



**Escola Superior
de Tecnologia
da Saúde**

Politécnico de Coimbra

Ana Filipa da Silva Carvalho

AVALIAÇÃO DOS VALORES DE EXPOSIÇÃO DE DOSE NO ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL

VOLUME 1

Dissertação no âmbito do mestrado de Imagem Médica e Radioterapia orientada pela Professora Doutora Joana Margarida Rodrigues dos Santos e Professor Ricardo Jorge Alves Ventura de Oliveira Veiga e apresentada à Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Politécnico de Coimbra.

Outubro de 2024



**Escola Superior
de Tecnologia
da Saúde**

Politécnico de Coimbra

Ana Filipa da Silva Carvalho

AVALIAÇÃO DOS VALORES DE EXPOSIÇÃO DE DOSE NO ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL

VOLUME 1

Dissertação no âmbito do mestrado de Imagem Médica e Radioterapia orientada pela Professora Doutora Joana Margarida Rodrigues dos Santos e Professor Ricardo Jorge Alves Ventura de Oliveira Veiga e apresentada à Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Politécnico de Coimbra.

Outubro de 2024

Agradecimentos

Gostaria de expressar a minha sincera gratidão a todos que contribuíram de alguma forma para a realização deste trabalho.

À instituição de ensino Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra e à instituição ULS Coimbra, especialmente ao Serviço de Imagem Médica, que permitiram que este estudo fosse possível.

Quero prestar o meu reconhecimento à minha Orientadora, Professora Doutora Joana Santos e coorientador Dr. Ricardo Veiga. Agradecer pela orientação valiosa, paciência, resiliência, apoio ao longo de todo o processo e à partilha de conhecimento. São um grande exemplo e uma referência como profissionais, sem eles não teria sido possível realizar este trabalho.

Um agradecimento à minha família, especialmente aos meus pais, avó e à minha irmã, pela compressão, encorajamento e amor incondicional. Ao Daniel pelo apoio. À amiga Marta Simões por estar sempre presente e ser uma referência.

Agradeço aos meus amigos e colegas nesta caminhada, Ana Clemente, Diana Carvalho e Rui Lopes por toda a partilha de conhecimentos, momentos e pela bela amizade que nasceu com este mestrado.

Por fim, um agradecimento especial a todos os colegas e amigos de profissão que partilharam ideias e conhecimentos ao longo do meu percurso profissional.

Resumo

Introdução: Sendo as doenças cerebrovasculares uma das principais causas de morte prematura e de incapacidade na Europa, com mais de 12,2 milhões de Acidentes Vasculares Cerebrais (AVC) registados anualmente, prevê-se que uma em cada quatro pessoas com mais de 25 anos sofrerá um AVC ao longo da vida. Assim, a via verde AVC melhora a eficiência do diagnóstico e tratamento, envolvendo o uso de radiação ionizante desde o diagnóstico até o tratamento.

Objetivo: Estabelecer Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD) locais nas modalidades que utilizam radiação ionizante, incluindo radiografia, tomografia computadorizada (TC) e fluoroscopia e avaliar a dose efetiva em AVC isquémico e hemorrágico desde o diagnóstico até à alta clínica.

Métodos: Foi realizado um estudo retrospectivo com dados de exames de doentes com diagnóstico de AVC na Unidade Local de Saúde (ULS) de Coimbra, recolhidos ao longo de um ano (2022). Foram analisados o número de exames, os parâmetros de exposição e os descritores de dose como *Kerma Area Product* (KAP - Gy.cm²), *AirKerma* (*k*) tempo de fluoroscopia (minutos), número de imagens, *Dose-Length Product* (DLP) e *Computed Tomography Dose Index volume* (CTDI_{vol}). Os NRD foram arredondados a partir do terceiro quartil. Foram também analisados os valores das escalas *Alberta Stroke Programme Early CT Score* (ASPECTS), *Oxfordshire Community Stroke Project* (OSCP) e *Thrombolysis in Cerebral Infarction* (TICI).

Resultados: Foram estabelecidos NRD locais para AVC isquémico e hemorrágico. Para AVC isquémico, os valores foram: radiografia torácica com KAP de 363 mGy.cm²; TC diagnóstico com DLP de 1887 mGy.cm e CTDI_{vol} de 34 mGy; TC de controlo com DLP de 1119 mGy.cm e CTDI_{vol} de 69 mGy; e fluoroscopia com KAP de 231 Gy.cm² e *AirKerma* de 1616 mGy. Resultando numa dose efetiva total de 28 mSv para AVC isquémico. Para AVC hemorrágico, a TC diagnóstico apresentou DLP de 1180 mGy.cm e CTDI_{vol} de 68 mGy, enquanto a TC de controlo deteve um valor de DLP de 1156 mGy.cm e CTDI_{vol} de 69 mGy, com uma dose efetiva de 5 mSv.

Conclusão: Determinaram-se os valores de NRD Locais e a respetiva dose efetiva para o AVC isquémico e hemorrágico. Os valores obtidos foram na generalidade superiores às recomendações internacionais. A implementação destes NRD pretende melhorar a prática clínica, promovendo a segurança do doente e a comunicação informada sobre os riscos da radiação ionizante.

Palavras-chave: Nível de Referência de Diagnóstico, Proteção Radiológica, Acidente Vascular Cerebral, Tomografia Computorizada, Angiografia.

Abstract

Introduction: Cerebrovascular diseases are among the leading causes of premature death and disability in Europe, with over 12,2 million strokes recorded annually. It is estimated that one in four people over 25 will experience a stroke in their lifetime. The stroke pathway improves the efficiency of diagnosis and treatment, involving the use of ionizing radiation from diagnosis to treatment.

Objective: To establish local DRLs and evaluate the effective dose for ischemic and hemorrhagic stroke during hospitalization, across modalities using ionizing radiation, including radiography, computed tomography (CT), and fluoroscopy.

Methods: A retrospective study was conducted with data collected over one year (2022) in patients diagnosed with ischemic and hemorrhagic stroke in the Local Health Unit of Coimbra. The number of exams, exposure parameters and dose descriptors such as Kerma Area Product (KAP), AirKerma (k), fluoroscopy time, number of images, Dose-Length Product (DLP), and Computed Tomography Dose Index volume (CTDI_{vol}) were analyzed. DRLs were rounded from the third quartile, and values from the Alberta Stroke Programme Early CT Score (ASPECTS), Oxfordshire Community Stroke Project (OSCP), and Thrombolysis in Cerebral Infarction (TICI) scales were also assessed.

Results: Local DRLs were established for ischemic and hemorrhagic stroke. For ischemic stroke, the values were: chest X-ray with KAP of 363 mGy·cm²; diagnostic CT with DLP of 1887 mGy.cm and CTDI_{vol} of 34 mGy; control CT with DLP of 1119 mGy.cm and CTDI_{vol} of 69 mGy; and fluoroscopy with KAP of 231 Gy.cm² and AirKerma of 1616 mGy. The number of images was 349 and the fluoroscopy time was 18 minutes, resulting in a total effective dose of 28 mSv. For hemorrhagic stroke, diagnostic CT showed DLP of 1180 mGy.cm and CTDI_{vol} of 68 mGy, while control CT had DLP of 1156 mGy.cm and CTDI_{vol} of 69 mGy, with an effective dose of 5 mSv.

Conclusion: Local DRL values and the respective effective dose for ischemic and hemorrhagic stroke were determined. The values obtained were generally higher than international recommendations. The implementation of these DRLs aims to improve

clinical practice, promoting patient safety and informed communication about the risks of ionizing radiation.

Keywords: Diagnostic Reference Levels, Radiation Protection, Stroke, Computed Tomography, Angiography.

Lista de Siglas

AAPM - *American Association of Physicists in Medicine*

ACI – Artéria Carótida Interna

ACM – Artéria Cerebral Média

ACR – *American College of Radiology*

AIT – Acidente Isquémico Transitório

ASPECTS - *Alberta Stroke Programme Early CT Score*

ATP – Adenosina trifosfato

AVC – Acidente Vascular Cerebral

BSS - *Basic Safety Standards*

CHUC – Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra

CODU - Centro de Orientação de Doentes Urgentes

CTDI – *Computed Tomography Dose Index*

CTDIvol - *Computed Tomography Dose Index Volume*

CTDIw – *Weighted Computed Tomography Dose Index*

DLP - *Dose-Length Product*

DQE – *Eficiência Quântica de Detecção*

DWI – *Diffusion-weighted imaging*

E – dose efetiva

ESD - *Entrance Skin Dose*

ESO - *European Stroke Organisation*

EUA – Estado Unidos da América

EURATOM - *European Atomic Energy Community*

f/s – *frames por segundo*

GBD - *Global Burden of Disease*

IAEA - *International Atomic Energy Agency*

K – *AirKerma*

KAP - *Kerma Area Product*

LACS/LACI - *Lacunar Syndrome/ Infarct*

MIP - *Maximum Intensity Projection*

MTF- *Modulation Transfer Function*

NINDS - *National Institute of Neurological Disorders and Stroke*

NRD - Níveis de Referência de Diagnóstico

OCDE - Organização de Cooperação e Desenvolvimento Económicos

OCSP - *Oxfordshire Community Stroke Project*

OMS – Organização Mundial de Saúde

PACS - *Picture Archiving and Communication System*

PACS/PACI - *Partial Anterior Circulation Syndrome/ Infarct*

PET – Tomografia por Emissão de Positrões

POCS/POCI - *Posterior Circulation Syndrome/ Infarct*

RM – Ressonância Magnética

s – segundos

SAFE - *Stroke Alliance for Europe*

SID – *Source-To-Image Receptor Distance*

SIM – Serviço de Imagem Médica

SNC – Sistema Nervoso Central

SSCT - *Single-Slice Computed Tomography*

TACS/TACI - *Total Anterior Circulation Syndrome/Infarct*

TC – Tomografia Computorizada

TICI - *Thrombolysis in Cerebral Infarction*

TM – Trombectomia Mecânica

UH - *Unidades Hounsfield*

ULS – Unidade Local de Saúde

Lista de Figuras

Figura 1: Representação de imagem de Tomografia Computorizada (TC) crânio-encefálica, sem contraste, corte axial com evidencia de AVC hemorrágico(A) e isquémico, no território da artéria cerebral média direita (B)(Bell & Smith, 2015; Sharma, 2024).....	21
Figura 2: Identificação das diferentes artérias cerebrais numa imagem de angio-TC, num corte axial, reconstrução MIP com a respetiva ilustração do território do cérebro que cada artéria é responsável(Muir, 2009)	22
Figura 3: Exemplo de uma imagem de TC crânio-encefálica, sem contraste, corte axial, representado um enfarte lacunar(Al Kabbani & Jones, 2009)	22
Figura 4: Metas de tempos de referência para diagnóstico de doentes com suspeita de AVC, segundo NINDS	30
Figura 5: Identificação anatómica para áreas do território ACM para avaliação da escala de ASPECTS. A: corte a nível dos gânglios da base; B: corte a nível da corona radiata; C: caudado; IC: cápsula interna; L: núcleo lentiforme; I: córtex insular (Alwalid, 2019b) .	34
Figura 6: Identificação anatómica para áreas do território posterior para avaliação da escala de pc – ASPECTS. A: corte a nível do tálamo; B: corte a nível do mesencéfalo; C: corte a nível da ponte do cerebelo; T: Tálamo; OL: lobo occipital; M: qualquer zona do mesencéfalo; P: qualquer zona da ponte do cerebelo; C: hemisfério cerebeloso (Alwalid, 2019a)	35
Figura 7: Stent Retriever: mostra a colocação de um dispositivo de stent retriever dentro de um vaso sanguíneo para remover um coágulo durante a TM. O stent é colocado dentro do trombo (A) e aberto (B), e removido, podendo ser combinado com aspiração (C). D e E: visualização da estenose e do stent Retriever; F: Stent Retriever com coágulo removido.....	39
Figura 8: Identificação dos materiais utilizados na realização da TM na imagem de angiografia (A) e representados no exterior (B). 1 – Introdutor femural 8F; 2 – Cateter guia/bainha longa 8F/6F; 3 – Cateter de aspiração; 4 – Microcateter; 5 – Microagulha.	40

Figura 9: Estudo do Serviço de Imagem Médica (SIM) da Unidade Local de Saúde de Coimbra. imagens de fluoroscopia antes (A, B e C) e após (D, F e E) TM. Oclusão de M1 da ACM esquerda. Foi usada a técnica de aspiração e stent retriever em M1 e apenas stent retriever em M2 (G e H). Permitiu a repermeabilização praticamente total do eixo vascular (TICI2c). Punção as 03:23h e recanalização as 03:51h.	40
Figura 10: Exemplo de diretrizes para a escolha do exame mais adequado conforme a informação clínica com a representação do nível de radiação ionizante (clínica de suspeita de AVC isquémico) (Pannell et al., 2024)	46
Figura 11: Diretriz do ACR para realização de exame de controlo para doentes com AVC isquémico (Pannell et al., 2024)	47
Figura 12: Descritores de dose na radiografia, KAP E ESD (Neitzel, 2004).....	50
Figura 13: Descritores de dose em fluoroscopia(Einstein et al., 2007)	53
Figura 14: Configurações da TC de dupla energia. A - Sistema com uma ampola e um detetor em que tensão é alterada rapidamente entre a alta e a baixa. B- Equipamento com duas ampolas e 2 detetores. Cada ampola apresenta diferentes tensões. C – ampola com uma tensão constante e 2 detetores com diferentes sensibilidades(Schmidt & Flohr, 2020).....	54
Figura 15: Representação da obtenção do valor de CTDI ₁₀₀ . Colocação de uma camara de ionização em forma de lápis no centro do fantoma(C. H. McCollough et al., 2011) 56	56
Figura 16: Representação o esquema de fantoma de cabeça e corpo, 16cm e 32cm, respetivamente, e a sua distribuição de dose.....	57
Figura 17: Diferença entre CTDI e DLP. O CTDI quantifica a dose média de radiação administrada num corte específico do doente. O DLP é o produto do CTDI pelo comprimento total da área examinada, fornecendo uma estimativa da dose total de radiação acumulada	58
Figura 18: Exemplo de um relatório de dose de um procedimento de TC	65
Figura 19: Exemplo de relatório de dose de um procedimento de fluoroscopia do equipamento Philips Azurion7 B20	66
Figura 20: Sala de angiografia, equipamento número 2, do SIM.....	70
Figura 21: Exemplo de medição lateral para a radiografia do tórax de frente	72

Figura 22: Seleção e exclusão de dados para o estudo	73
Figura 23: Exemplo de relatório de dose de uma exame de TC com protocolo de angio das carótidas em que o o $CTDI_{vol}$ é apresentado com a referência do fantoma de 32cm	78
Figura 24: Valores de $CTDI_{vol}$ com os mesmos parâmetros de exposição, verificou--se que o valor de $CTDI_{vol}$ aumenta 2,6vezes com a diminuição do fantoma(Strauss, 2014)	78
Figura 25: Parâmetros de exposição para estudo cerebral definidas para o equipamento Philips® Azurion7 B20	90

Lista de Tabelas

Tabela 1: Escala de OCSP, com as respectivas características clínicas, área vascular e exemplos de imagens(Muir, 2009)	23
Tabela 2: Evolução e diferenças da escala de TICI(Tung et al., 2017)	42
Tabela 3: Caracterização dos equipamentos de TC do SIM, pólo HUC, onde são realizados os exames de interesse para o estudo	68
Tabela 4: Especificações de equipamentos de fluoroscopia presente no serviço de Angiografia do SIM	70
Tabela 5: Equipamentos portáteis utilizados para realização de radiografia torácica ...	71
Tabela 6: Parâmetros de exposição do protocolo de TC crânio em modo sequencial nos diferentes equipamentos	76
Tabela 7: Parâmetros de exposição do protocolo de TC crânio em modo helicoidal, nos diferentes equipamentos	76
Tabela 8: Parâmetros de exposição para a realização da angio TC de crânio e vasos cervicais, com o uso de protocolo angio TC Polígono de Willis	79
Tabela 9: Parâmetros de exposição para a realização da Angio TC de crânio e vasos cervicais, com o uso de protocolo Angio TC carótidas	79
Tabela 10: Número de exames realizados por equipamento de TC no exame de diagnóstico.....	80
Tabela 11: Valores de Tensões nas diferentes fases da TC de diagnóstico.....	81
Tabela 12: Número de exames realizados por equipamento de TC no exame de primeiro controlo	81
Tabela 13: Número de exames realizados por equipamento de TC no exame do segundo controlo	82
Tabela 14: Número de exames realizados por equipamento de TC no exame do terceiro controlo	83
Tabela 15: Número de exames realizados por equipamento de TC no exame do quarto controlo	83
Tabela 16: Modo de aquisição da TC de diagnóstico e controlo.....	84
Tabela 17: Valores de Tensões(kV) para os diferentes controlos	85

Tabela 18: Valores de $CTDI_{vol}$ referente aos exames de TC de controlo realizados ao longo tempo	87
Tabela 19: DLP e $CTDI_{vol}$ de AVC isquémico e hemorrágico no exame para diagnóstico e controlo, com valores médios e percentil 50,75 e 95	89
Tabela 20: Equipamento de fluoroscopia utilizado para tratamento endovascular	91
Tabela 21: Tempo de punção-recanalização e número de passagens no tratamento TM	91
Tabela 22: Avaliação dos parâmetros de exposição do protocolo de angiografia cerebral para tratamento do AVC.....	92
Tabela 23: Valores médios de AirKerma, percentil 50,75 e 95	93
Tabela 24: Valores médios de KAP cumulativo e total, tempo de fluoroscopia e percentil 50, 75 e 95	94
Tabela 25: Valores de KAP total e tempo fluoroscopia relacionados com o número de passagens.....	95
Tabela 26: Protocolos dos equipamentos portáteis de radiologia	96
Tabela 27: Frequência de exames realizados por equipamentos e valores de KAP por equipamento	96
Tabela 28: Valores de KAP para a radiografia de tórax intransportável, realizado com equipamentos portáteis	97
Tabela 29: Comparação dos NRD locais dos valores de DLP(mGycm) comparativamente e outros estudos/países	107
Tabela 30: Comparação dos NRD locais dos valores de $CTDI_{vol}$ (mGy) comparativamente e outros estudos/países	108
Tabela 31: Comparação dos NRD locais do procedimento de TM com uso de fluoroscopia, K, KAP, tempo e número de imagens, comparativamente e outros estudos/países ..	111
Tabela 32: Comparação dos NRD locais dos valores de KAP ($mGy.cm^2$), da radiografia torácica, realizada com equipamentos portáteis, comparativamente e outros estudos/países.....	113
Tabela 33: Dose efetiva para o AVC Isquémico	114
Tabela 34: Dose efetiva para o AVC Hemorrágico	114

Índice

Agradecimentos.....	iii
Resumo	iv
Abstract.....	vi
Lista de Siglas.....	viii
Lista de Figuras	x
Lista de Tabelas.....	xiii
Introdução	17
Enquadramento teórico	19
Acidente Vascular Cerebral (AVC)	19
Epidemiologia	24
Etiologia	26
Via Verde AVC.....	28
Diagnóstico por Imagem.....	30
Tratamento.....	36
Procedimento Trombectomia Mecânica	37
Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD).....	43
Descritores de dose	49
Radiografia.....	50
Fluoroscopia	51
Tomografia Computorizada.....	54
Dose efetiva	58
Promoção da cultura de segurança contra as radiações ionizantes	60
Objetivo	63

Materiais e Métodos	65
Resultados	73
Tomografia Computorizada	75
Protocolos Tomografia Computorizada	75
Parâmetros de Dose na TC	85
Angiografia Cerebral	90
Protocolos Fluoroscopia	90
Parâmetros de Dose na Angiografia	92
Radiografia Tórax realizada com equipamentos portáteis	95
Discussão	99
Conclusão.....	117
Bibliografia.....	119
Anexos	130
Anexo I	131

Introdução

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é uma das principais causas de mortalidade e morbidade em todo o mundo, representando um problema crítico de saúde pública e um desafio significativo para os sistemas de saúde. Segundo a *European Stroke Organization* e a *World Stroke Organization*, mais de 12,2 milhões de AVC's são registados na Europa a cada ano, e no futuro uma em cada quatro pessoas com mais de 25 anos terão um AVC ao longo da vida.

A via verde AVC permite que o diagnóstico e tratamento se torne mais eficiente e eficaz. Os procedimentos de diagnóstico, tratamento e controlo do AVC são efetuados através da utilização de radiação ionizante, com recurso à utilização da tomografia computadorizada (TC) para o diagnóstico e controlo, bem como da fluoroscopia para o tratamento.

Segundo o relatório da UNSCEAR de 2020/2021, a exposição médica continua a ser a maior fonte de exposição da população em geral à radiação ionizante. Cerca de 4,2 mil milhões de exames radiológicos médicos são realizados anualmente. Estabelecer níveis de referência de diagnóstico (NRD) para procedimentos de imagem e tratamento em doentes com AVC é fundamental para a otimização da prática clínica e para a proteção tanto do doente como do profissional de saúde. Estes permitem ajustar protocolos e procedimentos com uma dose adequada, mantendo a qualidade de diagnóstico. A otimização e a sua auditoria são pontos conjuntos e coordenados que são necessários para o plano de promoção da cultura de segurança na exposição à radiação ionizante.

A presente dissertação está organizada de forma a abordar de maneira sistemática os aspetos essenciais do estudo e da implementação de NRD para o diagnóstico e tratamento de AVC isquémico e hemorrágico. O enquadramento teórico é dedicado a uma revisão abrangente da literatura sobre AVC, a importância das modalidades de imagem, o papel dos NRD, a explicação dos descritores de dose nas diferentes modalidades e a importância da promoção e cultura da segurança contra as radiações ionizantes. Em seguida, os materiais e métodos descrevem a metodologia usada na recolha de dados, bem como a descrição de todos os equipamentos e procedimentos

realizados. Os resultados apresentam os dados obtidos nas diferentes modalidades no estudo, onde são determinados os NRD para cada tipo de AVC. A discussão oferece uma reflexão crítica sobre os principais resultados obtidos onde são comparados com literatura internacional. Por consequência, é determinado o cálculo da dose efetiva para cada patologia. Por fim, são apresentadas as limitações do estudo e as principais conclusões.

Assim, este estudo tem como objetivo estabelecer NRD locais nas modalidades que utilizam radiação ionizante, incluindo radiografia, TC e fluoroscopia e avaliar a dose efetiva do AVC isquêmico e hemorrágico desde o diagnóstico até à alta clínica.

Enquadramento teórico

Acidente Vascular Cerebral (AVC)

A definição de Acidente Vascular Cerebral (AVC) tem evoluído com os avanços na compreensão da fisiopatologia das doenças cerebrovasculares, nomeadamente no que está relacionado com sintomas e duração dos mesmos. Previamente era considerado apenas interrupção do fluxo sanguíneo para o encefalo, resultando em danos neuronais. No entanto, com o tempo verificou-se que podem existir episódios de défices neurológicos restritos no tempo, como os acidentes isquémicos transitórios (AIT). Esses avanços na compreensão ajudam a melhorar a precisão no diagnóstico e eficácia no tratamento (Coupland et al., 2017; Muir, 2009).

De acordo com a *American Heart Association* (AHA), o AVC pode ser subdiagnosticado ou confundido com outras condições que reproduzem os mesmos sintomas (Tsao et al., 2023). A AHA considera que a identificação clínica de um AVC resulta da integração de múltiplas características que, em conjunto, podem estabelecer o diagnóstico.

A Organização Mundial de Saúde (OMS), em 2006 descreveu o AVC como um comprometimento neurológico focal (por vezes global) de início súbito e com duração superior a 24 horas e de origem vascular, podendo levar à morte. (Muir, 2009; WHO, 2005).

O AVC é dividido em isquémico e hemorrágico. O AVC isquémico corresponde a 85-90% dos casos de AVC e hemorrágico apresenta uma prevalência de 10-15%, nos países desenvolvidos e com população de extração caucasóide (Capirossi et al., 2023; OCDE, 2023; Sacco et al., 2013).

A hemorragia cerebral consiste na coleção focal de sangue no parênquima cerebral ou sistema ventricular, Figura 1, que não é causada por trauma, e onde existe um rápido desenvolvimento de sintomas e disfunção neurológica. Existe ainda a hemorragia subaracnoídea e a trombose venosa cerebral (Sacco et al., 2013; WHO, 2005).

O AVC hemorrágico pode ter diversas causas, incluindo a hipertensão, angiopatia amiloide cerebral, coagulopatias, malformações arteriovenosas, fístulas arteriovenosas

durais, trombose venosa, aneurismas, neoplasias primárias do sistema nervoso central, síndromes de hiperperfusão cerebral após revascularização carotídea, doença metastática e malformações cavernosas. A hemorragia hipertensiva é a causa mais comum de hemorragia não traumática, frequentemente associada a uma história clínica de hipertensão e evidências de uma única hemorragia profunda nos gânglios da base, tálamo, ponte ou cerebelo. A angiopatia amiloide cerebral é a segunda causa mais frequente de hemorragia. Em casos típicos de hemorragia hipertensiva ou angiopatia amiloide cerebral, pode não ser necessária a investigação adicional, além da realização da tomografia computadorizada (TC) crânio-encefálica. Os doentes com AVC hemorrágico podem necessitar de monitorização avançada ou intervenção neurocirúrgica emergente, dependendo do efeito de massa, edema e taxa de expansão da hemorragia (Barber et al., 2000; Mokin et al., 2017; Pop et al., 2021).

O AVC isquémico inclui o enfarte do Sistema Nervoso Central (SNC), ou seja, falência do cérebro, medula espinhal ou das células da retina atribuível à isquemia (Figura 1). Pode ocorrer de duas formas: na oclusão repentina por um trombo de uma artéria que irriga cérebro, diretamente do local da oclusão, designado AVC isquémico trombótico, ou na formação do trombo noutra localização da corrente sanguínea até obstruir as artérias do cérebro, ou seja, a oclusão resulta frequentemente da embolização de fragmentos ateroscleróticos originários das artérias carótidas comum ou interna, ou de uma fonte cardíaca, denominado AVC isquémico embólico. (Jauch & Kasab, 2024; WHO, 2005).

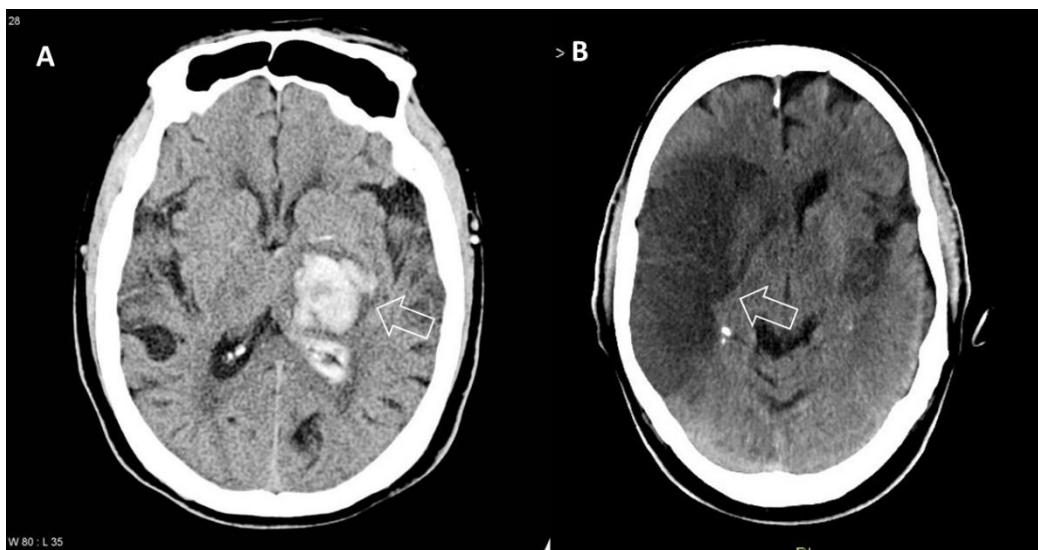


Figura 1: Representação de imagem de Tomografia Computorizada (TC) crânio-encefálica, sem contraste, corte axial com evidência de AVC hemorrágico(A) e isquêmico, no território da artéria cerebral média direita (B)(Bell & Smith, 2015; Sharma, 2024)

Dentro da categoria de AVC isquêmico, encontra-se o AIT, que, segundo a AHA, é caracterizado por isquemia arterial focal com sintomas transitórios (duração inferior a 24 horas) e sem evidências de enfarte, tanto por clínica como por imagem. Embora os sintomas possam desaparecer dentro de um curto período de tempo, <1 hora, o risco de AVC subsequente é alto: 8,8% aos 7 dias e 11,6% aos 90 dias (Capirossi et al., 2023; Pannell et al., 2024; Sacco et al., 2013).

A isquemia provoca hipóxia e a redução da adenosina trifosfato (ATP), essencial para manter gradientes iônicos celulares. Sem a presença do ATP, ocorre despolarização celular e influxo de sódio e cálcio, seguido pela entrada passiva de água, resultando em edema citotóxico.

Uma oclusão vascular aguda resulta em áreas de isquemia variável no território vascular comprometido (Figura 2). O fluxo sanguíneo local é composto pelo fluxo residual da artéria principal e, se presente, pela circulação colateral. As regiões com fluxo sanguíneo cerebral abaixo de 10 mL/100 g de tecido/min são chamadas de core, onde o enfarte já se encontra instalado. As áreas com fluxo sanguíneo cerebral entre 10 e 25 mL/100 g de tecido/min são conhecidas como penumbra isquêmica, e o tecido nessas zonas pode sobreviver por várias horas devido à perfusão marginal. Os AVC isquêmicos de grandes

vasos afetam mais comumente o território da artéria cerebral média (ACM) (Jauch & Kasab, 2024).

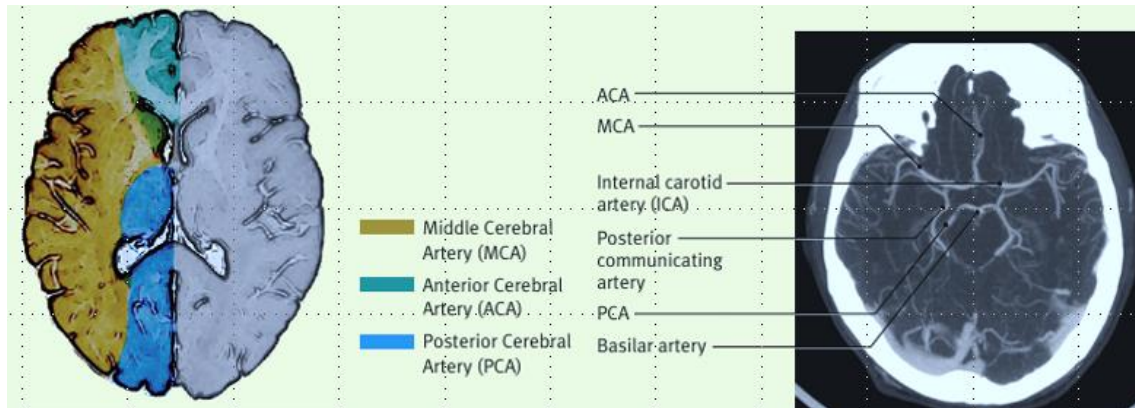


Figura 2: Identificação das diferentes artérias cerebrais numa imagem de angio-TC, num corte axial, reconstrução MIP com a respetiva ilustração do território do cérebro que cada artéria é responsável (Muir, 2009)

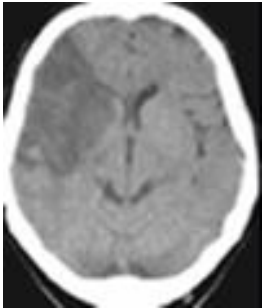

Os AVC lacunares representam de 13% a 20% de todos os AVC isquémicos, estão maioritariamente relacionados com a hipertensão e resultam da oclusão dos pequenos ramos penetrantes das artérias do polígono *de Willis*. Estes vasos são mais afetados pela hipertensão e pela diabetes do que pelas trombozes (Figura 3).





