



**Escola Superior
de Tecnologia
da Saúde**

Politécnico de Coimbra

Magda Costa Correia

TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA DE DUPLA ENERGIA
AVALIAÇÃO DE FRATURAS - REVISÃO
SISTEMÁTICA/METANÁLISE
FRATURAS DA COLUNA TORACOLOMBAR

Dissertação no âmbito do Mestrado em Imagem Médica e Radioterapia, orientada pelo Professor Doutor Mário João Gonçalves Monteiro e coorientada pelo Professor Doutor João Paulo de Figueiredo e apresentada à Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Politécnico de Coimbra.

Dezembro de 2025



**Escola Superior
de Tecnologia
da Saúde**
Politécnico de Coimbra

TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA DE DUPLA ENERGIA
AVALIAÇÃO DE FRATURAS – REVISÃO
SISTEMÁTICA/METANÁLISE
FRATURAS DA COLUNA TORACOLOMBAR

Magda Costa Correia

Dissertação no âmbito do Mestrado em Imagem Médica e Radioterapia, orientada pelo Professor Doutor Mário João Gonçalves Monteiro e coorientada pelo Professor Doutor João Paulo de Figueiredo e apresentada à Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Politécnico de Coimbra, para obtenção do grau de Mestre.

Dezembro de 2025

Dissertação submetida à Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Imagem Médica e Radioterapia, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor Mário João Gonçalves Monteiro e coorientação do Professor Doutor João Paulo de Figueiredo.

Constituição do Júri:

Presidente – Professora Doutora Joana Margarida Rodrigues dos Santos

Vogal – Professora Doutora Sandra Moreira Rua Ventura

Vogal – Professor Doutor Mário João Gonçalves Monteiro

Coimbra, dezembro de 2025

Agradecimentos

A realização desta tese foi um percurso desafiador, repleto de aprendizagens, e não teria sido possível sem o apoio de diversas pessoas, às quais expresso a minha mais profunda gratidão.

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer ao meu orientador, Professor Doutor Mário João Gonçalves Monteiro, pela sua orientação preciosa, paciência e incentivo ao longo de todo este processo. A sua dedicação e conhecimento foram essenciais para a concretização deste trabalho. Um agradecimento especial também ao meu coorientador, Professor Doutor João Paulo de Figueiredo, pelo apoio prestado, pelas sugestões valiosas e pela partilha de conhecimento, que tanto contribuíram para o desenvolvimento desta investigação.

À minha família, especialmente aos meus pais, Fernando e Madalena, que sempre me apoiaram incondicionalmente, proporcionando-me todas as condições para que pudesse alcançar este objetivo. Obrigado pelo vosso amor, força e motivação constantes. À minha irmã, Beatriz, por estar sempre presente, acreditando sempre em mim e dando-me apoio nos momentos mais desafiadores.

Aos meus amigos, por serem o meu porto seguro – pelas palavras de incentivo, pelas pausas necessárias e pelo equilíbrio que trouxeram a esta caminhada. Em especial, à minha querida amiga Inês Pimentel, que me acompanha desde a licenciatura e está sempre presente para ouvir os meus desesperos e desabafos.

Aos meus colegas de mestrado, pelas horas de convívio e troca de ideias, pelo espírito de entreajuda e pelo apoio mútuo ao longo desta jornada académica, que sem dúvida ajudaram a tornar esta caminhada mais fácil e enriquecedora.

Aos professores do Mestrado em Imagem Médica e Radioterapia, pelo valioso contributo na minha formação profissional e pessoal, transmitindo conhecimentos que expandiram e aprofundaram os meus saberes.

Expresso igualmente a minha gratidão à Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra pela oportunidade de aprendizagem e desenvolvimento académico, bem como pelo ambiente e pelos recursos disponibilizados, fundamentais para a minha formação.

A todos aqueles que, de alguma forma, contribuíram para a realização deste trabalho, o meu sincero obrigado.

“It is hard to fail, but it is worse never to have tried to succeed.”

Theodore Roosevelt

Resumo

Contexto: As fraturas da coluna toracolombar são frequentes em contexto de trauma e podem estar associadas a morbilidade significativa. A distinção entre fraturas recentes e antigas é clinicamente relevante, sendo o edema da medula óssea um marcador típico de fratura aguda. A Ressonância Magnética (RM) é o método de referência para a sua deteção, mas a sua aplicação em contexto de urgência pode ser limitada por questões logísticas, duração do exame e contraindicações. A Tomografia Computorizada de Dupla Energia (TCDE) tem emergido como alternativa promissora, permitindo a identificação de edema ósseo e, consequentemente, a avaliação de fraturas recentes.

Objetivo: Avaliar o desempenho diagnóstico da TCDE na deteção de fraturas toracolombares através da identificação de edema da medula óssea associado a fraturas recentes, utilizando a RM como padrão de referência, e sintetizar quantitativamente a evidência disponível através de uma revisão sistemática e metanálise.

Metodologia: Realizou-se uma revisão sistemática de estudos publicados entre 2014 e 2025, de acordo com as diretrizes PRISMA, com pesquisa nas bases de dados: *PubMed*®, *B-On*, *Web of Science*™ e *Google Scholar*®. Foram incluídos estudos em português ou inglês, com texto integral, que comparassem TCDE com RM na avaliação de fraturas toracolombares. A metanálise bivariada foi conduzida com modelo de efeitos aleatórios, estimando-se sensibilidade, especificidade, razões de verosimilhança (RV+ e RV-), *diagnostic odds ratio* (DOR) e curva ROC sumária (SROC).

Discussão: Foram incluídos 19 estudos. A TCDE demonstrou sensibilidade combinada de 89,2% e especificidade combinada de 94,5%, sugerindo elevado desempenho na identificação e exclusão de fraturas, respetivamente. A RV+ elevada, de 16,29, reforçou a utilidade clínica de um resultado positivo, enquanto a RV- de 0,114, indicou redução relevante da probabilidade de fratura perante um resultado negativo, embora sem exclusão absoluta. Observou-se heterogeneidade elevada, refletida pelos valores de τ^2 e pela região preditiva alargada na SROC, plausivelmente relacionada com diferenças entre populações, prevalência de fratura, modalidades de TCDE, parâmetros técnicos e experiência dos leitores.

Conclusão: A TCDE apresenta bom desempenho diagnóstico na avaliação de fraturas toracolumbares quando comparada com a RM, constituindo uma ferramenta útil, particularmente em contextos em que a RM não é imediatamente exequível. Contudo, a variabilidade entre estudos sugere necessidade de padronização técnica e investigação adicional para clarificar os fatores que influenciam o desempenho diagnóstico.

Palavras-chave: Tomografia Computorizada de Dupla Energia; Fraturas Toracolumbares; Edema da Medula Óssea; Precisão Diagnóstica; Metanálise.

Abstract

Context: Thoracolumbar spine fractures are common in trauma settings and may be associated with significant morbidity. Distinguishing acute from chronic fractures is clinically relevant, with bone marrow edema being a typical marker of acute injury. Magnetic Resonance Imaging (MRI) is considered the reference standard for its detection; however, its use in emergency settings may be limited by logistical constraints, examination duration, and contraindications. Dual-Energy Computed Tomography (DECT) has emerged as a promising alternative, allowing the identification of bone marrow edema and, consequently, the assessment of recent fractures.

Objective: To evaluate the diagnostic performance of Dual-Energy Computed Tomography (DECT) in the detection of thoracolumbar fractures through the identification of bone marrow edema associated with recent fractures, using Magnetic Resonance Imaging (MRI) as the reference standard, and to quantitatively synthesize the available evidence through a systematic review and meta-analysis.

Methodology: A systematic review of studies published between 2014 and 2025 was conducted, in accordance with the PRISMA guidelines, using the following databases: PubMed®, B-On, Web of Science™ and Google Scholar®. Studies published in Portuguese or English, with full-text availability, that compared DECT with MRI in the evaluation of thoracolumbar fractures were included. A bivariate meta-analysis using a random-effects model was performed, estimating sensitivity, specificity, positive and negative likelihood ratios (LR+ and LR-), diagnostic odds ratio (DOR), and the summary receiver operating characteristic (SROC) curve.

Discussion: Nineteen studies were included. DECT demonstrated a pooled sensitivity of 89.2% and a pooled specificity of 94.5%, indicating high performance in identifying and excluding fractures, respectively. The high positive likelihood ratio (16.29) supported the clinical usefulness of a positive DECT result, while the negative likelihood ratio (0.114) indicated a substantial reduction in the probability of fracture following a negative result, although without absolute exclusion. Considerable heterogeneity was observed, reflected by elevated τ^2 values and a wide predictive region in the SROC curve, plausibly related to differences in study

populations, fracture prevalence, DECT acquisition techniques, technical parameters, and reader experience.

Conclusion: DECT demonstrates good diagnostic performance in the evaluation of thoracolumbar fractures when compared with MRI and represents a valuable imaging tool, particularly in clinical contexts where MRI is not immediately available. However, the observed inter-study variability highlights the need for technical standardization and further research to clarify the factors influencing diagnostic performance.

Keywords: Dual-Energy Computed Tomography; Thoracolumbar Fractures; Bone Marrow Edema; Diagnostic Accuracy; Meta-analysis.

Lista de Siglas, Abreviaturas e Símbolos

(P_d)	Prevalência da Doença
(ρ)	Correlação
♀	Sexo Feminino/Mulheres
AUC	<i>Area Under the Curve</i>
CLP	Complexo Ligamentar Posterior
CTO	Órteses Cérvico-Torácicas
DOR	<i>Diagnostic Odds Ratio</i>
FN	Falsos Negativos
FOV	<i>Field Of View</i>
FP	Falsos Positivos
HSROC	<i>Hierarchical Summary Receiver Operating Characteristic</i>
HTLSO	Órteses Coxo-Toraco-Lombo-Sagrada
keV	Quiloeletrão-volt
kVp	QuiloVolts pico
LSO	Órteses Lombo-Sagrada
OTLS	Órteses Toraco-Lombo-Sagrada
PET-TC	Tomografia por Emissão de Positrões – Tomografia Computorizada
PRISMA	<i>Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses</i>
PRISMA-DTA	<i>Preferred Reporting Items of Systematic Reviews and Meta-Analyses Diagnostic Test Accuracy</i>
RM	Ressonância Magnética
RV	Razões de Verosimilhança
RV-	Razão de Verosimilhança Negativa
RV+	Razão de Verosimilhança Positiva
SROC	<i>Summary Receiver Operating Characteristic</i>
T	Tesla
TC	Tomografia Computorizada
TCDE	Tomografia Computorizada de Dupla Energia
τ^2	Tau ²

UCI	Unidade de Cuidados Intensivos
UH	Unidades de <i>Hounsfield</i>
VN	Verdadeiros Negativos
VN+FP	Verdadeiros Negativos + Falsos Positivos
VP	Verdadeiros Positivos
VP+FN	Verdadeiros Positivos + Falsos Negativos
$\bar{x}$	Média
σ	Desvio Padrão

Lista de Tabelas

TABELA 1 – CARACTERIZAÇÃO DOS ESTUDOS INCLUÍDOS NA REVISÃO SISTEMÁTICA.	42
TABELA 2 – DADOS EXTRAÍDOS DOS ESTUDOS INCLUÍDOS NA REVISÃO SISTEMÁTICA.	44
TABELA 3 – ESTIMATIVAS COMBINADAS DO DESEMPENHO DA TCDE NA DETEÇÃO DE FRATURAS NA COLUNA TORACOLOMBAR.	45
TABELA 4 – ESTIMATIVAS DOR DO DESEMPENHO DA TCDE NA DETEÇÃO DE FRATURAS NA COLUNA TORACOLOMBAR.	49

Lista de Figuras

FIGURA 1 – NESTA MODALIDADE, O EQUIPAMENTO APRESENTA DOIS TUBOS DE RAIOS X QUE OPERAM COM TENSÕES DIFERENTES, DISPOSTOS COM UM DESFASAMENTO ANGULAR DE APROXIMADAMENTE 90° A 95° ENTRE SI. FONTE: (AGOSTINI, ET AL., 2019).....	9
FIGURA 2 – COMUTAÇÃO RÁPIDA DE TENSÃO COM TUBO ÚNICO. NESTA MODALIDADE, O TUBO DE RAIOS X ALTERNA RAPIDAMENTE A TENSÃO ENTRE 80 kVP E 140 kVP ENQUANTO FAZ A ROTAÇÃO. FONTE: (AGOSTINI, ET AL., 2019).	10
FIGURA 3 – NESTA MODALIDADE, EXISTE UM FILTRO DIVIDIDO, COMPOSTO POR ESTANHO E OURO, DIVIDINDO ASSIM O FEIXE DE RAIOS X. FONTE: (AGOSTINI, ET AL., 2019).....	11
FIGURA 4 – MODALIDADE DE AQUISIÇÕES CONSECUTIVAS, DUAS AQUISIÇÕES, EM ESPIRAL OU SEQUENCIAL, EM DOIS NÍVEIS DE ENERGIA DIFERENTES, REALIZADAS CONSECUTIVAMENTE. FONTE: (AGOSTINI, ET AL., 2019).....	12
FIGURA 5 – DETETOR DE CAMADAS, ESTE DETETOR É COMPOSTO POR DUAS CAMADAS SENSÍVEIS A DIFERENTES NÍVEIS DE ENERGIA DO FEIXE, EXISTINDO SEPARAÇÃO ESPECTRAL ATRAVÉS DESTE DETETOR. FONTE: (AGOSTINI, ET AL., 2019).	13
FIGURA 6 – UM ÚNICO TUBO DE RAIOS X COM DETETOR DE CONTAGEM DE FOTÕES. FONTE: ADAPTADA DE (SO & NICOLAOU, 2020).	14
FIGURA 7 – REDUÇÃO DE ARTEFACTOS NUM DOENTE COM ARTROPLASTIA TOTAL DA ANCA DIREITA. A IMAGEM CONVENCIONAL MOSTRA ARTEFACTOS METÁLICOS INTENSOS, ENQUANTO AS IMAGENS MONOENERGÉTICAS VIRTUAIS (200 keV) E O ALGORITMO OMAR REDUZEM SIGNIFICATIVAMENTE OS ARTEFACTOS, MELHORANDO A VISUALIZAÇÃO DO OSSO ACETABULAR, BEM COMO DA PELVE INFERIOR. FONTE: (LENNARTZ, ZOPFS, & HOKAMP, 2024).....	19
FIGURA 8 – MULHER DE 26 ANOS COM TRAUMA VERTEBRAL APÓS ACIDENTE DE MOTA. A RM EVIDENCIOU EDEMA DA MEDULA ÓSSEA E LINHAS DE FRATURA EM L1. AS IMAGENS DE TCDE (VNCA) CONFIRMARAM O EDEMA E REVELARAM UMA LINHA HIPERDENSE ADICIONAL COMPATÍVEL COM IMPACTAÇÃO TRABECULAR, NÃO DETETADA NA RM. FONTE: (CAVALLARO, ET AL., 2021).	21
FIGURA 9 – COLUNA VERTEBRAL DE UMA VISTA MEDIAL ESQUEMÁTICA DAS CINCO REGIÕES E RESPECTIVAS CURVATURAS. FONTE: ADAPTADA DE (WAXENBAUM, REDDY, & FUTTERMAN, 2023).....	22

