componentes: tendência T_t , sazonalidade S_t e resíduo R_t . Tal que,

$$Y_t = T_t + S_t + R_t. \quad (3.1)$$

A tendência visa captar, durante a decomposição, variações em Y_t com frequências baixas, descrevendo fenômenos a longo prazo. Já a componente sazonal capta frequências maiores, ressaltando variações de curto prazo que ocorrem em T_t . O resíduo, por fim, é estocástico e agrega todas as variações que não foram contempladas pelas outras componentes mas que são necessárias para reconstruir a série temporal original Y_t , evidenciando assim eventos fora do comum.

A [Figura 22](#) apresenta a decomposição em um modelo aditivo da série temporal de exames por semana

Figura 22 – Decomposição da série temporal de exames por semana em modelo aditivo.

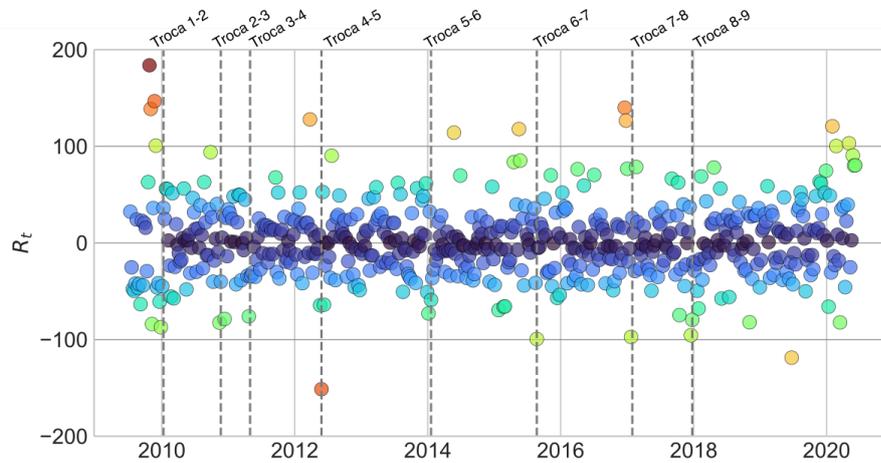


Nesta decomposição, a tendência representa os anos de maior e menor utilização, enquanto a sazonalidade indica os meses de baixa ou alta demanda. A tendência apresenta comportamento cíclico e cai nos extremos, como efeito do uso dos tubos 1 e 9, discutidos anteriormente. Já a sazonalidade evidencia os meses com menor demanda são principalmente aqueles de férias escolares.

Podemos também investigar se semanas de operação atípica, que não são explicadas apenas pela tendência ou sazonalidade, estão correlacionadas com as trocas de tubo. Para isto, verificamos os resíduos da decomposição, que são apresentados na [Figura 23](#).

Outra vez observamos que a redução de exames dos tubos 1 e 9 nas extremidades geram resíduos altos perto dos anos de 2010 e 2020. Nas semanas em que há troca de tubo observa-se um resíduo negativo, de módulo maior que o comum, relativo ao tempo parado por conta da quebra e substituição do tubo correspondente. Entretanto, não se nota uma correlação entre resíduos positivos e trocas de tubo.

Figura 23 – Resíduos da decomposição em modelo aditivo. As datas de troca de tubo estão indicadas com linhas tracejadas. As cores representam o módulo de R_t .

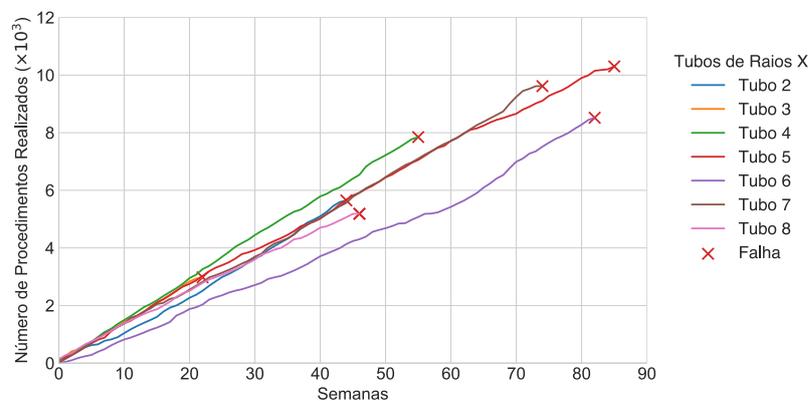


3.5.2 SÉRIE TEMPORAL ACUMULADA

Também é possível analisar o acumulado de número de estudos realizados semanalmente, representado na [Figura 24](#). Cada tubo descreve uma trajetória crescente de número de estudos realizados, que termina em uma falha.