Figura 3: Exemplo de uma imagem de TC crânio-encefálica, sem contraste, corte axial, representado um enfarte lacunar (Al Kabbani & Jones, 2009)

Do ponto de vista clínico o AVC pode ser classificado através da escala de *Oxfordshire Community Stroke Project (OCSP)*, que tem como objetivo determinar o prognóstico, incluindo sobrevivência, recuperação e recorrência de eventos cerebrovasculares (Tabela 1). Simultaneamente, são essenciais para identificar doentes com alto risco de transformação hemorrágica após tratamento com fibrinólise, e coadjuvam na determinação da etiologia das doenças cerebrovasculares. Esta escala divide o AVC isquêmico em quatro síndromes/enfartes neuro vasculares (Andrade et al., 2021; Muir, 2009; Smith et al., 2001):

Tabela 1: Escala de OCSP, com as respectivas características clínicas, área vascular e exemplos de imagens(Muir, 2009)

Escala de OCSP	Caraterísticas Clínicas	Base Vascular	Exemplo de Imagem
<i>Total Anterior Circulation Syndrome/Infarct (TACS/TACI)</i>	Marcado déficit neurológico, com alterações das funções corticais (afasia, agnosia, alterações visuais, disgrafia), hemianopsia, homónima e hemiparesia	Oclusão proximal da ACM (artéria cerebral média) ou da ACI (artéria carótida Interna)	
<i>Partial Anterior Circulation Syndrome/ Infarct (PACS/PACI)</i>	Disfunção cortical superior isolada ou quaisquer dois de: hemiparesia, disfunção cortical superior, hemianopsia	Geralmente oclusão de ramo da ACM	

Escala de OCSF	Caraterísticas Clínicas	Base Vascular	Exemplo de Imagem
<i>Posterior Circulation Syndrome/ Infarct (POCS/POCI)</i>	Hemianopsia isolada (PCA), síndromes do tronco encefálico ou cerebelar	Oclusão dos vasos vertebrais, basilares, cerebelares ou Artéria cerebral Posterior (PCA)	
<i>Lacunar Syndrome/ Infarct (LACS/LACI)</i>	Síndrome motor puro, AVC sensorial, sensório-motor, hemiparesia atáxica ou Disartria de mão desajeitada (<i>clumsy-hand</i>)	Geralmente oclusão proximal da ACM ou da ACI	

Epidemiologia

O AVC é uma das principais causas de mortalidade e incapacidade na Europa. A expectativa de vida crescente da população contribui para a manutenção desses índices elevados, mesmo com avanços na prevenção e na medicina. A prevenção primária e secundária, incluindo cuidados de saúde primários, mudança de hábitos populacionais e resposta rápida e adequada, são essenciais. Serviços especializados em tratamento e reabilitação são fundamentais para minimizar os impactos do AVC (Norrving et al., 2018).

Segundo a *Stroke Alliance for Europe (SAFE)* e a *European Stroke Organisation (ESO)* entre 2015 e 2035 está previsto um aumento de 34% no número de AVCs, o número de sobreviventes passará de 1 milhão para cerca de 4 milhões de pessoas, sendo que os custos associados aumentarão (Stroke Alliance for Europe & European Stroke Organisation, 2018).

Um estudo do *Global Burden of Disease* (GBD) de 1990 a 2019, o número absoluto de AVC aumentou 70%, enquanto a taxa de incidência padronizada por idade para o AVC total diminuiu em 17% e para a hemorragia intracerebral diminuiu em 29% durante o mesmo período (Tsao et al., 2023).

Em 2020, nos Estados Unidos da América (EUA), a cada 3 minutos e 17 segundos, em média, uma pessoa morreu de AVC, sendo responsável por aproximadamente 1 em cada 21 mortes. Nos países da Organização de Cooperação e Desenvolvimento Económicos (OCDE) as doenças circulatórias causaram mais de uma em cada quatro mortes (OCDE, 2023). Devido à maior prevalência em mulheres idosas, mais mulheres do que homens morreram de AVC, totalizando 56,5% das mortes por AVC. Em 2021, foi a causa de 70,4 milhões de anos de vida ajustados pela incapacidade, 7,81 milhões de casos incidentes e 3,59 milhões de mortes. Desde 1990, o número de casos incidentes aumentou 88,0% (Global Health Metrics, 2024a).

Em 2021, as doenças circulatórias foram a principal causa de morte nos países da OCDE, representando 28% das mortes. No entanto, as taxas de mortalidade por AVC diminuíram em quase todos os países desde 2011, com uma redução média de 25%. A diminuição de fatores de risco, como o tabagismo, e a melhoria na qualidade dos cuidados de saúde contribuíram para essa redução e aumento da taxa de sobrevivência (OCDE, 2023).

A COVID-19 pode ter contribuído indiretamente para maiores taxas de mortalidade por doenças circulatórias em alguns países, devido a interrupções nos cuidados agudos, primários e preventivos (OCDE, 2023; Tsao et al., 2023).

Relativamente à hospitalização e tratamento do AVC, 8% dos doentes morrem dentro de 30 dias após a admissão hospitalar por AVC isquémico. Em Portugal, a taxa de mortalidade é de 10,4%, enquanto a média da OCDE é de 7,9%. Entre 2018 e 2019, o custo direto e indireto do AVC, nos EUA, foi de 56,5 mil milhões de dólares (Tsao et al., 2023).

Da OCDE, Portugal é um dos 9 países que gasta menos dinheiro comparativamente à média e apresenta um grau de satisfação menor. Contudo, apresenta taxas de mortalidade evitáveis mais baixas (OCDE, 2023).

Etiologia

Entre 1995 e 2012, mudanças nos fatores de risco cardiovascular foram responsáveis por uma redução de 57% na incidência de AVC isquémico em indivíduos com 30 ou mais anos. No entanto, o risco global médio de AVC ao longo da vida aumentou de 22,8% em 1990 para 24,9% em 2016, representando um aumento relativo de 8,9% após ajustar o risco competitivo de morte por outras causas.

Os fatores de risco podem ser divididos em modificáveis e não modificáveis. Aproximadamente 87% do risco de AVC está associado a fatores de risco modificáveis, incluindo hipertensão arterial, obesidade, hiperglicemia, hiperlipidemia e disfunção renal. De outra forma, 47% do risco pode ser atribuído a fatores comportamentais, como tabagismo, sedentarismo e dieta inadequada. A poluição ambiental também se destaca como um fator de risco significativo, em que 30% do risco AVC foi atribuído a esta causa (Global Health Metrics, 2024a; Nogles & Galuska, 2024; Tsao et al., 2023).

Em média, em 2021, 19,5% da população era obesa e 54% estava com sobrepeso ou obesidade. Portugal apresenta uma percentagem idêntica à dos países da OCDE (OCDE, 2023).

A hipertensão arterial está associada a uma taxa de recorrência de AVC de 67%, sendo esta a etiologia mais frequente do AVC hemorrágico. O seu controlo reduziu o risco de AVC em 42%. Os indivíduos do sexo feminino com diabetes têm um risco maior de AVC em comparação com masculinos. O colesterol elevado aumenta a prevalência de AVC isquémico tal como como dieta, estilo de vida ativo e regulação do sono. O sexo feminino apresenta maior risco do que o masculino. Para o AVC isquémico um fator de risco importante é a fibrilação auricular. (Global Health Metrics, 2024b; Nogles & Galuska, 2024; Tsao et al., 2023).

Os riscos não modificáveis incluem a idade, sexo, raça e a genética. O risco aumenta com a idade, sendo que o sexo masculino apresenta maior risco em idades mais jovens, mas o risco de morte é maior em mulheres (Nogles & Galuska, 2024).

A herdabilidade estimada é maior para doenças dos grandes vasos (40,3%) e menor para doenças dos pequenos vasos (16,1%).

Esta interação entre fatores genéticos e ambientais adiciona uma camada complexa à compreensão do AVC, fazendo com que sejam necessárias abordagens multifacetadas na sua prevenção e tratamento, que vão desde intervenções comportamentais até controle de fatores de risco cardiovasculares e considerações genéticas (Tsao et al., 2023).

O prognóstico do doente com AVC é influenciado pelo tipo de AVC, localização, idade e outros fatores de risco associados, como já referido anteriormente. Comparativamente ao AVC isquêmico, o hemorrágico apresenta uma maior taxa de letalidade, 50% até ao 30º dia de internamento, enquanto que o valor é de 17% no AVC isquêmico. O prognóstico do AVC hemorrágico depende do tamanho da hemorragia, sendo pior em casos de expansão precoce e extensão intraventricular (Muir, 2009).

Um estudo com mais de 300 doentes revelou que 85% desenvolveram, pelo menos, uma complicação durante o internamento hospitalar após um AVC, e a maioria dos restantes teve complicações nas seis semanas seguintes. Entre as complicações mais comuns destacam-se infeções, como pneumonia e infeções urinárias, quedas. Isto deve-se, entre outros fatores, nas funções motoras. A mobilidade é comprometida, com redução das funções sensoriais e da força, aumentando a probabilidade de quedas. A disfagia e a diminuição do reflexo de engasgamento podem causar aspiração e, juntamente com a mobilidade reduzida, pode levar à atelectasia, ambos fatores que contribuem para o desenvolvimento de pneumonia.

Estes dados reforçam a elevada ocorrência de complicações em doentes com AVC e a importância de uma gestão eficaz para melhorar os resultados a longo prazo (Nogles & Galuska, 2024).

Via Verde AVC

Até 2 milhões de neurónios podem ser perdidos por minuto durante um AVC, por isso o diagnóstico célere e a triagem de AVC são fundamentais (Pannell et al., 2024). A via verde AVC foi constituída “como uma estratégia organizada para a abordagem, encaminhamento e tratamento mais adequado, planeado e expedito, nas fases pré, intra e inter-hospitalares, de situações clínicas mais frequentes e/ou graves que importam ser especialmente valorizadas pela sua importância para a saúde das populações”, conforme plasmado no documento orientador sobre Vias Verdes do Enfarte Agudo do Miocárdio e do Acidente Vascular Cerebral de 2017 (DGS, 2017). Permite o acompanhamento pré, inter e intra-hospitalar de forma a agilizar procedimentos e tornar o processo mais eficiente e eficaz e de modo a que exista uma orientação e tratamento mais adequado e planeado, diminuindo, assim, o tempo entre de diagnóstico e tratamento, e por consequência permitindo um melhor prognóstico para o doente. (DGS, 2017)

No âmbito pré-hospitalar, após a deteção dos sintomas e contacto do Número Europeu de Emergência 112, onde o Centro de Orientação de Doentes Urgentes (CODU) confirma a sintomatologia e ativa a Via Verde pré-hospitalar. Com isto, aciona o meio de transporte e o doente encaminhado para o centro mais adequado e disponível para o diagnóstico e tratamento de AVC .

No acompanhamento inter-hospitalar, o CODU fornece todas as informações essenciais e que tenha disponíveis, por exemplo, a hora de início dos sintomas, permitindo que a equipa da Via Verde AVC esteja preparada para receber o doente.

No ambiente hospitalar, os casos suspeitos de AVC devem passar por avaliação clínica, neurológica e monitorização adequada. Os exames complementares, como Tomografia Computorizada (TC) e Angio TC, são essenciais para confirmar o diagnóstico. A decisão terapêutica pode incluir fibrinólise, trombectomia mecânica (TM) ou ambas, em unidades de AVC tipo A e/ou B (tipo A oferecem tratamento com neurorradiologistas de intervenções e TM, enquanto as B estão restritas à fibrinólise e estabilização inicial).

As recomendações do *National Institute of Neurological Disorders and Stroke* (NINDS), referentes ao tempo de atuação na Via Verde do AVC estabelecem que desde a entrada do doente no hospital até à avaliação clínica por um especialista não devem ultrapassar 10 minutos; o tempo até à conclusão da TC não deve exceder 45 minutos; e o tempo total entre a chegada do doente ao hospital e a realização da fibrinólise não deve ultrapassar 60 minutos (Figura 4). Os atrasos no tratamento podem piorar significativamente os prognósticos, uma vez que cada 10 minutos de aumento no tempo desde a chegada ao hospital até a TM estão associada uma redução de 5% na probabilidade de alcançar a independência funcional aos 90 dias. (Capirossi et al., 2023) Para reduzir esses tempos ao máximo, são necessários recursos organizados e profissionais com formação específica (Fonarow et al., 2011).

Segundo um estudo realizado por Sun et al., 2023, relativo às tendências métricas temporais particularmente no tempo porta-punção na última década, concluiu que o tempo de chegada ao hospital não melhorou ao longo dos tempos e foi identificado como um preditor significativo dos resultados dos doentes, com atrasos correlacionados com piores resultados. Pelo contrário, o tempo porta – punção (de 163 minutos para 58 minutos) e tempos de procedimento (de 1,6 horas para 0,9 horas) melhoraram significativamente ao longo do tempo, assim como o tempo de início da terapêutica reperfusora (Sun et al., 2023).

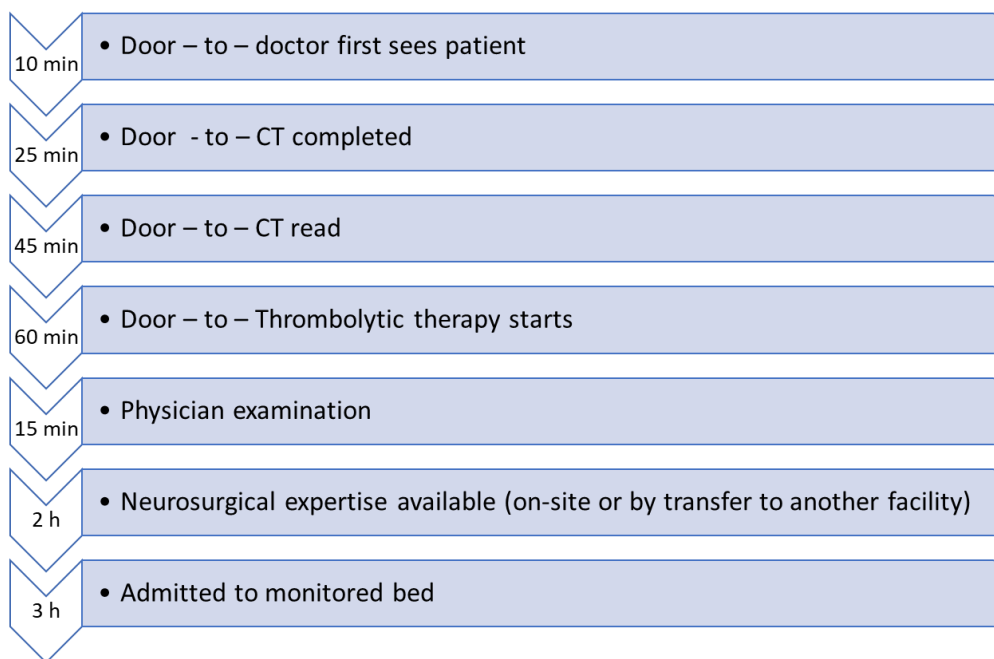


Figura 4: Metas de tempos de referência para diagnóstico de doentes com suspeita de AVC, segundo NINDS

Pode-se concluir que, o encaminhamento correto na Via Verde do AVC resulta em ganho de tempo crucial para a eficácia terapêutica, justificando os esforços organizativos (Programa Nacional para as Doenças Cérebro-Cardiovasculares, 2017). O conceito de "tempo é cérebro" destaca a vulnerabilidade do tecido cerebral à privação de irrigação sanguínea, com a destruição de numerosas células nervosas a cada minuto de isquemia. Para evitar danos irreversíveis e minimizar os défices neurológicos e os custos sociais associados, é essencial um sistema de socorro ágil, onde a rapidez no atendimento é primordial (DGS, 2017).

Diagnóstico por Imagem

A rápida evolução das tecnologias e dispositivos médicos, especialmente na área da imagem médica, permitiu um aumento significativo no número de procedimentos com uso de radiação ionizante, particularmente por TC, contribuindo para salvar cada vez mais vidas e melhorando significativamente o diagnóstico diferencial e o tratamento subsequente (OMS, 2016).

Os exames de imagem têm acompanhado o desenvolvimento histórico da ciência e da tecnologia médica, desempenhando um papel central no avanço do diagnóstico e do tratamento clínico. A tecnologia, sendo o principal impulsionador desta área, representa também um custo significativo para os sistemas de saúde. A disponibilidade e número de equipamentos não estão definidas por normas ou *guidelines*, fazendo com que o acesso em termos geográficos ou tempos de espera possam estar bastante influenciados, dependendo do país. Segundo a OCDE a disponibilidade de equipamentos de TC e Ressonância Magnética (RM) tem vindo a aumentar nas últimas décadas, existindo países a duplicarem o número de exames e aumentando o número de exames por cada 1000 habitantes em vários países até 2019. Portugal apresenta 30 equipamentos de TC, RM e Tomografia por Emissão de Positrões (PET) por 1000 habitantes, abaixo da média da OCDE com 48. Contudo, o número de exames é de 333 por 1000 habitantes, o sétimo país com mais exames, comparativamente com média da OCDE de 254, e é o segundo que realiza mais exames de TC, ficando apenas atrás da Coreia do Sul (OCDE, 2023).

Os exames de imagens, no caso do AVC, são fundamentais para o diagnóstico, do tratamento e do prognóstico, estando, a imagem através do uso de radiação ionizante presente em todo o processo do doente com AVC.

A TC permite realizar exames de uma forma mais acessível e rápida, sendo sensível e específica para o estudo do AVC hemorrágico. No AVC isquémico agudo, a sensibilidade da TC é de cerca de 66% em cada uma das primeiras 5 horas após o início. Os sinais radiológicos podem ser subtis, mas têm alta especificidade (Pannell et al., 2024; Powers et al., 2019).

A RM oferece algumas vantagens sobre a TC, mas não é tão acessível, tem maior duração e custos. As sequências de RM ponderadas por suscetibilidades são sensíveis aos produtos da degradação da hemoglobina e têm sensibilidade semelhante à TC para a hemorragia aguda, mas sensibilidade superior para hemorragia não recente. Essas sequências podem identificar pequenas áreas focais. A ponderação da *Diffusion-*

Weighted Imaging (DWI) é altamente sensível à isquemia aguda e para pequenas lesões associadas a défices menores ou transitórios (Pannell et al., 2024; Powers et al., 2019).

A imagem vascular extracraniana para deteção de estenoses carotídeas pode ser realizada por ecografia, angio-TC ou angio-RM, têm todas sensibilidade e especificidade semelhantes às angiografias por cateter. A angio – TC e angio RM podem identificar placas ateroscleróticas no arco aórtico, artérias vertebrais ou vasos intracranianos, bem como patologias não ateromatosas, como dissecção (Pannell et al., 2024; Powers et al., 2019).

De acordo com o *American College of Radiology (ACR)*, para o diagnóstico de AVC isquémico existem alguns protocolos que podem ser seguidos e recomenda-se a realização de uma TC crânio - encefálica sem contraste, complementada por uma angio-TC dos vasos cerebrais e carotídeos, adquiridos simultaneamente, utilizando um único bolus de contraste para uma opacificação arterial ideal. A combinação de imagens vasculares do pescoço e cérebro pode oferecer um benefício clínico adicional em situações onde a intervenção angiográfica é considerada (Pannell et al., 2024; Powers et al., 2019).

A TC crânio-encefálica sem contraste é essencial para avaliação inicial do AVC. Em concreto, na suspeita de AVC isquémico, é usada principalmente para excluir hemorragia ou outras causas para os sintomas e para avaliação de alterações isquémicas precoces. É essencial excluir hemorragia antes da administração de terapêutica trombótica, porque é uma contraindicação à administração de agentes trombolíticos tecidulares, anticoagulantes e antiplaquetário ou antes do início da TM. Adicionalmente, as áreas de alteração isquémica precoce podem ser usadas para estimar a extensão do dano tecidual irreversível. Nestas imagens podem ser avaliadas usando a escala *Alberta stroke programme early CT score (ASPECTS)* para orientar a seleção de doentes para a TM. Quando usada a perfusão por TC a imagem penumbra serve como ferramenta de neuroimagem para orientar o tratamento (Barber et al., 2000; Broocks et al., 2024; Mokin et al., 2017; Pop et al., 2021; Powers et al., 2019).

A angio TC do crânio-encefálica é o meio mais rápido e com grande precisão para avaliar a estrutura vascular intracraniana. Apresenta uma alta sensibilidade e especificidade para avaliação de oclusão dos grandes vasos. Simultaneamente, pode avaliar outras etiologias como aterosclerose, vasculite, síndrome de vasoconstricção cerebral reversível ou outras etiologias (Pannell et al., 2024; Powers et al., 2019).

A angio TC dos vasos do pescoço é a abordagem mais eficiente na avaliação da vasculatura extracraniana no contexto AVC. É adquirida rápida e concomitantemente com a angio TC do crânio, podendo elucidar ainda mais a etiologia do AVC e ajudar a planejar o tratamento com avaliação da anatomia. Por exemplo, o grau de tortuosidade vascular está diretamente correlacionado com o tempo desde a punção até à recanalização e deve ser levado em conta no processo de tomada de decisão, tanto no que diz respeito às indicações quanto à abordagem, incluindo a escolha do acesso usando artéria femoral, radial ou mesmo a punção carótida direta.

Para a avaliação de AIT, o exame de TC crânio-encefálica sem contraste é útil na avaliação inicial e para excluir etiologias alternativas e avaliar alterações isquêmicas precoces. Adicionalmente, a magnitude das alterações isquêmicas identificadas no exame de TC, independentemente da sua cronologia, está correlacionada com o risco de ocorrência de AVC subsequentes (Pannell et al., 2024).

No contexto do AVC hemorrágico, a TC crânio – encefálica sem contraste é crucial para o diagnóstico inicial e, quando clinicamente apropriado, para o acompanhamento da expansão e do efeito de massa. A angio TC pode ser útil na avaliação da etiologia subjacente à hemorragia.

A TC sem contraste é mais sensível para avaliar a extensão das alterações isquêmicas em imagens de seguimento de AVC do que no quadro hiperagudo. Em situações que justificam vigilância contínua, a TC é geralmente preferida devido à sua rápida repetibilidade e facilidade de comparação com exames anteriores. A TC de dupla energia pode ser útil após a administração prévia de contraste ou para TM na avaliação de hemorragia subjacente (ACR, 2019).

A escala de ASPECTS é um sistema de pontuação que aplica uma abordagem quantitativa, medindo a extensão das alterações isquêmicas precoces através das imagens de TC crânio - encefálica sem contraste, usada para selecionar doentes que irão beneficiar de terapêutica de revascularização (Barber et al., 2000; Mokin et al., 2017; Pop et al., 2021).

O território da artéria cerebral média (ACM) é segmentado em 10 regiões, e dos 10 pontos 1 ponto é deduzido para áreas com sinais de isquemia precoce, como edema focal ou atenuação do parênquima hipointenso. Essas áreas são, como representada na Figura 5: (Bell & Sair, 2008)

- Caudado
- Putâmen/núcleo lentiforme
- Cápsula interna
- Córtex insular
- M1: córtex anterior do ACM correspondente ao opérculo frontal
- M2: córtex ACM lateral à insular correspondente ao lobo temporal anterior
- M3: córtex ACM posterior correspondente ao lobo temporal posterior
- M4: território anterior da ACM imediatamente superior a M1
- M5: território lateral do ACM imediatamente superior ao M2
- M6: território posterior do ACM imediatamente superior ao M3

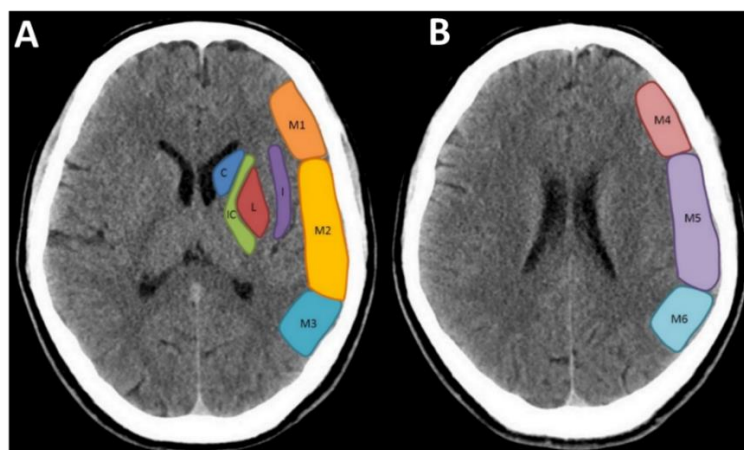


Figura 5: Identificação anatômica para áreas do território ACM para avaliação da escala de ASPECTS. A: corte a nível dos gânglios da base; B: corte a nível da corona radiata; C: caudado; IC: cápsula interna; L: núcleo lentiforme; I: córtex insular (Alwalid, 2019b)

Analogamente, existem algumas variações para o uso na circulação posterior e dominada pc-ASPECTS.

O pc-ASPECTS é uma escala de 10 pontos, onde são perdidos pontos para cada região afetada, Figura 6. Ao contrário do ASPECTS, a ponte e o mesencéfalo valem 2 pontos cada (independentemente de as alterações serem ou não bilaterais, em qualquer envolvimento da ponte, por exemplo, deduz-se 2 pontos) (Bell & Sair, 2008):

- tálamo (1 ponto cada)
- lobos occipitais (1 ponto cada)
- mesencéfalo (2 pontos)
- ponte (2 pontos)
- hemisférios cerebelares (1 ponto cada)

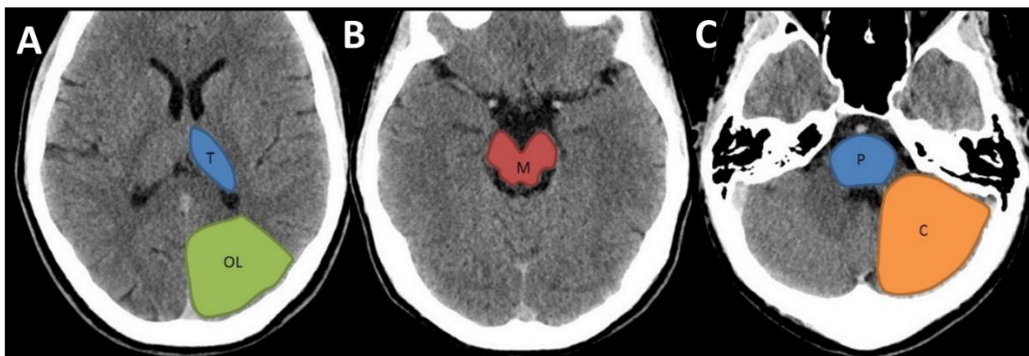


Figura 6: Identificação anatômica para áreas do território posterior para avaliação da escala de pc – ASPECTS. A: corte a nível do tálamo; B: corte a nível do mesencéfalo; C: corte a nível da ponte do cerebelo; T: Tálamo; OL: lobo occipital; M: qualquer zona do mesencéfalo; P: qualquer zona da ponte do cerebelo; C: hemisfério cerebeloso (Alwalid, 2019a)

A escala de ASPECTS foi inicialmente desenvolvida para identificar doentes que teriam maior benefício clínico da trombólise intravenosa. Posteriormente, foi utilizado para selecionar candidatos a terapias endovasculares, excluindo aqueles com ampla extensão de dano isquémico, onde a recanalização poderia ser ineficaz ou prejudicial. Recentemente, o ASPECTS foi integrado como um critério-chave nas diretrizes atualizadas da AHA para avaliar as alterações precoces do AVC, recomendando a terapia endovascular para doentes com um score ASPECTS ≥ 6 , sendo que com valores inferiores existe um risco maior de transformação hemorrágica. Uma pontuação ASPECTS menor

ou igual a 6 prediz pior resultado funcional a 3 meses. No entanto, estudos mais recentes têm vindo a mostrar existe benefício no tratamento endovascular de doentes com ASPECTS inferiores a 6. Atualmente, na prática clínica diária, uma pontuação ASPECTS baixa não impede o tratamento, sendo que este é decidido individualmente com base em múltiplos fatores como a idade, estado funcional prévio, comorbilidades, vaso ocluído, extensão do enfarte já constituído e presença de colaterais. (Mokin et al., 2017; Uchida et al., 2022).

Estudos têm mostrado variações na concordância para deteção de alterações isquémicas precoces, dependendo da experiência do neurorradiologista, das configurações de imagem e do tipo de estação de trabalho de diagnóstico o que pode afetar a interpretação de ASPECTS e influenciar a tomada de decisão clínica, resultando em inclusão ou exclusão errónea de pacientes para TM. Existem estudos que defendem o uso da tecnologia através do uso da inteligência artificial do valor de ASPECTS, que consiste na avaliação de alterações isquémicas precoces, identificando alterações isquémicas através das Unidades de Hounsfield (UH), permitindo ajudar os neurorradiologistas na tomada de decisões e interpretação das imagens. (Broocks et al., 2024).

Tratamento

O tratamento principalmente do AVC isquémico evoluiu drasticamente nas últimas décadas, com o uso e formação de equipas específicas como a via verde AVC. Segundo a OCDE, entre 2011 e 2019 a taxa de mortalidade diminuiu de 9,4% para 7,7%.

Estudos realizados pela AHA, desde 2013 mostram que o tratamento de trombólise intravenosa aumentou de 7,8% para 8,4% e o tratamento por TM aumentou para o dobro de 1,3% para 2,6%, e, por consequência, o tempo de internamento diminuiu. As despesas em fase aguda podem ser mais elevadas, mas a longo prazo o tratamento é economicamente vantajoso pela diminuição dos dias de internamento, do grau de incapacidade e dos cuidados médicos a longo prazo (Tsao et al., 2023).

A trombólise intravenosa, melhora a proporção dos doentes com recuperação neurológica completa quando administrada dentro de 4,5 horas do início dos sintomas

O tratamento mais precoce está associado a maior probabilidade de benefício. O risco de hemorragia com deterioração neurológica significativa na prática é de cerca de 2% (e o benefício geral leva em conta o risco). O cuidado na unidade de AVC reduz significativamente a morte e a dependência (benefício absoluto 5%).

Os critérios para seleção de doentes podem envolver idade, gravidade e tipo de comprometimento neurológico, tempo decorrido desde o início dos sintomas, localização da lesão isquêmica. A extensão da lesão isquêmica inicial desempenha um papel fundamental na definição do risco de complicações tardias e da necessidade e duração esperada da vigilância contínua. A isquemia contínua ou complicação hemorrágica pode afetar o cronograma de início da terapia (Pannell et al., 2024).

Os doentes devem ser considerados para TM em menos de 6 horas após o início do AVC, podendo ir até as 24 horas, se tiverem oclusão dos grandes vasos e atenderem aos seguintes critérios: escala de *Rankin* modificada pré-AVC (mRS) de 0 a 1, que relacionada com a incapacidade e dependência do indivíduo; oclusão causadora da artéria carótida interna ou segmento M1 da artéria cerebral média; idade superior a 18 anos; pontuação da *National Institutes of Health Stroke Scale* igual ou superior a 6, que ajuda a medir o grau de deficiência neurológica e a orientar o tratamento e a decisão terapêutica (que pode ir de 0, sem défices, a 42 ,défices severos); e o ASPECTS maior ou igual que 6 ou volume do enfarte central ≤ 70 mL (Jauch & Kasab, 2024).

A TM tornou-se um método eficaz para tratar a oclusão de grandes vasos, especialmente em doentes com grande penumbra isquêmica e alta probabilidade de salvar o tecido cerebral. Este procedimento tem sido amplamente utilizado desde 2015.

Procedimento Trombectomia Mecânica

O procedimento guiado por fluoroscopia tem vindo a crescer com enorme magnitude nos últimos anos, devido à sua elevada eficácia e ao alargamento das indicações terapêuticas, mas despertando para um incremento de cuidados em termos de proteção radiológica para o doente e para as equipas médicas (D. (David) Hart et al., 2012; IAEA, 2010). Este aumento tem sido facilitado pelo desenvolvimento das competências clínicas dos profissionais de saúde especializados, a disponibilidade de

novos dispositivos médicos e sistema de imagem. Contudo, os riscos da radiação devem ser considerados no contexto dos riscos gerais e fatores subsequentes, como, por exemplo, a condição médica e a idade do doente, adaptando assim o procedimento o melhor possível para diminuir os riscos dos doentes e, conseguir o melhor diagnóstico e/ou tratamento possível. Segundo a IAEA, os níveis de exposições médicas estabilizaram, mas existiu uma maior contribuição dos procedimentos de intervenção guiados por fluoroscopia para a dose coletiva da população (IAEA, 2009, 2010, 2022a; A. A. Schegerer et al., 2021) . Segundo, o relatório do UNSCEAR de 2020/2021, o número de procedimentos com fluoroscopia aumentou mais de 6 vezes relativamente a estudos anteriores, sendo dos procedimentos com doses mais elevadas. Apesar destes procedimentos serem menos frequentes comparados com as radiografias ou a TC, apresentam, uma dose efetiva por procedimento mais alta, contribuindo significativamente para a dose coletiva total, sendo esta responsável por apenas 0,6% dos exames com uso de radiação ionizante, mas contribuindo com 8% da dose coletiva geral (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, 2022).