FIGURA 10 – TIPOS DE FRATURA SEGUNDO A CLASSIFICAÇÃO AOSpine. FONTE: ADAPTADA DE (WENDT, ET AL., 2023).	26
FIGURA 11 – EXEMPLOS DE ACHADOS VERDADEIROS POSITIVOS (A - D) E FALSOS NEGATIVOS (E - H) NA TCDE. A E C MOSTRAM FRATURAS NAS VÉRTEBRAS L1–L2 NA TC CONVENCIONAL E RM, RESPETIVAMENTE. NOS MAPAS DE DENSIDADE DA TCDE (B, D), O EDEMA É VISÍVEL COMO ÁREAS DE COR QUENTE E A DIMINUIÇÃO DA DENSIDADE DA MEDULA AMARELA COMO CORES FRIAS. EM CONTRASTE, A FRATURA AGUDA EM T9 (E, G) NÃO FOI DETETADA NA TCDE, CUJOS MAPAS (F, H) MOSTRAM DENSIDADES SEMELHANTES ÀS VÉRTEBRAS NÃO FRATURADAS. FONTE: (SHERBAF, ET AL., 2021).	28
FIGURA 12 – FASES DE CONSOLIDAÇÃO DE UMA FRATURA. FONTE: (ANASTASIO, PANIAGUA, DIAMOND, FERLAUTO, & FERNANDEZ-MOURE, 2021).	29
FIGURA 13 – FLUXOGRAMA DA SELEÇÃO DOS ESTUDOS DE ACORDO COM AS DIRETRIZES PRISMA.	37
FIGURA 14 – GRÁFICO DE FLORESTA DA SENSIBILIDADE: ANÁLISE METANALÍTICA DA SENSIBILIDADE NA AVALIAÇÃO DE FRATURAS POR TCDE.	47
FIGURA 15 – GRÁFICO DE FLORESTA DA ESPECIFICIDADE: ANÁLISE METANALÍTICA DA ESPECIFICIDADE NA AVALIAÇÃO DE FRATURAS POR TCDE.	48
FIGURA 16 – GRÁFICO DE FLORESTA DE DOR: ANÁLISE METANALÍTICA DE DOR NA AVALIAÇÃO DE FRATURAS POR TCDE.	50
FIGURA 17 – GRÁFICO COM A CURVA SROC QUANTO À PRECISÃO DA TCDE NA DETEÇÃO DE FRATURAS DA COLUNA TORACOLOMBAR.	51
FIGURA 18 – GRÁFICO COM A CURVA SROC QUANTO ÀS ESTIMATIVAS DE SENSIBILIDADE E RESPETIVOS INTERVALOS DE CONFIANÇA A 95% REFERENTES À TCDE.	53
FIGURA 19 – GRÁFICO COM A CURVA SROC QUANTO ÀS ESTIMATIVAS DE ESPECIFICIDADE E RESPETIVOS INTERVALOS DE CONFIANÇA A 95% REFERENTES AO TESTE IMAGIOLÓGICO TCDE.	53

Índice

1. INTRODUÇÃO.....	1
2. ENQUADRAMENTO TEÓRICO	5
2.1. TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA.....	5
2.1.1. <i>A evolução da TC</i>	6
2.2. TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA DE DUPLA ENERGIA	7
2.2.1. <i>Modalidades de Aquisição da TCDE</i>	9
2.2.1.1. Dupla Fonte Com ou Sem Filtração por Feixe.....	9
2.2.1.2. Comutação Rápida de Tensão Com Tubo Único	10
2.2.1.3. Tubo Único Com Filtro Dividido	11
2.2.1.4. Tubo Único Com Varredura Dupla Sequencial	12
2.2.1.5. Detetor de Camada Dupla Com Tubo Único	12
2.2.1.6. Detetor de Contagem de Fotões.....	13
2.2.2. <i>Técnicas de Pós-Processamento da TCDE</i>	14
2.2.2.1. Decomposição de Materiais em Base.....	15
2.2.2.2. Imagens Monoenergéticas Virtuais.....	16
2.2.2.3. Identificação e Remoção Seletiva de Materiais	17
2.2.2.4. Mapa de Iodo	17
2.2.3. <i>Aplicações Clínicas da TCDE</i>	18
2.2.3.1. Músculo-Esquelética	19
2.2.3.1.1. Deteção de Edema da Medula Óssea.....	20
2.3. ANATOMIA DA COLUNA TORACOLOMBAR.....	22
2.4. FRATURAS	23
2.4.1. <i>Fisiopatologia</i>	24
2.4.2. <i>Classificação de Fraturas</i>	25
2.4.3. <i>Diagnóstico</i>	26
2.4.4. <i>Consolidação Óssea</i>	28
2.4.5. <i>Tratamento</i>	30
3. OBJETIVOS.....	33
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	35

5. RESULTADOS	41
6. DISCUSSÃO.....	55
7. CONCLUSÃO	61
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	63

1. Introdução

As fraturas ósseas são uma consequência frequente de quedas, acidentes e outros traumatismos que afetam indivíduos de todas as idades, representando um problema crescente de saúde pública (Azevedo & Soler, 2017; Bilge, et al., 2022; Parvin & Rahman, 2024). Uma fratura corresponde à rutura parcial ou total de um osso e pode resultar de trauma direto, sobrecarga mecânica, doenças metabólicas ou condições como osteoporose e neoplasia (Ramiro, 2022). O diagnóstico precoce é fundamental, pois atrasos podem resultar em má consolidação, osteonecrose, artrite degenerativa, dor crónica e perda funcional, sobretudo em contexto de urgência (Abu-Omar, et al., 2024; Azevedo & Soler, 2017; Parvin & Rahman, 2024).

As fraturas vertebrais constituem uma patologia relevante na prática clínica, associada a marcada redução da qualidade de vida e a um aumento do risco de mortalidade quando não diagnosticadas oportunamente (Bäcker, Wu, Perka, & Panics, 2021; Yang, Wu, & Chang, 2017). A necessidade de diagnóstico rápido e preciso é ainda mais evidente na região toracolombar, que apresenta elevada prevalência de lesões e particular suscetibilidade a consequências neurológicas e mecânicas. Esta região corresponde a uma zona de transição entre a coluna torácica, mais rígida e estabilizada pela caixa torácica, e a coluna lombar, mais móvel e sujeita a cargas complexas, o que torna o segmento toracolombar especialmente vulnerável a mecanismos de flexão, compressão e rotação (Waddell, Gupta, & Stephens II, 2021).

As técnicas de imagem desempenham um papel central na identificação, classificação e orientação terapêutica das fraturas toracolombares (Yang, Wu, & Chang, 2017). Tradicionalmente, o diagnóstico inicial recorre à radiografia convencional e à Tomografia Computorizada (TC), modalidades amplamente disponíveis e eficazes para detetar alterações morfológicas evidentes (Bäcker, Wu, Perka, & Panics, 2021). No entanto, a distinção entre fraturas agudas e crónicas permanece desafiante, sobretudo quando existem fraturas subtis ou edema da medula óssea, um biomarcador clássico de fratura recente e ausente em fraturas já consolidadas, que frequentemente não é identificável na radiografia (Gosangi, et al., 2020; Sherbaf, et al., 2021; Yang, Wu, & Chang, 2017).

A radiografia e a TC convencional, frequentemente utilizadas como exames de primeira linha, não permitem a avaliação direta do edema da medula óssea, parâmetro útil para distinguir lesões recentes de antigas. Nestas circunstâncias, a realização de exames complementares torna-se essencial quando existe suspeita de fratura oculta ou de lesões associadas dos tecidos moles (Bäcker, Wu, Perka, & Panics, 2021; Gosangi, et al., 2020).

A Ressonância Magnética (RM) continua a ser o método de referência para a avaliação das fraturas vertebrais e das estruturas ligamentares e neurológicas associadas. Na fase aguda, permite identificar de forma eficaz o edema da medula óssea, apresentando elevada sensibilidade para a deteção de lesões concomitantes. No entanto, a RM apresenta limitações práticas em contexto de urgência: trata-se de um exame demorado, difícil de tolerar para doentes com dor aguda, possui um custo elevado e inclui contraindicações importantes, como a presença de dispositivos metálicos implantados, fatores que podem limitar a sua disponibilidade imediata (Bäcker, Wu, Perka, & Panics, 2021; Sherbaf, et al., 2021).

Neste contexto, a Tomografia Computorizada de Dupla Energia (TCDE) surge como uma alternativa promissora. Esta técnica permite adquirir dois níveis de energia quase simultaneamente, possibilitando a diferenciação de materiais através das suas propriedades eletrónicas e permitindo a subtração virtual de cálcio, principal responsável pela atenuação nas imagens ósseas (Hamid, et al., 2020; Pinheiro, 2024; Santos J. P., 2023; Sherbaf, et al., 2021; So & Nicolaou, 2020; Yang, Wu, & Chang, 2017). Esta modalidade torna possível identificar diretamente o edema da medula óssea através das imagens virtuais sem cálcio, aproximando o desempenho da TCDE ao da RM, mas mantendo a rapidez, acessibilidade e tolerabilidade da TC convencional. É ainda importante destacar que os tomógrafos de dupla energia modernos apresentam tempos de aquisição e níveis de radiação semelhantes aos da TC convencional (Sherbaf, et al., 2021).

Apesar do crescente interesse na aplicação da TCDE, continua a verificar-se a ausência de uma síntese atualizada e robusta especificamente centrada nas fraturas toracolumbares. Esta lacuna é particularmente relevante, uma vez que as fraturas da coluna toracolombar são frequentes e representam cerca de dois terços de todas as lesões da coluna vertebral, associando-se a um impacto clínico significativo e à necessidade de diagnóstico rápido (Najjar, et al., 2024). A maioria

dos estudos aborda fraturas vertebrais de forma generalizada, sem distinção anatómica detalhada, dificultando a aplicação direta dos resultados ao segmento toracolombar, que possui características biomecânicas particulares.

Neste contexto, formulou-se a seguinte questão de investigação: “Qual é a precisão diagnóstica da TCDE na deteção de edema da medula óssea em fraturas toracolombares, tendo a Ressonância Magnética como método de referência?”.

Deste modo, torna-se essencial compilar e analisar a evidência disponível para determinar o desempenho diagnóstico da TCDE neste segmento da coluna. A presente dissertação realiza uma revisão sistemática rigorosa, acompanhada de metanálise, com o objetivo de avaliar o desempenho diagnóstico da TCDE na deteção de edema da medula óssea em fraturas toracolombares, estimando a sua sensibilidade, especificidade e medidas globais de acuidade diagnóstica. Ao consolidar a evidência disponível, pretende-se contribuir para uma compreensão mais clara do papel da TCDE na prática clínica, apoiando a tomada de decisão em contexto de urgência e trauma.

2. Enquadramento Teórico

2.1. Tomografia Computorizada

O termo “tomografia” compreende o termo grego “*tomos*” que significa corte ou secção e o termo “*grafia*” que significa descrever, ou seja, permite obter imagens seccionais do corpo humano (Jung, 2021; Vicente, 2022). O primeiro equipamento de tomografia foi inventado em 1972, pelo engenheiro britânico *Godfrey N. Hounsfield* (Jung, 2021).

A TC é um meio de diagnóstico por imagem de alta resolução, amplamente utilizado na prática clínica, em que são adquiridos dados utilizando um espectro de energia de raios X e é criado um mapa transversal da atenuação dos tecidos (Pinheiro, 2024; Santos J. P., 2023; Sodickson, et al., 2020).

Com a TC é possível adquirir diversas imagens seccionais axiais do corpo humano, com a possibilidade de reformatações em planos coronais e sagitais, além de diferenciar diversas densidades das estruturas anatómicas, através das *Unidades de Hounsfield* (UH) (Santos J. P., 2023; Vicente, 2022).

A TC tem evoluído rapidamente e tornou-se uma técnica radiológica essencial em diversas áreas clínicas, incluindo em situações de trauma, diagnóstico e estadiamento de doenças, oncologia, estudos vasculares, imagens híbridas como a Tomografia por Emissão de Positrões – Tomografia Computorizada (PET-TC) e no planeamento de Radioterapia. Os avanços tecnológicos mais recentes também ampliaram a sua eficácia no diagnóstico clínico e na tomada de decisões clínicas (Vicente, 2022).