Para predição de vida útil, e especialmente em casos tamanho amostral pequeno, é necessário que os dados sejam representativos e que adicionem poder preditivo ao modelo utilizado. Por esta razão, tanto o tubo 1 quanto o 9 serão considerados *outliers*. O tubo 1 por ter um baixo número de estudos realizados por dia, e o 9 por ter ficado quase 1000 dias em operação.

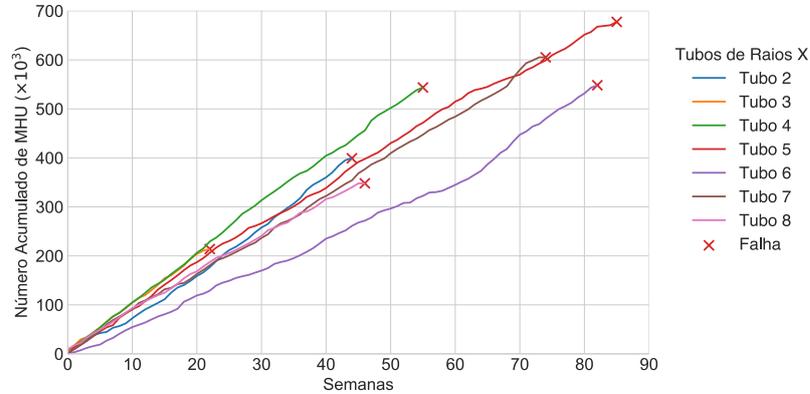
Figura 24 – Série temporal do número acumulado de exames realizados por tubo



Alternativamente, como calculado na [seção 3.4](#), pode-se obter o acumulado de HU, se forem considerados apenas os exames para os quais este valor foi calculado (abdômen

total, tórax e crânio), ilustrado na Figura 25.

Figura 25 – Série temporal do número acumulado de HU por tubo



3.6 ANÁLISE DE CORRELAÇÃO

A medida de correlação entre duas variáveis visa identificar o comportamento de uma delas quando a outra varia. Multicolinearidade nas variáveis pode comprometer a predição de modelos de RUL e adicionar *bias* nos resultados.

Buscando investigar como a realização dos três tipos de estudos estão correlacionadas, foi realizada uma análise mais ampla utilizando o coeficiente de correlação de *Pearson*, r .

Tomando duas variáveis x e y com medidas x_1, x_2, \dots, x_n e y_1, y_2, \dots, y_n , o coeficiente de correlação r entre elas é dado por

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}}. \quad (3.2)$$

Este coeficiente pode assumir valores reais entre -1 e 1, indicando o grau de correlação entre duas variáveis.

Para o valor máximo 1, a relação é positiva e linear perfeita. Nesse caso, ambas as variáveis andam juntas: maiores valores de uma, correspondem a maiores valores da outra. No caso em que o coeficiente é -1, a correlação é negativa e perfeitamente linear, neste caso, maiores valores de uma das variáveis correspondem a menores da outra.

Calculando os coeficientes relativos as séries temporais de realizações de exames de abdômen total, tórax e crânio, obtemos a matriz de correlação representada na Figura 26. Vê-se pela matriz, que há alguma correlação entre os exames. Aqui, a correlação é positiva, e entre os exames de abdômen total e tórax, chega a ser moderada.

Figura 26 – Coeficiente de correlação de Pearson para cada combinação de exames.



Esta correlação positiva pode ser entendida pelas variações sazonais na demanda do tomógrafo, já que é esperado que dias e meses de alta demanda não tenham preferência por um exame frente a outro, assim como os de baixa.

Visando remover a correlação entre as variáveis, é aplicada uma transformação em componentes principais, de forma a obter variáveis independentes entre si, que melhor descrevem a variação de HU acumulada para estudos de tórax, crânio e abdômen total.

Para este caso, a primeira componente principal (PC1) explica 91% da variâncias entre o HU acumulado dos três tipos de estudo, de forma que somente ela já é suficiente para construirmos o modelo de predição. As trajetórias obtidas para o acumulado de HU após a transformação PCA estão representadas na [Figura 27](#).

Sendo HU_{Abd} , HU_{Cra} e HU_{Tx} os valores de HU acumulada até o tempo t_i dos exames de abdômen total, tórax e crânio, respectivamente, a posição em PC1 no tempo t_i , para o conjunto de dados aqui analisado, é dada por:

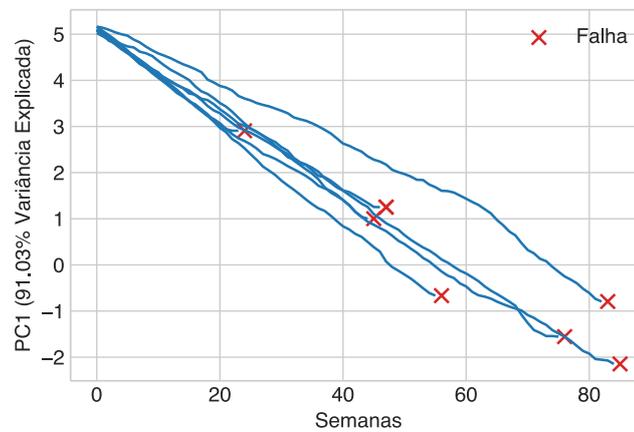
$$PC1 = -0.57 \times z(HU_{Abd}) - 0.59 \times z(HU_{Cra}) - 0.56 \times z(HU_{Tx}) \quad (3.3)$$

onde $z(x)$ é a normalização dada pela relação

$$z(x) = \frac{(x - \mu)}{\sigma}, \quad (3.4)$$

e μ e σ são as médias e desvio padrões da HU acumulada do conjunto de dados históricos dos tubos.

Figura 27 – Trajetórias após PCA



3.7 MODELO DE PREDIÇÃO

A predição aqui é feita por similaridade de trajetórias (WANG, 2010). Nela, se mantém um conjunto histórico de trajetórias que representam a degradação do sistema e suas vidas úteis. A cada instante t_i é possível gerar a trajetória do equipamento que se quer estimar a RUL e calcular a similaridade entre ela e as trajetórias históricas.

Neste caso, as trajetórias de degradação são dadas pela variação na componente principal da análise PCA do acumulado de HU em função do tempo de utilização do equipamento, representada na Figura 27.

Estas trajetórias carregam em si informações isentas de correlação sobre a quantidade de exames de abdômen total, tórax e crânio realizados até então, pesados pela quantidade de HU que cada um deles deposita no ânodo, para cada semana de operação.

A probabilidade de quebra é construída utilizando uma EDK (estimativa de densidade *kernel*, ver subseção 2.4.2.1) com *kernel* gaussiano pesado pela similaridade entre as trajetórias que mais se assemelham à atual.

Como exemplo, foi criado um tubo amostrando aleatoriamente 50% dos exames do tubo 5 e outros 50% do tubo 6. A RUL deste tubo exemplo foi estimada, em sua vigésima semana de operação.

Na Figura 28 vemos sua trajetória atual e os dois tubos mais similares, que serão utilizados na previsão. A similaridade entre as trajetórias foi calculada e utilizada como peso na EDK.

Já na Figura 29 temos a distribuição de probabilidades estimada para este tubo e a probabilidade acumulada. O valor esperado é diferente do mais provável, o que indica distribuição não simétrica.

Figura 28 – Trajetórias mais similares a um tubo exemplo

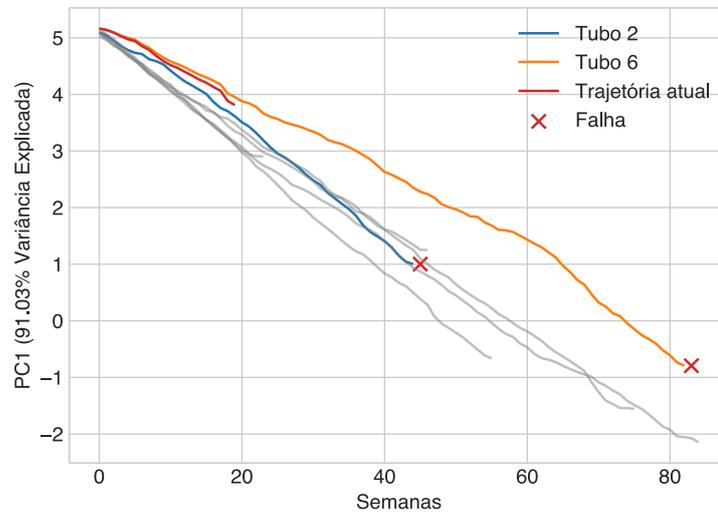
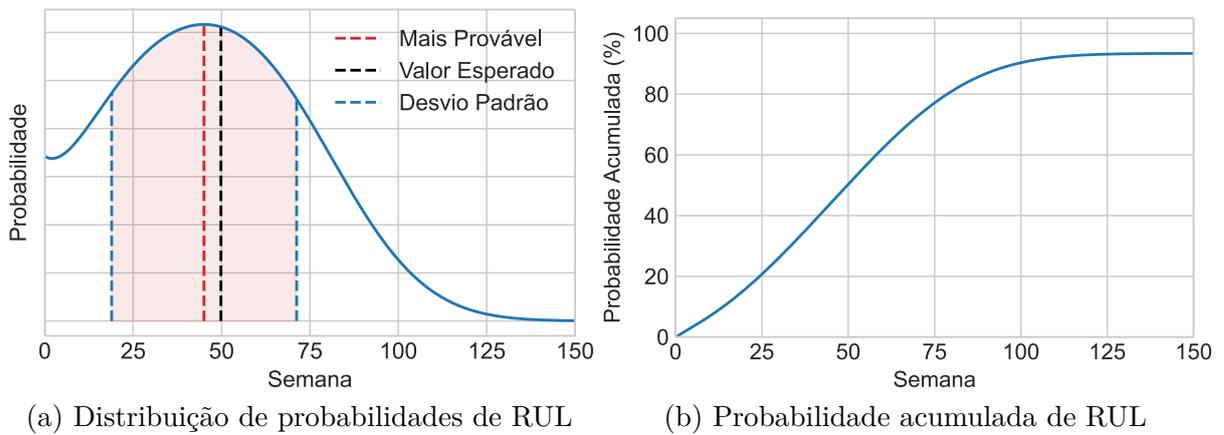