A TM consiste em várias técnicas: aspiração, através do *Stent Retriever* ou combinadas. A aspiração direta do coágulo envolve o uso de um cateter para aspirar diretamente o vaso ocluído. Esta técnica é um método simples e eficaz para remover o coágulo. O *Stent Retriever* é aberto dentro do trombo e removido através do cateter (Figura 7). O uso das duas técnicas acopladas permite a recanalização rápida e eficiente do vaso ocluído, com a aspiração direta sendo eficaz para coágulos pequenos, enquanto que o uso do *stent retriever* é ideal para coágulos maiores (Massari et al., 2016; NHS England, 2018).

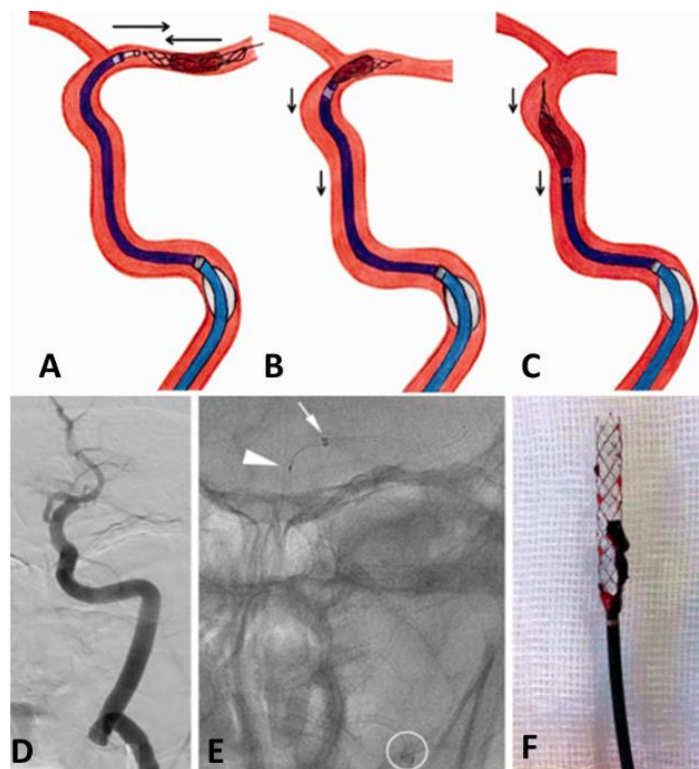


Figura 7: *Stent Retriever*: mostra a colocação de um dispositivo de *stent retriever* dentro de um vaso sanguíneo para remover um coágulo durante a TM. O *stent* é colocado dentro do trombo (A) e aberto (B), e removido, podendo ser combinado com aspiração (C). D e E: visualização da estenose e do *stent Retriever*; F: *Stent Retriever* com coágulo removido.

É necessário o acesso vascular através da inserção do introdutor, normalmente, na artéria femoral. A introdução de um cateter guia através do introdutor. Avança-se com o cateter guia até à artéria carótida interna (ACI). Seguidamente, insere-se um microcateter através do cateter guia até o local do coágulo. Através do microcateter é introduzido um *stent retriever* ou dispositivo de aspiração. É retirado o dispositivo de trombectomia junto com o coágulo através do cateter guia. Todos estes processos são controlados com o uso de fluoroscopia. Na Figura 8 encontra-se esquematizado todo o material necessários para os procedimentos descritos anteriormente e na Figura 9 com o uso de fluoroscopia o antes e após repermeabilização.

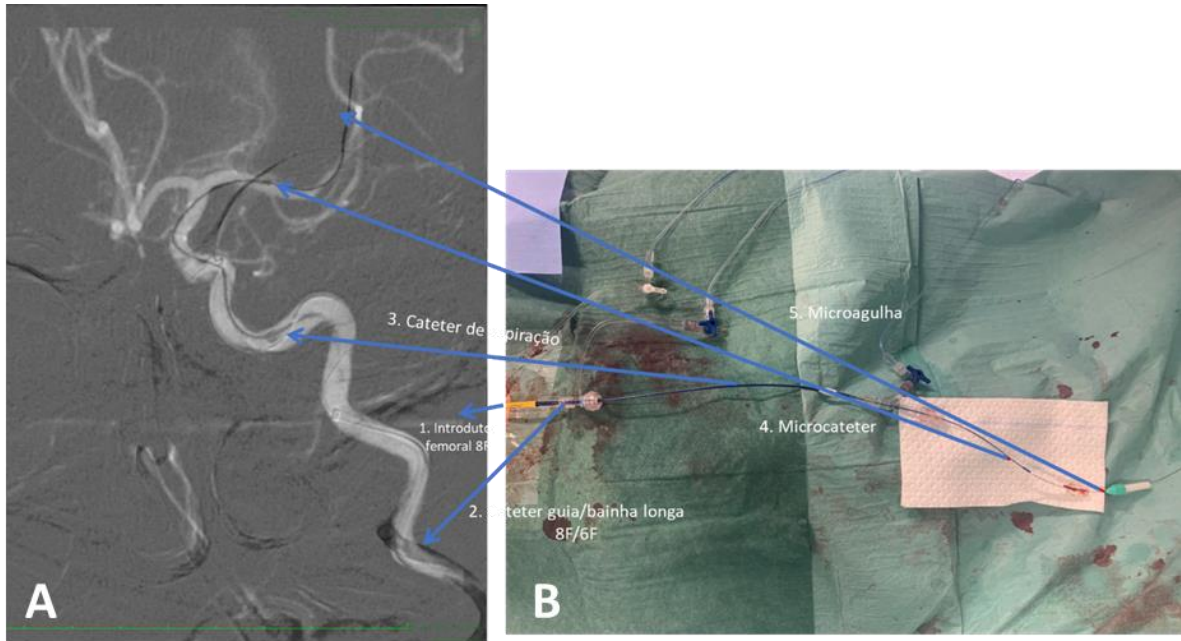


Figura 8: Identificação dos materiais utilizados na realização da TM na imagem de angiografia (A) e representados no exterior (B). 1 – Introdutor femoral 8F; 2 – Cateter guia/bainha longa 8F/6F; 3 – Cateter de aspiração; 4 – Microcateter; 5 – Microagulha.

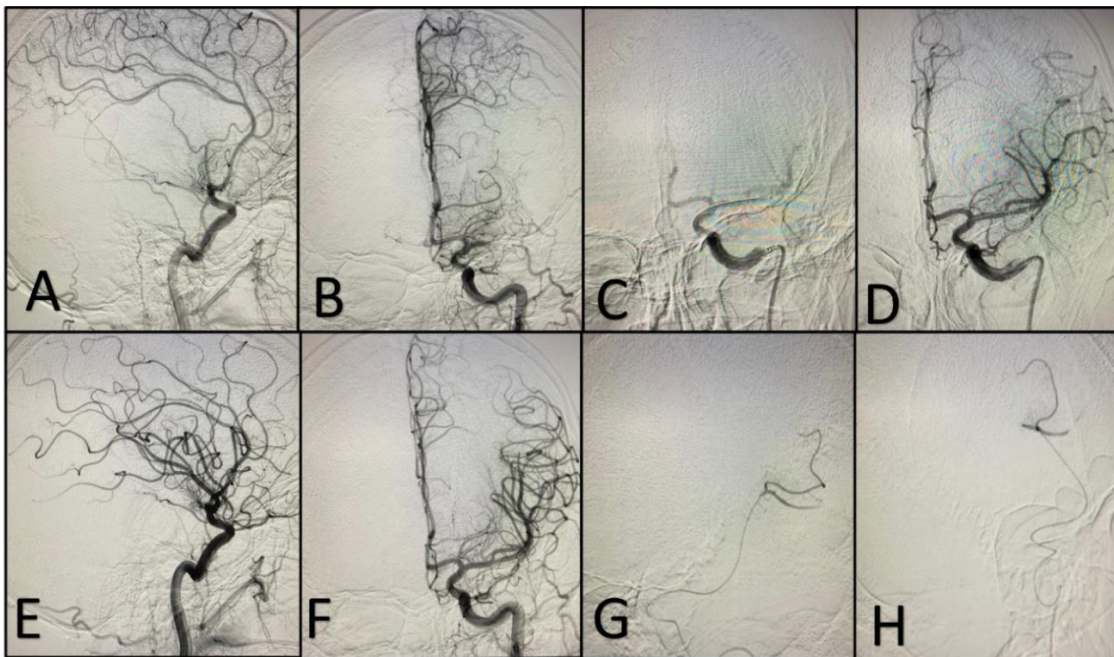


Figura 9: Estudo do Serviço de Imagem Médica (SIM) da Unidade Local de Saúde de Coimbra. imagens de fluoroscopia antes (A, B e C) e após (D, F e E) TM. Oclusão de M1 da ACM esquerda. Foi usada a técnica de aspiração e stent retriever em M1 e apenas stent retriever em M2 (G e H). Permitiu a repermeabilização praticamente total do eixo vascular (TICI2c). Punção as 03:23h e recanalização as 03:51h.

A TM permite uma recanalização eficiente e eficaz. O desenvolvimento contínuo de materiais e técnicas ao longo de mais de uma década contribuiu para melhores resultados e intervenções mais rápidas. Várias escalas são utilizadas para categorizar o sucesso da intervenção.

A escala *Thrombolysis in Cerebral Infarction* (TICI) é um sistema de pontuação amplamente utilizado para avaliar o grau de revascularização alcançado após a TM. A escala foi modificada, resultando no sistema de classificação atualmente mais utilizado, conhecido como *modified Thrombolysis in Cerebral Infarction* (mTICI), Tabela 2. As categorias TICI variam desde a ausência de perfusão (grau 0) até à perfusão total (grau 3). A categoria de "perfusão parcial" (grau 2) inclui casos onde o contraste passa além da obstrução, mas com velocidades de entrada e saída inferiores ao normal, sendo esta subdividida em duas subcategorias: 2a e 2b. (Fugate et al., 2013). Apesar de a recanalização mais eficaz estar associada a melhores resultados clínicos, ainda não há consenso sobre a versão ideal da escala TICI. As variantes principais são a TICI original (oTICI), a TICI modificada (mTICI) e a graduação em seis etapas (mTICI 2c). A falta de consenso pode ser devido às semelhanças significativas entre estas escalas.

Desta forma a classificação de mTICI é a seguinte (Luijckx & Coulthard, 2016):

- Grau 0: sem perfusão
- Grau 1: revascularização anterógrada após a oclusão inicial, mas enchimento distal limitado do ramo com pouca ou lenta revascularização distal
- Grau 2
 - Grau 2a: revascularização anterógrada de menos de 50% da artéria-alvo ocluída, território previamente isquémico
 - Grau 2b: revascularização anterógrada de mais da metade do território isquémico da artéria-alvo previamente ocluído, ou seja, revascularização de 50% ou mais, mas menos que 100% da área da distribuição da artéria ocluída.
 - Grau 2c: perfusão quase completa, exceto por fluxo lento ou êmbolos distais em alguns vasos corticais distais (esta classificação não se

encontrava incluída da pontuação mTICI original, mas foi adicionado posteriormente e desde então tornou-se aceite. Exemplo na Figura 9

- **Grau 3:** revascularização anterógrada completa do território isquémico da artéria alvo previamente ocluída, com ausência de oclusão visualizada em todos os ramos distais.

Estudos demonstram que o doente com revascularização completa (mTICI3) ou quase completa têm desfechos clínicos significativamente melhores do que aqueles com mTICI2b. Posteriormente, introduziu-se o TICI2c como uma categoria adicional, observando que a revascularização TICI2c está associada a uma melhoria neurológica precoce mais significativa. A transição de TICI2b para TICI2c tem se mostrado viável e segura em muitos casos clínicos. (Behme et al., 2019; Tung et al., 2017).

A recanalização com classificação TICI 2a ou superior foi inicialmente considerada bem-sucedida, mas recentemente a TICI 2b passou a ser o novo padrão para sucesso. Estudos recentes, mostraram que doentes com revascularização de TICI 3, mTICI 2c ou mTICI 3 apresentaram desfechos clínicos significativamente melhores do que aqueles com TICI 2b. Esses resultados indicam que diferenciar a classificação TICI 2b das superiores pode ser importante para avaliar a eficácia da revascularização após TM. Assim, e segundo a AHA, alcançar o grau de reperfusão mTICI2/3 em vez de m TICI2b/3 deve ser o objetivo do neurorradiologista no tratamento do AVC para a circulação anterior (Dargazanli et al., 2018; Tung et al., 2017).

Tabela 2: Evolução e diferenças da escala de TICI(Tung et al., 2017)

Grau de TICI	TICI Original	TICI Modificada	TICI Modificada com 2c
0/1	Reperfusion mínima ou ausente	Reperfusion mínima ou ausente	Reperfusion mínima ou ausente
2a	Preenchimento parcial <2/3 do território	Preenchimento parcial <50% do território	Preenchimento parcial <50% do território
2b	Preenchimento parcial ≥ 2/3 do território	Preenchimento parcial ≥50% do território	Preenchimento parcial ≥50% do território
2c	-	-	Perfusão quase completa , exceto por fluxo lento ou êmbolos distais
3	Perfusão completa	Perfusão completa	Perfusão completa

O menor número de tentativas de trombectomia para alcançar o TICl 3 está associado a melhores desfechos. Análises recentes indicam uma maior taxa de independência funcional com uma única tentativa de trombectomia comparada com TICl 3 alcançado após múltiplas tentativas (Jang et al., 2020; Turc et al., 2023).

Após realizar o procedimento de TM, o doente é encaminhado para as unidades de AVC, onde existe uma equipa altamente diferenciada, com formação específica para o acompanhamento destes doentes.

Após todo o procedimento e internamento do doente na unidade, regularmente é solicitada radiografia portátil do tórax para avaliar principalmente complicações como a possível aspiração, uma vez que devido à idade dos doentes e a patologia existe uma elevada probabilidade de aspiração e subsequente pneumonia (Colon et al., 1999).

Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD)

O uso da radiação ionizante na área médica está entre as aplicações mais antigas desde a sua descoberta. Em 2008, o número anual estimado mundialmente em procedimentos radiológicos incluindo o diagnóstico e intervenção foi de 3,6 mil milhões. A área médica tem vindo a ter grandes evoluções e número de procedimentos com radiação ionizante também tende a aumentar, trazendo benefícios para a saúde pública. Contudo, deve ser aplicada de forma a garantir um equilíbrio entre o benefício e o risco para doentes, profissionais e público (IAEA, 2018b).

A Comunidade Europeia de Energia Atómica (EURATOM), através da diretiva 2013/59/Euratom que tem como objetivos estabelecer normas de segurança uniformes para a Europa, relativamente a proteção contra perigos consequentes da exposição à radiação ionizante. Esta diretiva foi transposta em Portugal para o Decreto-Lei nº 108/2018, que na sua redação atual define que os princípios contra a proteção relativamente às exposições médicas baseiam-se em 2 grandes pilares/princípios(Assembleia da República, 2018, 2022, 2023; EURATOM, 2013) :

- A justificação das práticas, art. n.º5 Decreto-Lei 108/2018, na sua redação atual, em que “a introdução de uma prática deve ser justificada pelo facto de assegurar que o benefício resultante dessa prática para o individuo ou sociedade, é superior ao prejuízo para a saúde que dela possa resultar.” Essa avaliação do risco-benefício apresenta 3 níveis: sendo o primeiro a justificação da prática, a justificação do procedimento, ou seja, a escolha do melhor exame a realizar, e a justificação da exposição individual do doente. Todos os procedimentos precisam de uma pré-avaliação de risco-benefício. O procedimento é justificado quando os benefícios esperados excedem o risco previsto. As exposições elevadas de radiação em determinados procedimentos podem ser antecipadas ou podem ser consequência de imprevistos como fatores clínicos que podem ser comuns independentes do procedimento, dos profissionais e do doente.
- Otimização, relativamente à proteção, art. n.º 6 Decreto-Lei 108/2018, na sua redação atual, em que “para fins de radiodiagnóstico, radiologia de intervenção, planeamento, orientação e verificação, todas as doses devem ser mantidas a um nível tão baixo quanto razoavelmente possível, desde que permitam obter as informações médicas necessárias, tendo em conta fatores económicos e sociais – princípio de ALARP. A otimização é um ponto fulcral neste princípio, sendo necessário determinar os níveis de referência de diagnóstico (NRD) para cada modalidade, permitindo assim adequar os protocolos e procedimentos com uma dose adequada, mantendo a qualidade de diagnóstico. Este processo de otimização é um grande desafio para a área de fluoroscopia.

O princípio da limitação de dose, que defende que a soma das doses em exposições planadas não pode exceder os limites de dose estabelecidos para a exposição ocupacional ou para público, não se aplica a exposições médicas, uma vez que para estas o princípio da justificação prevalece, ou seja, avalia-se o risco benefício e a justificação da realização do exame.

A justificação clínica é um ponto fulcral e dos mais importante em termos de proteção radiológica para o doente. O uso excessivo de radiação em exames de diagnóstico apresenta riscos desnecessários e pode aumentar os custos em saúde. Em alguns países,

mais de 30% dos exames radiológicos realizados são considerados desnecessários e podem não oferecer benefícios reais para a saúde do doente. A *Food and Drug Administration* estima que 20–50% das TC nos EUA são desnecessárias. Isso levanta preocupações, pois a TC contribui com mais de 60% da dose efetiva coletiva de estudos de imagem, embora represente menos de 10% de todos os procedimentos (Potočnik et al., 2024) Assim, a maneira mais eficaz de diminuir a dose de radiação na área médica é evitar ou, se possível, eliminar os exames desnecessários ou inadequados. (OMS & Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Instituto Politécnico de Coimbra, 2016). Frequentemente, esta não é usada adequadamente devido a fatores como falta de informação sobre riscos de radiação, auto-prescrição, pressão de especialistas e deficiências na disponibilidade de modalidades de imagem apropriadas. Além disso, a repetição de exames em diferentes unidades de saúde e a ausência de diretrizes específicas para a prescrição e realização de exames contribuem para essa inadequação. Ao escolher um determinado procedimento que envolva radiação ionizante, é decisivo considerar cuidadosamente a relação risco-benefício. Além disso, devem ser avaliados fatores como eficácia, segurança, custo, diferenciação local, recursos disponíveis, acessibilidade e as necessidades. A informação clínica adequada permite ao profissional de saúde escolher o procedimento mais apropriado e comunicar de forma segura os riscos da radiação (IAEA, 2018a; OMS & Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Instituto Politécnico de Coimbra, 2016).

As diretrizes de prescrição indicam que o exame proporciona a maior quantidade de informação sobre uma condição clínica específica, e se há uma modalidade com menor dose de radiação que possa fornecer resultados igual ou potencialmente mais eficazes, tornando-se assim mais adequada. Estas diretrizes podem levar à redução do número de exames em cerca de 20%. Alguns exemplos das diretrizes são o *ACR Appropriateness Criteria*, IReferer do *Royal College of Radiology* e a nível europeu o *ESR iGuide* da *European Society of Radiology*. Todos estes documentos apresentam recomendações sobre o tipo de exame a ser realizado conforme a clínica do doente e apresentando algumas características como o nível de dose de exposição de cada exame. Um processo de justificação em tempo real mais fiável e o apoio à decisão clínica. A inteligência

Página | 45

artificial será uma ferramenta essencial para ajudar nas decisões clínicas (OMS & Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Instituto Politécnico de Coimbra, 2016).

Para o caso do estudo do AVC, no adulto, quando existe uma suspeita de clínica de AVC isquémico e défice neurológico, é recomendado o uso de RM sem contraste do crânio, visto que é um exame inócuo de radiação ionizante, a TC crânio-encefálica sem contraste e angio TC do crânio com vasos cervicais, que apresenta um elevado valor de exposição de dose de radiação. O doppler arterial carotídeo pode ser usado. Pelo contrário, não é recomendada a realização de TC crânio sem e com contraste, estando o exemplo apresentado na Figura 10. Para controlo da evolução do AVC, a recomendação é da realização de TC crânio sem contraste (Figura 11) (Pannell et al., 2024).

Variant 2: Adult. Focal neurologic deficit. Clinically suspected acute ischemic stroke. Initial imaging.

Procedure	Appropriateness Category	Relative Radiation Level
MRI head without IV contrast	Usually Appropriate	○
CT head without IV contrast	Usually Appropriate	☼☼☼
CTA head with IV contrast	Usually Appropriate	☼☼☼
CTA neck with IV contrast	Usually Appropriate	☼☼☼
US duplex Doppler carotid artery	May Be Appropriate	○
MRA head without IV contrast	May Be Appropriate	○
MRA neck without and with IV contrast	May Be Appropriate	○
MRA neck without IV contrast	May Be Appropriate	○
MRI head perfusion with IV contrast	May Be Appropriate	○
CT head perfusion with IV contrast	May Be Appropriate	☼☼☼
US duplex Doppler transcranial	Usually Not Appropriate	○
Arteriography cervicocerebral	Usually Not Appropriate	☼☼☼
MRA head without and with IV contrast	Usually Not Appropriate	○
MRI head without and with IV contrast	Usually Not Appropriate	○
MRV head without and with IV contrast	Usually Not Appropriate	○
MRV head without IV contrast	Usually Not Appropriate	○
CT head with IV contrast	Usually Not Appropriate	☼☼☼
CT head without and with IV contrast	Usually Not Appropriate	☼☼☼
CTV head with IV contrast	Usually Not Appropriate	☼☼☼

Relative Radiation Level Designations

Relative Radiation Level*	Adult Effective Dose Estimate Range	Pediatric Effective Dose Estimate Range
○	0 mSv	0 mSv
☼	<0.1 mSv	<0.03 mSv
☼☼	0.1-1 mSv	0.03-0.3 mSv
☼☼☼	1-10 mSv	0.3-3 mSv
☼☼☼☼	10-30 mSv	3-10 mSv
☼☼☼☼☼	30-100 mSv	10-30 mSv

Figura 10: Exemplo de diretrizes para a escolha do exame mais adequado conforme a informação clínica com a representação do nível de radiação ionizante (clínica de suspeita de AVC isquémico) (Pannell et al., 2024)

Variant 5: Adult. Prior ischemic infarct. Surveillance imaging.

Procedure	Appropriateness Category	Relative Radiation Level
CT head without IV contrast	Usually Appropriate	⊕⊕⊕
US duplex Doppler carotid artery	May Be Appropriate	○
MRA head without IV contrast	May Be Appropriate (Disagreement)	○
MRA neck without and with IV contrast	May Be Appropriate (Disagreement)	○
MRA neck without IV contrast	May Be Appropriate	○
MRI head without IV contrast	May Be Appropriate (Disagreement)	○
CTA head with IV contrast	May Be Appropriate	⊕⊕⊕
CTA neck with IV contrast	May Be Appropriate	⊕⊕⊕
US duplex Doppler transcranial	Usually Not Appropriate	○
Arteriography cervicocerebral	Usually Not Appropriate	⊕⊕⊕
MRA head without and with IV contrast	Usually Not Appropriate	○
MRI head perfusion with IV contrast	Usually Not Appropriate	○
MRI head without and with IV contrast	Usually Not Appropriate	○
MRV head without and with IV contrast	Usually Not Appropriate	○
MRV head without IV contrast	Usually Not Appropriate	○
CT head perfusion with IV contrast	Usually Not Appropriate	⊕⊕⊕
CT head with IV contrast	Usually Not Appropriate	⊕⊕⊕
CT head without and with IV contrast	Usually Not Appropriate	⊕⊕⊕
CTV head with IV contrast	Usually Not Appropriate	⊕⊕⊕

Figura 11: Diretriz do ACR para realização de exame de controlo para doentes com AVC isquémico (Pannell et al., 2024)

No que respeita à realização de radiografia torácica com equipamentos portáteis, fora do Serviço de Imagiologia, segundo o ACR, este meio deve ser utilizado em doentes em determinadas circunstâncias, como clinicamente instáveis, avaliação de complicações cirúrgicas e recém-nascidos. Para a realização da radiografia a justificação do exame deve ter em conta sinais e sintomas, histórico relevante, e informações adicionais sobre o motivo específico do exame e qual a dúvida do diagnóstico (ACR, 2022).

Nesta modalidade específica, para o técnico de radiologia, onde não existem barreiras de proteção radiológica físicas, é fundamental salientar a importância do uso de equipamentos de proteção individual, como por exemplo, o avental de chumbo, devendo manter a distância máxima entre a fonte de radiação, mas tendo em conta a visualização do doente de forma a conseguir comunicar. Devem ser considerados os outros funcionários e os doentes presentes na mesma sala, que devem ser afastados o

máximo possível da fonte de radiação, devendo ser tratados todos como membros do público (IAEA, 2018b).

O processo de otimização permite a garantia da qualidade de todo o processo, começando no equipamento e acabando no doente. Através da prática diária e do conhecimento começa-se um processo de otimização. Antes de começar, todos os equipamentos devem ter o controlo de qualidade realizado, isso permite que exista a certeza que os valores que o equipamento disponibiliza são verdadeiros e garantir a qualidade do procedimento. Através da prática clínica mede-se a frequência dos procedimentos, e assim a justificação dos mais utilizados. Posteriormente, são verificados os protocolos e determinados os NRD locais. Através da comparação com as boas práticas de várias instituições de referência, é possível analisar os dados e protocolos e adaptar esses protocolos existentes de forma a diminuir os valores de exposição, mantendo uma qualidade de imagem que permita o diagnóstico diferencial. Todo este processo é cíclico e fundamental para a cultura de proteção radiológica (European Commission, 2021; European Commission, 2015, 2018; ICRP, 2017).

Os NRD foram introduzidos pela primeira vez em exames de radiologia na década de 1980, sendo que apenas foram amplamente usados em 1990. Foram utilizados para determinar um valor médio de dose por procedimento, sendo mais fácil de implementar em exames como radiografias, que apresentam menos variáveis que possam alterar os parâmetros de dose como acontece com os procedimentos guiados por fluoroscopia, onde não existe um protocolo específico para o exame (ICRP, 2017).

A recomendação do ICRP 135 para estimar os NRD é definido no percentil 75 das medianas das distribuições de quantidade de dose por indicação clínica em cada centro, observadas nas unidades de saúde. Através dos conjuntos de NRD locais conseguimos determinar os nacionais pelo percentil 75 e 50 dos centros, e através destes os NRD europeu pelo percentil 50. Sendo um processo dinâmico, todos os NRD devem ser revistos a cada 3 e 5 anos, locais e regionais, respetivamente. O percentil 95 pode ser calculado para valores que são necessários auditar. Quando os valores de NRD forem mais altos que o esperado, devem ser auditados e essa investigação deve começar com

a avaliação do equipamento, depois avaliação do procedimento e protocolos e, por fim, avaliação da técnica do operador. As falhas do equipamento ou configurações incorretas são as mais fáceis de avaliar e corrigir, enquanto o desempenho do operador é o processo mais difícil de analisar e influenciar (European Commission, 2021; European Commission, 1999, 2015, 2018; ICRP, 2017).

Segundo o RP 195, 2021, a nível da TC e de intervenção na área da radiologia não existem NRD para Portugal, apesar da indicação de serem estabelecidos num futuro próximo. Dada a complexidade dos procedimentos de intervenção é um desafio estabelecer NRD, visto que não existe um procedimento estático, dependendo de vários fatores muito diferentes, como a anatomia do doente, caracterização da lesão e gravidade da doença. Todos estes critérios determinam os parâmetros técnicos a serem utilizados (European Commission, 2021).

Descritores de dose

Relativamente aos conceitos de dose, destacam-se os seguintes parâmetros principais: a dose no doente, que está relacionada com a dose efetiva e representa o impacto da radiação no organismo como um todo; a dose no órgão, que é medida diretamente na superfície ou nos órgãos específicos de um fantoma e calculada através de softwares especializados; e a dose do exame, representada pelos valores de exposição à radiação apresentados nos relatórios de dose dos exames realizados. Estes parâmetros são fundamentais para a avaliação e monitorização da exposição à radiação em procedimentos médicos, assegurando a segurança e eficácia no diagnóstico e tratamento dos doentes.

É importante destacar que a dose no doente difere da dose do exame. A dose no doente é influenciada por características individuais, como o biótipo, a radiosensibilidade, a área irradiada, os fenómenos de radiação dispersa e outros fatores associados ao procedimento. Por outro lado, a dose do exame é um valor mensurável pelo equipamento durante o exame e não depende diretamente das características do doente. Através dos parâmetros de exposição definidos pelo equipamento, obtém-se um valor específico para cada exame, permitindo um controle preciso da exposição à

radiação. Dependendo da modalidade, vários parâmetros influenciam o valor total da dose do exame.

Radiografia

Os valores de dose do exame na radiografia podem ser influenciados por parâmetros técnicos como a tensão da ampola (kV), corrente (mA), o tempo de exposição (s), a distância foco receptor, escolha de focos, colimação, uso de *Potter -Bucky* e grelha e o tipo de recetor de imagem(ICRP, 2017).

Na radiografia existem dois descritores de dose: a dose à entrada da pele ou *Entrance Skin Dose (ESD)/ESAK (mGy)*, sendo esta a dose absorvida no ar no ponto de interseção do eixo do feixe de raio-X com a superfície do doente. São usados dosímetros para obter este valor, e neste é incluída a radiação secundária. O outro corresponde a dose área produto(*DAP*)/*Kerma área Produto (KAP)*, é determinada pela dose absorvida no ar e o tamanho do campo, sendo identificada normalmente por mGy.cm^2 . Para determinar estes valores são utilizadas câmaras de ionização, sendo o método mais sensível e mais prático para determinar valores de exposição de dose, como se verifica na Figura 12 (IAEA, 2023; ICRP, 2017; United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, 2013).

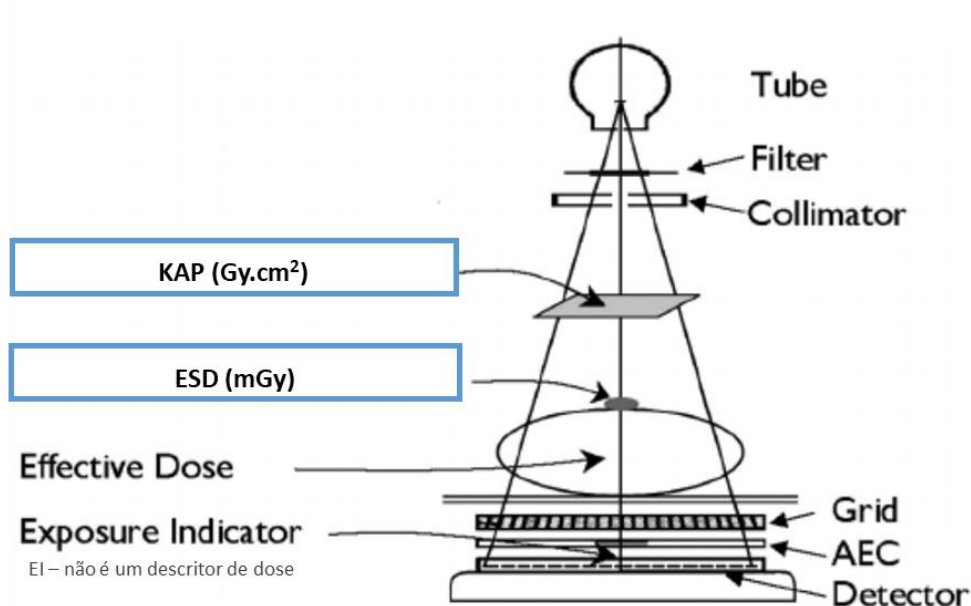


Figura 12: Descritores de dose na radiografia, KAP E ESD (Neitzel, 2004)

Especificamente para a radiografia do tórax com o uso de equipamentos portáteis, quando não é utilizada nenhuma grelha o ACR e as *guidelines europeias*, defendem que a tensão deve estar entre os 70 e 100kV de modo a otimizar a penetração e limitar a radiação dispersa, e o tempo e exposição deve ser o mais curto possível de forma a diminuir os artefactos de movimento. Deve ser utilizada a colimação correta, realizar o exame na inspiração profunda avaliada através da posição das costelas acima do diafragma – 6 anteriormente ou 10 posteriormente, a distância objeto-recetor ser a menor possível, e a distância foco-filme entre os 100 cm e os 180 cm, se possível. A radiografia deve incluir os ápices pulmonares, os seios costo frénicos, as vias aéreas superiores e o abdómen superior, bem como a reprodução do padrão vascular do pulmão, visualização nítida da tranqueia e dos brônquios proximais, da sombra cardíaca e visualização da coluna através desta (ACR, 2022; European Commission, 1996).