Existe uma limitação da TC na diferenciação de tecidos moles, devido à densidade em UH depender do coeficiente de atenuação linear do vóxel, que por sua vez, depende do coeficiente de atenuação da massa e da densidade do material. Ou seja, na TC de energia única torna-se quase impossível determinar a composição do material dentro de vóxeis de atenuação semelhante, mesmo quando os materiais tenham densidades bastante distintas (Pinheiro, 2024; Sodickson, et al., 2020).

Para colmatar esta limitação da TC de energia única, foi introduzida a metodologia de imagem médica TCDE, que obtém uma melhor diferenciação dos materiais através da utilização de dois espectros de energia de raios X diferentes (Pinheiro, 2024; Tatsugami, Higaki, Nakamura, Honda, & Awai, 2022).

2.1.1. A evolução da TC

O desenvolvimento de tomógrafos passou por várias gerações (Jung, 2021).

A 1ª geração utilizava um feixe de raios X com um único detetor que se movia em conjunto (movimento de translação). Estes rodavam em ângulos diferentes, repetidamente para um único corte, quando este estava adquirido na totalidade, moviam-se em conjunto para um corte diferente, repetidamente até obter a aquisição completa (Jung, 2021).

Os tomógrafos de 2ª geração, o seu funcionamento era similar aos da primeira geração, no entanto, foi introduzido uma fileira de até 30 detetores, aumentando a eficiência e reduzindo o tempo de aquisição (Jung, 2021).

A 3ª geração eliminou o movimento de translação, uma vez que, possuía um arco de detetores largo o suficiente para realizar todo o corte em uma só orientação de ângulo, diminuindo assim os tempos de aquisição para 0,3 segundos por corte (Jung, 2021).

O tomógrafo da 4ª geração adotou um anel fixo de detetores (Jung, 2021).

A 5ª geração introduziu feixes de eletrões e eliminou peças móveis, o que reduziu os tempos de aquisição de um corte para 50-250 milissegundos. O feixe de eletrões é desviado magneticamente para uma matriz fixa de alvos do ânodo que circundam o doente, esta deflexão magnética varre o feixe de eletrões sobre o alvo, criando uma fonte de raios X que virtualmente gira em torno do doente (Jung, 2021).

A TC helicoidal corresponde à 6ª geração e foi desenvolvida por *Willi A. Kalender*, físico médico alemão, em 1989. Esta evolução resultou da integração de características das terceira e quarta gerações com a rotação contínua e o movimento helicoidal da mesa e da *gantry*, permitindo aquisições volumétricas mais rápidas e uma maior eficiência, sobretudo pela redução do tempo de aquisição (Jung, 2021; Santos J. P., 2023).

A 7ª geração surgiu com a TC multicorte, introduzida no final dos anos 90. Esta tecnologia incorporou um conjunto de detetores múltiplos 2D, permitindo adquirir simultaneamente múltiplos cortes numa única rotação. A principal vantagem reside na redução do tempo de aquisição: quanto maior o número de filas de detetores, maior a cobertura por rotação e mais rápida se torna a obtenção do volume, por permitir a aquisição de mais cortes em simultâneo (Jung, 2021; Santos J. P., 2023).

Mais recentemente, foi introduzida a metodologia de TCDE que veio aprimorar a capacidade de diferenciar materiais com base nas suas propriedades de atenuação. Avanços notáveis na tecnologia e na instrumentação da TC nos últimos anos, nomeadamente nos algoritmos de reconstrução iterativos, modulação automática do tubo, levaram a uma melhoria na velocidade e qualidade das imagens (Jung, 2021; Mahmoud, Naserpour, Farzanegan, & Davudian Talab, 2019).

2.2. Tomografia Computorizada de Dupla Energia (TCDE)

Esta metodologia de imagem médica não é recente, foi descrita em 1973 por *Godfrey Hounsfield* (Fernández-Pérez, et al., 2022; Pinheiro, 2024). Contudo, a sua implementação clínica inicial foi limitada por desafios técnicos, nomeadamente a necessidade de aquisição com dois espectros de energia, com potenciais implicações na dose e diferenças temporais entre aquisições (Fernández-Pérez, et al., 2022; Santos J. P., 2023). Em 2006, quando surgiu o primeiro tomógrafo de dupla fonte, a TCDE foi reintroduzida e expandida para utilização clínica (Fernández-Pérez, et al., 2022; Pinheiro, 2024; Santos J. P., 2023). Desde então, tem-se verificado um crescimento contínuo no desenvolvimento tecnológico e na investigação das suas aplicações clínicas (Pinheiro, 2024; Santos J. P., 2023).

A TC convencional gera contraste com base na atenuação diferencial dos raios X pelos tecidos, sendo o efeito fotoelétrico um dos principais contributos, dependente do número atómico do material e da sua camada K (energia de ligação dos eletrões mais internos). Nos tecidos moles predominam elementos de baixo número atómico (hidrogénio, oxigénio, carbono e azoto), pelo que a contribuição

fotoelétrica é menor no intervalo energético típico da TC; em contraste, o osso, devido ao maior teor de cálcio, apresenta maior atenuação, resultando em contraste mais elevado (Gosangi, et al., 2020).

A TCDE explora estas diferenças ao adquirir dados com dois níveis de energia distintos, permitindo distinguir materiais com comportamentos de atenuação diferentes em função da energia e, assim, melhorar a separação e caracterização de materiais (Gosangi, et al., 2020). Geralmente, recorre-se à utilização de pares de tensões distintas, tipicamente 80 QuiloVolts pico (kVp) para baixas energias e 140 kVp para altas energias; a aplicação de um filtro de estanho no feixe de alta energia ajuda a reduzir a sobreposição espectral e a aumentar a separação entre espectros, reforçando assim a capacidade de discriminação de materiais (Ahmad, Liu, Sheikh, & Nicolaou, 2024; Gosangi, et al., 2020; Jung, 2021; Santos J. P., 2023; Tatsugami, Higaki, Nakamura, Honda, & Awai, 2022).

Com esta abordagem, é possível melhorar a caracterização de tecidos e lesões, quantificar o iodo, gerar imagens virtuais sem contraste e monoenergéticas, distinguir materiais com composições semelhantes, como cálcio e contraste iodado. Além disso, a TCDE permite a criação de mapas espectrais, úteis para a remoção de artefactos metálicos e para a quantificação da composição de cálculos renais e depósitos gotosos (Jung, 2021; Santos J. P., 2023; Sodickson, et al., 2020; Tatsugami, Higaki, Nakamura, Honda, & Awai, 2022).

Esta modalidade tem demonstrado aplicações em diversas áreas clínicas. Na oncologia, é utilizada para a deteção e caracterização de tumores, estadiamento da doença e monitorização da resposta ao tratamento. Na área musculoesquelética, permite a identificação de edema da medula óssea, diagnóstico da gota e a redução de artefactos metálicos, frequentemente associados a próteses ou implantes. No âmbito cardiovascular, a TCDE contribui para a caracterização de placas coronárias e avaliação da perfusão miocárdica, oferecendo informações complementares às técnicas convencionais. Por fim, na neuroimagem, esta tecnologia é particularmente pertinente para a diferenciação entre hemorragias intracranianas e extravasamento de contraste, aspeto crucial em contextos de emergência e no seguimento de procedimentos invasivos (Cellina, et al., 2025; Cheong, et al., 2024; Dell'Aversana, et al., 2022; Foti, et al., 2024).

2.2.1. Modalidades de Aquisição da TCDE

As modalidades de aquisição da TCDE podem dividir-se consoante o princípio de funcionamento: técnicas baseadas na fonte e técnicas baseadas no detetor (Santos J. P., 2023). As técnicas baseadas na fonte são: dupla fonte com ou sem filtração por feixe; comutação rápida de tensão com tubo único; tubo único com filtro dividido e tubo único com varredura dupla sequencial. As técnicas baseadas no detetor são: detetor de camada dupla com tubo único e detetor de contagem de fótons (Pinheiro, 2024; Santos J. P., 2023).

2.2.1.1. Dupla Fonte Com ou Sem Filtração por Feixe

Esta modalidade possui dois tubos de raios X operando com tensões de tubo distintas e dois detetores independentes, conforme ilustrado na **Figura 1**. Pode ainda recorrer à filtragem de estanho, a qual aumenta a separação espectral entre os feixes, melhorando a diferenciação dos materiais e a eficiência diagnóstica (Odedra, et al., 2022; Pinheiro, 2024; Santos J. P., 2023; So & Nicolaou, 2020; Vlahos, Jacobsen, Godoy, Stefanidis, & Layman, 2021).

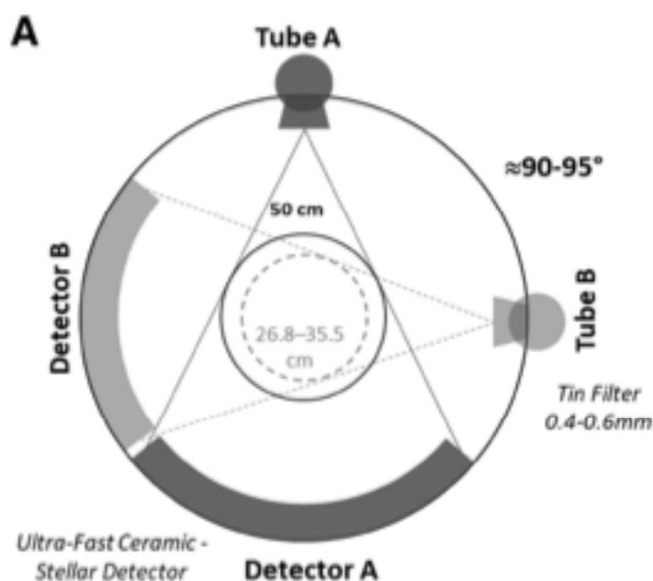


Figura 1 – Nesta modalidade, o equipamento apresenta dois tubos de raios X que operam com tensões diferentes, dispostos com um desfasamento angular de aproximadamente 90° a 95° entre si. Fonte: (Agostini, et al., 2019).

Como vantagens apresenta aquisição simultânea de imagens com diferentes tensões do tubo e uma resolução temporal aumentada devido à utilização de duas fontes, o que é muito vantajoso em angiografia pois reduz os artefactos de movimento (Odedra, et al., 2022; Pinheiro, 2024; Santos J. P., 2023; So & Nicolaou, 2020; Vlahos, Jacobsen, Godoy, Stefanidis, & Layman, 2021).

Quanto às desvantagens: há necessidade de ativação do modo de dupla energia antes da aquisição, caso contrário, as informações de dupla energia não serão adquiridas; devido aos dois detetores e dois tubos de raio X, o *field of view* (FOV) da TC é limitado (26 a 35 cm) e os dois tubos possuem um deslocamento angular, entre si, de 90° a 95°, o que causa uma pequena diferença temporal, podendo resultar em artefactos de movimento (mais evidentes em estruturas com movimentos rápidos, ex: coração) (Odedra, et al., 2022; Pinheiro, 2024; Santos J. P., 2023; So & Nicolaou, 2020; Vlahos, Jacobsen, Godoy, Stefanidis, & Layman, 2021).

2.2.1.2. Comutação Rápida de Tensão Com Tubo Único

Nesta modalidade existe apenas um tubo de raios X com tensão de tubo de mudança rápida que consegue alternar entre 80 e 140 kVp, aquando da rotação, como demonstrado na **Figura 2** (Odedra, et al., 2022; Pinheiro, 2024; Santos J. P., 2023; So & Nicolaou, 2020; Vlahos, Jacobsen, Godoy, Stefanidis, & Layman, 2021).

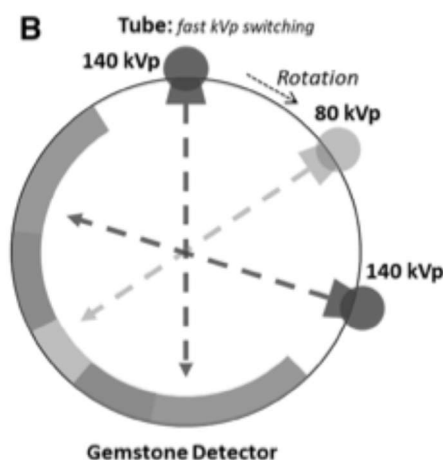


Figura 2 – Comutação Rápida de Tensão Com Tubo Único. Nesta modalidade, o tubo de raios X alterna rapidamente a tensão entre 80 kVp e 140 kVp enquanto faz a rotação. Fonte: (Agostini, et al., 2019).

A vantagem desta modalidade é a redução de algumas limitações do campo de visão e do efeito de radiação dispersa (Odedra, et al., 2022; Pinheiro, 2024; Santos J. P., 2023; Vlahos, Jacobsen, Godoy, Stefanidis, & Layman, 2021).

Relativamente às desvantagens, não há disponível a modulação da corrente do tubo para reduzir a dose de radiação, requer *hardware* especializado e possui limitação do contraste espectral de dupla energia (Odedra, et al., 2022; Pinheiro, 2024; Santos J. P., 2023; So & Nicolaou, 2020; Vlahos, Jacobsen, Godoy, Stefanidis, & Layman, 2021).

2.2.1.3. Tubo Único Com Filtro Dividido

Possui um tubo de raios X com um filtro dividido composto por ouro e estanho, como representado na **Figura 3** (Odedra, et al., 2022; Pinheiro, 2024; Santos J. P., 2023; So & Nicolaou, 2020; Vlahos, Jacobsen, Godoy, Stefanidis, & Layman, 2021).

Como vantagens, tem a dose de radiação equivalente à debitada na TC convencional, contudo, há maior saída de raios X devido à absorção da pré-filtração; minimiza os tempos de aquisição; os tomógrafos em uso clínico podem ser atualizados com o filtro dividido e é possível realizar TCDE (Odedra, et al., 2022; Pinheiro, 2024; Santos J. P., 2023; So & Nicolaou, 2020; Vlahos, Jacobsen, Godoy, Stefanidis, & Layman, 2021).