Figura 29 – Probabilidades para RUL de tubo de raios X exemplo



4 RESULTADOS E CONCLUSÕES

4.1 CARACTERIZAÇÃO DO MODELO

A predição de vida útil pode ser avaliada por diversos métodos e perspectivas. Aqui será utilizada a técnica de validação cruzada *Leave-One-Out* (LOO). Esta técnica é computacionalmente custosa, mas se torna possível para conjuntos de dados com poucas amostras.

As técnicas de validação cruzada se baseiam em dividir o conjunto de dados em dois grupos mutuamente exclusivos, um utilizado somente para o treino do modelo preditivo e o outro para testar sua *performance*. A ideia central na validação cruzada é avaliar a *performance* do modelo preditivo em dados que ele não teve contato durante o treinamento.

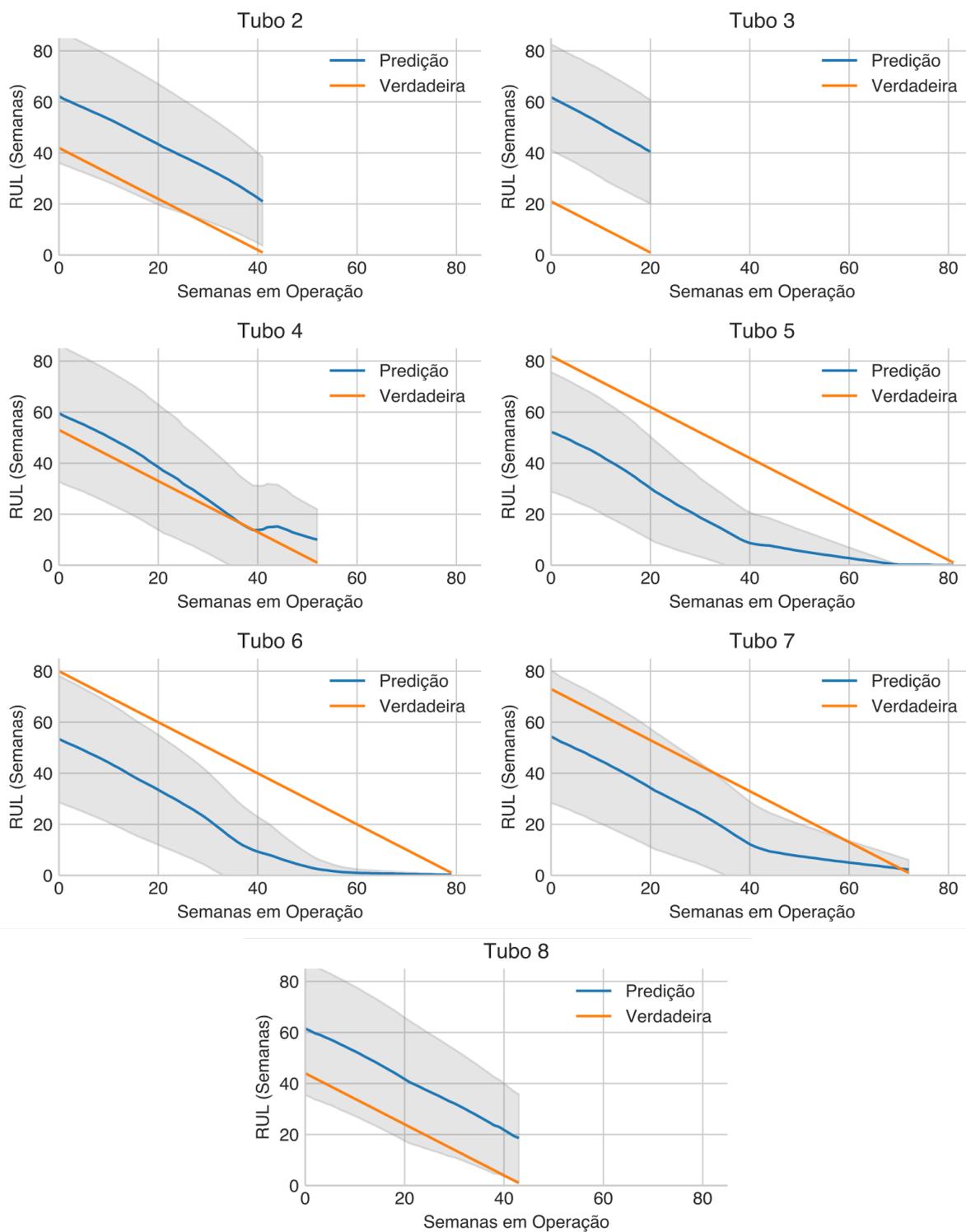
A forma mais básica de validação cruzada é a validação *k-fold*. Nela, o conjunto de dados é particionado em um número k de grupos de mesmo tamanho. Posteriormente, k iterações de treino e validação são realizadas e em cada iteração, um dos k grupos é selecionado para testar a *performance*, enquanto os outros $k - 1$ grupos são utilizados no treinamento de um novo modelo. As métricas utilizadas para a avaliação dos k modelos criados são, por fim, agregadas para estimar a *performance* de um modelo adicional criado utilizando o conjunto de dados por completo (REFAEILZADEH; TANG; LIU, 2009).