Fluoroscopia

Os equipamentos de fluoroscopia podem variar na sua tecnologia sendo equipamentos com intensificadores de imagem, com detetores planos ou bi-planar, sendo que esta diferença de tecnologia terá impacto na dose no doente.

O tipo de equipamento também pode ser determinado pela sua configuração podendo ser um equipamento em *C-arm* ou *O-arm*, segundo as suas características de ser portátil ou fixo, dentro deste existindo monoplanar e biplanar, apresentando geradores completamente diferentes entre o primeiro e o segundo. O recetor de imagem pode ser um intensificador de imagem ou um detetor plano, que diferem na Eficiência Quântica de Detecção (DQE) e no tipo de aquisição em 2D ou 3D. Os intensificadores de imagem são uma tecnologia mais antiga, e geralmente têm uma DQE inferior em comparação com os detetores planos, resultando em maior ruído e menor qualidade de imagem. Além disso, os intensificadores de imagem são geralmente limitados a aquisições em 2D.

A fluoroscopia apresenta vários parâmetros de exposição que vão influenciar a dose de exame como tensão do tubo (kV), a corrente(mA) o tempo de exposição (s), a colimação, o modo de fluoroscopia que pode ser pulsada ou continua (sendo apresentada por

pulsos/s), a intensidade da fluoroscopia que normalmente é apresentada em 3 parâmetros (baixa, normal e alta) e o uso de cinegrafia (frames/s). Além disso, podem ser utilizadas ou evitadas algumas técnicas para diminuir a dose de procedimento, tal como o posicionamento correto da ampola sob o doente e com o recetor de imagem mais próximo possível do doente, fazendo com que exista uma diminuição do valor do ESD e menor exposição dos operadores. A magnificação é um parâmetro que deve ser evitado e bem ponderado relativamente à sua utilização, uma vez que utilizando a magnificação geométrica ou eletrónica aumentará o valor de dose do procedimento, tanto para o doente como para os profissionais expostos.

Todos os procedimentos de fluoroscopia devem ter adicionados filtros, visto que estes diminuem os fotões de baixa energia, reduzindo a dose no doente em cerca de 70%.

Tal como na radiografia, o ESD e o KAP permitem determinar a dose dos exames de fluoroscopia. O tempo em fluoroscopia, apesar de não ser o indicador mais fidedigno também é um dado importante, uma vez que é proporcional à exposição de dose, ou seja, quanto mais tempo de exposição maior exposição de dose. E este último valor irá variar conforme o tipo de procedimento, mas principalmente pelo cirurgião. (Roux et al., 2011) O *AirKerma* é identificado com Gy, dose cumulativa, é quantidade de radiação num determinado local, habitualmente 15cm abaixo do doente, antes da interação com a matéria (Figura 13). Foi desenvolvido como indicador de risco para os tecidos, relacionados aos efeitos da radiação, por exemplo, e mais frequentes, as lesões cutâneas induzidas pela radiação (ICRP, 2017).

O tempo cumulativo de exposição na fluoroscopia não é um indicador direto da dose de exposição, mas sim uma medida do tempo total em que o doente está exposto à radiação durante um exame. Segundo a IAEA, o biótipo de doente não é o fator que mais faz alterar os valores de exposição de dose. A complexidade do procedimento afeta muito mais a dose do exame do que o biótipo ou o tempo de fluoroscopia e, portanto, também deve ser parte integrante na recolha de dados, podendo, segundo Ruiz – Cruces, classificar-se em três níveis de complexidade para intervenções mais comuns. Esses indicadores de complexidade podem ser usados como multiplicadores para

quantidades NRD ou dividir cada procedimento em subgrupos de casos simples, médios e complexos. Estes consideram as características anatômicas, tipo e/ou localização da lesão e tipo de tratamento. Este tipo de classificação facilita as auditorias clínicas e o uso adequado de NRD para otimização da dose de exposição do doente. Nesta área existem alguns procedimentos definidos principalmente em Radiologia, Neurorradiologia e Cardiologia de intervenção (European Commission, 2021; IAEA, 2009; ICRP, 2017; Ruiz-Cruces et al., 2016).

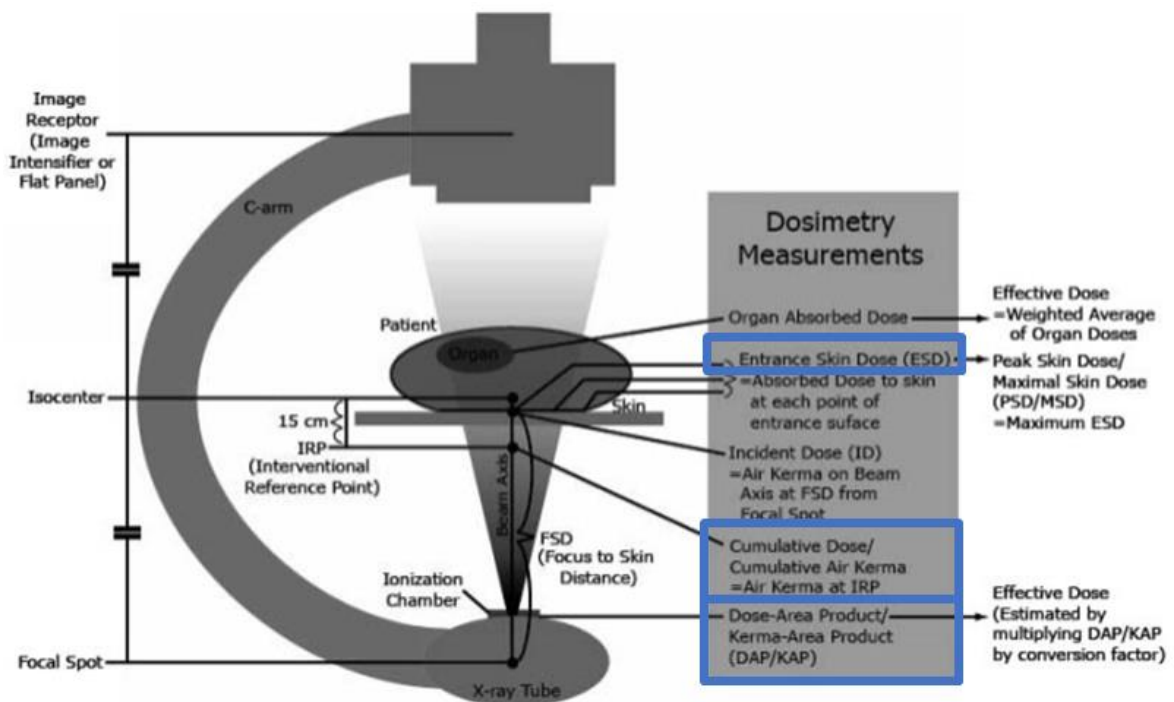


Figura 13: Descritores de dose em fluoroscopia (Einstein et al., 2007)

Especificamente para procedimentos com uso de fluoroscopia a IAEA apresenta diretrizes que ajudam a identificar os doentes que devem ser monitorizados após a exposição à radiação durante procedimento médicos. Os valores para os quais os doentes devem ser monitorizados com referência ao *Peak Skin Dose* é de 3Gy, *AirKerma* de 5Gy, KAP de 500Gy.cm² e tempo de fluoroscopia de 60 minutos. É recomendado que os doentes tenham acompanhamento médico 3 semanas a 1 mês depois da exposição (IAEA, 2022b). Um estudo recente identificou que mais de 50% dos departamentos de radiologia não consideram os valores de dose dos exames para identificar doentes elegíveis para o acompanhamento de reações teciduais (Pimenta et al., 2023).

Tomografia Computorizada

A evolução da TC iniciou-se em 1967 com *Godfrey Hounsfield* e passou por várias gerações que aumentaram a eficiência e a resolução das imagens. A 1.^a geração usava uma fonte de raios-X e um detetor único com movimento de translação-rotação, enquanto a 2.^a geração introduziu múltiplos detetores para acelerar a aquisição. Na 3.^a geração, eliminou-se a translação, com um feixe de raios-X em leque e uma matriz curva de detetores a rodar em torno do doente. A 4.^a geração introduziu um anel de detetores fixo, rodando apenas a ampola de raios-X, mas a complexidade aumentou os custos.

Nos anos 90, a tecnologia *slip ring* permitiu uma rotação contínua, criando a TC helicoidal (ou espiral), que realiza aquisições ao longo do eixo Z e introduz o conceito de *pitch*. Em 1998, a 7.^a geração, com TC multislice (MSCT), passou a captar múltiplos cortes numa única rotação, combinando múltiplas fileiras de detetores, o que consolidou a TC como exame rápido e de alta resolução para diagnósticos precisos (Goldman, 2008).

Atualmente, observa-se uma contínua evolução nos equipamentos com diferentes tecnologias como a dupla energia que pode ter várias configurações no equipamento como demonstrado na Figura 14. Utiliza dois feixes de raios-X com diferentes níveis de energia, geralmente 80 kV e 140 kV, para obter imagens com maior contraste e detalhe. Esta técnica permite a decomposição de materiais com base na sua atenuação dos raios-X, facilitando a distinção entre tecidos com propriedades semelhantes, como cálcio e gordura (Johnson, 2012; Schmidt & Flohr, 2020).

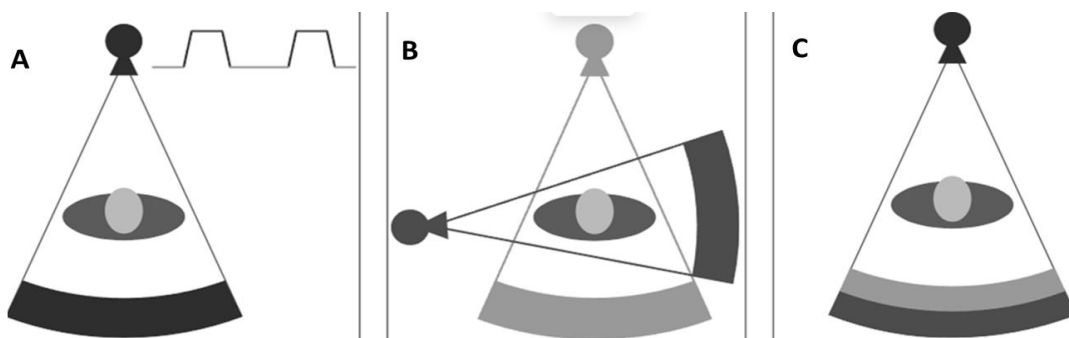


Figura 14: Configurações da TC de dupla energia. A - Sistema com uma ampola e um detetor em que tensão é alterada rapidamente entre a alta e a baixa. B - Equipamento com duas ampolas e 2 detetores. Cada ampola apresenta diferentes tensões. C – ampola com uma tensão constante e 2 detetores com diferentes sensibilidades (Schmidt & Flohr, 2020)

Assim pode ser classificada principalmente em três categorias: pela configuração, como *single-slice* ou *multi-slice*; pela fonte, como *single* ou *dual source*; e pelo tipo de aquisição, que pode ser retroprojeção filtrada ou reconstrução iterativa.

Os parâmetros que podem influenciar o valor de dose no exame de TC são: tensão do tubo (kV), corrente do tubo (mA), tempo de exposição, espessura efetiva, *pitch*, range e FOV. O uso da modelação de corrente, tensão ou reconstrução iterativa são os parâmetros que mais podem influenciar os valores de exposição de dose, e deve ser utilizado sempre que disponível. Com a reconstrução iterativa é possível ter uma qualidade de imagem melhor, diminuindo os parâmetros de exposição do exame, e por consequência um valor de exposição dose menor. A centragem do doente no isocentro apresenta-se, igualmente, como um parâmetro vital para uma otimização da dose de um determinado exame (ACR, 2020; C. McCollough et al., 2008).

O *computed tomography dose index* (CTDI - mGy) mede a dose média absorvida ao longo do eixo z durante uma rotação da ampola, podendo ser representado pela seguinte fórmula:

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz$$

Onde $D(z)$ é o perfil de dose ao longo do eixo Z e N é o número de cortes adquiridos simultaneamente com espessura T (N=1 para SSCT). Assim, o CTDI é medido por corte axial e é calculado dividindo a integral da dose absorvida pela colimação do feixe nominal.

O $CTDI_{100}$ é a dose média absorvida no centro do fantoma numa única aquisição axial de 100mm. Na prática este valor pode ser obtido utilizando uma câmara de ionização em forma de lápis com 100mm de comprimento. O $CTDI_{100}$ é expresso como dose absorvida no ar (mGy), como demonstrado na Figura 15.



Figura 15: Representação da obtenção do valor de $CTDI_{100}$. Colocação de uma camara de ionização em forma de lápis no centro do fantoma (C. H. McCollough et al., 2011)

O *computed tomography dose index weighted* ($CTDI_w$) permite determinar a dose em termos espacial, uma vez que a dose não é uniforme em todo o plano, apresentando valores maiores na periferia do que no centro, sendo uma estimativa de dose média para um *pitch* igual 1 e pode ser calculado através da seguinte fórmula:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,centro} + \frac{2}{3}CTDI_{100,periferia}$$

Onde $CTDI_{100,centro}$ representa a medição central e $CTDI_{100,periferia}$ corresponde à média das medições nas quatro localizações periféricas dos limites transversais do fantoma. (C. McCollough et al., 2008)

Para garantir que os cálculos de dose sejam adequadamente ajustados à região de interesse, são geralmente utilizados dois fantomas com diâmetros de 16 cm e 32 cm. A escolha do tamanho depende da estrutura anatómica. Por exemplo, para a região do crânio é utilizado o fantoma de 16cm, uma vez que apresenta uma região menor e com maior densidade, comparando com um exame de corpo. Para os exames de corpo, em que as regiões anatómicas são maiores e mais heterogêneas, sendo o fantoma mais adequado o de 32 cm (Figura 16).

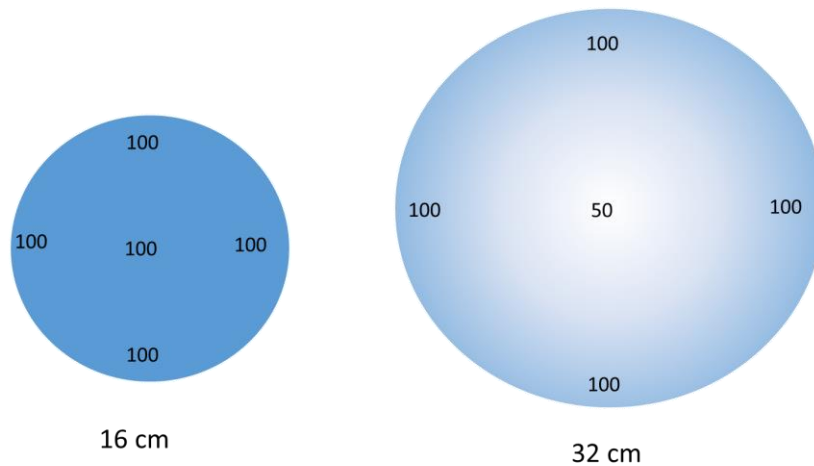


Figura 16: Representação o esquema de fantoma de cabeça e corpo, 16cm e 32cm, respetivamente, e a sua distribuição de dose

O *computed tomography dose index volume* ($CTDI_{vol}$) normaliza o valor de $CTDI_w$ para um determinado valor de *pitch*, uma exposição não contínua ao longo do eixo z. Assim, o $CTDI_{vol}$ pode ser expresso pela seguinte equação:

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{Pitch} \times CTDI_w$$

De uma forma geral, o $CTDI_w$ representa a média de dose de radiação absorvida ao longo dos eixos X e Y e o $CTDI_{vol}$ nas direções X, Y e Z. Assim, como o $CTDI_{vol}$ representa a dose média dentro do volume irradiado, É facilmente mensurável, tendo como unidade do Sistema Internacional (SI) o *milligray* (mGy)(IAEA, 2023; C. McCollough et al., 2008).

A *Dose Leght Product* (DLP - mGy.cm) está relacionada com a dose de um exame completo tendo em conta o volume irradiado e parâmetros de exposição que correspondem ao comprimento da range. Pode ser representado pela seguinte formula:

$$DLP (mGy\text{cm}) = CTDI_{vol}(mGy) \times comprimento da aquisição (cm)$$

Assim, o CTDI corresponde quantidade de energia que é aplicada no doente, enquanto que o DLP é a energia total absorvida atribuível à aquisição completa, como exemplificado na Figura 17.

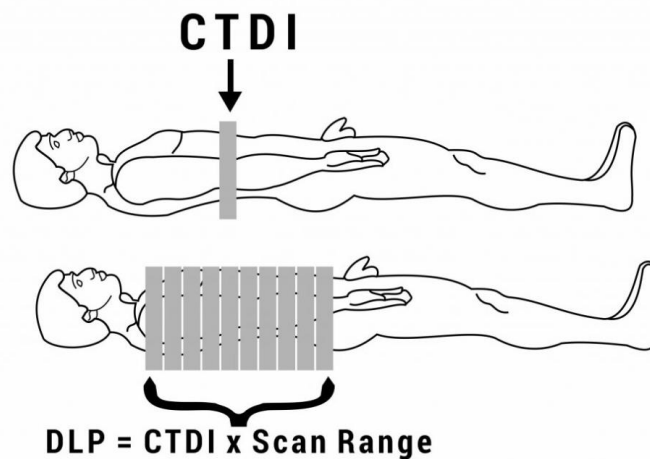


Figura 17: Diferença entre CTDI e DLP. O CTDI quantifica a dose média de radiação administrada num corte específico do doente. O DLP é o produto do CTDI pelo comprimento total da área examinada, fornecendo uma estimativa da dose total de radiação acumulada

O $CTDI_{vol}$ pode ser usado para a dose no órgão enquanto que o DLP é útil para o cálculo de dose efetiva.

O *Size -Specific Dose Estimates* (SSDE - mGy), é um parâmetro adicional de dose, que apesar de ainda não ser muito utilizado na Europa, utiliza fatores de conversão baseados nos doentes, como o peso, diâmetro e medidas antero - posteriores e laterais, ou seja, é uma estimativa de dose que considera correções com base no tamanho do doente, usando medidas de dimensões lineares ou determinadas a partir do doente ou imagens do doente (IAEA, 2023).

Dose efetiva

A dose efetiva (E), medida em Sv, está relacionada com os efeitos estocásticos que reflete o risco associado a uma exposição não uniforme, traduzindo-a em termos de uma exposição equivalente ao corpo inteiro. Ou seja, representa a dose de radiação que, se administrada a todo o corpo, produziria o mesmo risco que a dose mais elevada recebida pela parte do corpo efetivamente exposta (volume irradiado). Este conceito é particularmente útil no radiodiagnóstico, pois permite comparar os efeitos biológicos de diferentes exames que utilizam radiação ionizante.

O conceito foi desenvolvido para proteger tanto os profissionais quanto o público da radiação. Este conceito é útil para comparar doses associadas a diferentes exames de diagnóstico e procedimentos de intervenção. Além disso, facilita a comparação entre doses provenientes de diversas técnicas ou tecnologias no mesmo exame e entre intervenções semelhantes.

A dose efetiva leva em consideração tanto a quantidade de radiação absorvida por um tecido específico quanto a sensibilidade relativa desse tecido à radiação. Os valores de dose efetiva podem ser calculados utilizando diversos softwares (McCollough et al., 2008; OMS, 2016).

A dose efetiva pode ser estimada a partir do DLP ou KAP, que é relatado pela maioria dos equipamentos de imagem:

$$E(mSv) \approx k \times DLP \text{ ou } KAP$$

Onde o k representa o coeficiente de conversão de DLP em E de acordo com a região anatómica irradiada durante o exame (McCollough et al., 2008; United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, 2013).

Nos exames de radiografias este valor é dependente na região a ser irradiada, da tensão do tubo (kV) e da idade do doente (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, 2013).

A dose efetiva desempenha um papel crucial na comunicação e na educação sobre proteção radiológica, ajudando a informar os doentes sobre os riscos associados à radiação. Ela permite comparar a radiação recebida durante um procedimento com a radiação a que o doente está exposto no seu quotidiano. Esta comparação facilita a compreensão dos riscos relacionados aos exames radiológicos em contraste com a exposição diária à radiação (OMS & Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Instituto Politécnico de Coimbra, 2016).

Promoção da cultura de segurança contra as radiações ionizantes

A proteção contra radiação em exposições médicas tem como principal objetivo garantir a segurança do doente, do público e dos profissionais de saúde. Deve-se assegurar um risco mínimo para os doentes, avaliando continuamente a relação risco-benefício de cada intervenção para maximizar os benefícios e minimizar os riscos. Procedimentos mais complexos tendem a apresentar maior risco. A diminuição desses riscos depende não só da atuação dos profissionais de saúde, mas também de fatores organizacionais, como a cultura institucional e os procedimentos e processos implementados para a mitigação e atenuação de riscos, incluindo auditorias internas e externas.

No âmbito da imagem médica, a cultura de segurança promove a melhoria contínua na prestação de cuidados, resultando em maior segurança e procedimentos mais eficazes em termos de proteção radiológica. Isso inclui a justificação dos exames com radiação ionizante, adequação dos procedimentos à informação clínica e a otimização da proteção contra radiações ionizantes. A liderança desempenha um papel crucial na implementação e manutenção de uma cultura de segurança eficaz contra a radiação (IAEA, 2022a; OMS & Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Instituto Politécnico de Coimbra, 2016).

As organizações que promovem uma cultura positiva de segurança contra a radiação ionizante são caracterizadas por uma comunicação baseada na confiança mútua, pela valorização da proteção e segurança radiológica, e pelo compromisso com o desenvolvimento e implementação de medidas eficazes. Os sistemas eficazes de cuidados dependem de uma comunicação vigorosa, que inclui a divulgação de resultados e a gestão de problemas identificados. As organizações devem priorizar a formação multidisciplinar das equipas. Os membros das equipas devem adquirir conhecimentos, competências e atitudes específicas ao longo das suas carreiras, concentrando-se em quatro áreas principais: comunicação e análise de falhas, promoção de uma cultura aberta para a discussão de erros, implementação de mudanças com base em lições aprendidas e uma abordagem sistémica para a prevenção e análise de erros (OMS & Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Instituto

Politécnico de Coimbra, 2016). Estudos recentes sobre as características da educação em proteção radiológica dos departamentos de radiologia em Portugal concluíram que existe uma falta de formação e treino em proteção radiológica de todos os membros, por exemplo, apenas 30% de uma equipa multidisciplinar recebeu formação após graduação, enquanto que outros profissionais nunca obtiveram qualquer formação da área de proteção radiológica (Pimenta et al., 2023).

Segundo, Santos et al., 2023, a nível europeu, a formação em proteção radiológica é insuficiente e apresenta grande variação na adoção entre os profissionais de saúde nos cursos de licenciatura. Cerca de 12% dos indivíduos referiram a ausência de tópicos de radioproteção nas áreas de graduação das suas profissões e países, revelando assim uma falta de conformidade com as recomendações do relatório da Comissão Europeia RP n.º 175 e da Diretiva *Basic Safety Standards* (BSS) . O relatório RP n.º 175 recomenda um equilíbrio entre educação e formação, com destaque na prática e na resolução de problemas como metodologia pedagógica. 84% dos entrevistados afirmaram que apresentam formação ao longo da sua formação graduada, mas 30% desses relataram ausência de prática durante os cursos (Santos et al., 2023).

Desta forma, a promoção e a cultura de segurança contra as radiações ionizantes são cruciais para a proteção dos doentes, profissionais de saúde e público. A implementação de uma cultura de segurança minimiza os riscos e assegura práticas radiológicas eficazes. A formação contínua e especializada é fundamental, com uma liderança que promove a comunicação aberta e a melhoria contínua dos processos. Assim, a segurança radiológica permite uma otimização da qualidade dos cuidados de saúde e garante a proteção de todos os envolvidos.

Objetivo

O presente estudo pretende, assim, avaliar a exposição de dose, e por consequência, dose efetiva, do doente com o AVC isquémico e hemorrágico, desde o seu diagnóstico, tratamento até ao controlo, dentro do período de internamento, em todas as modalidades de imagem médica com o uso de radiação ionizante, como a tomografia computadorizada, angiografia e radiologia geral.

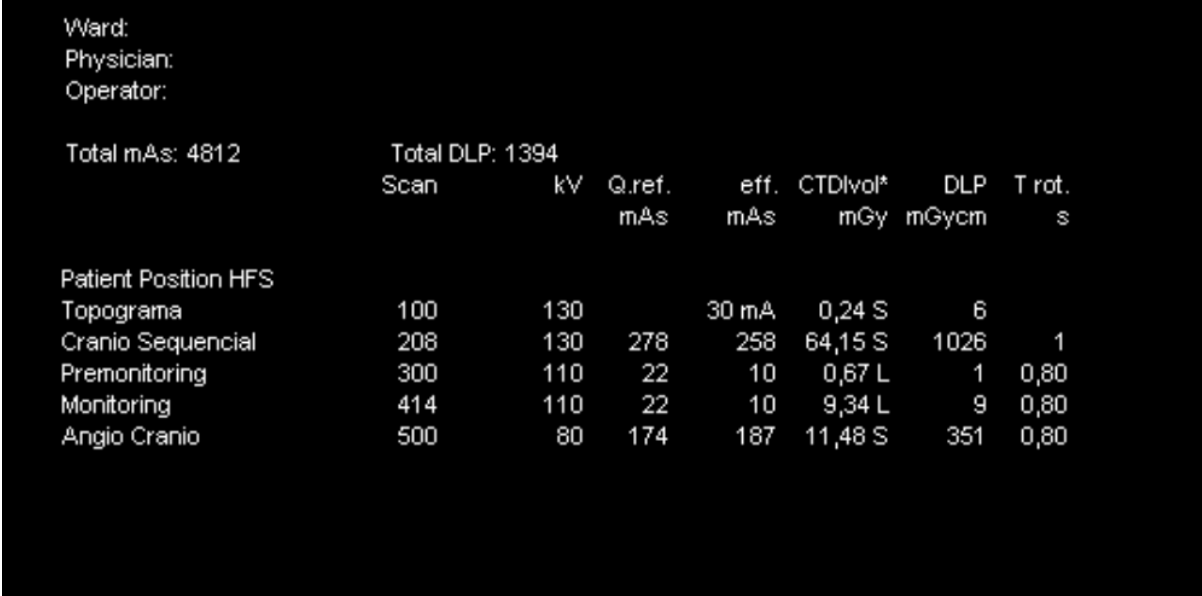
Com este objetivo serão determinados os NRD locais e dose efetiva. Por consequência, será possível proceder à otimização de procedimentos que usam radiação ionizante de forma a promover a segurança dos doentes e profissionais na exposição à radiação, permitindo uma melhoria contínua dos procedimentos.

Materiais e Métodos

O presente estudo foi realizado na Unidade Local de Saúde de Coimbra, no Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra (CHUC), pólo HUC, onde se encontra o centro de referência da Via Verde AVC.

Foi solicitada à comissão de ética a devida autorização para a realização do estudo, com o número 061/24 CE, com processo nº. OBS.SF.161-2023 de 08-03-2024 que se encontra em anexo I.

Os dados foram recolhidos retrospectivamente no período igual a um ano (2022). A informação relativa à exposição de dose, idade e sexo, foram recolhidos através do relatório de dose de cada exame, presente no sistema *Picture Archiving and Communication System* (PACS) - SECTRA® (Figura 18 e Figura 19). Para a radiografia foi necessário recolher aos parâmetros do exame no SECTRA®, por não existir um relatório de dose final.



Ward:
Physician:
Operator:

Total mAs: 4812 Total DLP: 1394

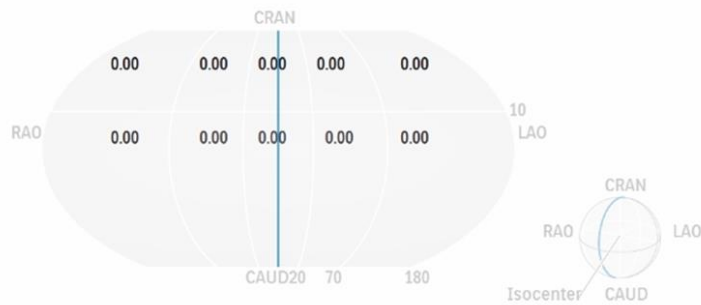
Scan	kV	Q.ref. mAs	eff. mAs	CTDIvol* mGy	DLP mGycm	T rot. s
Patient Position HFS						
Topograma	100	130	30 mA	0,24 S	6	
Cranio Sequencial	208	130	278	258	64,15 S	1
Premonitoring	300	110	22	10	0,67 L	0,80
Monitoring	414	110	22	10	9,34 L	0,80
Angio Cranio	500	80	174	187	11,48 S	0,80

Figura 18: Exemplo de um relatório de dose de um procedimento de TC

Dose Report

Total DAP	283.165 Gy·cm ²
Exposure Cumulative DAP	244.502 Gy·cm ²
Exposure Series	17
Exposure Images	1004
Fluoroscopy Cumulative DAP	38.663 Gy·cm ²
Total Fluoroscopy Time	12.5 min
Total Air Kerma (K)*	1737 mGy
Below Threshold (2000 mGy)	

Frontal Cumulative Air Kerma (K) 1146 mGy
 Lateral Cumulative Air Kerma (K) 591 mGy
 Projections map. No individual zones exceed the threshold. The highest value is indicated in mGy



Dose Report

Dose exposure table*

Series	Date & Time	Type	Description	DAP Gy·cm ²	K [mGy]	No of Images	Rot	Ang	fps	mA	ms	mAs	kV	SID [Cm]	Prefilter
1	-2022 20:56		Cerebral 3 fps Normal	21.1	61.0	12	0°	0°	3.0			84	80	119	0.1 mm Cu + 1 mm Al
2	20:58		Cerebral 3 fps Normal	3.21	11.7	4	0°	0°	3.0			41	80	119	0.1 mm Cu + 1 mm Al
3	20:58		Cerebral 3 fps Normal	8.42	30.1	15	0°	0°	1.0			28	85	119	0.1 mm Cu + 1 mm Al
				14.0	72.5	15	RAO 90°	0°	1.0			34	107	130	0.1 mm Cu + 1 mm Al
4	21:02		Cerebral 3 fps Normal	10.6	64.2	12	LAO 8°	CRAN 15°	3.0			63	92	119	0.1 mm Cu + 1 mm Al
				5.09	22.6	12	RAO 86°	0°	3.0			23	85	118	0.1 mm Cu + 1 mm Al
5	21:10		Cerebral 3 fps Normal	11.5	69.1	13	LAO 8°	CRAN 15°	1.0			63	91	119	0.1 mm Cu + 1 mm Al
				5.50	24.4	13	RAO 86°	0°	1.0			23	85	118	0.1 mm Cu + 1 mm Al

Figura 19: Exemplo de relatório de dose de um procedimento de fluoroscopia do equipamento Philips Azurion7 B20

Os indivíduos com AVC isquémico e hemorrágicos foram selecionados através de uma base de dados fornecida pela Unidade de AVC e pelo sistema SECTRA®. Os indivíduos com AVC hemorrágico foram selecionados através da pesquisa pela informação clínica e corpo de relatório através do PACS com palavras de “AVC”, “hemorrágico” e “hemorragia”, e selecionados conforme a informação clínica do doente e exames realizados.

Todos os dados selecionados foram transcritos para uma base de dados sem identificação do qualquer doente, transcrita em caracteres numéricos e processados através do IBM® SPSS® Statistics versão 29, onde foi caracterizada a amostra e frequência de dados clínicos e cálculos das médias, desvio padrão e percentis 50, 75 e 95 para os valores de dose dos diferentes procedimentos. Através disso foram definidos os NRD locais através do percentil 75 de todos os procedimentos e posteriormente multiplicados pelo *fator K* de forma a determinar a dose efetiva do doente com AVC durante o período de internamento.