A desvantagem é ser limitado para estudo de regiões anatómicas com movimento (Odedra, et al., 2022; Pinheiro, 2024; Santos J. P., 2023; So & Nicolaou, 2020; Vlahos, Jacobsen, Godoy, Stefanidis, & Layman, 2021).

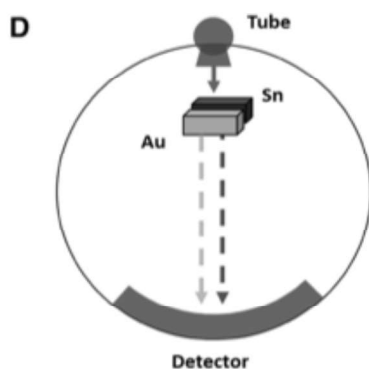


Figura 3 – Nesta modalidade, existe um filtro dividido, composto por estanho e ouro, dividindo assim o feixe de raios X. Fonte: (Agostini, et al., 2019).

2.2.1.4. Tubo Único Com Varredura Dupla Sequencial

Esta modalidade utiliza um único tubo de raios X que realiza aquisições consecutivas em dois níveis de energia distintos, primeiro em altas energias, seguido de baixas energias, tal como ilustrado na **Figura 4** (Odedra, et al., 2022; Pinheiro, 2024; Santos J. P., 2023; Vlahos, Jacobsen, Godoy, Stefanidis, & Layman, 2021).

Tem uma grande vantagem, não há necessidade de *hardware* específico (Odedra, et al., 2022; Pinheiro, 2024; Santos J. P., 2023; Vlahos, Jacobsen, Godoy, Stefanidis, & Layman, 2021).

Como desvantagens, é um método limitado, pois há uma redução significativa da resolução temporal e pode ser propício a artefactos em regiões anatómicas com movimento (Odedra, et al., 2022; Pinheiro, 2024; Santos J. P., 2023; Vlahos, Jacobsen, Godoy, Stefanidis, & Layman, 2021).

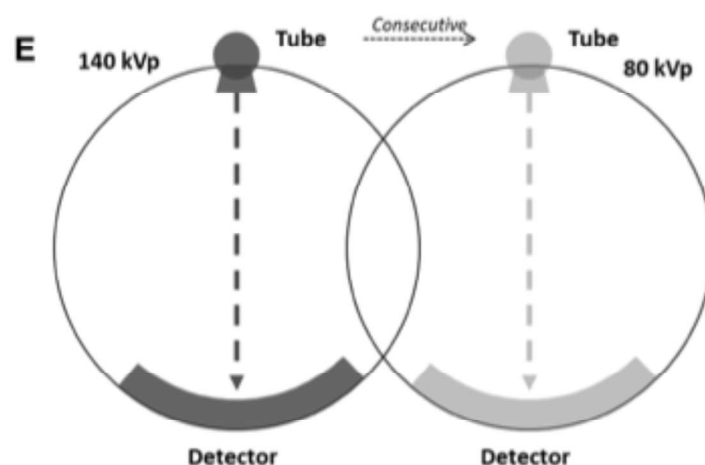


Figura 4 – Modalidade de aquisições consecutivas, duas aquisições, em espiral ou sequencial, em dois níveis de energia diferentes, realizadas consecutivamente. Fonte: (Agostini, et al., 2019).

2.2.1.5. Detetor de Camada Dupla Com Tubo Único

Possui um tubo de raios X com 120 kVp, e um detetor com duas camadas distintas que são sensíveis a diferentes níveis de energia de feixe, como demonstrado na **Figura 5** (Odedra, et al., 2022; Pinheiro, 2024; Santos J. P., 2023; So & Nicolaou, 2020; Vlahos, Jacobsen, Godoy, Stefanidis, & Layman, 2021).

A vantagem é que é quase insignificante a diferença temporal entre os dados das diferentes energias (Odedra, et al., 2022; Pinheiro, 2024; Santos J. P., 2023; So & Nicolaou, 2020; Vlahos, Jacobsen, Godoy, Stefanidis, & Layman, 2021).

Relativamente às desvantagens, o detetor é de complexa conceção; existe uma sensibilidade reduzida aos fótons com uma energia mais elevada e há cruzamento de fótons entre as duas camadas do detetor (*cross-talk*) (Odedra, et al., 2022; Pinheiro, 2024; Santos J. P., 2023; So & Nicolaou, 2020; Vlahos, Jacobsen, Godoy, Stefanidis, & Layman, 2021).

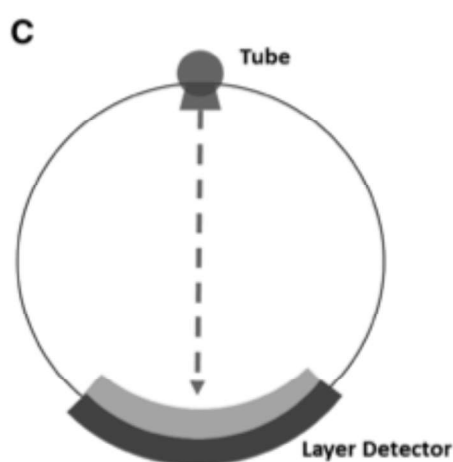


Figura 5 – Detetor de camadas, este detetor é composto por duas camadas sensíveis a diferentes níveis de energia do feixe, existindo separação espectral através deste detetor. Fonte: (Agostini, et al., 2019).

2.2.1.6. Detetor de Contagem de Fótons

Possui um tubo de raios X e uma combinação de uma camada espessa de detetores de resolução de energia, para separar os espectros através da contagem de fótons, como representado na **Figura 6** (Odedra, et al., 2022; Santos J. P., 2023; So & Nicolaou, 2020).

Como vantagens tem imagens com alta relação contraste/ruído e alta resolução espacial, há uma diminuição do ruído e redução da dose de radiação assim como de artefactos metálicos (Odedra, et al., 2022; Santos J. P., 2023; Si-Mohamed, et al., 2021; So & Nicolaou, 2020; Stanski, et al., 2024).

A grande desvantagem é o facto de existirem desafios técnicos, incluindo *charge sharing*, *charge trapping* e *k-fluorescence escape* e a acumulação de pulsos

dependente do fluxo de fótons (Bousse, et al., 2024; Leng, et al., 2019). Estes desafios podem degradar a resolução espacial e a capacidade de resolução de energia, levando ao comprometimento do desempenho do sistema (Leng, et al., 2019). Há necessidade de pesquisa e desenvolvimento de *hardware* e sistema. A acessibilidade para aplicações clínicas ainda é limitada (Bousse, et al., 2024).

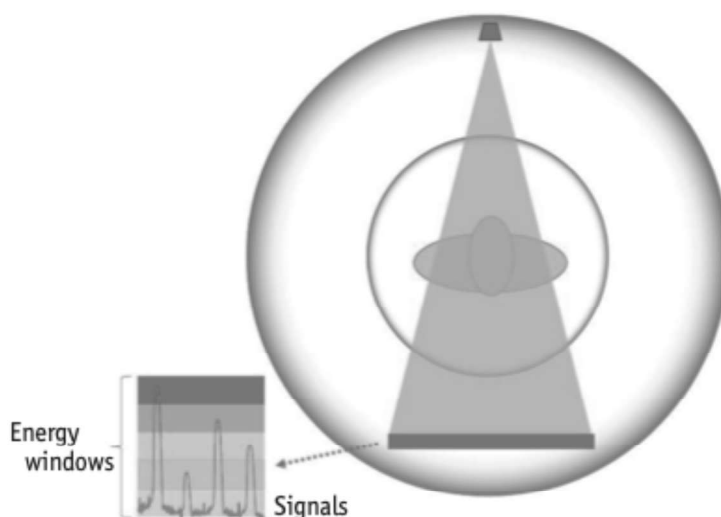


Figura 6 – Um único tubo de raio X com detetor de contagem de fótons. Fonte: Adaptada de (So & Nicolaou, 2020).

2.2.2. Técnicas de Pós-Processamento da TCDE

Na TCDE, a aquisição de dupla energia, ou seja, de alta e baixa energia é apenas o ponto de partida de todo o processamento das imagens, de seguida é necessário o pós-processamento dos dados para extrair as informações e melhorar a capacidade de diagnóstico (Albano, et al., 2024).

Diversos algoritmos podem ser aplicados nas imagens, para caracterização de materiais com UH semelhantes (Albano, et al., 2024; Santos J. P., 2023; Sodickson, et al., 2020).

Entre as principais técnicas destacam-se a decomposição de materiais em base, as imagens monoenergéticas virtuais, a remoção seletiva de materiais e os mapas de iodo, descritos nas secções seguintes.

2.2.2.1. Decomposição de Materiais em Base

A decomposição de materiais é uma aplicação útil da TCDE, que assume que os tecidos na imagem são compostos por diferentes proporções de dois ou três materiais com comportamentos de absorção distintos (Albano, et al., 2024; Santos J. P., 2023; Sodickson, et al., 2020).

Decomposição de Dois Materiais

Na decomposição de dois materiais, assume-se que cada vóxel da imagem é constituído por uma combinação de apenas dois materiais de referência (par de bases). Na TCDE, os pares mais utilizados são, por exemplo, água/iodo ou efeito fotoelétrico/efeito de Compton, permitindo separar e quantificar a contribuição de cada componente (Sodickson, et al., 2020).

A partir destes pares, podem ser geradas imagens derivadas, como mapas de iodo, que realçam seletivamente um dos componentes e suprimem o outro. Este processo baseia-se em cálculos matemáticos das contribuições relativas de cada material necessários para produzir a atenuação de raios X observada nos dados adquiridos (Sodickson, et al., 2020).

Os restantes componentes com atenuações distintas de iodo e água são decompostos nesses dois pares de base, em que, por exemplo, a atenuação do cálcio é distribuída como sendo metade iodo e metade água (Albano, et al., 2024; Sodickson, et al., 2020).

Decomposição de Três Materiais

Este algoritmo depende das propriedades de absorção de raios X de três materiais, iodo, tecidos moles e gordura para quantificar a contribuição de cada um dos dados adquiridos (Santos J. P., 2023; Sodickson, et al., 2020).

Imagens de sobreposição de iodo (nas quais o conteúdo de iodo codificado por cores é sobreposto a imagens virtuais sem contraste em escala de cinza) e imagens virtuais sem contraste correspondentes tornam-se a base do pós-

processamento em TCDE para deteção e caracterização de lesões da região abdominal e pélvica, avaliação de embolia pulmonar no tórax e para diferenciação entre o iodo e hemorragia após procedimentos de neurocirurgia (Abu-Omar, et al., 2024; Borges, Antunes, & Curvo-Semedo, 2023; García-Figueiras, et al., 2024; Sodickson, et al., 2020).

A utilização de imagens virtuais sem contraste visa substituir a aquisição inicial sem contraste na TC multifásica, reduzindo assim a dose de radiação e a duração do exame (Abu-Omar, et al., 2024; Borges, Antunes, & Curvo-Semedo, 2023; García-Figueiras, et al., 2024; Sodickson, et al., 2020).

A decomposição de três materiais baseada em cálcio é mais comumente utilizada para aplicações de edema da medula óssea, que é um biomarcador de fraturas ocultas, as imagens virtuais sem cálcio removem a atenuação da trabécula óssea dentro da cavidade medular, permitindo uma avaliação do edema da medula óssea subjacente, hemorragia e tecidos moles (Albano, et al., 2024; García-Figueiras, et al., 2024; Hamid, et al., 2020; Sodickson, et al., 2020). A sobreposição de cálcio e as imagens virtuais sem cálcio também demonstraram ser eficazes na diferenciação entre cálcio e hemorragia em exames de TC de crânio sem contraste (Sodickson, et al., 2020).

As imagens virtuais sem cálcio são capazes de estimar a quantidade de cálcio presente nos dados adquiridos e subtrair minerais ósseos ou calcificações das imagens (García-Figueiras, et al., 2024).

2.2.2.2. Imagens Monoenergéticas Virtuais

Nesta aplicação, são obtidas imagens com a aparência de como se fossem adquiridas apenas por um único nível de energia, através da combinação de informações de ambos os níveis de energia (Albano, et al., 2024; Borges, Antunes, & Curvo-Semedo, 2023; Odedra, et al., 2022; Sodickson, et al., 2020).

As imagens monoenergéticas virtuais criadas para baixas energias, melhoram o realce do iodo e podem ser utilizadas para melhor visualização de massas pancreáticas, lesões hepáticas de baixo contraste, e como aumentam o realce vascular permitem criar uma boa qualidade de imagem em estudos com

contraste que por vezes podiam estar limitados devido à função renal do doente (Abu-Omar, et al., 2024; García-Figueiras, et al., 2024; Hamid, et al., 2020; Odedra, et al., 2022; Sodickson, et al., 2020).

As imagens monoenergéticas virtuais de altas energias, permitem remover a maior parte do realce de iodo e simular imagens sem contraste (Albano, et al., 2024; Fernández-Pérez, et al., 2022). Estas imagens permitem a redução de artefactos metálicos principalmente em material cirúrgico, nas imagens com contraste esta redução de artefacto é limitada porque ao atenuar o artefacto metálico também é atenuado o contraste (Albano, et al., 2024; Hamid, et al., 2020; McCollough & Rajiah, 2023; Odedra, et al., 2022; Sodickson, et al., 2020).

2.2.2.3. Identificação e Remoção Seletiva de Materiais

Com esta aplicação é possível identificar, exibir ou remover seletivamente materiais com base nas suas propriedades de absorção de raios X. É bastante útil no diagnóstico da gota, uma vez que, identifica os depósitos de ácido úrico para diagnóstico não invasivo e permite a monitorização do tratamento através da quantificação do volume de urato ao longo do tempo. A nível de cálculos renais, com esta aplicação também é possível a diferenciação entre cálculos de cálcio e cálculos de ácido úrico, o que auxilia no planeamento terapêutico. Existem algoritmos de subtração óssea, em que é possível anular vóxeis identificados como cálcio, destacando estruturas adjacentes como vasos ou lesões cranianas subtis (García-Figueiras, et al., 2024; Lennartz, Zopfs, & Hokamp, 2024; McCollough & Rajiah, 2023).