A validação cruzada LOO é um caso especial da validação *k-fold*, onde o número k de grupos é igual ao número de amostras do conjunto de dados. Isto é, são realizadas sucessivas iterações de treino e teste, e em cada uma delas uma amostra diferente é reservada para testar a *performance* do modelo treinado em todas as outras. As diferentes predições realizadas utilizando esta técnica estão ilustradas na [Figura 30](#).

Alguns pontos são interessantes de notar sobre as previsões: Primeiramente, o tubo de número 3 teve um tempo de vida curto quando comparado aos outros tubos. Como ele é o único exemplo deste tipo no conjunto de dados, pela técnica LOO, ao ser reservado para testar a *performance* não há como prever seu comportamento satisfatoriamente pois não há trajetória que o represente nos dados utilizados para treino.

É esperado na predição por similaridade de trajetórias que os desvios padrões das curvas de predição diminuam ao passo que o equipamento fica mais tempo em operação. Isso se dá pois com mais dias de operação se pode definir com maior exatidão a similaridade das trajetórias. Nesse caso, é observado um efeito pequeno, e com mais evidência, quando as previsões ficam menores principalmente pela condição de contorno da distribuição de probabilidades, uma vez que não se admite $RUL < 0$.

Figura 30 – Predições para os diferentes tubos. A região cinza indica o desvio padrão obtido.



4.2 MÉTRICAS DE PERFORMANCE

Foram escolhidas para avaliar a *performance* dos modelos as métricas apresentadas na [subseção 2.4.2.3](#). Seus valores médios, após validação cruzada LOO, estão no [Quadro 4](#).

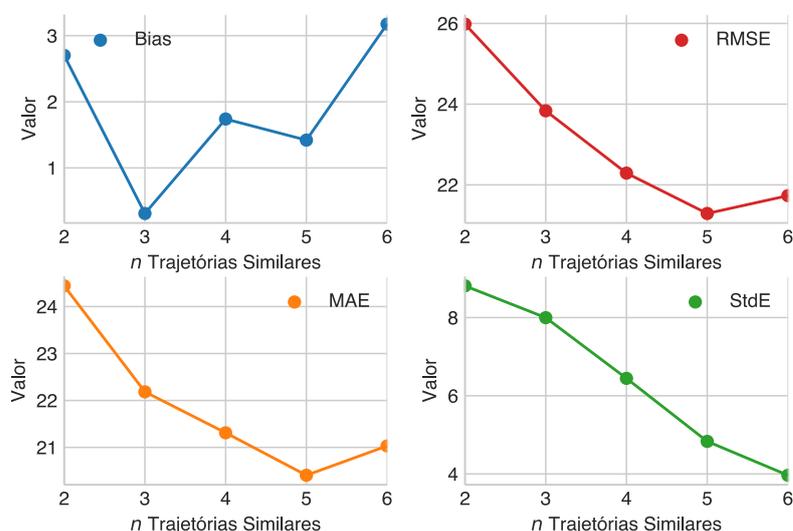
Quadro 4 – Métricas obtidas para o modelo após validação cruzada LOO, em semanas.

<i>Bias</i>	RMSE	MAE	STDE
3.18	21.73	21.03	3.97

Nota-se como os valores para RMSE e MAE são parecidos, indicativo que não há previsões cujos erros fogem muito da média. Também é de notar como há um *bias* positivo e de três semanas, porém o desvio padrão dos erros é de mesma ordem, então não se pode remover o *bias* sem aumentar o erro médio absoluto.

Podemos estudar como essas métricas se comportam a medida que aumentamos o número de trajetórias similares consideradas na predição. Partindo um número n de trajetórias similares, obtemos a [Figura 31](#).