A Via Verde AVC é ativada em contexto de urgência, após a avaliação clínica e em todos os doentes deste carácter é solicitado a realização de TC crânio-encefálica sem contraste e angio-TC do crânio ou vasos cervicais. Seguidamente, se clinicamente justificável, o doente realiza o tratamento TM. Posteriormente pode ser realizada uma radiografia do tórax intransportável, na unidade de AVC e TC de controlo após 24 horas. Concomitantemente, com o procedimento TM com recurso à fluoroscopia, pode ser acoplado o tratamento da fibrinólise ou esta de forma independente, sendo também realizado um exame de TC de controlo 24h após início de tratamento.

O doente com AVC hemorrágico realiza TC crânio-encefálica sem contraste e controlo após 24 horas ou dependendo da evolução da clínica.

O serviço de Imagem Médica do Pólo HUC, é constituído cinco equipamentos de TC, são numerados de 1 a 5, 2 equipamentos de fluoroscopia e 3 equipamentos de radiologia portátil.

Todos os equipamentos apresentam as manutenções preventivas realizadas, bem como o controlo de qualidade do equipamento atualizado, de forma a garantir o desempenho da fiabilidade da exposição.

Para o estudo do AVC foram recolhidos dados de 5 equipamentos de TC, com as características diferentes e identificadas na Tabela 3 .

Tabela 3: Caracterização dos equipamentos de TC do SIM, pólo HUC, onde são realizados os exames de interesse para o estudo

Equipamentos de TC							
	Marca /Modelo/Ano de fabrico	Nº. de detetores	Tempo de rotação(s)	Tubo (MHU)	Tensão (kV)	Corrente (mA)	
Equipamento	1	<i>GE® LightSpeed VCT 2006</i>	64	0,35	8,0	80-140	715
	2	<i>Siemens Healthineers® Somatom go.All 2018</i>	64	Até 0,33	7,0	70-140	825
	3	<i>Siemens Healthineers® Somatom go.TOP 2022</i>	128		7,0 ^b	70-140 Sn100, Sn110 Sn120 Sn130 Sn140	até 825 ^c
	4	<i>Siemens Healthineers® Somatom go.up 2020</i>	32 ^a	0,8	3,5	80, 110, 130	até 400 ^d
	5	<i>Siemens Healthineers® Somatom go.up 2020</i>					
^a Reconstruções a 64; ^b valor equivalente a 17, 5 MHU com SAFIRE ^c valor equivalente a 2,06 A com SAFIRE ^d valor equivalente a 1.000 mA com SAFIRE							

Todos os equipamentos possuem a opção modulação de corrente e de tensão, e todos apresentam reconstrução iterativa.

Nos exames de TC foram avaliados os valores de DLP e $CTDI_{vol}$, tensão (kV) corrente do tubo (mA), *pitch* bem como a frequência de exames nos diferentes equipamentos.

O serviço de Angiografia, inserido no SIM, é constituído por dois equipamentos de fluoroscopia em configuração em arco em C, com detetores planos da marca *Philips*[®], um monoplanar e outro biplanar, ambos com tecnologia 3D. O equipamento biplanar é o mais utilizado nos exames de neurorradiologia.

No equipamento número 1, *Philips*[®] *Azurion 7 M20*, a ampola de raio- X apresenta uma alta potência permitindo uma maior dissipação do calor e permitindo a filtragem de dose no doente com 0,2mm, 0,5mm e 1,0mm de filtros *Spectream Beam* equivalente em cobre.

O detetor apresenta um tamanho de 68 cm, com campo de visão máximo de 48 cm na diagonal, tendo uma área sensível aos raios-X de 1904x2586 pixels, apresentando campos de zoom de 42, 37, 31, 27, 23, 19 e 16 cm, com um DQE de 77% a 0lp/mm. relativamente à fluoroscopia, existe uma pré filtragem extra *StreamBeam* de 0,2, 0,5 e 1,0 mm, apresenta 3 modos de fluoroscopia e 3,75, 7,5, 15 e 30 frames/segundo. (Philips, 2018b).

O equipamento número 2, Figura 20, *Philips*[®] *Azurion 7 B20*, biplanar com ambas as ampolas com alta potência de dissipação de calor permitindo o uso da tecnologia de *Spectra Beam*. Relativamente a ampola de raios-X frontal apresenta como valores mínimos do ponto focal de 0,4/0,7mm, sendo que a ampola lateral apresenta um ponto focal de 0,5/0,8mm. Ambas as ampolas estão capacitadas com uma pré filtragem extra através do *Spectra Beam* com filtros equivalentes de cobre de 0,2, 0,5 e 1mm.

Apresenta um detetor frontal de 68 cm, com campo de visão de 48 cm na diagonal, com uma área sensível ao raios- X de 1904 x 2586 pixels, tendo campos de zoom diagonais 42,37, 31, 27,23,19 e 16 cm. O detetor lateral ostenta um tamanho de 53cm e um campo de visão de 30 cm na diagonal e uma área sensível aos raios-X de 1344 x 1344 pixels, tendo campos de zoom em formatos quadrados diagonais de 27, 23, 19 e 16 cm. Apresentam ambos os detetores um DQE de 77% a 0lp/mm. No que toca a área da fluoroscopia, apresenta 3,75/7/ 5/15 e 30 pulsos por segundo (Philips, 2018a).



Figura 20: Sala de angiografia, equipamento número 2, do SIM

Tabela 4: Especificações de equipamentos de fluoroscopia presente no serviço de Angiografia do SIM

Equipamentos de Fluoroscopia		
Equipamento	1	2
Marca/ Modelo	<i>Philips Azurion 7 M20</i>	<i>Philips Azurion7 B20</i>
Ano de fabrico	2019	
Voltagem (kV)	40 a 125	
Corrente	1000mA a 100kV	
Detetor	Monoplanar	Biplanar
Fluoroscopia Filtragem	Pré- filtragem StreamBeam 0,2, 0,5 e 1,0mm	
Pulsos/segundo	0,5, 3, 7,5, 15 e 30	

Para os procedimentos de angiografia foram examinados valores de KAP, AirKerma (K), frames/s, corrente do tubo (mA) e tempos de exposição (s) e tensão (kV) máximos e mínimos, *source to image distance* (SID), filtros, e número de passagens no procedimento de TM.

Os equipamentos de radiologia portáteis utilizados no SIM para a realização de doentes intransportáveis para o interesse em estudo podem ser três. Todos os equipamentos apresenta o mesmo ano de fabrico de 2020, um detetor com um cintilador de iodeto de Césio (CsI), ou seja, com uma tecnologia de *Flat Detector Technique* de conversão indireta em que o material cintilador converte os raios-X em luz visível. A luz é então captada por fotodíodos e convertida em sinal elétrico. Apresenta uma tensão do tubo que entre os 40 kV e o os 125kV. O *Shimadzu MobileDaRT Evolution* e o *Philips MobileDiagnost WDR* têm um desempenho semelhante em termos de resolução espacial, faixa dinâmica e *Detective Quantum Efficiency* (DQE). O Fujifilm FDR Nano DR XD 1000 destaca-se com maior resolução espacial, faixa dinâmica e DQE, oferecendo a melhor qualidade de imagem dos três sistemas (Tabela 5) (Busch, 2004; Fujifilm Corporation, 2017; Kato, 2011; Philips, 2015).

Tabela 5: Equipamentos portáteis utilizados para realização de radiografia torácica

Equipamentos portáteis de radiologia geral			
Equipamento	1	2	3
Marca/ Modelo	<i>Shimadzu MobileDaRT Evolution</i>	<i>Philips Mobile Diagnost wDR</i>	<i>Fujifilm FDR Nano DR-XD 1000PX</i>
Ano de fabrico	2020		
Tensão (kV)	40 a 133	125	40 a 100
Corrente (mA)	Max 400	10-320	Max 35
mAs	0,32 a 320	0,1-500	n/A
Detetor	Digital Cesium Iodide (CsI) flat detector		
Resolução Espacial	~3.5 lp/mm		~4.5 lp/mm
Faixa Dinâmica	14 bits		16 bits
<i>Detective Quantum Efficiency (DQE)</i>	65% - 70%	65% - 75%	75% - 80%
<i>Modulation Transfer Function (MTF)</i>	Boa detecção de detalhes		Muito alta, com tecnologia ISS

Na radiografia do tórax, através da imagem foi determinado o diâmetro lateral “pele com pele” do doente como visualizado na Figura 21, uma vez que não existe acesso ao peso e altura do doente. Foi verificado o número de exames realizados em cada equipamento usados no SIM, e posteriormente determinados os valores médios de KAP e os NRD locais para este exame.

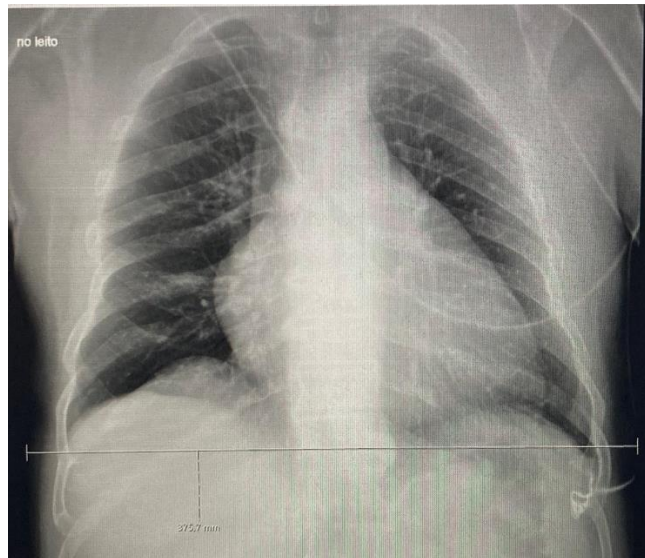


Figura 21: Exemplo de medição lateral para a radiografia do tórax de frente

Resultados

No período de 2022, 520 doentes foram admitidos no CHUC (Figura 22), através da Via Verde, por AVC isquémico e foram elegíveis para tratamento vascular, através de angiografia cerebral. Destes 520, 222 foram diagnosticados neste centro, sendo os restantes 298 doentes, provenientes do exterior, com o diagnóstico de AVC realizado fora da instituição.

Dos 222 seleccionados 116 foram incluídos no estudo e 106 foram excluídos devido à falta de relatório de dose, ou à não realização do protocolo completo no diagnóstico.

Do total de doentes com AVC isquémico seleccionados (n=116) para o tipo de tratamento em que foi aplicado o método de reperfusão endovascular corresponde a 43,7% (n=73), enquanto que 18% (n=30) foi utilizado tratamento através da fibrinólise e em 7,8% (n=13) ambos os procedimentos.

Os doentes com AVC hemorrágicos elegíveis para o estudo foram 51, durante o mesmo período temporal.

Assim o total de doentes seleccionados com AVC no período de estudo foi 167, em que o AVC isquémico tem uma prevalência de 69,5% (n=116) e o hemorrágico de 30,5% (n=51).

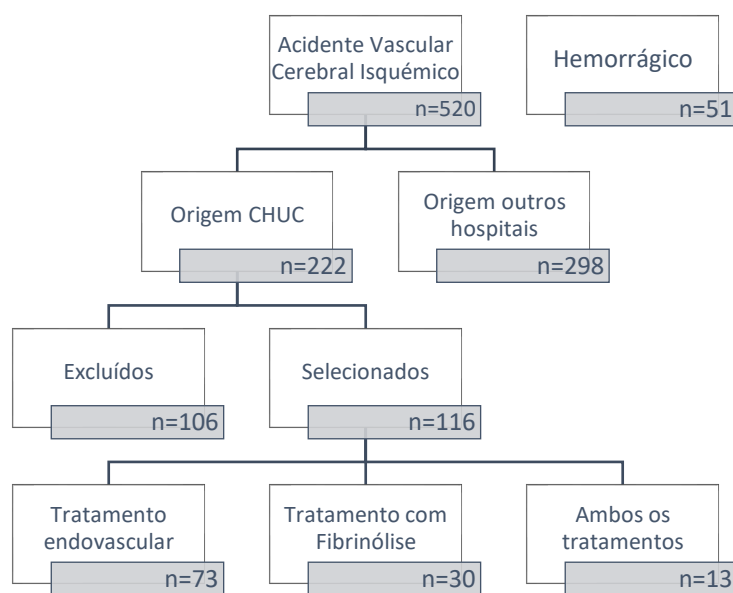


Figura 22: Seleção e exclusão de dados para o estudo

Dos 167 indivíduos 50,3% (n=84) correspondem a indivíduos do sexo masculino, enquanto 49,7% (n=83) corresponde ao sexo feminino.

A média de idades dos doentes com AVC hemorrágico foi de 68 anos. Para o AVC isquémico foi de 75 anos quando tratados com fibrinólise e de 77 anos quando tratados com abordagem endovascular ou ambos os tratamentos.

Clinicamente, e identificando a lateralidade das lesões, 53,9 % (n=90) foram identificados do lado esquerdo, enquanto 42,5% (n= 71) do lado direito, sendo que 3,6%(n=6) não foram aplicáveis. Relativamente a circulação afetada a anterior corresponde a 63.5% (n=106), enquanto 5,4% (n=9) afetaram a circulação posterior e em 30,5% (n=51) casos foi omito por não existirem dados para esta característica.

Relativamente a classificação clínica OCSP, 5.4% (n=9) estão associados a LACS, 23,4% (n=39) a PACS, 4,8%(n=8) POCS, 35,9 % (n=60) a TACS.

Da etiologia, 25,7% (n=43) dos doentes apresentou um estudo incompleto, 1,8% (n=3) corresponde a oclusão do pequeno vaso, 9% (n=15) aterosclerose do grande vaso, 31,7% (n=53) cardioembolismo, 6,6% (n=11) hipertensão arterial, 4,2% (n=7) angiopatia amiloide e 21% (n=35) outras causas.

No caso das leituras de imagens e diagnóstico através da análise no ASPECTS realizado através da TC de diagnóstico sem contraste, cerca de 43% (n=72) não teve qualquer avaliação desta escala, 56,9% (n=55) foram avaliados entre as a escala de 5 a 10. Dentro destas 0.6% (n=1) teve uma avaliação de 5, 1,8%(n=3) de 6, 7,2%(n=12) para escala de 7, 8,4% (n=14) para uma escala de 8, 6%(n=10) para 9 e 32.9%(n=55) com uma escala de 10.

Na escala de TICI depois da realização do tratamento endovascular, apenas estão elegíveis para esta avaliação 51,5 % (n= 86), doentes que foram sujeitos a tratamento de TM. O TICI 0 e não definido correspondeu a 2,4% (n=2) cada, 2ª a 4,7% (n=4), 2b a 30,2%(n=26), 2c a 11,6%(n=10), e de 3 a 48,8%(n=42). Não existiram avaliações na escala de TICI com valores de grau 1 e 2.

Tomografia Computorizada

Para a via Verde AVC é realizada uma TC crânio-encefálica sem contraste e posteriormente é incluída uma angio TC para a visualização dos vasos cerebrais, como protocolos estabelecidos pelas *guidelines* e como já mencionado anteriormente pelo ACR (Pannell et al., 2024).

Protocolos Tomografia Computorizada

Os diferentes equipamentos de TC apresentam parâmetros distintos durante as diversas fases do estudo.

TC crânio sem contraste e controlo

Para a TC de crânio-encefálica tanto de diagnóstico como de controlo é usado o mesmo protocolo. Esse protocolo difere nos diferentes equipamentos, sendo os parâmetros essenciais visualizados nas Tabela 6 e Tabela 7. Podem ser adquiridos em modo sequencial ou helicoidal/espiral, sendo o sequencial mais o utilizado neste Serviço. A sua escolha depende essencialmente da colaboração do doente.

O crânio é sempre apresentado em janela de parênquima cerebral e óssea no plano axial.

No equipamento número 1 o exame de crânio é realizado em modo sequencial, e a range é dividida em infratentorial com uma espessura efetiva e incremento de 2,5mm, com uma tensão de 140 kV e supratentorial com espessura efetiva e incremento de 5mm, com uma tensão de 120 kV.

Nos restantes equipamentos a espessura efetiva é de 3 mm com um incremento de 3 mm, e existem algumas diferenças nos parâmetros de exposição conforme o equipamento, como referido anteriormente.

Tabela 6: Parâmetros de exposição do protocolo de TC crânio em modo sequencial nos diferentes equipamentos

TC Crânio Sequencial						
Equipamento		1	2	3	4	5
<i>Care kV IQ Level</i>		-	370	360	416	397
Tensão (kV)		140/120 ^a	120	120	130	130
Corrente (mA)		225/270				
Espessura efetiva (mm)		2,5/5 ^a	3			
Incremento (mm)		2,5/5 ^a	3			
Safire	Cérebro	n/a	3	2	1	2
	Osso		2	2	1	2

^aInfra e supratentorial, respetivamente; n/a – não aplicável

Tabela 7: Parâmetros de exposição do protocolo de TC crânio em modo helicoidal, nos diferentes equipamentos

TC Crânio Helicoidal						
Equipamento		1	2	3	4	5
<i>Care kV IQ Level</i>		n/a	390	360	419	397
Tensão (kV)			120	120	130	130
Tempo de Rotação (s)			1			
<i>Pitch</i>			0,5	0,45	0,45	0,5
Espessura efetiva (mm)			3			
Incremento (mm)			3			
Safire	Cérebro		2	2	1	2
	Osso		2	2	1	1

Angio- TC crânio

Em todos os equipamentos Siemens®, no protocolo de angio-TC, é realizada uma série com espessura efectiva de 3mm com um incremento de 3mm, *maximum intensity projection* (MIP) com 6mm, com incremento de 2mm nos 3 planos e axial em espessura efetiva de 0,80mm com incremento de 0,6mm, bem como reformatações radiais para a visualização das carótidas na sua maior extensão.

No equipamento número 1, GE®, são executados nos 3 planos reformatações de 2,5mm/2,5mm, MIP espessura efetiva de 6mm com incremento de 2mm e axiais com espessura efetiva de 0,625mm e incremento de 0,4mm. No protocolo de angio-TC, maioritariamente, é usada a monitorização do contraste.

A aquisição é realizada em modo helicoidal, numa única aquisição desde a crossa da aorta até aos vasos cerebrais. No equipamento número 1 existe um único protocolo para estudo das carótidas e polígono de Willis. Contudo, os restantes equipamentos apresentam dois protocolos, que apesar de díspares, foram usados para o estudo da Via Verde AVC, o protocolo de Polígono de Willis e o das carótidas, existindo diferenças em alguns parâmetros de exposição.

No protocolo com indicação para o estudo das carótidas o valor de $CTDI_{vol}$ está padronizado para o fantoma de corpo de 32cm, estando os restantes para 16 cm (Figura 23). Assim, foi necessário converter para os valores de $CTDI_{vol}$ para o fantoma de 16cm, através dos dados especificados por Strauss, 2014 em que verificou que o valor do $CTDI_{vol}$ aumenta 2,6 vezes quando o fantoma diminui (referente ao fantoma 10, 16 e 32cm), (Strauss, 2014). Desta forma, quando foi selecionado o protocolo das carótidas, todos os valores de $CTDI_{vol}$ foram convertidos.

Todos os parâmetros de exposição do protocolo da angio-TC do polígono de Willis e Angio das carótidas podem ser visualizados na Tabela 8 e Tabela 9.

Total mAs: 3709		Total DLP: 1241					
	Scan	kV	Q.ref. mAs	eff. mAs	CTDI _{vol} * mGy	DLP mGy·cm	T rot. s
Patient Position HFS							
Topograma	100	130		30 mA	0,25 S	6	
Cranio Sequencial	208	130	265	254	63,03 S	1009	1
Topograma	300	130		30 mA	0,09 L	4	
Pre Monitoring	400	110	21	22	1,39 L	1	0,80
Monitoring	510	110	21	21	13,65 L	14	0,80
Angio Carotidas_Cranio	600	110	166	82	5,74 L	207	0,80

*: L = 32cm; S = 16cm

Figura 23: Exemplo de relatório de dose de uma exame de TC com protocolo de angio das carótidas em que o o CTDI_{vol} é apresentado com a referência do fantoma de 32cm

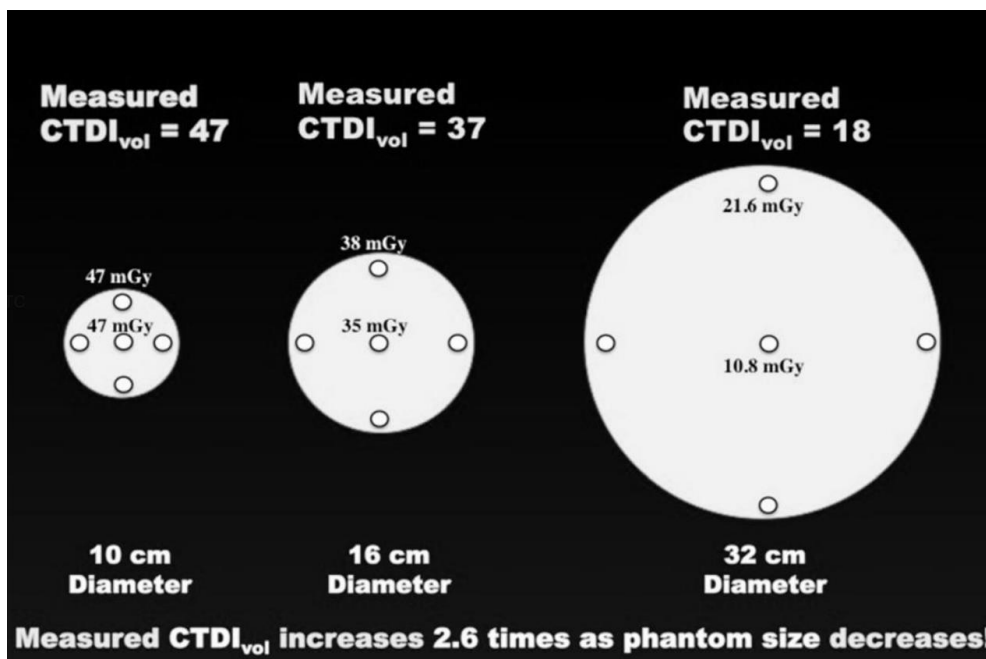


Figura 24: Valores de CTDI_{vol} com os mesmos parâmetros de exposição, verificou--se que o valor de CTDI_{vol} aumenta 2,6vezes com a diminuição do fantoma(Strauss, 2014)

Tabela 8: Parâmetros de exposição para a realização da angio TC de crânio e vasos cervicais, com o uso de protocolo angio TC Polígono de Willis

Nome do protocolo	Angio TC Polígono de Willis				
Equipamento	1	2	3	4	5
<i>Care Kv IQ Level</i>	n/a	230	225	195	195
Tensão (kV)	120	100	80	80	80
Tempo de Rotação (s)	0,4	0,3	0,5	0,8	0,8
<i>Pitch</i>	0,969	1,5	1	1	1
Corrente (mA)	620 (ref)	n/a			
Espessura efetiva (mm)	0,625	3			
Incremento (mm)	0,625	3			
Safire	n/A	3	3	1	1

n/a – Não aplicável

Tabela 9: Parâmetros de exposição para a realização da Angio TC de crânio e vasos cervicais, com o uso de protocolo Angio TC carótidas

Nome do protocolo	Angio TC carótidas ^a				
Equipamento	1	2	3	4	5
Care Kv IQ Level	n/a	208	320	208	208
Tensão (kV)		100	Sn100	110	110
Tempo de Rotação (s)		0,3	0,5	0,8	0,8
<i>Pitch</i>		1,2	1	1,2	1,2
Corrente (mA)		n/a			
Espessura efetiva (mm)		3			
Incremento (mm)		3			
<i>Safire</i>		2	1	3	3

^a protocolo definido com o fantoma de corpo 32cm; n/a – Não aplicável

Todos os doentes do estudo (n=167) realizaram a TC de diagnóstico, sendo que o equipamento mais utilizado corresponde ao número 2 com 30,5% (n= 51), seguido pelo 1 com 24,5% (n=41). O equipamento menos utilizado corresponde ao número 3 com uma percentagem de 1,2% (n=2).

Tabela 10: Número de exames realizados por equipamento de TC no exame de diagnóstico

		Frequência (n)	Percentagem (%)
Equipamento	1	41	24,6
	2	51	30,5
	3	2	1,2
	4	38	22,8
	5	35	21,0
	Total	167	100,0

Estudando a tensão (kV) nos exames de diagnóstico, verificou-se a média mais baixa e com um maior desvio padrão é na tensão da monitorização, sendo esta a fase mais dinâmica do protocolo, tenho uma média de 96,72kV e uma mediana de 90kV (Tabela 11). A tensão na aquisição de crânio sem contraste apresenta uma média idêntica de 129,69kV e 121,95kV, sendo que a mediana no crânio ou na aquisição infratentorial é de 130kV, uma vez que o equipamento número 1 apresenta uma aquisição de 140 kV para a área infratentorial do crânio, como explicado nos diferentes protocolos dos equipamentos.

De igual modo pode-se verificar que do total de exames de diagnóstico, 116 doentes realizaram exame de angio TC, que corresponde à suspeita de AVC isquémico e 51 doentes não necessitaram de exame vascular para diagnóstico, uma vez que tinham AVC hemorrágico. Existem 4 casos omissos, por não terem valores de tensão.

Tabela 11: Valores de Tensões nas diferentes fases da TC de diagnóstico

Tensão(kV) para o exame de TC Diagnóstico				
	Crânio ou infratentorial	Supratentorial	Monitorização	Angio TC
N	163	41	116	116
Média	129,69 ($\pm 7,064$)	121,95($\pm 6,01$)	96,72($\pm 16,57$)*	112,84(6,95)
Mediana	130	120	90	110

Após a TC de diagnóstico e obtido o diagnóstico diferencial e, por consequência diferentes decisões terapêuticas pode afirmar-se que 98,2% (n=164) dos doentes iniciais realizaram exame de TC de primeiro controlo, sendo que 1,8% não realizou este procedimento, podendo isto acontecer devido ao falecimento ou transferência para outro centro. Relativamente aos doentes que realizaram TC de controlo, verificou-se que, a maioria dos exames são realizados no equipamento número 2 com 34,1% (n=56) e no equipamento de TC 1 com 26,2% (n=43), sendo o menos utilizado o número 3 com 12,2% (n=11), como demonstrado na Tabela 12.

Tabela 12: Número de exames realizados por equipamento de TC no exame de primeiro controlo

Controlo 1			
		Frequência(n)	Percentagem (%)
Equipamento	1	43	26,2
	2	56	34,1
	3	11	6,7
	4	34	20,7
	5	20	12,2
	Totais exames realizados	164	100
Não realizados		3	
Total		167	

Num segundo período temporal apenas 18% (n=30) realizaram outro exame de controlo, sendo estes doentes do AVC hemorrágico. Cerca de 82% (n= 137) dos doentes não realizaram mais exames de controlo além do primeiro, como acontece com os doentes do AVC isquémico.

Neste controlo foram realizado no equipamento número 1 mais exames 33% (n=10) e no número 2 30% (n=9). O equipamento número 5 foi o menos utilizado com 6,7% (n=2), como se comprova na Tabela 13.

Tabela 13: Número de exames realizados por equipamento de TC no exame do segundo controlo

Controlo 2			
		Frequência(n)	Percentagem (%)
Equipamento	1	10	33,3
	2	9	30,0
	3	4	13,3
	4	5	16,7
	5	2	6,7
	Totais exames realizados		30
Não realizados		137	
Total		167	

Como se pode verificar na Tabela 14, no terceiro exame de controlo apenas foram realizados exames a 9% (n=15) dos doentes iniciais. Tal como o controlo anterior, 40% (n=6) dos exames foram realizados no equipamento número 1 e 20%(n=3) nos equipamentos 2 e 3. Tal como o controlo anterior, o equipamento menos utilizado foi o número 6 com 6,7%(n=1).

Tabela 14: Número de exames realizados por equipamento de TC no exame do terceiro controle

Controlo 3			
		Frequência(n)	Percentagem (%)
Equipamento	1	6	40,0
	2	3	20,0
	3	2	13,3
	4	3	20,0
	5	1	6,7
	Totais exames realizados		15
Não realizados		152	
Total		167	

Dos doentes avaliados, apenas 3% (n=5) foram submetidos a uma quarta TC de controlo durante o período de hospitalização, enquanto 97% (n=162) dos doentes iniciais foram excluídos. Somente dois equipamentos foram utilizados para esses exames, com o número 2 a ser utilizado com maior frequência, realizando 80% (n=4) dos exames, e o número 4 a ser usado em 20% (n=1) dos casos, como se verifica na Tabela 15.

Tabela 15: Número de exames realizados por equipamento de TC no exame do quarto controle

Controlo 4			
		Frequência(n)	Percentagem (%)
Equipamento	2	4	80,0
	4	1	20,0
	Totais exames realizados		5
Não realizados		162	
Total		167	

No modo de aquisição do exame de TC crânio encefálico sem contraste, tanto de diagnóstico como no controlo existe uma maior prevalência da aquisição em modo sequencial, acima dos 90%, entre os 73,3% e 100% nos diferentes controlos, sendo que no controlo número 4 existem somente 5 casos em que todos foram realizados em modo sequencial. Seguindo pelo primeiro controlo com cerca de 91,5%, sendo o controlo com menor percentagem o 3 com 73,3%, sendo que neste controlo existe uma percentagem de 26,7% de TC realizadas em modo helicoidal. Este valor deve-se ao facto de existirem poucos casos a realizar este controlo. Trata-se de um centro que tem como rotina realizar os exames de TC crânio em modo sequencial, verifica-se que existe uma maior percentagem de doentes que realizaram uma aquisição de diagnóstico em modo sequencial (85% e 15% em helicoidal). Na TC de controlo existe uma maior percentagem de exames realizados no modo sequencial 91,5% uma vez que possivelmente os doentes já se encontram mais colaboradores depois do tratamento. Muitos dos doentes na fase de diagnóstico não colaboram, originando assim um maior uso do modo helicoidal. Isto contrasta com o controlo número 2 e 3, existindo uma maior diferença neste último, sendo que 26,7% usam modo helicoidal (Tabela 16).

Tabela 16: Modo de aquisição da TC de diagnóstico e controlo

Exame de TC	Modo de Aquisição			
	Sequencial		Helicoidal	
	N	Percentagem (%)	N	Percentagem(%)
Diagnóstico	142	85	25	15
Controlo 1	150	91,5	14	8,5
Controlo 2	27	90	3	10
Controlo 3	11	73,3	4	26,7
Controlo 4	5	100	-	-

No que se refere aos parâmetros de exposição, verificamos que todos os controlos, exceto o último, apresentam valores idênticos de média e mediana de tensão (130 kV), sendo o último controlo com valor inferior a 120 kV, uma vez que existe um número reduzido de doentes a realizar esse controlo, e nunca realizaram o controlo no equipamento 1, não existindo dados para o valor do supratentorial, como se comprova na Tabela 17. No controlo número 3, existe um valor mais elevado na média e mediana de 130 kV. Neste controlo foram utilizados o equipamento de TC 4 e 5 que apresenta uma tensão no protocolo definido de 130 kV (Tabela 6), sendo que o maior número de controlos foram realizados no equipamento 1, 40% (n=6) (Tabela 14) que apresenta um protocolo com uma tensão de 140 kV.

Tabela 17: Valores de Tensões(kV) para os diferentes controlos

Região anatómica	Crânio ou infratentorial				Supratentorial			
	1	2	3	4	1	2	3	4
Controlo	1	2	3	4	1	2	3	4
N	165	26	13	5	44	7	5	0
Média (desvio padrão)	128,73 (±8,05)	128.46 (±8,34)	130,77 (±8,623)*	122 (±4,47)	120,45 (±3,02)	120	120	-
Mediana	130	130	130*	120	120	120	120	-

Parâmetros de Dose na TC

No que respeito às medidas quantitativas de exposição de dose de exame, verificamos que o valor médio de $CTDI_{vol}$ da TC do diagnóstico é idêntico à TC do primeiro controlo, 73,07 (±66,06) mGy e 73,17(±62,08) mGy, respetivamente. O valor médio mais alto corresponde ao controlo número 3 que apresenta um valor médio de $CTDI_{vol}$ de 90,35 (±123,23) mGy.

Verifica-se um elevado desvio padrão, como é o caso da angio TC e do controlo número 3, avaliando a mediana de todos os valores, constata-se que o controlo 4 apresenta o valor mais elevado de $CTDI_{vol}$, com 66,60 mGy.

Avaliando a mediana de todos os momentos de exames verifica-se que o valor da aquisição angio-TC da aquisição monitorização é o mais baixo com 15,65mGy e 13,14mGy, respetivamente. No estudo angiográfico apresenta uma média com elevado desvio padrão.