2.2.2.4. Mapa de Iodo

Esta aplicação elabora um mapa de sobreposição de iodo codificado com cores, para quantificar o iodo numa região de interesse específica (Abu-Omar, et al., 2024; Borges, Antunes, & Curvo-Semedo, 2023). Para elaborar este mapa é essencial seleccionar uma janela de energia apropriada, evitando que a gordura e o ar fiquem codificados como iodo (Fernández-Pérez, et al., 2022).

2.2.3. Aplicações Clínicas da TCDE

A TCDE apresenta inúmeras aplicações clínicas e a sua utilização tende a expandir-se com o contínuo avanço tecnológico (Fernández-Pérez, et al., 2022).

Na área da neurorradiologia, a TCDE permite distinguir com maior precisão entre isquemia e hemorragia, otimiza a diferenciação entre substância branca e cinzenta com menor dose de radiação e facilita a distinção entre hemorragia e acumulação de contraste após procedimentos endovasculares, além de reduzir artefactos metálicos (Abu-Omar, et al., 2024; Hamid, et al., 2020; Lennartz, Zopfs, & Hokamp, 2024; Odedra, et al., 2022).

No domínio cardiovascular, melhora a deteção e avaliação da embolia pulmonar, otimiza estudos angiográficos realizados com baixo volume de contraste e permite avaliar fugas em aneurismas reparados, bem como a perfusão miocárdica em contexto de enfarte (Abu-Omar, et al., 2024; Fernández-Pérez, et al., 2022; Hamid, et al., 2020; Lennartz, Zopfs, & Hokamp, 2024; Odedra, et al., 2022; Sodickson, et al., 2020).

Na imagiologia oncológica e específica de órgãos, a TCDE melhora a deteção e caracterização de lesões hepáticas, renais e intestinais, permitindo também a quantificação de gordura hepática e sobrecarga de ferro através de algoritmos de decomposição de materiais (Fernández-Pérez, et al., 2022; García-Figueiras, et al., 2024; Hamid, et al., 2020; Lennartz, Zopfs, & Hokamp, 2024). É útil na distinção entre lesões quísticas e sólidas e na avaliação de cálculos renais, recorrendo a imagens virtuais sem contraste e mapas de iodo (Abu-Omar, et al., 2024; Fernández-Pérez, et al., 2022; Hamid, et al., 2020; Lennartz, Zopfs, & Hokamp, 2024; Odedra, et al., 2022). Além disso, permite avaliar a perfusão intestinal anómala em condições como isquemia ou doença Crohn, através da análise de imagens de baixa energia e dos mapas de iodo (Abu-Omar, et al., 2024; Fernández-Pérez, et al., 2022; Hamid, et al., 2020; Odedra, et al., 2022). Facilita ainda a identificação de metástases, sobretudo ósseas e musculares, e contribui para a redução da dose de radiação e da quantidade de contraste, ao substituir aquisições multifásicas sem perda de qualidade diagnóstica (Albano, et al., 2024; Fernández-Pérez, et al., 2022; Hamid, et al., 2020; Lennartz, Zopfs, & Hokamp, 2024; Sodickson, et al., 2020). Finalmente, esta modalidade permite ainda a

deteção de ruturas de implantes mamários através de mapas específicos para avaliação do silicone (Fernández-Pérez, et al., 2022; García-Figueiras, et al., 2024).

2.2.3.1. Músculo-Esquelética

No ramo da imagiologia músculo-esquelética, a TCDE apresenta várias aplicações clínicas. Uma das principais vantagens é a capacidade de reduzir artefactos metálicos em doentes com próteses, através da utilização de imagens obtidas com altas energias, combinadas com algoritmos específicos para a atenuação deste tipo de artefacto, como é exemplo a **Figura 7** (Albano, et al., 2024; Eibschutz, Matcuk, Chiu, Lu, & Gholamrezanezhad, 2024; Lennartz, Zopfs, & Hokamp, 2024; Singla, Joshi, Amerasekera, & Choudhary, 2024).



Figura 7 – Redução de artefactos num doente com artroplastia total da anca direita. A imagem convencional mostra artefactos metálicos intensos, enquanto as imagens monoenergéticas virtuais (200 keV) e o algoritmo OMAR reduzem significativamente os artefactos, melhorando a visualização do osso acetabular, bem como da pelve inferior. Fonte: (Lennartz, Zopfs, & Hokamp, 2024).

A TCDE também permite a criação de mapas específicos que identificam a presença de depósitos de ácido úrico, sendo esta funcionalidade particularmente útil no diagnóstico de artrite gotosa (Abu-Omar, et al., 2024; Albano, et al., 2024; Eibschutz, Matcuk, Chiu, Lu, & Gholamrezanezhad, 2024; Fernández-Pérez, et al., 2022; Hamid, et al., 2020; Lennartz, Zopfs, & Hokamp, 2024; Singla, Joshi, Amerasekera, & Choudhary, 2024; Sodickson, et al., 2020).

Em casos de lesões de tendões e ligamentos, especialmente em contextos agudos, a TCDE demonstra elevada precisão diagnóstica (Albano, et al., 2024).

Além disso, permite a avaliação da densidade mineral óssea, sendo extremamente útil no diagnóstico e acompanhamento da osteoporose (Eibschutz, Matcuk, Chiu, Lu, & Gholamrezanezhad, 2024).

2.2.3.1.1. Detecção de Edema da Medula Óssea

Uma aplicação útil da TCDE é a avaliação do edema da medula óssea (Foti, et al., 2024). O edema da medula óssea após um trauma ósseo agudo pode representar uma contusão óssea ou uma contusão da medula óssea secundária a graus variados de hemorragia, enfarte e edema, resultantes de fraturas microscópicas do osso esponjoso. Tradicionalmente, essas alterações são diagnosticadas por RM. Outras patologias ósseas não traumáticas que podem causar edema da medula óssea incluem inflamações, infecções e tumores (Albano, et al., 2024; Cheong, et al., 2024; Hamid, et al., 2020; Lennartz, Zopfs, & Hokamp, 2024; Singla, Joshi, Amerasekera, & Choudhary, 2024).

No sistema musculoesquelético, a avaliação de fraturas inclui uma análise minuciosa tanto da integridade cortical do osso quanto da presença de edema na medula óssea. A maioria dos métodos de imagem utilizados em situações agudas para avaliar traumas musculoesqueléticos, como as radiografias e a TC convencional, são otimizados para examinar a cortical óssea. Nessa abordagem, o radiologista apenas consegue identificar fraturas desviadas. No entanto, em casos de fraturas minimamente desviadas ou não desviadas, a inspeção da continuidade cortical pode não ser suficiente. Embora a TC proporcione melhor precisão ao superar a limitação bidimensional das radiografias, a identificação do edema ósseo associado é fundamental para o diagnóstico seguro de lesões traumáticas agudas (Baffour & Glazebrook, 2020; Cheong, et al., 2024).

Com a TC convencional, porém, a identificação do edema ósseo pode ser dificultada pela densidade do osso esponjoso. Por esse motivo, a RM continua a ser o método de imagem de referência, devido à sua excelente capacidade de caracterização tecidual, sendo ideal para detectar alterações na medula óssea, incluindo o edema. No entanto, como a maioria das lesões traumáticas é avaliada em contextos de emergência, a RM nem sempre está disponível, além de

apresentar tempos de aquisição prolongados, frequentemente inadequados para doentes instáveis ou com dor intensa (Baffour & Glazebrook, 2020; Cheong, et al., 2024; Eibschutz, Matcuk, Chiu, Lu, & Gholamrezanezhad, 2024; Fernández-Pérez, et al., 2022; Sodickson, et al., 2020).

A utilização da TCDE em contextos de emergência permite a identificação de microfraturas e serve como uma alternativa à RM. A TCDE apresenta vantagens que têm aumentado a sua utilização na deteção de fraturas, especialmente em cenários agudos. Por meio de softwares de pós-processamento, possibilita-se a decomposição em três materiais, ou seja, o sinal de cálcio pode ser removido das imagens do osso esponjoso, facilitando a identificação do edema na medula óssea. Essas imagens, denominadas imagens virtuais sem cálcio, são reconstruídas e apresentadas ao radiologista juntamente com as imagens convencionais, reconstruídas com cortes finos multiplanares, para melhor visualização do tecido ósseo. A TCDE com reconstrução de imagens virtuais sem cálcio tem demonstrado elevada sensibilidade e especificidade na identificação do edema medular traumático (Baffour & Glazebrook, 2020; Cheong, et al., 2024; Foti, et al., 2024).

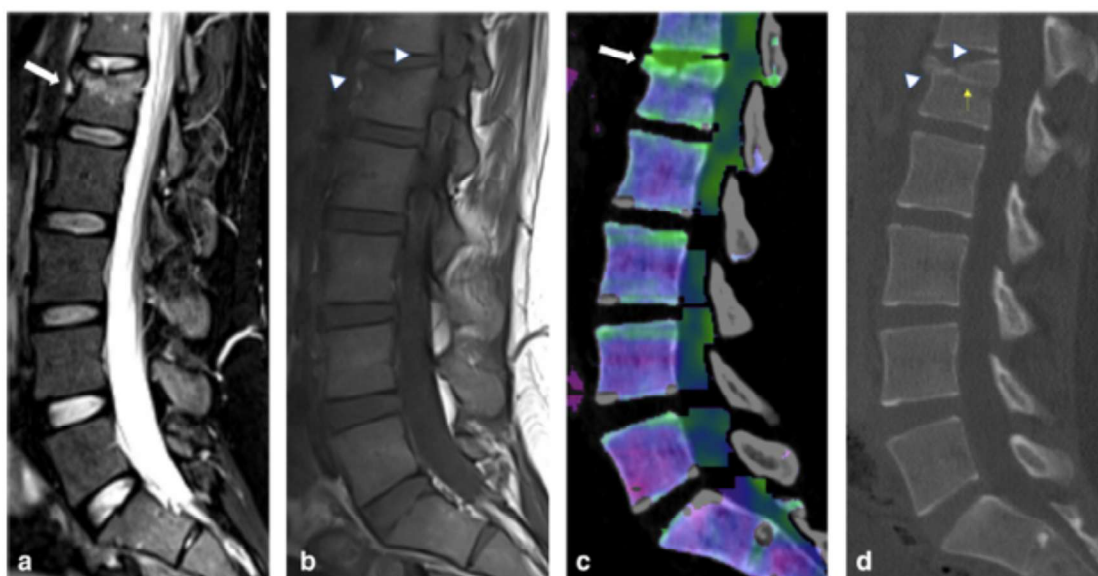


Figura 8 – Mulher de 26 anos com trauma vertebral após acidente de moto. A RM evidenciou edema da medula óssea e linhas de fratura em L1. As imagens de TCDE (VNCA) confirmaram o edema e revelaram uma linha hiperdensa adicional compatível com impactação trabecular, não detetada na RM. Fonte: (Cavallaro, et al., 2021).

2.3. Anatomia da Coluna Toracolombar

A coluna vertebral é constituída por um total de 26 ossos organizados em cinco regiões anatómicas distintas: região cervical, formada por sete vértebras; região torácica (ou dorsal), composta por doze vértebras; região lombar, constituída por cinco vértebras; região sacral, resultante da fusão de cinco vértebras; e região coccígea, formada pela fusão de quatro vértebras rudimentares (Seeley, Stephens, & Tate, 2011).

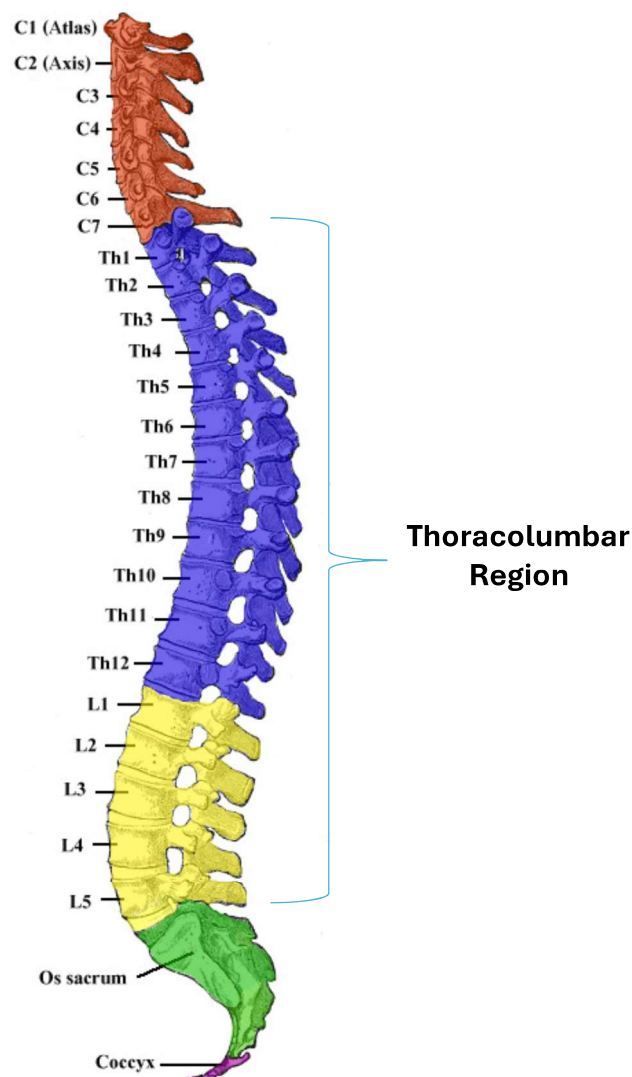


Figura 9 – Coluna vertebral de uma vista medial esquemática das cinco regiões e respectivas curvaturas. Fonte: Adaptada de (Waxenbaum, Reddy, & Futterman, 2023).