Figura 31 – Gráfico de métricas para variação do número n de trajetórias similares



Vemos pela [Figura 31](#), que as métricas tendem a cair com o aumento de trajetórias similares avaliadas. Também é possível como aumentando n por uma unidade podemos modificar consideravelmente o *bias* do modelo de predição, o que é um outro indicativo de que estamos trabalhando com um número menor que o ideal de trajetórias similares, já que é esperado que uma única amostra a mais não possa ter o poder de modificar tão abruptamente as previsões.

4.3 AVALIAÇÃO COMPARATIVA

É de interesse também, avaliar como a similaridade de trajetórias desempenha quando comparada com outras estratégias de predição. O mesmo cálculo de métricas realizado na [seção 4.2](#) foi estendido a outras duas estratégias de estimativa de vida útil restante distintas, são elas: estimativa pela média e estimativa pela última falha.

Na estimativa pela média, adotamos a estratégia de estimar para a vida útil do tubo atual a média da vida útil dos tubos que já apresentaram falha, e para a estimativa pela última falha, é estimado sempre a vida útil do último tubo utilizado. Os resultados para a estimativa de vida útil restante estão apresentados no [Quadro 5](#).

Quadro 5 – Métricas obtidas para diferentes estratégias após validação cruzada LOO, em semanas.

	<i>Bias</i>	RMSE	MAE	STDE
Similaridade de trajetórias	3,18	21,73	21,03	3,97
Estimativa pela média	1,75	20,66	20,16	3,08
Estimativa pela última falha	12,00	111,90	108,00	19,5

A estratégia de estimativa pela média performa melhor em todas as métricas aqui estudadas seguido pela similaridade de trajetórias, que apresenta valores semelhantes. Uma explicação para isto é que na similaridade de trajetórias foi utilizado um número n de trajetórias similares igual ao número total de trajetórias N . É esperado que as métricas não sejam parecidas no caso em que $n < N$. Este é outro indicativo que não foi atingido um número ideal de trajetórias similares consideradas no modelo de predição.

A adoção da similaridade de trajetórias entretanto, mesmo para o caso de tamanho amostral menor que o ideal, fornece a distribuição de probabilidades e a distribuição acumulada de RUL que trazem consigo informações qualitativas que possibilitam realizar análise de riscos. Outro argumento pelo uso dessa estratégia é que a estimativa pela média fica restrita a descrever o comportamento médio de um tubo de raios X, já a similaridade por trajetórias, dado um tamanho amostral suficiente, tem poder de distinguir diferentes perfis de degradação.

4.4 CONCLUSÃO

Aqui foi apresentada a técnica de previsão de RUL por similaridade de trajetórias e sua fundamentação teórica, assim como sua aplicação no contexto hospitalar, para durabilidade de tubos de raios X.

A previsão de RUL foge de outros tipos de predição na medida em que uma amostra só pode ser incorporada no modelo após experienciar seu ciclo de vida por completo, o

que pode levar um longo período de tempo para muitos equipamentos.

Especialmente no caso de equipamentos com longo ciclo de vida, eles geralmente são operados por pessoas diferentes e de maneiras diversas, sujeitos a condições externas que podem ser difíceis de serem acompanhadas, potencialmente alterando o processo de de degradação do equipamento durante sua utilização.

Esses obstáculos de implementação podem ser contornados a medida que forem otimizados em quantidade e qualidade os dados históricos nos quais o modelo se baseia. Para o caso de tomógrafos, a falta em quantidade de amostras representativas se mostrou um desafio. Entretanto, foi desenvolvido um processo para construção de um modelo de predição que visa resolver um problema real, corrente, da física-médica do HCPA e iterativamente melhora a medida que mais tubos de raios X completam seu ciclo de vida e são incorporados no modelo.

Este trabalho representa um primeiro passo em uma área ainda não explorada dentro do hospital, que é a predição de vida útil para equipamentos de TC.

4.4.1 POSSÍVEIS MELHORIAS

Para além do tamanho amostral, pode-se indagar sobre outros possíveis pontos de melhoria para a predição de RUL de tubos de raios X. Seria interessante a incorporação no modelo de predição, de outras variáveis que podem servir de indicativo do estado do tubo.

É possível obter informações relativas à qualidade das imagens de TC. A evolução do ruído com o tempo pode trazer algum poder preditivo para o modelo, por exemplo. Também poderia ser de grande importância a investigação de variáveis do ambiente que o tubo de raios X está inserido.

Por fim, uma anotação dos exames que melhor representem os diferentes tipos de protocolos de operação, como discutido na [seção 3.4](#), poderia servir para tornar as trajetórias de degradação mais representativas do estado do tubo e portanto, obter melhores métricas de *performance*.