Equitativamente, é apresentando no controlo número 3, um valor muito díspar entre a média e a mediana do valor de $CTDI_{vol}$ 90,35 ($\pm 123,23$) mGy e 58,42 mGy, respetivamente. Esses valores médios são consideravelmente mais altos em comparação com outros momentos de exame de controle.

Analisando os valores de DLP verificamos que o valor mais alto corresponde ao exame de diagnóstico, que inclui a TC crânio sem contraste e a angio TC, com valor de 1578,27 ($\pm 1220,89$) mGy.cm sendo que o valor mais baixo corresponde ao controlo número 3 com valores médios de 1026,93 ($\pm 107,92$) mGy.cm (Tabela 18).

Através dos testes de *Anova com Student – Newman-Keubls* determinou-se se existiram diferenças estatisticamente significativas entre o valor de DLP dos equipamentos, em cada momento. Assim, existiram diferenças estatisticamente significativas do DLP total no controlo número 2, sendo que o equipamento 1 e 3 apresentam valores mais baixos e sem diferenças estatisticamente significativas entre si (950,84 mGy.cm e 939,75mGy.cm, respetivamente). O equipamento 2, 4 e 5 apresentam valores mais elevados, sendo a TC 5 com maior valor de exposição 1184,00mGy.cm.

Tabela 18: Valores de CTDI_{vol} referente aos exames de TC de controlo realizados ao longo tempo

Procedimento	N	CTDI _{vol} (mGy)		DLP (mGy.cm)	
		Média (desvio padrão)	Mediana	Média Média (desvio padrão)	Mediana
Exames de TC					
TC Diagnóstico	167	73,07 (±66,06)	63,50	1578,27 (±1220,89)	1470,00
Monitorização	116	21,10 (±23,17)	13,14		
Angio TC	116	72,96 (±232,38)	15,65		
Controlo 1	164	73,17 (±62,08)	64,08	1115,10 (±814,47)	1055,00
Controlo 2	30	61,08 (±5,84)	59,01	1032,41 (±111,26)*	1019,50
Controlo 3	15	90,35 (±123,23)	58,42	1026,93 (±107,92)	970,00
Controlo 4	5	62,78 (±7,70)	66,60	1100,40 (±145,01)	1072,00

*P<0,05 – existem diferenças estatisticamente significativas

Através da análise da Tabela 19, avaliando os valores de CTDI_{vol} e DLP do exame de diagnóstico e o primeiro controlo, e uma vez que os doentes com AVC isquémico apresentam apenas um exame de controlo após o tratamento, confirma-se que o valor médio de DLP para exame de diagnóstico de um AVC isquémico é de 1657,66(±324,91) mGy.cm e para o hemorrágico 1107,13(±185,41) mGy.cm.

No exame de controlo DLP para o AVC isquémico corresponde a 1049,58 ($\pm 136,39$) mGy.cm e para o hemorrágico 1064,02 ($\pm 144,48$) mGy.cm.

Através do teste de ANOVA verificam-se diferenças estatisticamente significativas no DLP de diagnóstico entre o AVC isquémico e hemorrágico. No exame de controlo não existem diferenças estatisticamente significativas entre o DLP do exame quando é o AVC é isquémico ou hemorrágico.

Relativamente aos valores de $CTDI_{vol}$ não existem diferenças estatisticamente significativas entre o AVC isquémico e hemorrágico.

No que respeita a avaliação do percentil para o DLP, determinou-se que, através do percentil 50 para o diagnóstico do AVC isquémico, o valor é de 1636,50 mGy.cm e para o hemorrágico 1083,00 mGy.cm. Para o controlo o valor é de 1040,50 mGy.cm no isquémico e 1073,52 mGy.cm no hemorrágico. Para o percentil 75, determinando assim os valores de NRD local, o valor para o AVC isquémico no diagnóstico é de 1886,50 mGy.cm e para o hemorrágico é de 1180,00mGy.cm. No controlo é de 1119,00 mGy.cm e 1155,76 mGy.cm para o isquémico e hemorrágico, respetivamente.

O percentil 95 é um valor fundamental para auditoria e desta forma para o diagnóstico do AVC isquémico o valor é de 22174,09 mGy.cm e para o hemorrágico é de 1448,2mGy.cm. Para exame de controlo, os valores para o AVC isquémico e hemorrágico encontram-se muito próximos, sendo estes 1322,70mGy.cm e 1330,05 mGy.cm, respetivamente.

Analisando os valores de $CTDI_{vol}$, e através da média das diferentes séries, no diagnóstico de AVC isquémico, no percentil 50 o valor é de 30,86mGy e 60,62mGy para o AVC hemorrágico. Para o controlo é de 64,02mGy e 64,09 mGy, para o AVC isquémico e hemorrágico, respetivamente. O NRD local, através do percentil 75, do valor de $CTDI_{vol}$, para o diagnóstico de AVC isquémico é de 34,46mGy e 67,63 mGy para o hemorrágico. Para o controlo, os valores são de 68,93 mGy e 69,28 mGy, para o AVC isquémico e hemorrágico, respetivamente.

Relativamente aos valores para auditar, para o diagnóstico no AVC isquémico o valor de $CTDI_{vol}$, corresponde a 359,34 mGy enquanto que para o hemorrágico é de 76,35mGy. No que diz respeito ao controlo os valores são de 77,54mGy e 75,98mGy, para o AVC isquémico e hemorrágico, respetivamente.

Com o valor de DLP e $CTDI_{vol}$, pode-se determinar o tamanho da range, sendo que para o diagnóstico do AVC isquémico é de 49 cm, e para o hemorrágico é 17 cm. Para o controlo do isquémico é de 16 cm enquanto que para o hemorrágico é de 17 cm.

Tabela 19: DLP e $CTDI_{vol}$ de AVC isquémico e hemorrágico no exame para diagnóstico e controlo, com valores médios e percentil 50,75 e 95

		TC de Diagnóstico					TC de Controlo		
AVC	Descritores de dose	DLP (mGy.cm)	$CTDI_{vol}$ (mGy)				DLP (mGy.cm)	$CTDI_{vol}$ (mGy)	
			Crânio	Monitorização	Angio-TC	<u>Total</u>			
Isquémico	N	116					116		
	Média (desvio padrão)	1657,66 (±324,91)*	77,33 (±78,81)	21,10 (±23,17)	72,96 (±232,38)	57,13	1049,58 (±136,39)	77,07 (±73,34)	
	Percentis	50	1636,50	63,79	13,14	15,65	30,86	1040,50	64,02
		75	1886,50	69,10	24,11	22,17	38,46	1119,00	68,93
		95	2217,09	76,80	65,50	932,73	359,34	1322,70	77,54
Hemorrágico	N	51		0			48		
	Média (desvio padrão)	1107,13 (±185,41)*	63,39 (±7,98)				1064,02 (±144,48)	63,74 (±8,71)	
	Percentis	50	1083,00	60,62				1073,52	64,09
		75	1180,00	67,63				1155,76	69,28
95		1448,27	76,35				1330,05	75,98	

*P<0,05 – existem diferenças estatisticamente significativas

Angiografia Cerebral

No serviço de Angiografia foi considerado apenas o equipamento biplanar, identificado como número 2, onde foram realizados o maior número de procedimentos.

Protocolos Fluoroscopia

No equipamento 2 o protocolo para a realização de um procedimento com fluoroscopia cerebral apresenta intensidade de fluoroscopia baixa, com pulsos de 2 *frames/s* e uma dose de exposição normal, com a especificação de multifases e um FOV de 48 cm, como identificado na Figura 25. Todos os protocolos usam filtros de 0,1mmCu +1mmAl. Todos estes parâmetros podem ser otimizados ao longo de cada procedimento.

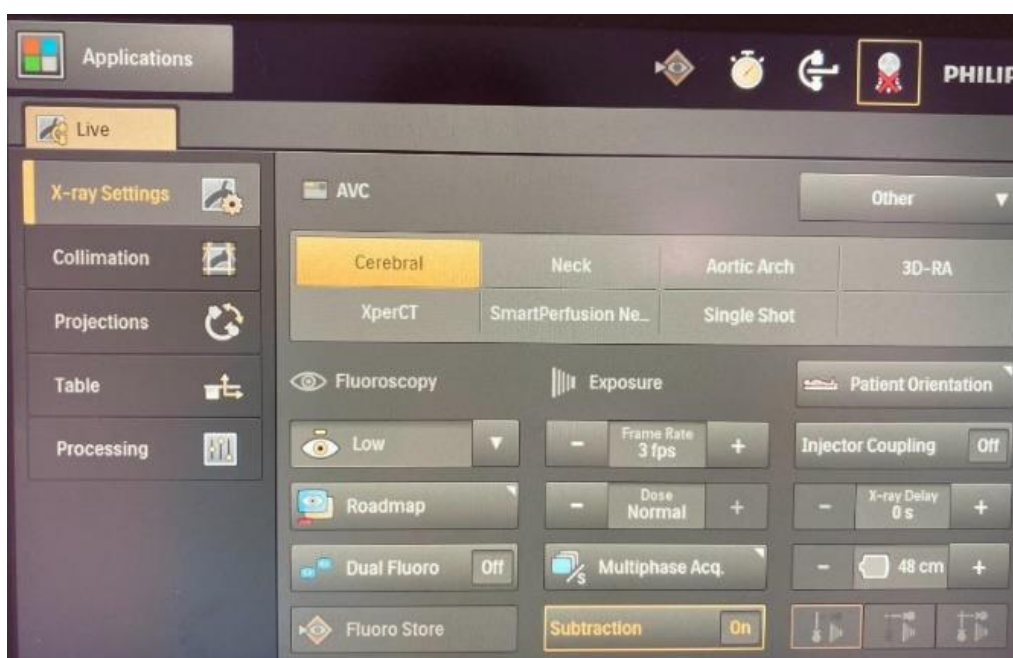


Figura 25: Parâmetros de exposição para estudo cerebral definidas para o equipamento Philips® Azurion7 B20

Dos 167 doentes, 51,5% (n=86) corresponde a doentes com AVC isquémico elegíveis para tratamento endovascular, que realizaram procedimento de angiografia, ao contrário de 48,5% (n=81) dos casos em estudo. A sala com o equipamento 2 é usada com maior frequência com uma percentagem de 93% (n=80) ao contrário da sala número 1 com apenas 6 casos registados correspondendo a 7% da totalidade de casos que realizaram procedimento com apoio da angiografia (Tabela 20).

Tabela 20: Equipamento de fluoroscopia utilizado para tratamento endovascular

Equipamento	Frequência	Porcentagem (%)
1	6	7,0
2	80	93,0
Total	86	100,0

No tratamento endovascular através da angiografia, determinou-se que a média de idades corresponde a 73 ($\pm 14,2$) anos, sendo que a idade mínima é de 26 e a maior de 98 anos. O tempo de punção-recanalização foi avaliado em 80 doentes em que a média é de cerca de 38($\pm 32,5$) minutos, sendo que o tempo mínimo corresponde a 8 minutos e o máximo a 158, sendo estes valores mais elevados referenciados como casos mais complexos. Avaliando o valor da mediana verificou-se um valor de 26 minutos. Associado ao tempo de punção-recanalização, o é possível correlacionar o número de passagens para remoção o trombo, foram avaliados 81 casos com número de passagens, em que a média é de 2,54 ($\pm 2,46$), sendo o mínimo de passagens 1 e o máximo de 13. Uma vez que o número de passagem entre 7 e 13 vezes são apenas um de cada, sendo situações raras, podemos verificar que a mediana corresponde a 1 passagem por caso, como demonstrado na Tabela 21. A idade em que se verifica maior número de passagens corresponde a doentes com maior idade.

Tabela 21: Tempo de punção-recanalização e número de passagens no tratamento TM

	Idade (anos)	Tempo Punção-Recanalização (min)	Número de passagens
N	167	80	81
Média (desvio padrão)	73,81 ($\pm 14,25$)	38,08 ($\pm 32,51$)	2,54 ($\pm 2,46$)
Mediana	77	26	1
Mínimo	26	8	1
Máximo	98	158	13

Parâmetros de Dose na Angiografia

Avaliando os parâmetros de dose de exposição nas seguintes tabelas, considera-se que o número médio mínimo de *frames/s* foi de 0,97 ($\pm 0,11$) f/s e o máximo de 2,44 ($\pm 0,90$) f/s. Se avaliar a mediana, através do percentil 50, são apresentados os valores de 1 f/s e 3 f/s, respetivamente, sendo esses os valores mais utilizados neste equipamento e procedimentos.

Relativamente ao valor do produto da corrente com o tempo tem um valor mínimo de 20,54 ($\pm 8,70$) mAs e um valor máximo de 71,43 ($\pm 19,50$) mAs, tendo um valor de mediana de 19 mAs e 66 mAs, respetivamente. Os valores médios para a tensão mínima e máxima correspondem a 82,66 ($\pm 2,48$) kV e 95,10 ($\pm 9,59$) kV, respetivamente.

No que se refere ao valor de SID varia entre 100,04 ($\pm 27,53$) cm e 121,48 ($\pm 8,22$) cm (Tabela 22).

Tabela 22: Avaliação dos parâmetros de exposição do protocolo de angiografia cerebral para tratamento do AVC

	Nº frames		mAs		kV		SID (cm)		
	Min.	Max.	Min	Max	Min	Max	Min	Max	
N	39	80	80	80	74	80	79	80	
Média (desvio padrão)	0,97 ($\pm 0,11$)	2,44 ($\pm 0,90$)	20,54 ($\pm 8,70$)	71,43 ($\pm 19,50$)	82,66 ($\pm 2,48$)	95,10 ($\pm 9,59$)	100,04 ($\pm 27,53$)	121,48 ($\pm 8,22$)	
Percentis	50	1,00	3,00	19,00	66,00	85,00	94,00	107,00	120,00
	75	1,00	3,00	25,75	68,00	85,00	100,00	110,00	130,00
	95	1,00	3,00	32,95	118,0	85,00	117,70	119,00	130,00

No que se refere ao valor de *AirKerma*, Tabela 23, o valor médio foi de 1022,20 ($\pm 885,89$) mGy, em que a ampola que realiza incidência AP tem um valor médio maior que a incidência lateral, 786,60 ($\pm 695,59$) mGy e 290,35 ($\pm 257,44$) mGy, respetivamente, mas um desvio padrão maior, ou seja, existe uma maior variação dos parâmetros de

exposição da incidência AP. Similarmente os parâmetros de exposição da ampola lateral podem encontrar-se otimizados para apresentar menor dose de exposição.

A partir da Tabela 24, verifica-se que o valor médio de KAP cumulativo é de 32,65 ($\pm 34,40$) Gy.cm², com 119,09 ($\pm 81,90$) Gy.cm² quando são realizadas series em modo cinegrafia. O tempo médio de fluoroscopia é de 14,54 ($\pm 14,69$) minutos enquanto apresenta um valor de 9,05 minutos no caso da mediana.

Relativamente ao valor médio total de KAP corresponde a 151,80 ($\pm 108,76$) Gy.cm². Assim, determinou-se o valor de NRD locais opara o tratamento de AVC isquémico, através do percentil 75 que corresponde a 1615,50 mGy para valores de *AirKerma* e 231,08 Gy.cm² para os valores de KAP total. Através do valor do percentil 95, os valores de *AirKerma* e KAP de 2956,17mGy e 348,28 Gy.cm², respetivamente, são os valores de referência para auditar.

Tabela 23: Valores médios de *AirKerma*, percentil 50,75 e 95

		<i>AirKerma</i> (K) mGy	K cumulativo Frente mGy	K cumulativo Lateral mGy
N		80	79	79
Média		1022,20 ($\pm 885,89$)	786,60 ($\pm 695,59$)	290,35 ($\pm 257,44$)
Percentis	50	611,00	465,00	177,00
	75	1615,50	1142,00	476,00
	95	2956,15	2246,00	829,00

Tabela 24: Valores médios de KAP cumulativo e total, tempo de fluoroscopia e percentil 50, 75 e 95

		KAP Cumulativo (Gy.cm ²)	Tempo de fluoroscopia (minutos)	KAP Cumulativo CINE (Gy.cm ²)	Nº series	Nº imagens	KAP total (Gy.cm ²)
N	80						
Média		32,65 (±34,40)	14,54 (±14,69)	119,09 (±81,90)	9,78 (±8,10)	240,61 (±202,80)	151,80 (±108,76)
Percentis	50	19,46	9,05	88,15	7,00	150,50	111,16
	75	39,80	17,55	181,92	13,00	349,00	231,08
	95	121,49	55,47	285,94	25,95	756,30	348,28

Através de teste *One Way - Anova*, verificou-se que não existiram diferenças estatisticamente significativas entre os valores de tempo de fluoroscopia e KAP Total relativamente à lateralidade da lesão ($p=0,84$), bem como a circulação ($p=0,605$). No entanto, existem diferenças significativas entre o valor de KAP total e o número de passagens, como se verifica na Tabela 25, onde o valor médio de KAP aumenta em proporção com o aumento do número de passagens, exceto quando o número de passagens foi de 9, apresenta um valor de KAP e de tempo maior que o número de passagens seguintes, podendo estar relacionado com a dificuldade do procedimento.

Não existem diferenças estatisticamente significativas entre o tempo de fluoroscopia e o número de passagens, tendendo a valores a serem proporcionais, quanto maior o número de passagens maior o tempo. Contudo, podem existir um menor número de passagens e um tempo maior, dependendo da complexidade do procedimento.

Tabela 25: Valores de KAP total e tempo fluoroscopia relacionados com o número de passagens

		KAP Total (Gy.cm ²)					Tempo de fluoroscopia (minutos)				
		N	Média	Percentis			N	Média	Percentis		
				50	75	95			50	75	95
Número de Passagens	1	40	92,80* (±55,68)	77,55	119,58	222,02	40	8,31 (±7,12)	5,85	10,98	24,44
	2	15	134,52* (±65,41)	112,66	181,00		15	10,07 (±4,68)	9,00	12,50	
	3	2	201,09* (±103,88)	201,09			2	9,50 (±2,26)	9,50		
	4	7	243,07* (±99,02)	296,82	316,21		7	22,76 (±12,96)	20,20	37,80	
	5	5	295,23* (±96,72)	302,44	373,67		5	33,08 (±16,83)	37,20	48,40	
	6	3	318,85* (±34,70)	327,19			3	34,10 (±21,16)	27,00		
	7	1	341,79*	341,79			1	39,50			
	9	1	472,82*	472,82			1	58,00			
	10	1	352,94*	352,94			1	55,60			
	11	1	331,12*	331,12			1	56,70			

*P<0,05 – existem diferenças estatisticamente significativos

Radiografia Tórax realizada com equipamentos portáteis

Na radiografia do tórax realizada a doentes intransportáveis com equipamentos portáteis, estes apresentam parâmetros de exposição base, como verificado na Tabela 26 que são alterados/selecionados conforme o biótipo do doente e condições técnicas disponíveis. O técnico de radiologia seleciona os parâmetros de exposição de forma a otimizar a exposição e cumprir com todos os princípios de proteção radiológica, sendo que o valor de tensão pode variar entre os 80Kv e 100kV e o produto da corrente da ampola com tempo entre os 0,8 mAs e 2,5 mAs, e a distância foco detetor deve ser de 100cm (Busch, 2004; European Commission, 1996).

Tabela 26: Protocolos dos equipamentos portáteis de radiologia

Parâmetros de exposição de base os equipamentos			
Equipamento	1	2	3
Tensão (kV)	85	92	100
Corrente da ampola*tempo (mAs)	2,5	1,6	1,6

Dos 116 doentes que realizaram tratamento TM, 86 apresentam dados de exposição de dose da radiografia do tórax. Foi possível ter acesso a 60 exames (69,8%) de radiografia do tórax realizado com equipamento portátil, sendo que 30,2% (26 doentes) não se obteve informação sobre a radiografia. Isto deve-se a não terem realizado exame, não existirem informações no PACS de dose ou terem realizado num equipamento sem ser portátil. Verificou-se que existe uma percentagem identificada de exames realizados nos 3 equipamentos, correspondendo a 33,3% em cada equipamento.

A média do diâmetro “pele com pele” medido na radiografia de tórax é de 36,32 cm com desvio padrão de 3,71cm e uma mediana de 36,11 cm, não existindo diferenças estatisticamente significativas entre os valores de diâmetro entre os doentes.

Através de teste *Anova* verificou-se que não existiram diferenças estatisticamente significativas entre os valores de KAP e diâmetros (Tabela 27).

Tabela 27: Frequência de exames realizados por equipamentos e valores de KAP por equipamento

		Frequência (n)	Percentagem (%)	KAP (mGy.cm ²) Média (desvio padrão)
Equipamento	1	20	33,3	344(±144)*
	2	20	33,3	166(±0,40)*
	3	20	33,3	311(±164)*
Total de exames		60	100	

O valor médio de KAP para a radiografia de tórax com equipamento intransportável é de 274(±148) mGy.cm², como descrito na Tabela 28. Através do percentil 75, determinou-se o valor de NRD local para a radiografia de tórax a um doente intransportável com valor de 363 mGy.cm², sendo o valor auditar, através do percentil 95 de 543 mGy.cm². Existiram diferenças estatisticamente significativas entre o valor de KAP e os equipamentos. Do mesmo modo, através do teste de *ANOVA Student-Newman-Keulsa*, verifica-se que o equipamento número 2 apresenta uma dose de exposição mais baixa (166 mGy.cm²), enquanto os equipamentos 1 e 3 apresentam valores mais altos e idênticos entre si 344 mGy.cm² e 311 mGy.cm², respetivamente.

Tabela 28: Valores de KAP para a radiografia de tórax intransportável, realizado com equipamentos portáteis

KAP (mGy.cm ²) Radiografia Tórax		
N	Válido	60
Média (desvio padrão)		274(±148)
Percentis	50	2,49
	75	363
	95	543

Discussão

A investigação definiu NRD locais para o AVC isquêmico e hemorrágico nas diferentes modalidades da radiologia. Este estudo, apresenta uma percentagem de indivíduos elegíveis muito idêntica entre do sexo masculino e feminino, existindo um indivíduo a mais do sexo masculino. Isto está em linha com alguma literatura atual onde se concluíram que o AVC apresenta maior prevalência em indivíduos do sexo masculino (Prerana et al., 2024).

Clinicamente, este estudo revela que existiram mais lesões do hemisfério esquerdo relativamente ao direito, em concordância com outros estudos realizados (Ito et al., 2008; Prerana et al., 2024). A AHA estudou a população entre 1990 e 2012 e 57,7% dos AVC e AIT foram mais frequentes no lado esquerdo. O hemisfério esquerdo pode ser afetado de maneira distinta em relação ao direito, devido a particularidades anatómicas e fisiológicas. Assim, o AVC do hemisfério esquerdo apresenta sintomas mais claros de reconhecimento como a afasia, enquanto do direito pode levar a sintomas complexos como desorientação espacial, que podem ser negligenciados ou mal interpretados. Da mesma forma, a artéria carótida esquerda apresenta maior incidência de placas ateroscleróticas, que aumentam a prevalência do AVC do hemisfério esquerdo (Portegies et al., 2015). No entanto, diversos estudos demonstraram que o lado da lesão não é um preditor independente dos desfechos e resultados do AVC, não havendo diferenças estatisticamente significativas em relação à ocorrência de eventos cardíacos e mortalidade entre os grupos com lesões em diferentes hemisférios (Fink et al., 2008; Li et al., 2021).

No estudo relativamente à etiologia, o cardioembolismo apresentam uma maior percentagem. A investigação de Li et al. (2021) observou que os doentes com lesões no hemisfério direito tinham uma maior prevalência de AVC de origem cardioembólica. Este estudo pode ter sido influenciado por uma elevada percentagem de doentes com avaliação incompleta, o que impossibilitou a determinação da etiologia em aproximadamente 25,7% dos casos (Li et al., 2021).

Neste estudo, a avaliação da escala de OCSF revelou uma maior percentagem de TACS e PACS, o que está associado ao território da ACM. O território da ACM é o mais frequentemente afetado em ambos os sexos e está relacionado com sintomas tipicamente associados ao AVC, dado que esta artéria irriga amplamente as áreas responsáveis pelas funções motoras e sensoriais. No estudo de Farah, J, et al , 2019, verificou-se que a região mais afetada era a ACM, com oclusão e M1 e M2 (Farah et al., 2019). A posição anatómica da ACM e os seus ramos tornam-no suscetível a embolias e outros problemas vasculares, podem criar turbulência no fluxo sanguíneo, tornando-o mais propenso à formação de coágulos. As variantes na anatomia, tais como bifurcações e trifurcações, podem complicar ainda mais o fluxo sanguíneo e aumentar o risco de problemas vasculares (Ito et al., 2008; Navarro-Orozco & Sánchez-Manso, 2024; Nogles & Galuska, 2024; Prerana et al., 2024). Contudo, existem patologias que podem ser confundidas com AVC, que afetam os mesmos territórios, como hematomas subdurais, hemorragias ou mesmo lesões expansivas, bem como convulsões, doenças desmielinizantes ou patologias infecciosas (Nogles & Galuska, 2024).

A avaliação das imagens de TC foi realizada utilizando a escala ASPECTS, sendo que apenas 56,9% dos exames foram formalmente classificados no relatório de exame, sendo que pontuação acaba sempre por ser tida em conta na discussão clínica e na avaliação da indicação para trombectomia, mas nem sempre é registada. A maioria dos doentes apresentou pontuações superiores a 7, com a maior percentagem atingindo a pontuação máxima de 10. Isto sugere que, na maioria dos casos, o diagnóstico é feito precocemente, antes que muitas lesões de enfarte sejam visíveis nas imagens, refletindo também que a maioria dos doentes que recebeu tratamento com TM apresentava um estado inicial relativamente preservado. Esta escala, apesar de importante para avaliação da terapêutica e crucial para a determinação dos potenciais benefícios e risco do tratamento endovascular, pode ser muito ambígua, dependendo de quem a avalia. O estudo de Farzin et al. 2016, a concordância entre clínicos era insuficiente, embora houvesse mais consistência ao agrupar pontuações em categorias. As maiores variações foram observadas nas avaliações com valores de ASPECTS 6 e 7. No entanto, como um ASPECTS igual ou superior a 6 é indicativo para tratamento, essas

diferenças entre avaliadores podem não ser relevantes (Farzin et al., 2016). Existem outras ferramentas que podem ajudar a resolver essas ambiguidades e tornar as escalas mais precisas. O uso de IA nas imagens tem o potencial de complementar o trabalho clínico, conforme mencionado anteriormente (Massari et al., 2016).

Posteriormente ao tratamento, é avaliada escala de TICI, em que a maioria dos casos desta pesquisa apresentam graus de 2b, 2c e 3, sendo este último a maior percentagem. Sendo grau 2b a classificação padrão para o sucesso do tratamento e possibilidade de desfechos clínicos mais favoráveis, torna o tratamento eficaz. Vários estudos determinaram que o mTICI 2b pode ser um desfecho aceitável, mas é importante o grau 3 que apresenta melhores resultados funcionais e menos complicações.(Tung et al., 2017; Winkelmeier et al., 2023). Associado ao grau de TICI, está o número de passagens. Neste estudo, observa-se que, embora a média de passagens seja de 3, a mediana é de apenas 1 passagem. Assim, a maioria dos casos apresenta graus de TICI 3 e 2b, indicando que um número predominante de procedimentos de TM é realizado com uma única passagem. Este padrão sugere uma possível eficácia do tratamento e um prognóstico mais favorável para os doentes. A média de tempo de punção-recanalização foi de 38 minutos, existindo um elevado desvio padrão, sendo o valor mínimo 8 minutos e o máximo 158 minutos. Estes valores tão díspares devem-se à complexidade dos procedimentos. Através da mediana o valor é de 26 minutos. Assim, verifica-se que o tempo deve ser o mínimo possível, uma vez que “tempo é cérebro” e quanto menor for o tempo de todos procedimentos, maior a eficiência e eficácia existindo uma maior possibilidade de melhores desfechos clínicos. Estes resultados estão em linha com a literatura recente, onde foi demonstrado no estudo de Farah J, et al, 2019, que 48,9% teve um número de passagens igual a 1 e com uma escala de TICI de 2b ou 3 de 80,5%,.

No que se refere à modalidade de TC, verificou-se que para além de vários equipamentos usados, estes também apresentam diferenças nas suas configurações e protocolos utilizados. Um estudo que comparou diferentes NRD da Europa, verificou que existiam valores muito díspares, muito à custa do uso de diferentes equipamentos e ano de fabrico, da diferença de protocolos como, por exemplo, os parâmetros de exposição, ranges e fases de aquisições (Paulo et al., 2020).

Na TC de diagnóstico sem contraste e controlos é utilizado o mesmo protocolo. No contexto da patologia em estudo e considerando que o exame de controlo pode ter diferentes parâmetros de exposição, é possível ajustar o compromisso entre qualidade de imagem e objetivos da avaliação. Nos exames de controlo, que visam apenas comparar o tamanho da hemorragia em AVC hemorrágicos ou verificar a transformação hemorrágica após a TM, a qualidade de imagem não precisa ser tão alta quanto no diagnóstico inicial. Portanto, é viável utilizar protocolos distintos para diagnóstico e controlo, ajustando os parâmetros de exposição para equilibrar a relação sinal-ruído e resolução de forma adequada ao propósito específico de cada exame.

No que se refere às imagens, as espessuras efetivas dos protocolos encontram-se em concordância com as *guidelines* do ACR.

Este estudo, teve como prática a aquisição de modo sequencial, sendo que a aquisição helicoidal é usada quando os doentes não colaboram, e verifica-se que a maior percentagem onde se utilizou esse tipo de aquisição foi no diagnóstico, e no terceiro controlo. Frequentemente, os doentes não colaboram durante o diagnóstico, o que pode aumentar os artefactos de movimento. Além disso, considerando que os controlos em casos de AVC hemorrágico, podem evoluir para o aumento da hemorragia e, por consequência, para uma possível alteração no estado de consciência, a aquisição helicoidal é então utilizada para minimizar estes artefactos. A técnica helicoidal ajuda a reduzir o impacto dos artefactos de movimento, proporcionando uma imagem mais clara e precisa. A forma como foi estudado o modo de aquisição não permite determinar qual o equipamento em que foi realizado o exame em modo helicoidal e sequencial. A literatura, como o ACR ou a *American Association of Physicists in Medicine Routine* (AAPM), defendem que podem ser utilizados tanto o modo helicoidal como o sequencial, esta escolha deve ser definida conforme a indicação clínica, colaboração do doente, a qualidade de imagem requerida e a tecnologia presente. A probabilidade de artefactos é maior em equipamentos com menos de 16 detetores. Nesses casos, a aquisição axial pode oferecer uma qualidade de imagem superior. No entanto, para equipamentos com 64 detetores ou mais, a qualidade da imagem é comparável em ambos os modos de aquisição, sendo a escolha entre helicoidal e axial menos relevante

para esses equipamentos. Na aquisição helicoidal, é sempre presente o fenómeno do *over ranging*, ao contrário do modo axial, que apresenta uma menor probabilidade de ocorrência desse efeito (AAPM, 2016). Na avaliação dos NRD nacionais do Reino Unido, observou-se que uma maior percentagem de exames TC de crânio para a patologia em estudo foi realizada em modo helicoidal em comparação com o modo axial (17 axial e 129 helicoidal e 70 sem dados) (UKHSA, 2019).

A aquisição helicoidal reduz o tempo do exame e, com um *pitch* maior que 1, pode resultar em uma dose de radiação menor. No entanto, esse modo pode implicar uma qualidade de imagem inferior em comparação com o modo axial. Apesar disso, as reconstruções de imagens obtidas por meio da aquisição helicoidal podem ter uma qualidade superior àquelas produzidas pelo modo axial. (Menzel et al., 2000)

O equipamento número 1 apresenta um protocolo com duas ranges (infra e supratentorial), sendo um dos mais utilizados neste estudo. Os restantes apresentam apenas uma range. Segundo um estudo no Reino Unido em 2019 para atualizar os NRD nacionais, verificou que anteriormente eram usadas duas ranges, mas que recentemente é aplicada apenas uma range na maioria dos centros (UKHSA, 2019).

Em relação à tensão da ampola do exame de diagnóstico, a tensão mais baixa e o valor de $CTDI_{vol}$ com maior variabilidade (com um maior desvio padrão) foi a da monitorização, dado que esta fase é a mais dinâmica de todo o protocolo, onde a exposição à radiação pode variar dependendo da fisiologia do doente e do tempo necessário para o contraste atingir os valores de HU adequados para a realização da angio TC. Observou-se que, a tensão mais alta tanto na média como na mediana deveu-se possivelmente ao facto do equipamento 1 apresentar a tensão mais elevada na range infratentorial 140kV, no protocolo de crânio sem contraste.