A coluna toracolombar abrange toda a região torácica e região lombar, como representado na **Figura 9**. A porção torácica apresenta curvatura cifótica, geralmente entre 20–50°, o que favorece tensão na banda posterior e compressão nos corpos vertebrais anteriores. O canal vertebral é relativamente estreito nesta secção, aumentando o risco de danos ao nível medular. Ainda assim, segundo *Waddell et al.*, menos de um quarto das lesões toracolombares ocorre na coluna torácica, em grande medida pela estabilização conferida pela caixa torácica e pela orientação mais coronal das facetes. A transição toracolombar (D11–L1) é o segmento mais frequentemente lesionado. Trata-se de uma zona de transição entre uma coluna torácica rígida e cifótica e uma coluna lombar lordótica e mais móvel, o que concentra o stress biomecânico e pode dificultar abordagens conservadoras (Waddell, Gupta, & Stephens II, 2021).

Do ponto de vista anatómico, o diâmetro pedicular é mais estreito ao nível de D4, aumentando cranial e caudalmente a partir daí. Nos tecidos moles, destaca-se o complexo ligamentar posterior (CLP), que inclui as cápsulas das facetes, os ligamentos interespinhosos, os ligamentos supra-espinhosos e o ligamento amarelo, estendendo-se por toda a coluna toracolombar. A banda de tensão posterior integra o CLP e os elementos ósseos posteriores; a sua lesão está frequentemente associada a instabilidade segmentar (Waddell, Gupta, & Stephens II, 2021).

2.4. Fraturas

Uma fratura é uma lesão caracterizada pela rutura parcial ou total da continuidade do osso, causando a perda da integridade da estrutura esquelética (Ramiro, 2022).

As causas mais frequentes de fratura são traumatismos com forças superiores à capacidade de deformação do osso, que ocorrem sobretudo em quedas, traumas e acidentes. No entanto, também podem ser causadas pela osteoporose, causando fraturas osteoporóticas; ou por tumores ou infeções ósseas, causando fraturas patológicas (Azevedo & Soler, 2017; Ramiro, 2022).

A capacidade regenerativa do tecido ósseo, permite a consolidação das fraturas, no entanto, se este processo falhar, as fraturas podem consolidar em posições não desejáveis ou mesmo não consolidarem (Azevedo & Soler, 2017).

Estima-se que a maioria das fraturas da coluna vertebral, entre 75% e 90%, ocorra na região toracolumbar. Esta região é particularmente suscetível a lesões devido às transições anatómicas e às forças biomecânicas que nela atuam. Além disso, cerca de 26% destas fraturas estão associadas a algum grau de comprometimento neurológico, evidenciando a sua importância clínica e as potenciais consequências neurológicas associadas (Waddell, Gupta, & Stephens II, 2021).

2.4.1. Fisiopatologia

As fraturas vertebrais resultam, na maioria dos casos, da ação de forças axiais excessivas ou inadequadas, podendo ocorrer isoladamente ou associadas a componentes rotacionais. Podem ocorrer devido a forças de tensão, cisalhamento, compressão, ou torção, atuando simultaneamente ou em separado (Azevedo & Soler, 2017; Parvin & Rahman, 2024; Whitney & Alastra, 2023).

Segundo *Varacallo et al.*, cerca de 85% das fraturas vertebrais ocorrem em contexto de baixa densidade mineral óssea, frequentemente já enquadrada no diagnóstico de osteoporose (Varacallo, Seaman, Jandu, & Pizzutillo, 2023).

Sempre que ocorre uma fratura, não há apenas danos no tecido ósseo, mas também nos tecidos adjacentes. Esses tecidos são submetidos a tensão, causando edema da medula óssea e hemorragia, além de possíveis lesões em tendões, nervos e vasos sanguíneos, o que poderá comprometer a função muscular e articular, resultando em dor intensa, deformidade e dificuldade ou incapacidade de movimentar a área afetada (Ramiro, 2022).

2.4.2. Classificação de Fraturas

Uma coluna é considerada instável quando, sob cargas habituais, tende a gerar deformidade, dor ou défice neurológico. Avaliar a estabilidade é, por isso, um passo decisivo para optar entre tratamento conservador ou cirúrgico. Existem vários esquemas de classificação e algoritmos terapêuticos que sustentam esta decisão; para as fraturas toracolombares, o mais atual e amplamente utilizado é a classificação AOSpine (Waddell, Gupta, & Stephens II, 2021; Wendt, et al., 2023).

Tipos de lesão na classificação AOSpine:

Tipo A – Lesões por compressão. Atingem predominantemente o corpo vertebral, por falha das estruturas anteriores. Subdividem-se em:

- **A0** – Lesões com baixo impacto clínico (p. ex., fraturas de apófises espinhosas ou transversas).
- **A1** – Fratura por compressão/impactação em cunha, envolvendo uma placa terminal, com a parede posterior do corpo vertebral íntegra.
- **A2** – Compromisso de ambas as placas terminais, sem lesão da parede posterior.
- **A3** – Lesão de uma placa terminal com envolvimento da parede posterior do corpo (fratura por explosão incompleta).
- **A4** – Lesão de duas placas terminais com envolvimento da porção posterior do corpo vertebral (fratura por explosão) (Schnake, Schroeder, Vaccaro, & Oner, 2017; Waddell, Gupta, & Stephens II, 2021; Wendt, et al., 2023).

Tipo B – Lesões por distração. Caracterizam-se por falha da banda de tensão anterior ou posterior, sem deslocamento translacional. Os subtipos são:

- **B1** – Fraturas aleatórias rutura completa que atravessa a vértebra num plano transversal, ao nível da banda posterior em tensão.
- **B2** – Lesões por flexão-distração combinadas existe rutura por flexão dos elementos anteriores e por tensão dos elementos posteriores;

- **B3** – Lesões por hiperextensão tipicamente com falha da banda anterior em tensão; é frequente em doentes com espondilite anquilosante ou hiperostose esquelética idiopática difusa (Schnake, Schroeder, Vaccaro, & Oner, 2017; Waddell, Gupta, & Stephens II, 2021; Wendt, et al., 2023).

Tipo C – Lesões com translação/luxação. Envolve falha simultânea de todos os elementos, com translação/luxação. Os tecidos circundantes e os estabilizadores (ligamentos, cápsulas, etc.) sofrem geralmente lesões extensas, e estas fraturas são sempre instáveis (Schnake, Schroeder, Vaccaro, & Oner, 2017; Waddell, Gupta, & Stephens II, 2021; Wendt, et al., 2023).

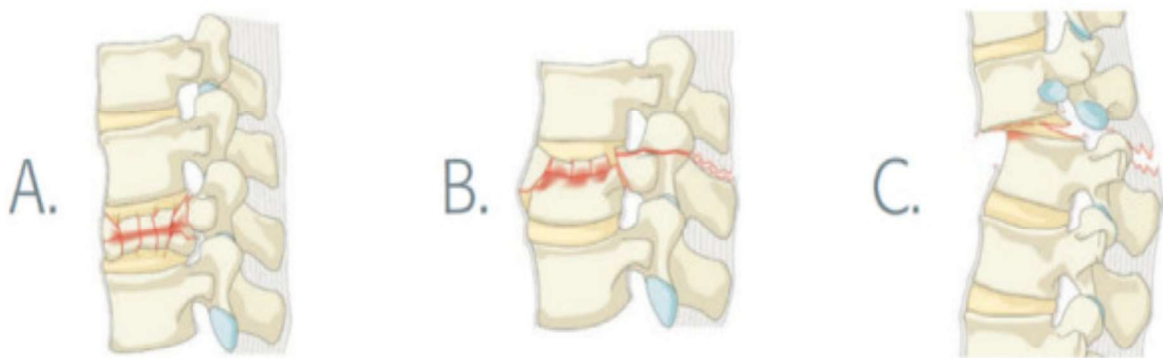


Figura 10 – Tipos de fratura segundo a classificação AOSpine. Fonte: Adaptada de (Wendt, et al., 2023).

2.4.3. Diagnóstico

A identificação precisa e precoce de uma fratura é crucial para prevenir complicações como má consolidação, osteonecrose, artrite degenerativa, dor persistente e comprometimento funcional (Abu-Omar, et al., 2024).

Perante uma suspeita de fratura, a radiografia convencional é o exame de primeira linha e, em geral, permite detetar a maioria dos casos (Parvin & Rahman, 2024; Waddell, Gupta, & Stephens II, 2021; Wendt, et al., 2023). Contudo, *Wendt et al.* referem que cerca de 30% das fraturas da coluna vertebral podem não ser identificadas ou ser subestimadas na radiografia, uma vez que esta modalidade não

permite a avaliação do edema da medula óssea, um marcador fundamental de fratura aguda (Kim, et al., 2021; Wendt, et al., 2023).

Assim, quando se trata de fraturas subtis, pode ser necessário recorrer a TC ou RM para uma avaliação mais sensível (Parvin & Rahman, 2024).

A TC permite detetar fraturas subtis, avaliar o grau de fragmentação, identificar possível projeção de fragmentos para o canal vertebral e distinguir fraturas por compressão de fraturas por explosão, bem como reconhecer sinais associados (p. ex., alargamento das facetas). Além disso, muitos doentes politraumatizados realizam TC para avaliação de outras regiões anatómicas, onde é possível avaliar a coluna toracolombar (Waddell, Gupta, & Stephens II, 2021).

A RM fornece uma caracterização superior dos tecidos moles e dos elementos neurais, permitindo visualizar o complexo ligamentar posterior (CLP), ligamento longitudinal anterior (LLA), ligamento longitudinal posterior (LLP), discos intervertebrais, bem como hematoma epidural, líquido cefalorraquidiano e edema pré-vertebral. Recomenda-se a RM complementar à TC na avaliação do canal vertebral, medula espinal e banda de tensão posterior, sobretudo quando o exame neurológico não se correlaciona com os achados da TC. As limitações da RM incluem maior tempo de aquisição, custo mais elevado, menor resolução óssea face à TC e disponibilidade limitada, sobretudo em contexto de urgência, pelo que muitas das vezes a TC é a modalidade mais utilizada no diagnóstico (Abu-Omar, et al., 2024; Hamid, et al., 2020; Waddell, Gupta, & Stephens II, 2021).

Ainda assim, algumas fraturas podem ser tão subtis que não são discerníveis na TC convencional. Nesses casos, a TCDE torna-se particularmente útil, ao permitir detetar edema da medula óssea, um biomarcador de fraturas ocultas, através de pós-processamento de decomposição de três matérias (gordura, tecido mole e cálcio). Este processamento gera imagens virtuais sem cálcio representativas da medula óssea adjacente, que podem ser avaliadas em mapas codificados por cores, como é exemplo a **Figura 11** abaixo (Abu-Omar, et al., 2024; Hamid, et al., 2020).

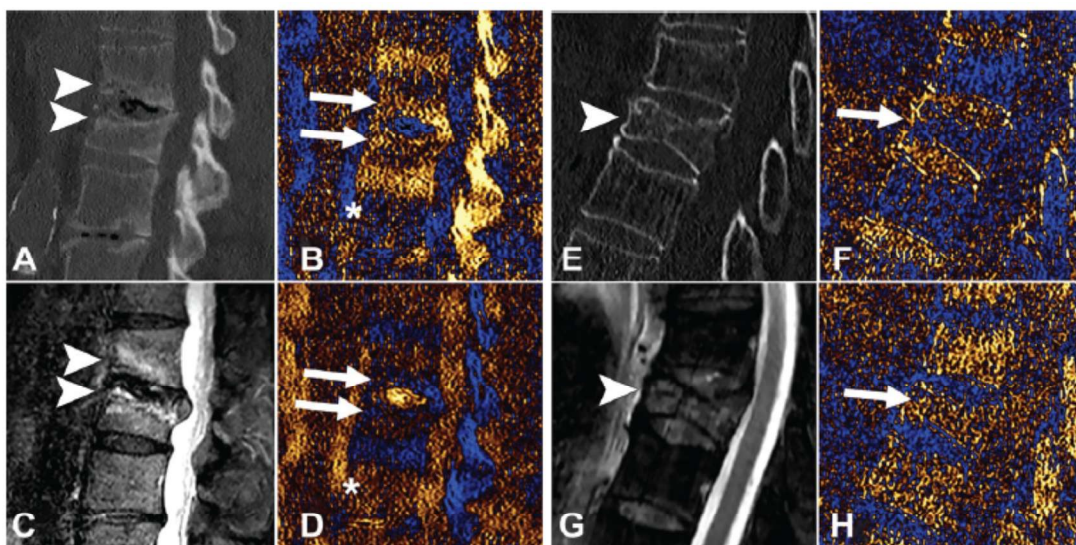


Figura 11 – Exemplos de achados verdadeiros positivos (A - D) e falsos negativos (E - H) na TCDE. A e C mostram fraturas nas vértebras L1–L2 na TC convencional e RM, respetivamente. Nos mapas de densidade da TCDE (B, D), o edema é visível como áreas de cor quente e a diminuição da densidade da medula amarela como cores frias. Em contraste, a fratura aguda em T9 (E, G) não foi detetada na TCDE, cujos mapas (F, H) mostram densidades semelhantes às vértebras não fraturadas. Fonte: (Sherbaf, et al., 2021).

2.4.4. Consolidação Óssea

A cicatrização de uma fratura óssea é um processo complexo que envolve várias fases e a interação de diferentes tipos celulares e vias de sinalização (Haffner-Luntzer, et al., 2023).

1. **Formação do hematoma:** Logo após a fratura, os vasos sanguíneos existentes no osso e no perióstio que o rodeia também sofrem lesão, o que origina um hematoma. O hematoma coagula e forma a estrutura temporária para a cicatrização subsequente.
2. **Formação do calo mole:** Nesta fase forma-se um tecido de granulação que estabiliza a fratura internamente. No exterior da fratura, forma-se um calo cartilaginoso que estabiliza os topos do osso fraturado.
3. **Conversão do calo cartilaginoso em osso:** O calo cartilaginoso inicial sofre ossificação endocondral, sendo gradualmente substituído por calo ósseo mais rígido e calcificado.