Referências

- ABDEL-MALEK, A. A. *Systems and methods of determining X-ray tube life*. Estados Unidos da América: United States Patent, 1997. Patent 5,668,850. Citado na página 30.
- AHMADZADEH, F.; LUNDBERG, J. Remaining useful life estimation: review. *International Journal of Systems Assurance Engineering and Management*, v. 5, n. 4, p. 461–474, 2014. Citado na página 24.
- BERTIN, E. P. *Introduction to X-Ray Spectrometric Analysis*. 1. ed. Nova Jérсия, Estados Unidos da América: Springer US, 1978. Citado na página 16.
- BLOCK IMAGING. *CT Tube Replacement Price Cost Guide*. 2020. Disponível em: <<https://info.blockimaging.com/ct-tube-replacement-price-cost-guide>>. Acesso em: 20 mar. 2021. Citado na página 12.
- BRUNTON, S. L.; KUTZ, J. N. *Data-Driven Science and Engineering: Machine Learning, Dynamical Systems, and Control*. [S.l.]: Cambridge University Press, 2019. Citado na página 28.
- BUSHBERG, J. T. *The essential physics of medical imaging*. 3. ed. Pensilvânia, Estados Unidos da América: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2012. Citado 4 vezes nas páginas 14, 15, 17 e 20.
- BUZUG, T. M. Computed tomography. In: RUDIGER KRAMME, KLAUS-PETER HOFFMANN AND ROBERT POZOS. *Springer Handbook of Medical Technology*. Berlim, Heidelberg: Springer, 2011. cap. 16. Citado 2 vezes nas páginas 12 e 16.
- DOVALES, A. C. M. Tomografia computadorizada no Brasil: frequência e padrão de uso em pacientes internados no sistema único de saúde. *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 9, n. 1, p. 11–14, 2015. Citado na página 12.
- ERDI, Y. E. Computed Tomography X-ray Tube Life Analysis: A Multiyear Study. *Radiologic technology*, v. 84, n. 6, p. 567–570, 2013. Citado na página 30.
- FORD, J. M.; DECKER, S. J. Computed tomography slice thickness and its effects on three-dimensional reconstruction of anatomical structures. *Journal of Forensic Radiology and Imaging*, v. 4, p. 43 – 46, 2016. Citado na página 22.
- FUKUDA, A.; MATSUBARA, K.; MIYATI, T. Estimation of the life expectancy of a filament of the conventional X-ray unit: a technical case study. *Radiological Physics and Technology*, v. 8, n. 1, p. 107–110, 2015. Citado na página 30.
- GENERAL ELECTRIC. *BrightSpeed e LightSpeed™ RT16/Xtra: Manual do usuário*, português. 2008. Citado na página 20.
- HELP CENTER MATLAB. *Similarity-Based Remaining Useful Life Estimation*. 2021. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/help/predmaint/ug/similarity-based-remaining-useful-life-estimation.html>>. Acesso em: 04 abr. 2021. Citado na página 26.

- HENDEE, W. R.; RITENOUR, E. R. *Medical Imaging Physics*. 4. ed. Nova Iórque, Estados Unidos da América: Wiley-Liss, 2002. Citado 2 vezes nas páginas 19 e 21.
- HUANG, H. K. *PACS and Imaging Informatics: Basic principles and applications*. 2. ed. Nova Jérsei, Estados Unidos da América: John Wiley & Sons, Inc., 2010. Citado na página 31.
- ISRAEL, G. D. Determining sample size. University of Florida Cooperative Extension Service, Institute of Food and . . . , 1992. Citado na página 35.
- KNOLL, G. F. *Radiation Detection and Measurement*. 4. ed. Estados Unidos da América: John Wiley & Sons, Inc., 2010. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 21.
- MARCONATO, J. A. et al. Redução de dose e aumento na vida útil do tubo de raios X em tomografia computadorizada. *Radiologia Brasileira*, v. 37, n. 5, p. 351–356, 2004. Citado na página 30.
- MILDENBERGER, P.; EICHELBERG, M.; MARTIN, E. Introduction to the dicom standard. *European Radiology*, v. 12, p. 920–927, 2002. Citado na página 31.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE. *Tomógrafos p/100.000 hab segundo ano*. 2020. Disponível em: <www.datasus.gov.br>. Acesso em: 21 jul. 2020. Citado na página 12.
- OKOH, C. et al. Overview of Remaining Useful Life prediction techniques in Through-life Engineering Services. *Procedia CIRP*, Elsevier B.V., v. 16, p. 158–163, 2014. Citado na página 24.
- REFAEILZADEH, P.; TANG, L.; LIU, H. Cross-validation. In: _____. *Encyclopedia of Database Systems*. Boston, MA: Springer US, 2009. p. 532–538. ISBN 978-0-387-39940-9. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/978-0-387-39940-9_565>. Citado na página 46.
- RINGNÉR, M. What is principal component analysis? *Nature Biotechnology*, v. 26, p. 303–304, 2008. Citado na página 27.
- RUSSO, P. *Handbook of X-ray Imaging: Physics and Technology*. 1. ed. Estados Unidos da América: CRC Press, 2018. Citado 3 vezes nas páginas 15, 18 e 19.
- SAXENA, A. et al. Metrics for offline evaluation of prognostic performance. *International Journal of Prognostics and Health Management*, v. 1, p. 2153–2648, 01 2010. Citado na página 29.
- SEERAM, E. *Computed Tomography: Physical principles, clinical applications, and quality control*. 4. ed. Estados Unidos da América: Saunders Elsevier, 2015. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 23.
- SI, X. S. et al. Remaining useful life estimation - A review on the statistical data driven approaches. *European Journal of Operational Research*, Elsevier B.V., v. 213, n. 1, p. 1–14, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 25.
- SILVERMAN, B. W. *Density Estimation for Statistics and Data Analysis*. [S.l.]: Springer US, 1986. (Monographs on Statistics and Applied Probability). ISBN 978-0-412-24620-3,978-1-4899-3324-9. Citado na página 26.