Na aquisição de angio-TC do crânio e dos vasos cervicais, são utilizados valores de tensão mais baixos, como era esperado. Isto acontece porque a administração de contraste, tem como objetivo maximizar as diferenças de contraste nas imagens. A utilização de raios-X com menor energia, que estão mais próximos do pico de absorção pelo iodo, melhora a visualização dos vasos e das interrupções na vascularização. Esse ajuste

umenta a relação contraste-ruído, facilitando a deteção de pequenas lesões vasculares.

Relativamente à tensão na TC de controlo é sensivelmente idêntica, sendo o maior valor no controlo 3 dado o reduzido número de casos e o equipamento mais utilizado foi o equipamento 1, que como já referido apresenta a maior tensão a nível infratentorial. Pelo contrário, o controlo 4, apresenta valores mais baixos devido ao número reduzido de doentes que realizam este controlo. De referir que o equipamento 1 não foi utilizado neste controlo. O estudo de Tan, W. et al, 2023, demonstrou que a TC sem contraste tinha uma média de 120KV e um *pitch* de 0,55, e da angio TC podem ir de 100kV até 80kV, com *pitch* de 0,8, elementos que não diferem muitos dos protocolos do estudo, exceto a tensão maior do equipamento número 1 (Tan et al., 2023).

Os valores médios de $CTDI_{vol}$, na TC de crânio sem contraste no exame de diagnóstico e controlo, tem valores idênticos uma vez que os protocolos utilizados nos equipamentos são os mesmos.

Os valores com maior média apresentam também maior desvio padrão, o que acontece na angio TC e no controlo número 3. No entanto, avaliando a mediana, verifica-se que esses não são os que apresentam maiores valores de $CTDI_{vol}$. Por exemplo, a fase angio TC apresenta um valor médio de 72,96 mGy ($\pm 232,38$) e a mediana corresponde a 15,65 mGy, o que pode ser atribuído ao fato de serem utilizados equipamentos com parâmetros de exposição diferentes, como por exemplo o *pitch* dos equipamento 1 e 2 (sendo estes equipamentos mais usados, e tem parâmetros diferentes), utilização de diferentes protocolos como angio TC das carótidas ou angio TC do Polígono de Willis, ou a diferença na modelação de corrente. Da mesma forma, no controlo número 3 pode também ser influenciado pelo número reduzido de doentes, ou pela utilização de outro equipamento para realizar controlos. No que toca ao valor de DLP, o maior valor está relacionado com a TC de diagnóstico, visto que apresenta mais fases de aquisição e uma range maior. No que se refere aos controlos, o valor mais alto corresponde ao controlo 1, tanto na sua média como mediana, e com elevado desvio padrão. O valor mais baixo corresponde ao controlo 3. Este tem uma média mais alta e um desvio padrão elevado

no $CTDI_{vol}$ e uma mediana, mais baixa. Apresenta então o menor valor de DLP, que pode ser justificado pelo fato de serem realizados também uma maior percentagem de controlos no equipamento número 3 que tem parâmetros de exposição mais diferenciados relativamente aos restantes equipamentos, sendo apresentados valores de *Care kV IQ Level* menor e apresenta 128 detetores disponíveis para a realização do exame. Observou-se que existiram diferenças estatisticamente significativas entre o DLP em cada controlo, existindo diferenças no controlo número 2, sendo que os valores mais baixos correspondem ao equipamento número 1 e 3 e os mais altos aos restantes equipamentos. É de referir que neste controlo os equipamentos mais utilizados são 1 e 2, contribuindo o equipamento número 2 para o valor elevado de DLP. Estes valores mais elevados nestes equipamentos podem estar relacionados com a escolha da range ou limitação de range devido à configuração dos detetores.

Avaliando os valores de DLP entre o AVC hemorrágico e isquémico, evidenciou-se que no diagnóstico estes diferem entre estas patologias, existindo diferenças estatisticamente significativas, visto que no diagnóstico na angio TC a range é maior (desde a crossa da aorta) do que no diagnóstico do AVC hemorrágico. Do mesmo modo, existem mais fases de aquisição de imagens de diagnóstico de AVC isquémico relativamente ao hemorrágico. No exame de controlo, os valores são semelhantes visto que a range se mantém para ambas as patologias. Em relação ao valor de $CTDI_{vol}$, os valores entre o diagnóstico do AVC hemorrágico, o controlo do AVC isquémico e hemorrágico são idênticos, apenas diferindo do valor do $CTDI_{vol}$ do diagnóstico do AVC isquémico, que apresenta valores mais baixos, à custa da aquisição da angio TC e da fase de monitorização. Isto acontece, visto que apresentam uma aquisição com valores mais baixos de tensão e *pitch* mais altos, permitindo assim uma diminuição dos valores de $CTDI_{vol}$, alterando assim a média do $CTDI_{vol}$ total.

A reconstrução iterativa permite reduzir a dose de radiação mantendo a qualidade de imagem sendo um padrão a utilizar, tal como neste estudo. (Simantirakis et al., 2024)

Dividindo o AVC hemorrágico e isquémico foram determinados aos NRD locais para o diagnóstico e controlo. Verificou-se que comparativamente a NRD europeus referentes

ao RP 180, os valores não são comparáveis a partir da informação clínica. O RP 195 apresenta valores para o AVC não distinguido entre isquémico e hemorrágico, sendo o valor mais baixo para o diagnóstico relativamente a este estudo. Noutros estudos como o caso do Reino Unido em 2019, os valores são relativamente altos relativamente a estes, com um valor de DLP de 790 mGy.cm, este valor é apresentado para estudo do AVC, não indicando as diferentes fases. Contudo, em mais de 70% dos exames, é utilizado o modo helicoidal, com o uso de modulação de corrente e reconstrução iterativas. Aqui, a tensão da ampola tem maior percentagem em 120kV usa a modulação de tensão, ajudando todos os estes parâmetros a diminuir o valor de DLP e $CTDI_{vol}$, existindo maiores diferenças no valor de DLP pode ser eventualmente pelo tamanho da range.

Este estudo apresenta valores de DLP mais elevados para o AVC isquémico em comparação com os valores reportados no Reino Unido, França, e Canadá, e outros estudos onde os valores de DLP variam de 320 mGy.cm a 1386 mGy.cm para o diagnóstico. Estes valores são muito díspares, um valor de 320 mGy.cm em relação ao exame apenas de angiografia e não inclui o exame sem contraste, ao analisarmos o AVC hemorrágico apresenta um valor maior. Um valor mais próximo é apresentado no estudo de Tsapaki, et al, 2021, um estudo a nível europeu com várias instituições, incluindo o CHUC. No que toca ao exame de diagnóstico e controlos tanto do AVC hemorrágico como no isquémico os valores deste estudo apesar mais elevados já não apresentam tanta disparidade entre as referências (Tabela 29).

Tan, W. et al, 2023 e Stadnyk et al., 2023 determinaram que o comprimento da range para TC do crânio-encefálica era de 16cm, muito idêntica a este estudo entre os 16 e 17 cm, apesar de A. Schegerer et al., 2019 determinar 12 cm para o crânio. Um estudo de 2021 que inclui vários centros da Europa (onde incluem o hospital deste estudo) determinou que o comprimento era de 16 cm (Tsapaki et al., 2021).

Tabela 29: Comparação dos NRD locais dos valores de DLP(mGy.cm) comparativamente e outros estudos/países

Valores de DLP (mGy.cm)	AVC Isquémico		AVC Hemorrágico	
	Diagnóstico	Controlo	Diagnóstico	Controlo
Este estudo	1887	1119	1180	1156
RP 180 (European Commission, 2014)		1000 ^b	1000 ^b	1000 ^b
UK (UKHSA, 2019)	790 ^a			
Canadá (Ferderbar et al., 2019)		1302	1302	1302
França, 2019 (Habib Geryes et al., 2019)	1010	920	920	920
Alemanha (A. Schegerer et al., 2019)		850 ^b	850 ^b	850 ^b
Suécia, 2019(Paulo et al., 2020)	1000	1000	1000	1000
Ireland (HIQA, 2021)	970	908	908	908
UE RP 195 (European Comission, 2021)	807 ^a		807 ^a	
Europa 2021 (Tsapaki et al., 2021)	1386	807	807	807
EUA (Bos et al., 2022)		1072 ^a	1072 ^a	1072 ^a
(Tan et al., 2023)	320	677	692	677
(Stadnyk et al., 2023)	1130 ^{a,b}	1130	1130	1130
Grécia (Simantirakis et al., 2024)		1067		1067

^a Informação clínica –STROKE; ^b Apenas informação para TC Crânio sem contraste

Relativamente aos valores de CTDI_{vol} os valores do AVC isquémico no diagnóstico apresentam valores mais baixos relativamente a toda a literatura, eventualmente devido a diferença das fases de aquisição, ou parâmetros de exposição usados.

contrário, os valores para o diagnóstico de AVC hemorrágico e controlos apresentam valores um pouco acima, mas comparáveis com Alemanha e Suécia (Tabela 30).

Todos estes valores podem servir como referência para comparar as práticas da instituição, mas há limitações a considerar. Por exemplo, neste estudo são utilizados diferentes protocolos, equipamentos e práticas. Cada instituição desenvolve os seus protocolos com base nas suas necessidades e recursos. Além disso, há países com maior experiência e avanço na otimização de protocolos, como o Reino Unido, reconhecidos pela liderança nesta área. Igualmente, existem variações culturais e tecnológicas entre diferentes regiões, como é o caso dos EUA, que refletem abordagens distintas na prática clínica. Assim, é crucial que cada instituição invista continuamente em pesquisa, inovação e otimização para reduzir as disparidades nos valores e promover a uniformização dos protocolos. Essa abordagem permitirá a padronização das práticas e garantirá os melhores resultados em proteção radiológica.

Tabela 30: Comparação dos NRD locais dos valores de *CTDIvol* (mGy) comparativamente e outros estudos/países

Valores de CTDIvol (mGy)	AVC Isquémico		AVC Hemorrágico	
	Diagnóstico	Controlo	Diagnóstico	Controlo
Este estudo	34	69	68	70
RP 180 (European Commission, 2014)		60	60	60
França, 2019 (Habib Geryes et al., 2019)	44	43	43	43
Suécia, 2019(Paulo et al., 2020)	60	60	60	60
UK (UKHSA, 2019)	47			
Alemanha (A. Schegerer et al., 2019)		60 ^b	60 ^b	60 ^b
UE RP 195 (European Comission, 2021)	60		60	

Valores de CTDIvol (mGy)	AVC Isquémico		AVC Hemorrágico	
	Diagnóstico	Controlo	Diagnóstico	Controlo
Este estudo	34	69	68	70
Europa 2021 (Tsapaki et al., 2021) - chuc	48	48	48	48
EUA (Bos et al., 2022)		56 ^a	56 ^a	56 ^a
(Tan et al., 2023)	12	41	42	41
(Stadnyk et al., 2023)		59	59	59
Grécia (Simantirakis et al., 2024)		62		62

^a Informação clínica – STROKE; ^b Apenas informação para TC Crânio sem contraste

Quanto à modalidade de angiografia, os exames são realizados maioritariamente no equipamento biplanar que permite a utilização da incidência AP e lateral em simultâneo, ou oblíquas ajudando na diminuição de tempo de tratamento, possibilitando um tempo de recanalização mais rápido e eficaz. Apesar de não ser protocolo neste serviço pode ser utilizado o equipamento para a realização de *cone-beam* CT (CBCT). Esta técnica pode ser útil na deteção de hemorragias e com qualidade que permite a deteção das mesmas comparando com um TC sem contraste (Ståhl et al., 2024). Estudos que compararam procedimentos de TM em sala monoplanares e biplanares concluíram que apesar de não existirem diferenças estatisticamente significativas nas taxas de recanalização, resultados clínicos ou complicação, entre os dois sistemas, existiu um menor utilização da quantidade de contraste e tempo de fluoroscopia na utilização do equipamento biplanar, Isto acontece porque com a tecnologia biplanar apenas é necessário uma injeção de produto de contraste para a visualização de dois planos, e por consequência o tempo necessário diminui (Guenego et al., 2020).

Kelpanec et al, 2020 observou que o número de passagens não influencia a dose total no doente, mas afeta a equipa de profissionais. Contrariamente, este estudo identificou diferenças significativas entre os valores de KAP e o número de passagens. O estudo também apresentou um número médio de passagens de 1,8, muito semelhante a este

estudo, que teve uma média de 2,54, devido ao elevado desvio padrão, embora a mediana fosse de 1. Em termos de recanalização na escala TICI 2b/3, o outro estudo alcançou 96,1%, enquanto esteve obteve 90,6%. No presente estudo o tempo de procedimento foi maior, o que pode ser influenciado pela experiência dos profissionais e pela complexidade dos casos tratados. (Klepanec et al., 2020).

Klepanec et al, 2020 determinou que um menor tempo de punção- recanalização, menor tempo de exposição, recanalização TICI 2b/3 bem-sucedida e uso de trombectomia por aspiração foram associados a doses mais baixas do paciente.

No que respeita aos valores de KAP total este estudo apresenta um valor mais elevado em relação ao estudo de Farah et. al, 2019, à custa das imagens cine. O *AirKerma* é muito mais elevado neste estudo do que no comparativo, podendo inferir que os valores dos parâmetros de exposição podem ser mais elevados neste estudo. Os valores mais próximos são com o estudo de Ihn et al. 2021, mas este apresenta valores de tempo de fluoroscopia e imagens muito superiores ao nosso estudo, podendo existir por exemplo uma maior colimação ou os procedimentos serem uns poucos diferentes deste centro.

Aly et al, apresentam valores mais baixo em todos os descritores de dose (menos de 50%) em relação a este estudo. Pelo contrário o tempo de fluoroscopia e o número de imagens são superiores. Existe uma maior diferença possivelmente nos parâmetros de exposição.

Este estudo e Ihn et al., 2021 mostram valores mais elevados de Air Kerma (acima de 1500 mGy), sugerindo uma maior dose de radiação absorvida pelo doente. Pelo contrário, Klepanec et al., 2020 apresenta um valor bem menor (242 mGy), o que pode indicar protocolos com menor exposição ou um procedimentos menos complexos.

Um KAP elevado pode refletir uma área irradiada maior ou procedimentos de maior duração e complexidade, como no caso deste estudo e Ihn et al., 2024. Contudo, este estudo não apresenta elevado tempo de fluoroscopia, podendo então dever-se à complexidade dos casos. O valor baixo de KAP do estudo de Klepanec et al., 2020 sugere menor área irradiada ou tempo de exposição menor, como verificado, apesar do *AirKerma* ser elevado (tabela 31).

Tabela 31: Comparação dos NRD locais do procedimento de TM com uso de fluoroscopia, K, KAP, tempo e número de imagens, comparativamente e outros estudos/países

	Este estudo	Alemanha (A. Schegerer et al., 2019)	(Farah et al., 2019)	(Klepanec et al., 2020)	(Ihn et al., 2021)	(Aly et al., 2024)
<i>AirKerma</i> (K) (mGy)	1616		854	242	1590	797,5
K frente	1142					562,7
K lateral	476					227,6
KAP (Gy.cm ²)	231	180	162	34	225	133,6
KAP CINE	182		80			
KAP cumulativo	40		72			
Tempo de fluoroscopia (minutos)	18	35	42	12	47	23
Nº de imagens	349		559	132	800	749

Cada estudo pode usar diferentes técnicas de fluoroscopia e diferentes equipamentos, o que afeta a dose de radiação. Procedimentos mais complexos ou longos podem exigir mais imagens, maior tempo de fluoroscopia e, portanto, maior *AirKerma* e KAP.

Os autores do estudo de Farah et al., 2019 também abordam fatores clínicos que afetam a dose de radiação, como a complexidade do caso, o tempo de fluoroscopia e o número de projeções angiográficas necessárias. Estes sugerem que uma melhor compreensão destes fatores pode levar à otimização das práticas radiológicas, garantindo a exposição de dose mais baixa, mantendo, no entanto, os resultados clínicos desejados. Além disso, o artigo destaca que as variações nas doses observadas entre diferentes centros indicam a necessidade de uma maior padronização e de uma melhor e contínua formação em protocolos de segurança radiológica (Farah et al., 2019).

A radiografia ao tórax realizada com equipamentos portáteis, na unidade, apesar de não apresentar grande importância clinicamente para o estudo do AVC, uma vez que é utilizada não para o tratamento da patologia, mas para as possíveis complicações, pode ser um procedimento que poderá ser otimizado. Isto porque em termos de proteção radiológica, podem ser estabelecidos outros procedimentos, como a possível realização do exame numa sala de radiologia. Relativamente à realização do exame, deve ser considerada a justificação clara da radiografia do tórax como intransportável e se é necessária antes da realização da TC de controlo, visto que uma vez que o doente tem de se deslocar ao Serviço para realizar a TC, poderá realizar a radiografia do tórax no serviço, ou então logo após o procedimento de angiografia. É fundamental, por motivos de proteção radiológica, qualidade técnica e imagem, que o exame seja realizado seguindo a técnica adequada. O objetivo é obter a melhor imagem possível para permitir um diagnóstico diferencial preciso. Ao considerar a proteção radiológica, a realização do exame numa sala de radiologia garante condições mais seguras para o doente, o público e os profissionais, além de assegurar o bem-estar do doente durante o procedimento. Assim, e segundo ACR, é altamente aconselhável que o uso de radiografia móvel seja limitado a doentes cuja condição impede o transporte para o departamento de radiologia. A maioria dos exames radiológicos deve ser feita no próprio departamento de radiologia, onde estão disponíveis equipamentos fixos, mais potentes e capazes de gerar imagens de alta qualidade. Além disso, o ambiente do departamento é projetado para conter de forma segura a radiação emitida pelo tubo de raios-X (ACR, 2022; ICRP TG 108, 2023).

É importante que todos os profissionais aquando as realizações de exames de radiografias intransportáveis tenham atenção à distância, tempo e proteção individual e dos outros membros presentes na sala. E todos os profissionais devem ter a formação adequada em proteção radiológica, de modo, a diminuir riscos relativamente à exposição da radiação, bem como a eliminação da realização de exames fora do departamento de imagem médica sem a devida justificação (ACR, 2022; ICRP TG 108, 2023).

Sendo o NRD local para a radiografia de tórax realizada com equipamentos portáteis para esta instituição 363 mGy.cm² é o valor mais elevado comparado com a literatura selecionada (Tabela 32). Muitos dos estudos não apresentam valor de NRD para radiografia com equipamentos portáteis, sendo que apenas a Irlanda apresenta o valor de 160 mGy.cm². Os restantes valores apresentados são os da radiografia realizada num equipamento adequado no departamento de radiologia. Mesmo assim, o valor da Irlanda é o mais próximo desses valores, ao contrário deste estudo. De referir que apesar de ser usado um detetor digital, não existe habitualmente grelha nem câmaras de exposição automáticas, logo todos parâmetros de exposição selecionados pelo técnico de radiologia e a colimação são fulcrais para determinar a dose de exame.

Tabela 32: Comparação dos NRD locais dos valores de KAP (mGy.cm²), da radiografia torácica, realizada com equipamentos portáteis, comparativamente e outros estudos/países

	Este estudo	UK(D. . Hart et al., 2012)	Ireland (HIQA, 2021; O’Hora et al., 2023)	(European Commission, 2014)	Alemanha (A. Schegerer et al., 2019)
KAP (mGy.cm ²)	363	110 ¹	160/150 ²	160 ¹	150 ¹

¹ valor radiografia torácica com detetor e realizada no departamento de radiologia;² radiografia digital

Uma das limitações do KAP está relacionada à distância entre a ampola de raios-X e o detetor, devido à divergência do feixe. Por isso, é crucial utilizar uma colimação adequada ao doente e exame. Reduzir a área irradiada em 1 cm² pode diminuir a dose de exposição em 9%. Este parâmetro é essencial para minimizar a dose do exame.(ICRP TG 108, 2023)

Através dos valores de NRDL locais pode-se determinar a dose efetiva para o doente com AVC isquémico e hemorrágico. Os valores de *K factor* da radiografia e da TC foram retirados do UNSCEAR 2013 e da fluoroscopia da IAEA (IAEA, n.d.; United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, 2013).

Assim, para o AVC isquémico a dose efetiva determinada foi de 28 mSv e para o AVC hemorrágico 5 mSv, como verificamos na tabela 33 e 34.

Tabela 33: Dose efetiva para o AVC Isquémico

AVC Isquémico				
Procedimento	Descritor de dose	Valor de dose de exame	<i>K factor</i>	Dose efetiva (mSv)
Radiografia tórax intransportável	KAP(Gy.cm ²)	0,363	0,15	0,05
TC Diagnóstico	DLP(mGycm)	1887	0,0031	5,85
TC controlo	DLP(mGycm)	1119	0,0021	2,35
Fluoroscopia	KAP(Gy.cm ²)/	231	0,087	20,10
Dose efetiva total				28,35

Tabela 34: Dose efetiva para o AVC Hemorrágico

AVC Hemorrágico			
Procedimento	DLP (mGycm)	<i>K factor</i>	Dose efetiva (mSv)
TC Diagnóstico	1180	0,0021	2,48
TC controlo	1156	0,0021	2,43
Dose efetiva total			4,91

A. Schegerer et al, 2019 determinou que a dose efetiva para a radiografia do tórax era de 0,03 mSv enquanto neste estudo é de 0,05 mSv. Na TC crânio é de 1,7 mSv e na fluoroscopia de 11 mSv, valores abaixo dos determinados. Um relatório da UNSCEAR, de 2020/2021 determinou que para a radiografia do tórax a dose efetiva é de 0,08 mSv, um valor superior a este estudo. Na angiografia cerebral apresenta um valor de 12,6 mSv e a TC de crânio de 1,9 mSv, valores inferiores a este estudo(A. Schegerer et al., 2019; United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, 2022).

Podem ocorrer várias causas para valores de exposição de doses superiores aos NRD: o biótipo do doente, complexidade do procedimento, protocolos não adaptados às características do doente, a performance do equipamento e seleção dos parâmetros

técnicos incorretos. Desta forma é importante e que exista uma formação contínua e comunicação de todos os profissionais envolvidos nestes procedimentos, principalmente técnicos de radiologia e radiologistas/neurorradiologistas, controlos de qualidade e manutenções de equipamentos, bem como auditorias, de forma a otimizar procedimentos e verificar quais as possíveis falhas para ajustar procedimentos e aprender com os erros. A revisão da literatura deixa claro que há espaço para melhorias na padronização dos protocolos de todas as modalidades. Os NRD não representam limites fixos de dose, mas sim uma ferramenta essencial para a otimização dos procedimentos radiológicos, sendo uma orientação para promover a utilização eficiente da radiação, garantindo a segurança do doente enquanto se mantém a qualidade diagnóstica necessária (European Commission, 2021; European Commission, 1999, 2018; IAEA, 2009; ICRP, 2017; OMS & Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Instituto Politécnico de Coimbra, 2016).

O estudo apresentou algumas limitações, sendo uma delas o fato de ter sido realizado em apenas um centro. A informação clínica relacionada com os AVC não está documentada de forma consistente, particularmente no que diz respeito à distinção entre AVC hemorrágico e isquémico, assim como a ausência de detalhes nos relatórios de exames, como a escala ASPECTS, classificação OCSP e a etiologia de todos os doentes. Em relação aos protocolos, a existência de diferentes abordagens, especialmente na TC, dificulta a síntese das informações. Foi difícil realizar a comparação dos valores com outros estudos, devido a falta de informação clínica. Para a radiografia torácica, deveria ter sido recolhida mais informação sobre os parâmetros de exposição dos doentes. Do mesmo modo, existem poucos dados na literatura sobre NRD de exame de radiografias realizados com equipamentos portáteis.

Conclusão

O número de procedimentos com uso de radiação ionizante tem vindo a aumentar consideravelmente, uma vez que esta colaboração permite uma maior segurança nos procedimentos para o doente e para os profissionais. A exposição médica continua a ser de longe a maior fonte de exposição da população em geral à radiação ionizante.

O AVC é uma das doenças que afeta toda a população a nível mundial, e é utilizada ao longo de todo o percurso do doente desde o diagnóstico até a sua alta clínica. Contudo, a variável da radiação ionizante é ostentada, sendo fundamental ter em consideração os seus riscos. Para isso, é fundamental existir trabalho de equipa de todos os profissionais para fazer subsistir a cultura de proteção radiológica. De forma a otimizar todos os procedimentos, é indispensável a avaliação de doses de exposição e, assim, a criação de NRD locais para todos os procedimentos radiológicos, sendo um dos pontos obrigatórios segundo a legislação europeia e nacional.

Em resumo, foram criados NRD locais para o doente com AVC isquémico:

- Radiografia torácica intransportável: KAP com valor de $0,363 \text{ Gy.cm}^2$
- TC diagnóstico: DLP de 1887 mGy.cm e CTDI_{vol} de 34 mGy
- TC de controlo: DLP de 1119 mGy.cm e CTDI_{vol} de 69 mGy
- Procedimento de fluoroscopia: KAP de 231 Gy.cm^2 e AirKerma de 1616 mGy
- Com uma dose efetiva de 28 mSv

Para o AVC hemorrágico:

- TC diagnóstico: DLP de 1180 mGy.cm e CTDI_{vol} de 68 mGy
- TC de controlo: DLP de 1156 mGy.cm e CTDI_{vol} de 69 mGy
- Com uma dose efetiva de 5 mSv

A determinação dos NRD para todas as modalidades de imagem que utilizam radiação ionizante em doentes com AVC isquémico e hemorrágico representa um avanço significativo para a otimização da prática clínica e na segurança dos doentes e comunicação do risco entre doentes e profissionais.

Concluindo, é fulcral o envolvimento e formação contínua de todos os profissionais para promover a eficiência e efetividade da política de proteção radiológica, de modo a otimizar todos os procedimentos, permitindo diminuir a dose de exposição do doente, mas mantendo a qualidade. A otimização e a sua auditoria são pontos conjuntos e coordenados que são necessários para o plano de promoção de cultura de segurança, com vista à efetividade dos objetivos pretendidos e trabalhos futuros.

Bibliografia

- AAPM. (2016). *Adult Routine Head CT Protocols Version 2.0*. <https://www.aapm.org/pubs/ctprotocols/documents/adultroutineheadct.pdf>
- ACR. (2020). *ACR–ASNR–SPR PRACTICE PARAMETER FOR THE PERFORMANCE OF COMPUTED TOMOGRAPHY (CT) OF THE HEAD*. <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/CT-Brain.pdf>
- ACR. (2022). *ACR–SPR–STR PRACTICE PARAMETER FOR THE PERFORMANCE OF PORTABLE (MOBILE UNIT) CHEST RADIOGRAPHY*. <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/Port-Chest-Rad.pdf>
- Al Kabbani, A., & Jones, J. (2009). Lacunar infarct. In *Radiopaedia.org*. Radiopaedia.org. <https://doi.org/10.53347/rID-6160>
- Aly, A., Tsapaki, V., Ahmed, A. Z., Own, A., Patro, S., Al Naemi, H., & Kharita, M. H. (2024). Clinical diagnostic reference levels in neuroradiology based on clinical indication. *Radiation Protection Dosimetry*, 200(8), 755–762. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncae113>
- Andrade, J. B. C. de, Mohr, J. P., Timbó, F. B., Nepomuceno, C. R., Moreira, J. V. da S., Timbó, I. da C. G., Lima, F. O., Silva, G. S., & Bamford, J. (2021). Oxfordshire Community Stroke Project Classification: A proposed automated algorithm. *European Stroke Journal*, 6(2), 160–167. <https://doi.org/10.1177/23969873211012136>
- Assembleia da República. (2018). *Decreto-Lei n.º 108/2018 de 3 de dezembro*. <https://diariodarepublica.pt/dr/detalhe/decreto-lei/108-2018-117202785>
- Assembleia da República. (2022). *Decreto-Lei n.º 81/2022 de 6 de dezembro*. <https://diariodarepublica.pt/dr/detalhe/decreto-lei/81-2022-204379871>
- Assembleia da República. (2023). *Decreto-Lei n.º 139-D/2023 de 29 de dezembro*. <https://diariodarepublica.pt/dr/detalhe/decreto-lei/139-d-2023-835994080>
- Barber, P. A., Demchuk, A. M., Zhang, J., & Buchan, A. M. (2000). Validity and reliability of a quantitative computed tomography score in predicting outcome of hyperacute stroke before thrombolytic therapy. *The Lancet*, 355(9216), 1670–1674. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(00\)02237-6](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(00)02237-6)
- Behme, D., Tsogkas, I., Colla, R., Gera, R. G., Schregel, K., Hesse, A. C., Maier, I. L., Liman, J., Liebeskind, D. S., & Psychogios, M.-N. (2019). Validation of the extended thrombolysis in cerebral infarction score in a real world cohort. *PLOS ONE*, 14(1), e0210334. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0210334>
- Bell, D., & Sair, H. (2008). Alberta stroke programme early CT score (ASPECTS). In *Radiopaedia.org*. Radiopaedia.org. <https://doi.org/10.53347/rID-4936>
- Bell, D., & Smith, D. (2015). Stroke (summary). In *Radiopaedia.org*. Radiopaedia.org. <https://doi.org/10.53347/rID-34332>

- Bos, D., Yu, S., Luong, J., Chu, P., Wang, Y., Einstein, A. J., Starkey, J., Delman, B. N., Duong, P.-A. T., Das, M., Schindera, S., Goode, A. R., MacLeod, F., Wetter, A., Neill, R., Lee, R. K., Roehm, J., Seibert, J. A., Cervantes, L. F., ... Smith-Bindman, R. (2022). Diagnostic reference levels and median doses for common clinical indications of CT: findings from an international registry. *European Radiology*, 32(3), 1971–1982. <https://doi.org/10.1007/s00330-021-08266-1>
- Brooks, G., Kniep, H., McDonough, R., Bechstein, M., Heitkamp, C., Winkelmeier, L., Klapproth, S., Faizy, T. D., Schell, M., Schön, G., Hanning, U., Gellißen, S., Kemmling, A., Papanagiotou, P., Fiehler, J., & Meyer, L. (2024). Thrombectomy in ischemic stroke patients with large core but minor ischemic changes on non-enhanced computed tomography. *International Journal of Stroke*. <https://doi.org/10.1177/17474930241249588>
- Busch, H. (2004). *DIMOND III Image Quality and Dose Management For Digital Radiography*. <https://pt.scribd.com/document/375369657/DR2>
- Capirossi, C., Laiso, A., Renieri, L., Capasso, F., & Limbucci, N. (2023). Epidemiology, organization, diagnosis and treatment of acute ischemic stroke. *European Journal of Radiology Open*, 11, 100527. <https://doi.org/10.1016/j.ejro.2023.100527>
- Colon, A. J., Franke, C. L., & Koehler, P. J. (1999). The significance of routine chest X-ray in acute stroke. In *Clinical Neurology and Neurosurgery* (Vol. 101). [https://doi.org/10.1016/s0303-8467\(98\)00067-5](https://doi.org/10.1016/s0303-8467(98)00067-5)
- Coupland, A. P., Thapar, A., Qureshi, M. I., Jenkins, H., & Davies, A. H. (2017). The definition of stroke. *Journal of the Royal Society of Medicine*, 110(1), 9–12. <https://doi.org/10.1177/0141076816680121>
- Dargazanli, C., Fahed, R., Blanc, R., Gory, B., Labreuche, J., Duhamel, A., Marnat, G., Saleme, S., Costalat, V., Bracard, S., Desal, H., Mazighi, M., Consoli, A., Piotin, M., Lapergue, B., Redjem, H., Ciccio, G., Smajda, S., Desilles, J. P., ... Djemmane, L. (2018). Modified Thrombolysis in Cerebral Infarction 2C/Thrombolysis in Cerebral Infarction 3 Reperfusion Should Be the Aim of Mechanical Thrombectomy. *Stroke*, 49(5), 1189–1196. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.118.020700>
- DGS. (2017). *Via Verde do Acidente Vascular Cerebral no Adulto* (Norma nº 015/2017). <https://normas.dgs.min-saude.pt/2017/07/13/via-verde-do-acidente-vascular-cerebral-no-adulto/>
- Einstein, A. J., Moser, K. W., Thompson, R. C., Cerqueira, M. D., & Henzlova, M. J. (2007). Radiation dose to patients from cardiac diagnostic imaging. In *Circulation* (Vol. 116, Issue 11, pp. 1290–1305). <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.107.688101>
- EURATOM. (2013). *Diretiva 2013/59/Euratom*. <https://eur-lex.europa.eu/legal-content/PT/TXT/PDF/?uri=CELEX:32013L0059>
- European Commission. (2021). *Radiation Protection Nº 195 European Study on Clinical Diagnostic Reference Levels for X-ray Medical Imaging*. <https://doi.org/10.2833/031357>