4. **Remodelação óssea:** O osso recém-formado sofre remodelação para restaurar as propriedades mecânicas do osso original. Essa fase é caracterizada por uma alta atividade osteoclástica e osteoblástica (ElHawary, et al., 2021; Haffner-Luntzer, et al., 2023; Seeley, Stephens, & Tate, 2011; Sheen, Mabrouk, & Garla, 2023).

Em condições ideais, o tecido ósseo é capaz de se regenerar sem cicatrizes. No entanto, fatores como osteoporose podem prejudicar esta cicatrização (Haffner-Luntzer, et al., 2023).

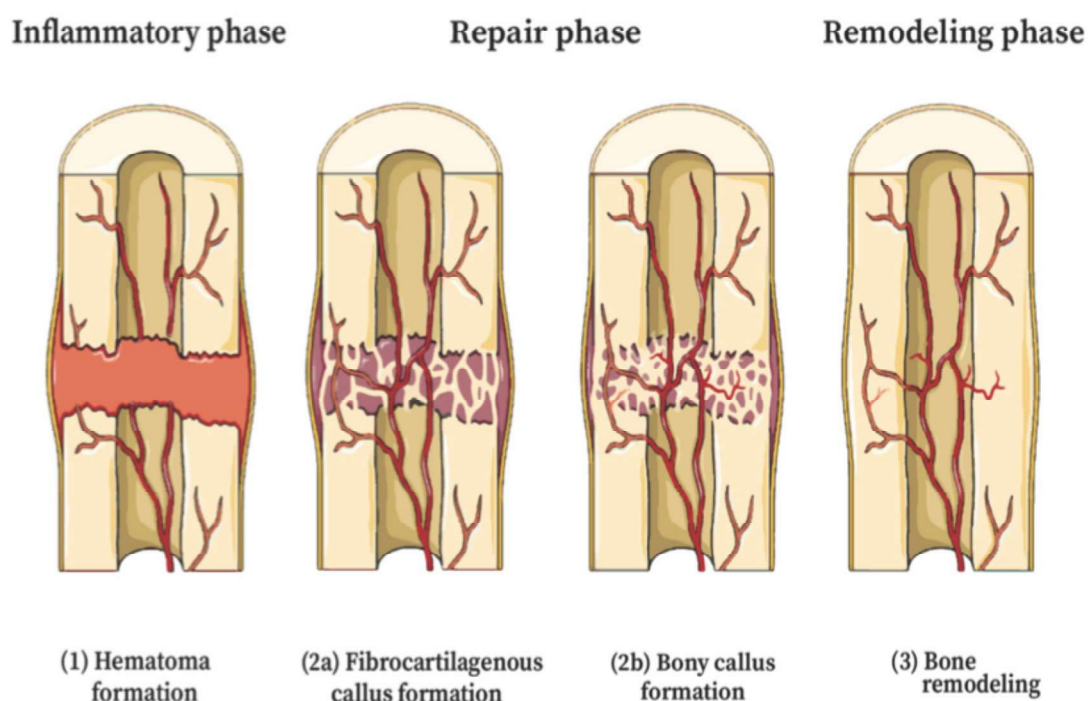


Figura 12 – Fases de consolidação de uma fratura. Fonte: (Anastasio, Paniagua, Diamond, Ferlauto, & Fernandez-Moure, 2021).

2.4.5. Tratamento

O tratamento de uma fratura óssea visa recuperar o nível funcional que o indivíduo possuía antes da ocorrência da fratura, permitindo o retorno às suas atividades diárias com o mínimo de limitações possível. Além disso, procura reduzir o risco de fraturas subsequentes, especialmente em casos em que há fatores de risco como osteoporose ou outras condições que comprometem a resistência óssea (Cohn, et al., 2018).

Considera-se uma fratura estável quando, sob uma abordagem funcional, não se prevê agravamento neurológico ou alterações significativas do alinhamento ao longo do tratamento. Pelo contrário, uma fratura é instável quando a mobilização acarreta um risco plausível de deterioração neurológica ou perda adicional de alinhamento, desaconselhando o tratamento conservador (Wendt, et al., 2023).

Existem dois tipos principais de tratamento para as fraturas ósseas: o tratamento conservador, geralmente indicado em fraturas estáveis, e o tratamento cirúrgico (Coon, Denisiuk, Woodbury, Best, & Vaidya, 2022).

O tratamento conservador nas fraturas toracolombares deve resultar de uma avaliação integrada que inclua a idade biológica, qualidade óssea, nível de atividade e necessidades individuais do doente, tendo a estabilidade da fratura como elemento decisivo (Wendt, et al., 2023).

O tratamento conservador é indicado quando a coluna se mantém estável, sem défice neurológico e sem deformidade significativa. Nestes casos, recorre-se frequentemente ao uso de órtese para limitar o movimento do segmento lesionado; embora a sua eficácia global seja discutível, pode aliviar a dor inicial. A escolha do dispositivo depende do nível: para D6 e vértebras mais cefálicas, utilizam-se preferencialmente órteses cérvico-torácicas (CTO); entre D7 e L3, órteses toracolumbo-sacral (OTLS) também designadas de *Jewett*; e, para lesões abaixo de L3, órteses coxo-toraco-lombo-sacral (HTLSO também conhecida como LSO (órteses sacro-lombares) ou OTLS com extensão à coxa). Devem realizar-se radiografias em carga com a órtese colocada para confirmar que não ocorre instabilidade sob carga fisiológica. O colete mantém-se, em geral, durante 6 a 12 semanas, sendo retirado quando há evidência clínica e radiográfica de melhoria; após a remoção,

efetuam-se radiografias dinâmicas em flexão/extensão para confirmar a estabilidade, seguindo-se fisioterapia (Waddell, Gupta, & Stephens II, 2021).

Em casos de défice neurológico e/ou instabilidade mecânica, impõe-se a cirurgia para mitigar possíveis lesões secundárias. Os objetivos da cirurgia são a descompressão neurológica, restaurar a curvatura da coluna e melhorar a qualidade de vida (Waddell, Gupta, & Stephens II, 2021; Wendt, et al., 2023).

O momento operatório é relevante; há forte evidência para descompressão precoce em lesões cervicais (< 24 horas), embora a extrapolação para o trauma toracolombar permaneça menos clara. A estabilização precoce em fraturas torácicas pode reduzir dias de ventilação, internamento em Unidade de Cuidados Intensivos (UCI) e morbilidade respiratória (Baertl, Alt, & Rupp, 2021; Card, Lowe, Mabrouk, & Bokhari, 2024; Waddell, Gupta, & Stephens II, 2021).

Nas fraturas toracolombares com indicação cirúrgica, a abordagem posterior é a mais utilizada pois permite, numa única intervenção, a descompressão neurológica, correção da deformidade e fixação, evitando simultaneamente abordagens torácicas/abdominais e oferecendo maior extensibilidade. A técnica padrão recorre a parafusos pediculares e hastes, biomecanicamente superiores a ganchos ou à instrumentação anterior isolada. A fixação de segmento curto (um nível acima e um abaixo) é possível, mas controversa; recomenda-se reservá-la para doentes jovens com boa qualidade óssea e evitar em fraturas cominutivas. A redução pode ser alcançada por flexão da haste em *cantilever*, manobras de distração/compressão e modelação das hastes para corrigir a cifose, restaurando indiretamente a altura do corpo vertebral; a ligamentotaxia pode contribuir para a descompressão do canal. Quando indicado, procede-se à descompressão direta de fragmentos retropulsados por via posterior, uma técnica mais exigente que pode incluir laminectomia, facetectomia (coluna lombar) ou abordagens transpedicular/costotransversectomia ao nível medular (Waddell, Gupta, & Stephens II, 2021).

É fundamental investigar e tratar possíveis causas subjacentes da fragilidade óssea, por meio de suplementação nutricional, uso de medicamentos específicos, mudanças no estilo de vida e medidas de prevenção de quedas, contribuindo assim para a manutenção da saúde óssea a longo prazo (Cohn, et al., 2018; Geusens, Lems, Bours, & Bergh, 2019).

3. Objetivos

Este estudo, centrado na análise da TCDE na deteção de edema da medula óssea em fraturas toracolumbares, define um objetivo geral e vários objetivos específicos. A investigação incide sobre estudos em que a TCDE é comparada com a RM, considerada método de referência para a deteção de edema da medula óssea associado a fraturas recentes.

O objetivo geral deste estudo consiste em avaliar o contributo da TCDE para o diagnóstico das fraturas toracolumbares, analisando o seu desempenho na deteção de edema da medula óssea, utilizando a RM como padrão de referência, e sintetizando criticamente a evidência científica disponível através de uma revisão sistemática e metanálise.

Para alcançar este objetivo, foram delineados diversos objetivos específicos que orientam a estrutura e o desenvolvimento do estudo. Em primeiro lugar, pretende-se analisar o desempenho da TCDE no contexto da avaliação das fraturas toracolumbares, discutindo a sua utilidade e relevância clínica, nomeadamente em contextos clínicos em que a RM não se encontra disponível, é contraindicada ou apresenta limitações logísticas. Em segundo lugar, caracterizar e sistematizar os estudos incluídos, comparando os principais aspetos metodológicos e técnicos reportados (tipo de estudo, amostra, modalidade de TCDE, método de referência e condições de interpretação), de modo a contextualizar os resultados de desempenho diagnóstico. Paralelamente, avaliar o grau de consistência entre os achados disponíveis, determinando a existência de heterogeneidade e a robustez global da evidência publicada.

Por fim, pretende-se realizar uma metanálise que permita calcular estimativas agregadas de sensibilidade e especificidade da TCDE na deteção de edema de medula óssea associado a fraturas toracolumbares, utilizando a RM como método de referência. Através desta abordagem integrada, procura-se obter uma síntese quantitativa rigorosa sobre o desempenho diagnóstico da TCDE, contribuindo para uma compreensão mais sólida do seu valor clínico e do seu potencial impacto na avaliação imagiológica deste tipo de fraturas.

4. Materiais e Métodos

O presente estudo consiste numa revisão sistemática da literatura com metanálise, que tem como objetivo sintetizar os resultados relevantes sobre a eficácia da TCDE na avaliação de fraturas ósseas da coluna toracolombar. A revisão sistemática, fase prévia a qualquer metanálise, foi organizada em três etapas principais: pesquisa bibliográfica, seleção de artigos e avaliação crítica dos estudos incluídos.

A revisão sistemática e metanálise foi conduzida de acordo com as diretrizes PRISMA (*Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses*), de modo a garantir rigor, transparência e reprodutibilidade em todas as fases do processo.

A metodologia de pesquisa adotada para a realização deste trabalho baseou-se em pesquisa bibliográfica, abrangendo o período de 2014 a 2025. Os instrumentos de pesquisa utilizados foram bases de dados e motores de busca. As fontes bibliográficas foram recolhidas nas seguintes plataformas: *PubMed*®, *B-On*, *Web of Science*™ e *Google Scholar*®.

A pesquisa bibliográfica foi realizada em português e inglês, utilizando as seguintes palavras-chave, individualmente e/ou combinadas: ***dual energy CT, dual-energy CT, dual-energy CT Scan, dual energy computed tomography, DECT, dual source CT, dual layer CT, fracture, bone fracture, vertebral fracture, spinal fracture, vertebral injury, trauma, thoracolumbar, thoracolumbar, thoracic spine, lumbar spine*** e ***spine***, empregando-se os operadores booleanos “AND” e “OR” para a associação dos termos referidos. Os artigos foram organizados em pastas conforme a base de dados de origem. A recolha de artigos decorreu entre novembro de 2024 e fevereiro de 2025.

Como critérios de elegibilidade para esta revisão, definiu-se que seriam incluídos apenas artigos publicados no intervalo de onze anos, compreendido entre 2014 e 2025. Foram aceites publicações redigidas em língua portuguesa ou inglesa, desde que disponibilizassem o texto integral. Como critérios de exclusão, foram rejeitados todos os artigos publicados antes de 2014, por excederem o limite temporal estabelecido, bem como aqueles que, após análise, se revelaram

desenquadrados do tema em estudo, abrangiam outro segmento da coluna vertebral ou se tratavam de artigos de revisão.

Todo o processo de recolha de dados foi realizado de forma independente pela equipa de investigação. O processo de seleção seguiu as seguintes etapas: numa fase inicial, realizou-se a análise dos títulos de cada artigo, permitindo uma triagem preliminar com base na relevância aparente do conteúdo; em seguida, procedeu-se à leitura dos resumos, possibilitando uma compreensão mais aprofundada dos objetivos, metodologias e conclusões de cada estudo, afastando-se, assim, artigos irrelevantes ou duplicados entre as bases de dados. Finalmente, os artigos selecionados foram analisados na íntegra para extrair toda a informação pertinente ao tema em estudo. Para este estudo, foram identificados e incluídos 19 artigos científicos.

A **Figura 13**, apresentada abaixo, ilustra de forma esquemática o processo de identificação, triagem, elegibilidade e inclusão dos estudos, seguindo as recomendações do protocolo PRISMA.