- SPELLMAN. *Common X-ray Tube Failure Modes*. 2020. Disponível em: <<https://www.spellmanhv.com/en/Technical-Resources/Application-Notes-X-Ray-Generators/AN-02>>. Acesso em: 28 jul. 2020. Citado na página 18.
- TABARI, A. Recent advances in computed tomographic technology: Cardiopulmonary imaging applications. *Journal of Thoracic Imaging*, v. 32, n. 2, p. 89–100, 2017. Citado na página 17.
- WANG, T. Trajectory similarity based prediction for remaining useful life estimation. 01 2010. Citado 3 vezes nas páginas 25, 29 e 44.
- WILSON, A. D. Tungsten filament life under constant-current heating. *Journal of Applied Physics*, v. 40, n. 4, p. 1956–1964, 1968. Citado na página 18.
- YADA, N.; ONISHI, H. Validation of computed tomography-based attenuation correction of deviation between theoretical and actual values in four computed tomography scanners. *Asia Oceania Journal of Nuclear Medicine & Biology*, v. 4, p. 81 – 89, 2016. Citado na página 23.
- ZINK, F. E. X-ray tubes. *RadioGraphics*, v. 17, n. 5, p. 1259–1268, 1997. Citado 3 vezes nas páginas 14, 15 e 18.

Apêndices

APÊNDICE A – Lista de Exames

Quadro 6 – Lista de exames

Exame
ABDOMEN
ABDOMEN PELVICO
ABDOMEN SUPERIOR
ABDOMEN TOTAL
ANGIOTOMOGRAFIA ARTERIAL CORONARIANA
ANGIOTOMOGRAFIA ARTERIAL DE ABDOMEN SUPERIOR
ANGIOTOMOGRAFIA ARTERIAL DE AORTA ABDOMINAL
ANGIOTOMOGRAFIA ARTERIAL DE AORTA TORACICA
ANGIOTOMOGRAFIA ARTERIAL DE CRANIO
ANGIOTOMOGRAFIA ARTERIAL DE PELVE
ANGIOTOMOGRAFIA ARTERIAL DE PESCOCO
ANGIOTOMOGRAFIA ARTERIAL DE TORAX
ANGIOTOMOGRAFIA ARTERIAL PULMONAR
ANGIOTOMOGRAFIA VENOSA DE ABDOMEN SUPERIOR
ANGIOTOMOGRAFIA VENOSA DE PELVE
ANGIOTOMOGRAFIA VENOSA DE TÔRAX
ANTEBRACO
ARTICULACAO
ARTICULACAO SACRO ILIACA
ARTICULACAO TEMPORO MANDIBULAR
BIOPSIA
BRACO
CAVUM
CERVICAL
CLAVICULA
COLUNA CERVICAL
COLUNA DORSAL
COLUNA LOMBAR
COLUNA LOMBO-SACRA
COLUNA SACRO-COCCIGEA
COXA
CRANIO
CRANIO + OSSOS DA FACE
CRANIO + REGIAO CERVICAL
CRANIO ORBITAS
CRANIO SELA TURCICA - HIPOFISE
CRANIO+REGIAO CERVICAL
DENTAL
ENTERO
EXTREMIDADES INFERIORES
EXTREMIDADES SUPERIORES
MAO
MEDIASTINO
OSSOS DA FACE
OSSOS DA FACE+CR
OUVIDO
PE
PERNA
PUNHO
QUADRIL
SEIOS DA FACE
SEIOS DA FACE + TORAX
TORAX
TORAX + ABDOMEN
TORAX BAIXA DOSE
TORNOZELO

APÊNDICE B – Distribuição de Protocolos

Figura 32 – Histograma de número de imagens média por estudo realizado com nome "Tomografia de Abdômen Total" e ajustes gaussianos para cada protocolo de operação