- European Commission. (1996). *EUROPEAN GUIDELINES ON QUALITY CRITERIA FOR DIAGNOSTIC RADIOGRAPHIC IMAGES EUR 16260 EN*. <https://op.europa.eu/en/publication-detail/-/publication/d59ccc60-97ed-4ce8-b396-3d2d42b284be>
- European Commission. (1999). *RADIATION PROTECTION 109 : Guidance on diagnostic reference levels (DRLs) for medical exposures*. <https://op.europa.eu/en/publication-detail/-/publication/7a29147a-9545-4a44-b6d3-14310e28cff5>
- European Commission. (2014). *RADIATION PROTECTION N° 180 Diagnostic Reference Levels in Thirty-six European Countries Part 2/2*. <http://europa.eu>
- European Commission. (2015). *Radiation Protection n° 180 - Medical radiation exposure of the European population*. Publications Office. <https://op.europa.eu/en/publication-detail/-/publication/d2c4b535-1d96-4d8c-b715-2d03fc927fc9>
- European Commission. (2018). *Radiation Protection n° 185 - European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Pediatric Imaging*. <https://doi.org/10.2833/486256>
- Farah, J., Rouchaud, A., Henry, T., Regen, C., Mihalea, C., Moret, J., & Spelle, L. (2019). Dose reference levels and clinical determinants in stroke neuroradiology interventions. *European Radiology*, 29(2), 645–653. <https://doi.org/10.1007/s00330-018-5593-x>
- Farzin, B., Fahed, R., Guilbert, F., Poppe, A. Y., Daneault, N., Durocher, A. P., Lanthier, S., Boudjani, H., Khoury, N. N., Roy, D., Weill, A., Gentric, J.-C., Batista, A. L., Létourneau-Guillon, L., Bergeron, F., Henry, M.-A., Darsaut, T. E., & Raymond, J. (2016). Early CT changes in patients admitted for thrombectomy. *Neurology*, 87(3), 249–256. <https://doi.org/10.1212/WNL.0000000000002860>
- Ferderbar, M. L., Doyle, T. E., Samavi, R., & Koff, D. (2019). An Environmental Scan of the National and Provincial Diagnostic Reference Levels in Canada for Common Adult Computed Tomography Scans. *Canadian Association of Radiologists Journal*, 70(2), 119–124. <https://doi.org/10.1016/j.carj.2018.07.005>
- Fink, J. N., Frampton, C. M., Lyden, P., & Lees, K. R. (2008). Does Hemispheric Lateralization Influence Functional and Cardiovascular Outcomes After Stroke? *Stroke*, 39(12), 3335–3340. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.108.523365>
- Fonarow, G. C., Smith, E. E., Saver, J. L., Reeves, M. J., Hernandez, A. F., Peterson, E. D., Sacco, R. L., Lee, J., & Schwamm, H. (2011). *Special Report Improving Door-to-Needle Times in Acute Ischemic Stroke The Design and Rationale for the American Heart Association/American Stroke Association's Target: Stroke Initiative*. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.111.621342/-/DC1>
- Fugate, J. E., Klunder, A. M., & Kallmes, D. F. (2013). What Is Meant by “TICI”? *American Journal of Neuroradiology*, 34(9), 1792–1797. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A3496>

- Fujifilm Corporation. (2017). *FDR Nano Compact Digital X-ray cart system*. https://asset.fujifilm.com/www/uk/files/2021-12/7a0c78193102cc09ff21a7fd53dfac5/FDR_nano_Product_Brochure.pdf
- Global Health Metrics. (2024a). *Ischaemic stroke—Level 4 cause*. <https://www.healthdata.org/research-analysis/diseases-injuries-risks/factsheets/2021-ischemic-stroke-level-4-disease>
- Global Health Metrics. (2024b). *Stroke—Level 3 cause*. <https://www.healthdata.org/research-analysis/diseases-injuries-risks/factsheets/2021-stroke-level-3-disease>
- Goldman, L. W. (2008). Principles of CT: Multislice CT. In *Journal of Nuclear Medicine Technology* (Vol. 36, Issue 2, pp. 57–68). <https://doi.org/10.2967/jnmt.107.044826>
- Guenego, A., Mosimann, P. J., Wintermark, M., Heit, J. J., Zuber, K., Dobrocky, T., Lotterie, J. A., Nicholson, P., Marcellus, D. G., Olivot, J. M., Gonzalez, N., Blanc, R., Pereira, V. M., Gralla, J., Kaesmacher, J., Fahed, R., Piotin, M., Cognard, C., Piechowiak, E., ... Carbillet, F. (2020). Safety and Effectiveness of Neurothrombectomy on Single compared to Biplane Angiography Systems. *Scientific Reports*, *10*(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-020-60851-4>
- Habib Geryes, B., Hornbeck, A., Jarrige, V., Pierrat, N., Ducou Le Pointe, H., & Dreuil, S. (2019). Patient dose evaluation in computed tomography: A French national study based on clinical indications. *Physica Medica*, *61*, 18–27. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2019.04.004>
- Hart, D. ., Hillier, M. C. ., & Shrimpton, P. C. . (2012). *Doses to patients from radiographic and fluoroscopic X-ray imaging procedures in the UK : 2010 review*. Health Protection Agency. https://assets.publishing.service.gov.uk/media/5a7e4ae5274a2e8ab47136/HPA-CRCE-034_Doses_to_patients_from_radiographic_and_fluoroscopic_x_ray_imaging_procedures_2010.pdf
- Hart, D. (David), Hillier, M. C., Shrimpton, P. C. (Paul C.), & Health Protection Agency (Great Britain). Centre for Radiation, C. and E. Hazards. (2012). *Doses to patients from radiographic and fluoroscopic X-ray imaging procedures in the UK : 2010 review*. Health Protection Agency.
- HIQA. (2021). *Diagnostic Reference Levels Guidance on the establishment, use and review of diagnostic reference levels for medical exposure to ionising radiation About the Health Information and Quality Authority (HIQA)*. <https://www.hiqa.ie/sites/default/files/2023-11/Diagnostic-Reference-Levels-Undertaking-guidance-2023.pdf>
- IAEA. (n.d.). *Radiation doses in interventional procedures*. 2024. Retrieved September 1, 2024, from <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/interventional-procedures/radiation-doses-in-interventional-fluoroscopy#5>

- IAEA. (2009). *ESTABLISHING GUIDANCE LEVELS IN X RAY GUIDED MEDICAL INTERVENTIONAL PROCEDURES: A PILOT STUDY*. <https://www.iaea.org/publications/7941/establishing-guidance-levels-in-x-ray-guided-medical-interventional-procedures-a-pilot-study>
- IAEA. (2010). *Patient Dose Optimization in Fluoroscopically Guided Interventional Procedures Final report of a coordinated research project*. <http://www-ns.iaea.org/standards/>
- IAEA. (2018a). *IAEA Safety Standards for protecting people and the environment*. <http://www-ns.iaea.org/standards/>
- IAEA. (2018b). *IAEA Safety Standards for protecting people and the environment Specific Safety Guide No. SSG-46 Radiation Protection and Safety in Medical Uses of Ionizing Radiation*. <http://www-ns.iaea.org/standards/>
- IAEA. (2022a). *Summary of the IAEA Technical Meeting on Radiation Protection in Fluoroscopically Guided Interventional Procedures, Agenda and session recordings Summary of Session 1: Setting the Scene*. https://www.iaea.org/sites/default/files/22/04/tm_summary_7-9_april_2022.pdf
- IAEA. (2022b). *TRIGGER LEVELS FOR FOLLOW-UP OF PATIENTS TO DETECT CLINICALLY RELEVANT TISSUE REACTIONS*. https://www.iaea.org/sites/default/files/22/06/trigger_levels_2022.pdf
- IAEA. (2023). *IAEA SAFETY STANDARDS AND RELATED PUBLICATIONS No. 112 Patient Radiation Exposure Monitoring in Medical Imaging*. <https://www.iaea.org/resources/safety-standards>
- ICRP. (2017). *Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. ICRP Publication 135*. www.icrp.org
- ICRP TG 108. (2023). *Optimisation of Radiological Protection in Digital Radiology Techniques for Medical Imaging*. <https://www.icrp.org>
- Ihn, Y.-K., Kim, B., Jeong, H. W., Suh, S. H., Won, Y. D., Lee, Y.-J., Kim, D. J., Jeon, P., Ryu, C.-W., Suh, S., Choi, D. S., Choi, S. S., Kim, S. H., Byun, J. S., Rho, J., Song, Y., Jeong, W. S., Hong, N., Baik, S. H., ... Yoon, W. (2021). Monitoring Radiation Doses during Diagnostic and Therapeutic Neurointerventional Procedures: Multicenter Study for Establishment of Reference Levels. *Neurointervention*, 16(3), 240–251. <https://doi.org/10.5469/neuroint.2021.00437>
- Ito, H., Kano, O., & Ikeda, K. (2008). Different Variables Between Patients with Left and Right Hemispheric Ischemic Stroke. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, 17(1), 35–38. <https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2007.11.002>
- Jang, K. M., Nam, T. K., Ko, M. J., Choi, H. H., Kwon, J. T., Park, S. W., & Byun, J. S. (2020). Thrombolysis in Cerebral Infarction Grade 2C or 3 Represents a Better Outcome than 2B for Endovascular Thrombectomy in Acute Ischemic Stroke: A Network Meta-Analysis. *World Neurosurgery*, 136, e419–e439. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2020.01.020>

- Jauch, E. C., & Kasab, S. Al. (2024, February 21). *Ischemic Stroke*. <https://emedicine.medscape.com/article/1916852-overview?form=fpf>
- Johnson, T. R. C. (2012). Dual-energy CT: general principles. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 199(5 Suppl). <https://doi.org/10.2214/ajr.12.9116>
- Kato, M. (2011). *Digital Mobile X-Ray System with Wireless FPD MobileDaRt Evolution* (Issue 70). https://www.shimadzu.com/med/literature/mobile/k25cur0000003yai-att/07_.pdf
- Klepanec, A., Salat, D., Harsany, J., Hoferica, M., Krastev, G., Haring, J., Mako, M., Janega, P., Janosikova, L., & Lehotska, V. (2020). Neurointerventionalist and Patient Radiation Doses in Endovascular Treatment of Acute Ischemic Stroke. *CardioVascular and Interventional Radiology*, 43(4), 604–612. <https://doi.org/10.1007/s00270-020-02412-w>
- Li, J., Zhang, P., Liu, Y., Chen, W., Yi, X., & Wang, C. (2021). Stroke Lateralization in Large Hemisphere Infarctions: Characteristics, Stroke-Related Complications, and Outcomes. *Frontiers in Neurology*, 12. <https://doi.org/10.3389/fneur.2021.774247>
- Line # Description Qty • Cardiac imaging applications including diagnostics, interventional and minimally invasive surgery procedures.* (n.d.).
- Luijckx, T., & Coulthard, A. (2016). Modified treatment in cerebral ischaemia (mTICI) score. In *Radiopaedia.org*. Radiopaedia.org. <https://doi.org/10.53347/rID-43526>
- Massari, F., Henninger, N., Lozano, J. D., Patel, A., Kuhn, A. L., Howk, M., Perras, M., Brooks, C., Gounis, M. J., Kan, P., Wakhloo, A. K., & Puri, A. S. (2016). ARTS (Aspiration–Retriever Technique for Stroke): Initial clinical experience. *Interventional Neuroradiology*, 22(3), 325–332. <https://doi.org/10.1177/1591019916632369>
- McCollough, C., Cody, D., Edyvean, S., Geise, R., Gould, B., Keat, N., Huda, W., Judy, P., Kalender, W., McNitt-Gray, M., Morin, R., Payne, T., Stern, S., & Rothenberg, L. (2008). *The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT*. <https://doi.org/10.37206/97>
- McCollough, C. H., Leng, S., Yu, L., Cody, D. D., Boone, J. M., & McNitt-Gray, M. F. (2011). CT Dose Index and Patient Dose: They Are Not the Same Thing. *Radiology*, 259(2), 311–316. <https://doi.org/10.1148/radiol.11101800>
- Menzel, H.-G., Schibilla, H., & Teunen, D. (2000). *EUROPEAN GUIDELINES ON QUALITY CRITERIA FOR COMPUTED TOMOGRAPHY*. <https://op.europa.eu/en/publication-detail/-/publication/d229c9e1-a967-49de-b169-59ee68605f1a>
- Mokin, M., Primiani, C. T., Siddiqui, A. H., & Turk, A. S. (2017). ASPECTS (Alberta Stroke Program Early CT Score) Measurement Using Hounsfield Unit Values When Selecting Patients for Stroke Thrombectomy. *Stroke*, 48(6), 1574–1579. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.117.016745>

- Muir, K. W. (2009). Stroke. In *Medicine* (Vol. 37, Issue 2, pp. 109–114). <https://doi.org/10.1016/j.mpmed.2008.11.004>
- Navarro-Orozco, D., & Sánchez-Manso, J. C. (2024). Neuroanatomy, Middle Cerebral Artery. In *StatPearls*. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29235088>
- Neitzel, U. (2004). Management of pediatric radiation dose using Philips digital radiography. *Pediatric Radiology*, 34(S3), S227–S233. <https://doi.org/10.1007/s00247-004-1274-9>
- NHS England. (2018). *Clinical Commissioning Policy: Mechanical thrombectomy for acute ischaemic stroke (all ages)*. <https://www.england.nhs.uk/wp-content/uploads/2019/05/Mechanical-thrombectomy-for-acute-ischaemic-stroke-ERRATA-29-05-19.pdf>
- Nogles, T. E., & Galuska, M. A. (2024). Middle Cerebral Artery Stroke. In *StatPearls*. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/0>
- Norrving, B., Barrick, J., Davalos, A., Dichgans, M., Cordonnier, C., Guekht, A., Kutluk, K., Mikulik, R., Wardlaw, J., Richard, E., Nabavi, D., Molina, C., Bath, P. M., Stibrant Sunnerhagen, K., Rudd, A., Drummond, A., Planas, A., & Caso, V. (2018). Action Plan for Stroke in Europe 2018–2030. *European Stroke Journal*, 3(4), 309–336. <https://doi.org/10.1177/2396987318808719>
- OCDE. (2023). *Health at a Glance 2023*. OECD. <https://doi.org/10.1787/7a7afb35-en>
- O’Hora, L., Neville, N., Tuffy, J., Craig, A., O’Brien, K., Sugrue, K., McGarry, M., Duggan, B., & Egan, S. (2023). Establishing national diagnostic reference levels in radiography, mammography, and dual-energy x-ray absorptiometry services in Ireland and comparing these with European diagnostic reference levels. *European Radiology*, 33(12), 9469–9478. <https://doi.org/10.1007/s00330-023-09992-4>
- OMS, & Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Instituto Politécnico de Coimbra. (2016). *Comunicar os Riscos da Radiação Em Imagiologia Pediátrica*. <https://www.who.int/publications/i/item/978924151034>
- Pannell, J. S., Corey, A. S., Shih, R. Y., Austin, M. J., Chu, S., Davis, M. A., Ducruet, A. F., Hunt, C. H., Ivanidze, J., Kalnins, A., Lacy, M. E., Lo, B. M., Setzen, G., Shaines, M. D., Soares, B. P., Soderlund, K. A., Thaker, A. A., Wang, L. L., & Burns, J. (2024). ACR Appropriateness Criteria® Cerebrovascular Diseases-Stroke and Stroke-Related Conditions. *Journal of the American College of Radiology*, 21(6), S21–S64. <https://doi.org/10.1016/j.jacr.2024.02.015>
- Paulo, G., Damilakis, J., Tsapaki, V., Schegerer, A. A., Repussard, J., Jaschke, W., Frija, G., Hierath, M., & Clark, J. (2020). Diagnostic Reference Levels based on clinical indications in computed tomography: a literature review. *Insights into Imaging*, 11(1). <https://doi.org/10.1186/s13244-020-00899-y>
- Philips. (2015). *MobileDiagnost_wDR_*. <https://www.philips.pt/healthcare/product/HC712001/mobilediagnost-wdr-mobile-digital-radiography-system#features=&galleryTab=360>

- Philips. (2018). *Azurion 7 - Specifications Azurion 7 C20 and Azurion 7 F20*. https://www.documents.philips.com/doclib/enc/18207959/Specifications_Azurion_7_C20_with_FlexArm.pdf
- Pimenta, A., Azevedo, L., Ramos, I., & Santos, J. (2023). Radiation protection measures used in Portuguese interventional radiology departments: A national survey. *Radiography*, 29(3), 597–603. <https://doi.org/10.1016/j.radi.2023.04.001>
- Pop, N., Tit, D., Diaconu, C., Munteanu, M., Babes, E., Stoicescu, M., Popescu, M., & Bungau, S. (2021). The Alberta Stroke Program Early CT score (ASPECTS): A predictor of mortality in acute ischemic stroke. *Experimental and Therapeutic Medicine*, 22(6). <https://doi.org/10.3892/etm.2021.10805>
- Portegies, M. L. P., Selwaness, M., Hofman, A., Koudstaal, P. J., Vernooij, M. W., & Ikram, M. A. (2015). Left-Sided Strokes Are More Often Recognized Than Right-Sided Strokes. *Stroke*, 46(1), 252–254. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.114.007385>
- Potočník, J., Thomas, E., Lawlor, A., Kearney, D., Heffernan, E. J., Killeen, R. P., & Foley, S. J. (2024). Machine learning and deep learning for classifying the justification of brain CT referrals. *European Radiology*. <https://doi.org/10.1007/s00330-024-10851-z>
- Powers, W. J., Rabinstein, A. A., Ackerson, T., Adeoye, O. M., Bambakidis, N. C., Becker, K., Biller, J., Brown, M., Demaerschalk, B. M., Hoh, B., Jauch, E. C., Kidwell, C. S., Leslie-Mazwi, T. M., Ovbiagele, B., Scott, P. A., Sheth, K. N., Southerland, A. M., Summers, D. V., & Tirschwell, D. L. (2019). Guidelines for the early management of patients with acute ischemic stroke: 2019 update to the 2018 guidelines for the early management of acute ischemic stroke a guideline for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. In *Stroke* (Vol. 50, Issue 12, pp. E344–E418). Lippincott Williams and Wilkins. <https://doi.org/10.1161/STR.0000000000000211>
- Prerana, B., Nivargi, S., & Jayanthi, V. (2024). Study of Cerebral Hemispheric Lateralization in Stroke and the Arterial Territories Involved in High-risk Patients. *Acta Medica International*, 11(1), 56–59. https://doi.org/10.4103/amit.amit_27_24
- Programa Nacional para as Doenças Cérebro-Cardiovasculares. (2017). *PROGRAMA NACIONAL PARA AS DOENÇAS CÉREBRO-CARDIOVASCULARES 2017*. www.dgs.pt
- Roux, A., Bronsard, N., Blanchet, N., & de Peretti, F. (2011). Can fluoroscopy radiation exposure be measured in minimally invasive trauma surgery? In *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research* (Vol. 97, Issue 6, pp. 662–667). <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2011.03.024>
- Ruiz-Cruces, R., Vano, E., Carrera-Magariño, F., Moreno-Rodríguez, F., Soler-Cantos, M. M., Canis-Lopez, M., Hernández-Armas, J., Diaz-Romero, F. J., Rosales-Espizua, F., Fernandez-Soto, J. M., Sanchez-Casanueva, R., Martin-Palanca, A., Perez-Martinez, M., Gil-Agudo, A., Zarca-Diaz, M. A., Parra-Osorio, V., Muñoz Ruiz-Canela, J. J., Moreno-Sanchez, T., Lopez-Medina, A., ... Cañete, S. (2016). Diagnostic reference

levels and complexity indices in interventional radiology: a national programme. *European Radiology*, 26(12), 4268–4276. <https://doi.org/10.1007/s00330-016-4334-2>

Sacco, R. L., Kasner, S. E., Broderick, J. P., Caplan, L. R., Connors, J. J., Culebras, A., Elkind, M. S. V., George, M. G., Hamdan, A. D., Higashida, R. T., Hoh, B. L., Janis, L. S., Kase, C. S., Kleindorfer, D. O., Lee, J. M., Moseley, M. E., Peterson, E. D., Turan, T. N., Valderrama, A. L., & Vinters, H. V. (2013). An updated definition of stroke for the 21st century: A statement for healthcare professionals from the American heart association/American stroke association. *Stroke*, 44(7), 2064–2089. <https://doi.org/10.1161/STR.0b013e318296aeca>

Santos, J., Foley, S., Andersson, J., Figueiredo, J. P., Hoeschen, C., Damilakis, J., Frija, G., Alves, F., Riklund, K., Rainford, L., Nestle, U., McNulty, J., Bacher, K., Hierath, M., & Paulo, G. (2023). Education and training in radiation protection in Europe: results from the EURAMED Rocc-n-Roll project survey. *Insights into Imaging*, 14(1). <https://doi.org/10.1186/s13244-023-01398-6>

Scheegerer, A. A., Frija, G., Paulo, G., Jaschke, W., Tzapaki, V., Repussard, J., Damilakis, J., & Ch, A. S. (2021). *Radiation dose and diagnostic reference levels for four interventional radiology procedures: results of the prospective European multicenter survey EUCLID*. <https://doi.org/10.1007/s00330-021-08029-y/Published>

Scheegerer, A., Loose, R., Heuser, L. J., & Brix, G. (2019). Diagnostic Reference Levels for Diagnostic and Interventional X-Ray Procedures in Germany: Update and Handling. *RoFo Fortschritte Auf Dem Gebiet Der Rontgenstrahlen Und Der Bildgebenden Verfahren*, 191(8), 739–751. <https://doi.org/10.1055/a-0824-7603>

Schmidt, B., & Flohr, T. (2020). Principles and applications of dual source CT. *Physica Medica*, 79, 36–46. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.10.014>

Sharma, R. (2024). Haemorrhagic stroke (summary). In *Radiopaedia.org*. Radiopaedia.org. <https://doi.org/10.53347/rID-184885>

Simantirakis, G., Hourdakos, C. J., Kalathaki, M., Liotsou, V., Nikolaou, M., Pafilis, C., Thrapsanioti, Z., Tritakis, P., & Carinou, E. (2024). Updating national diagnostic reference levels for computed tomography in Greece: Challenges on patient protection optimisation. *European Journal of Radiology*, 175, 111429. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2024.111429>

Smith, C. J., Emsley, H. C. A., Libetta, C. M., Hughes, D. G., Drennan, R. F., Vail, A., & Tyrrell, P. J. (2001). The Oxfordshire Community Stroke Project classification in the early hours of ischemic stroke and relation to infarct site and size on cranial computed tomography. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, 10(5), 205–209. <https://doi.org/10.1053/jscd.2001.29825>

Stadnyk, L., Nosyk, O., Tonkopi, E., Boguslavskaya, A., & Vassileva, J. (2023). SURVEY OF COMPUTED TOMOGRAPHY PRACTICE IN UKRAINE AND ESTABLISHMENT OF NATIONAL DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS FOR MOST COMMON CT

EXAMINATIONS OF ADULTS. *Radiation Protection Dosimetry*, 199(10), 1142–1150.
<https://doi.org/10.1093/rpd/ncad157>

Ståhl, F., Almqvist, H., Aspelin, Å., Kolloch, J., Ghalamkari, O., Gontu, V., Schäfer, D., van de Haar, P., Engel, K.-J., van Nijnatten, F., Holmberg, Å., Mazya, M. V., Söderman, M., & Delgado, A. F. (2024). Stroke Evaluation in the Interventional Suite Using Dual-Layer Detector Cone-Beam CT: a First-in-human Prospective Cohort Study (the Next Generation X-ray Imaging System Trial). *Clinical Neuroradiology*.
<https://doi.org/10.1007/s00062-024-01439-7>

Strauss, K. J. (2014). Dose indices: everybody wants a number. In *Pediatric Radiology* (Vol. 44, Issue 3, pp. 450–459). Springer Verlag. <https://doi.org/10.1007/s00247-014-3104-z>

Stroke Alliance for Europe, S., & European Stroke Organisation, E. (2018). *PLANO DE AÇÃO PARA O AVC NA EUROPA*. <https://www.safestroke.eu/wp-content/uploads/2019/05/sap-portugal-s.pdf>

Sun, C., Zaidat, O. O., Castonguay, A. C., Veznedaroglu, E., Budzik, R. F., English, J., Baxter, B., Nogueira, R. G., Krajina, A., Bartolini, B., Liebeskind, D. S., Smith, W., Koenig, M., Jenkins, P., & Gupta, R. (2023). A Decade of Improvement in Door-to-Puncture Times for Mechanical Thrombectomy But Ongoing Stagnation in Prehospital Care. *Stroke: Vascular and Interventional Neurology*, 3(1).
<https://doi.org/10.1161/SVIN.122.000561>

Tan, W. S., Foley, S., & Ryan, M. L. (2023). Investigating CT head diagnostic reference levels based on indication-based protocols – a single site study. *Radiography*, 29(4), 786–791. <https://doi.org/10.1016/j.radi.2023.05.003>

Tsao, C. W., Aday, A. W., Almarzooq, Z. I., Anderson, C. A. M., Arora, P., Avery, C. L., Baker-Smith, C. M., Beaton, A. Z., Boehme, A. K., Buxton, A. E., Commodore-Mensah, Y., Elkind, M. S. V., Evenson, K. R., Eze-Nliam, C., Fugar, S., Generoso, G., Heard, D. G., Hiremath, S., Ho, J. E., ... Martin, S. S. (2023). Heart Disease and Stroke Statistics - 2023 Update: A Report from the American Heart Association. In *Circulation* (Vol. 147, Issue 8, pp. E93–E621). Lippincott Williams and Wilkins.
<https://doi.org/10.1161/CIR.0000000000001123>

Tsapaki, V., Damilakis, J., Paulo, G., Schegerer, A. A., Repussard, J., Jaschke, W., & Frija, G. (2021). CT diagnostic reference levels based on clinical indications: results of a large-scale European survey. *European Radiology*, 31(7), 4459–4469.
<https://doi.org/10.1007/s00330-020-07652-5>

Tung, E. L., McTaggart, R. A., Baird, G. L., Yaghi, S., Hemendinger, M., Dibiasio, E. L., Hidlay, D. T., Tung, G. A., & Jayaraman, M. V. (2017). Rethinking Thrombolysis in Cerebral Infarction 2b. *Stroke*, 48(9), 2488–2493.
<https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.117.017182>

Turc, G., Bhogal, P., Fischer, U., Khatri, P., Lobotesis, K., Mazighi, M., Schellinger, P. D., Toni, D., De Vries, J., White, P., & Fiehler, J. (2023). European Stroke Organisation (ESO) - European Society for Minimally Invasive Neurological Therapy (ESMINT)

- Guidelines on Mechanical Thrombectomy in Acute Ischemic Stroke. *Journal of NeuroInterventional Surgery*, 15(8). <https://doi.org/10.1136/neurintsurg-2018-014569>
- Uchida, K., Shindo, S., Yoshimura, S., Toyoda, K., Sakai, N., Yamagami, H., Matsumaru, Y., Matsumoto, Y., Kimura, K., Ishikura, R., Yoshida, A., Inoue, M., Beppu, M., Sakakibara, F., Shirakawa, M., Morimoto, T., Kuwayama, N., Ogasawara, K., Hirano, T., ... Koyama, S. (2022). Association Between Alberta Stroke Program Early Computed Tomography Score and Efficacy and Safety Outcomes With Endovascular Therapy in Patients With Stroke From Large-Vessel Occlusion. *JAMA Neurology*, 79(12), 1260. <https://doi.org/10.1001/jamaneurol.2022.3285>
- UKHSA. (2019). *UKHSA-RCE-1: doses from computed tomography (CT) exams in the UK - 2019 review*. <https://assets.publishing.service.gov.uk/media/62b19331e90e0765d523ca5f/UKHSA-CT-report.pdf>
- United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. (2013). *UNSCEAR 2013 Report Volume II SCIENTIFIC ANNEX B: Effects of radiation exposure of children*. https://www.unscear.org/docs/publications/2013/UNSCEAR_2013_Report_Vol.II.pdf
- United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. (2022). *SOURCES, EFFECTS AND RISKS OF IONIZING RADIATION - UNSCEAR 2020/2021 Report Volume I*. http://www.unscear.org/unscear/en/publications/2020_2021_1_Attachments.html
- WHO. (2005). *WHO STEPS Stroke Manual*. <http://www.who.int/chp/steps/Stroke/en/>
- Winkelmeier, L., Faizy, T. D., Brekenfeld, C., Heitkamp, C., Broocks, G., Bechstein, M., Steffen, P., Schell, M., Gellissen, S., Kniep, H., Thomalla, G., Fiehler, J., & Flottmann, F. (2023). Comparison of Thrombolysis In Cerebral Infarction (TICI) 2b and TICI 3 reperfusion in endovascular therapy for large ischemic anterior circulation strokes. *Journal of NeuroInterventional Surgery*, [jnis-2023-020724](https://doi.org/10.1136/jnis-2023-020724). <https://doi.org/10.1136/jnis-2023-020724>

Anexos



SNS SERVIÇO NACIONAL DE SAÚDE



UNIDADE LOCAL DE SAÚDE COIMBRA

D.C/ Tomei conhecimento
D.ª Cláudia Nazareth
Diretora Clínica para a área dos Cuidados de Saúde
Hospitalares da ULS de Coimbra, EPE

Exmo(a) Senhor(a)

Dr.ª Cláudia Nazareth
Digm.ª Diretora Clínica da ULS de
Coimbra, EPE

SUA REFERÊNCIA	SUA COMUNICAÇÃO DE	NOSSA REFERÊNCIA	DATA
		N.º: 061/24 CE PROC. N.º: OBS.SF.161-2023	08-03-2024

PI OBS.SF.161-2023 REENTRADA "AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO DE DOSE NO ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL (AVC)."
ASSUNTO: CEREBRAL (AVC).
Entrada na UID: 19-08-2023
Entrada na CES: 15-12-2023
Visto na reunião: 23-01-2024 - Of.º 026/24CE
REENTRADA na CES: 16-02-2024 - Envio dos documentos com a correção solicitada pela CES.
Investigador/a/es: Ana Filipe da Silva Carvalho - Técnica Superior de Diagnóstico e Terapêutica - Radiologia
Local de trabalho do IP: Imagem Médica
Coordenador/a/es: NÃO APLICÁVEL
Co-Investigador/a/es: Joana Margarida Rodrigues dos Santos, Ricardo Jorge Alves Ventura De Oliveira Veiga
Promotor: Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Instituto Politécnico de Coimbra
Serviço de Realização: Serviço de Imagem Médica do CHUC

Cumpra informar Vossa Ex.ª que a CE - Comissão de Ética na Unidade Local de Saúde de Coimbra, reunida em 27 de Fevereiro de 2024, após reapreciação do projeto de investigação supra identificado, emitiu o seguinte parecer:

"A Comissão tomou conhecimento dos esclarecimentos efetuados, pelo que considera que se encontram respeitados os requisitos éticos adequados à realização do estudo, e emite parecer favorável ao seu desenvolvimento na ULS de Coimbra".

Mais informa que a CES do CHUC deverá ser semestralmente atualizada em relação ao desenvolvimento dos estudos favoravelmente analisados e informada da data da conclusão dos mesmos, que deverá ser acompanhada de relatório final.

Com os melhores cumprimentos,

Dra. Cláudia Santos

Presidente

CES do CHUC: Dra. Cláudia Santos, Dra. Alexandra Diniz, Enl.ª Adélia Inácio Mendes, Dra. Isabel Gomes, Dra. Isabel Ventura, Rev. Pe. Doutor Nuno dos Santos, Doutora Teresa Lapa, Dra. Teresa Monteiro

CHUC | Hospitais da Universidade de Coimbra
Praceta Professor Mota Pinto
3004-561 Coimbra, Portugal
www.chuc.min-saude.pt

Serviço Comissão de Ética
Telefone: 966113370
Email: secetica@chuc.min-saude.pt