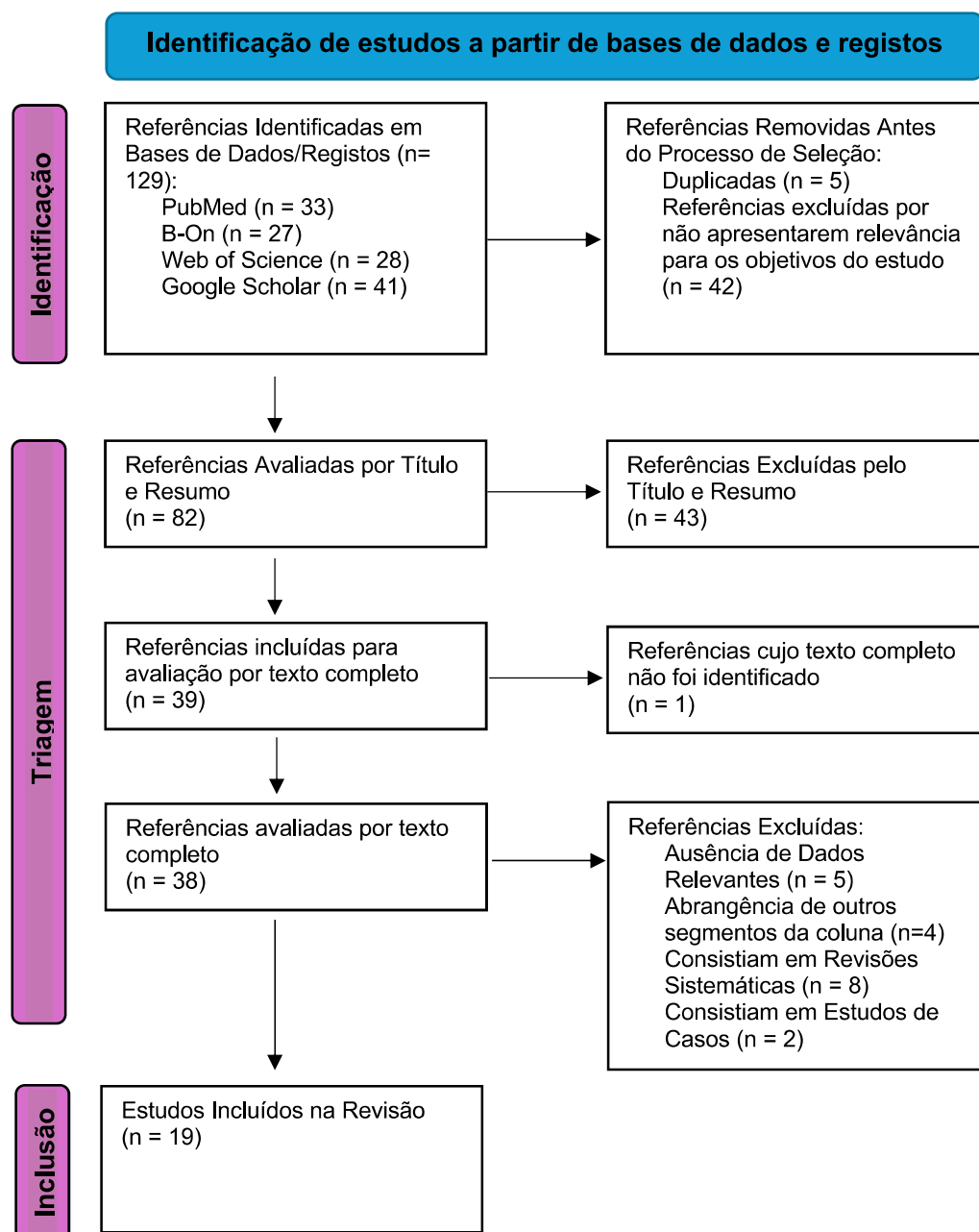


Figura 13 – Fluxograma da seleção dos estudos de acordo com as diretrizes PRISMA.

Após a identificação e inclusão dos estudos, procedeu-se à extração dos dados necessários para a análise estatística.

Realizou-se uma metanálise bivariada dos estudos selecionados, com o intuito de avaliar a precisão da modalidade TCDE, com recurso ao Modelo de Efeitos Aleatórios (Chu & Cole, 2006; Freeman, Cooper, & Sutton, 2019a). Este

modelo permitiu estimar conjuntamente as estatísticas de sensibilidade e especificidade, integrando as estimativas individuais de cada estudo e assumindo que as mesmas não eram homogêneas entre si.

Estimou-se “*Diagnostic Odds Ratio*” (DOR), as Razões de Verossimilhança positivas e negativas (RV+ e RV-) e os seus respectivos Intervalos de Confiança a 95% para todos os estudos. Complementarmente, realizaram-se *Forest Plot* (Gráfico de Floresta) para as estatísticas de sensibilidade e de especificidade.

Segundo *Freeman et al.*, (2019a) citando *Harbord, et al.*, (2007), o modelo estimado de metanálise é um modelo binomial bivariado, equivalente ao Modelo Hierárquico Sumário da Curva ROC (*Hierarchical Summary Receiver Operating Characteristic* - HSROC) (Freeman, Cooper, & Sutton, 2019a). Nesse sentido, este mesmo modelo permitiu, perante a ausência de covariáveis, calcular as ponderações proporcionais dos diferentes estudos e estimar o gráfico da Curva ROC Sumária (*Summary Receiver Operating Characteristic* - SROC). Adicionalmente, através da aplicação da HSROC, foi possível estimar a “Correlação de Efeitos Aleatórios” entre as estimativas analíticas de sensibilidade e especificidade obtidas nos estudos agregados.

A curva SROC permite estimar uma curva ROC sumária, representando o desempenho diagnóstico global da TCDE, através da síntese dos resultados dos estudos que a equipa de investigação considerou elegíveis para a metanálise. Segundo *Sousa e Ribeiro* (2009), é adequado utilizar a curva SROC para avaliar o desempenho de um método de diagnóstico perante uma metanálise (Reitsma, et al., 2005; Sousa & Ribeiro, 2009). A curva SROC é robusta na sua estimação quando assumimos que existem variações implícitas ou explícitas nos estudos perante diferenças nas estimativas quer de sensibilidade quer de especificidade. Complementarmente recorreu-se à estimação da área sob a curva (*Area Under the Curve* – AUC) SROC (Walter, 2002).

Foram ainda utilizados métodos gráficos para avaliar as estatísticas de “sensibilidade” e de “especificidade”, complementadas pelas estimativas de intervalos de confiança a 95% ($I.C_{0,95}$) de cada estudo. Também se demonstrou no plano gráfico da SROC as estimativas prevalentes de fratura e o peso percentual de cada estudo.

De acordo com as diretrizes da declaração *Preferred Reporting Items of Systematic Reviews and Meta-Analyses Diagnostic Test Accuracy* (PRISMA-DTA) (Itens preferenciais para relatórios de revisões sistemáticas e metanálises sobre a precisão dos testes diagnósticos), os resultados foram relatados sem investigação do efeito do viés de publicação.

Nos estudos em que ocorreram células com valor zero, por decisão da equipa de investigação, foi aplicada uma correção de continuidade de 0,5, com o objetivo de evitar transformações indefinidas.

Para avaliação combinada dos estudos quanto à estimação das estatísticas da Razões de Verosimilhança (RV) no modelo de metanálise recorreu-se aos seguintes pontos de referência para avaliar a equidade do teste de diagnóstico (Deeks & Altman, 2004; Jekel, Katz, & Elmore, 2005; University of North Dakota (UND), 2025).

Para a Razão de Verosimilhança Positiva (RV+):

- $RV+: \geq 5$ ou > 10 , sugere que o meio de diagnóstico apresenta desempenho bom a excelente, isto é, um resultado positivo é significativamente mais provável em indivíduos com fratura do que em indivíduos sem fratura;
- $RV+: \leq 2$, sugere que o meio de diagnóstico apresenta fraca capacidade discriminativa, uma vez que um resultado positivo pouco aumenta a probabilidade de fratura, devido à maior proximidade entre a ocorrência de verdadeiros positivos e falsos negativos.

Para os valores da Razão de Verosimilhança Negativa (RV-):

- $RV-: < 0$, sugere que o meio de diagnóstico apresenta um desempenho excelente, isto é, um resultado negativo reduz de forma acentuada a probabilidade de fratura, contribuindo para a sua exclusão;
- $RV-: \geq 0,5$, sugere fraco desempenho, uma vez que um resultado negativo pouco altera a probabilidade de fratura, limitando a capacidade do teste em excluí-la.

Para aferir a heterogeneidade dos estudos submetidos à metanálise no contexto da precisão de diagnóstico, recorreu-se à estatística de τ^2 (Tau²) enquanto medida absoluta da variância na escala *Logit* das medidas estatísticas de

sensibilidade e especificidade (Zhou, Obuchowski, & McClish, 2002). Valores de referência a ter em conta:

- Baixa Heterogeneidade: $\tau^2 < 0,04$
- Moderada Heterogeneidade: $0,04 \leq \tau^2 < 0,20$
- Elevada Heterogeneidade: $\tau^2 \geq 0,20$
- Heterogeneidade Muito Elevada: $\tau^2 > 0,50$ ou $1,0$.

Assumiu-se os seguintes valores de referência para a leitura da correlação (ρ) no modelo de “efeitos aleatórios”:

- $\rho < 0,2$, indica uma correlação linear muito baixa;
- $0,2 \leq \rho \leq 0,39$, baixa correlação linear;
- $0,4 \leq \rho \leq 0,69$, moderada correlação linear;
- $0,70 \leq \rho \leq 0,89$, alta correlação linear;
- $0,9 \leq \rho \leq 1$, correlação muito elevada. Estes valores de referência também podem ser aplicados para valores de ρ negativos (Pestana & Gageiro, 2005; Santos C. , 2007).

A análise estatística foi realizada com recurso ao software MetaDTA: *Diagnostic Test Accuracy Meta-Analysis* v2.1.5 desenvolvido e melhorado por (Patel, Cooper, Freeman, & Sutton, 2020). Este software foi selecionado por permitir a realização de metanálise para estudos de precisão de testes diagnósticos (Freeman, et al., 2019b).

5. Resultados

O presente capítulo apresenta os resultados obtidos a partir da análise dos estudos incluídos na revisão sistemática e metanálise sobre a aplicação da TCDE na avaliação de fraturas da coluna toracolumbar, em comparação com a RM, considerada o método de referência.

A extração dos dados foi realizada de forma sistemática com base nas informações disponibilizadas por cada publicação selecionada, de modo a garantir consistência metodológica e comparabilidade dos resultados. As tabelas seguintes apresentam, de forma estruturada, a caracterização dos estudos incluídos, bem como os principais parâmetros técnicos, amostrais e diagnósticos reportados.

A **Tabela 1** reúne os dados gerais e metodológicos dos estudos analisados, incluindo o número de participantes e de vértebras avaliadas, as características demográficas, o tipo de estudo e a modalidade de TCDE utilizada.

A **Tabela 2** apresenta os resultados quantitativos relativos ao desempenho diagnóstico da TCDE tendo a RM como padrão de referência, com destaque para os dados brutos de verdadeiros positivos (VP), verdadeiros negativos (VN), falsos positivos (FP) e falsos negativos (FN) utilizados na realização da metanálise.

Tabela 1 – Caracterização dos estudos incluídos na revisão sistemática.

ID do Estudo	Autor (Ano)	País	Nº de Participantes	Nº de vertebras	Idade ($\bar{x}$)	Idade (σ)	Nº de ♀	Tipo de Estudo	Modalidade de TCDE	Nº Médicos a avaliar as imagens	Experiência dos Médicos (Anos)
1	(Akisato, et al., 2019)	Japão	30	260	80,9	$\pm 8,3$ anos	19	Retrospectivo	Comutação Rápida de Tensão Com Tubo Único	3	4, 22 e 25 anos (especializados em estudos musculoesqueléticos)
2	(Bierry, Venkatasamy, Kremer, Dosch, & Dietemann, 2014)	França	20	185	69	± 14 anos	4	Prospetivo randomizado “cego”	Dupla Fonte	2 (análise visual) + 1 (análise quantitativa)	6 e 30 anos
3	(Cavallaro, et al., 2021)	Alemanha/Itália	88	116	68	± 16 anos	50	Retrospectivo	Dupla Fonte	5 (leitura) + 1 (quantitativa)	4 a 5 anos (leitores); 8 e 33 anos (referência)
4	(Diekhoff, et al., 2016)	Alemanha	9	23	75	$\pm 8,7$ anos	6	Prospetivo “cego”	Fonte única	3	6 e 15 anos (radiologistas) e 3 anos (cirurgião)
5	(Diekhoff, et al., 2018)	Alemanha	70	192	70,7 anos	-	47	Prospetivo “cego”	Fonte única	3	1 ano (estudante), 5 anos (cirurgião) e 8 anos (radiologista)
6	(Engelhard, et al., 2019)	Alemanha	17	39	70	± 8 anos	11	Retrospectivo	Fonte única	3	1, 2 e 8 anos
7	(Foti, et al., 2018)	Itália	76	113	62,3 anos	-	47	Prospetivo multi-institucional “cego”	Dupla Fonte	2	15 e 35 anos
8	(François, et al., 2024)	França	14	85	77	$\pm 13,3$ anos	10	Retrospectivo	Comutação Rápida de Tensão Com Tubo Único	3	Não especificado

9	(Frellesen, et al., 2018)	Alemanha	51	98	66,8	± 12,3 anos	20	Retrospectivo	Dupla Fonte	3	4, 7 e 9 anos (especializados em estudos musculoesqueléticos)
10	(Jeong, Jeon, Seol, Ahn, & Juhng, 2020)	Coreia do Sul	31	217	59,8	± 13,9 anos	8	Retrospectivo	Dupla Energia	2	4 e 5 anos
11	(Karaca, et al., 2015)	Turquia	23	209	61	± 15 anos	18	Prospetivo "cego"	Dupla Fonte	2	15 e 20 anos
12	(Kaup, et al., 2016)	Alemanha	49	114	69,2	± 16,65 anos	28	Retrospectivo "cego"	Dupla Fonte	5	13 a 25 anos
13	(Na, et al., 2016)	Coreia do Sul	38	40	55,6	± 15,4 anos	13	Prospetivo	Tubo Único Com Varredura Dupla Sequencial	1	15 anos (leitor de referência)
14	(Neuhaus, et al., 2018)	Alemanha	34	383	66,4 anos	-	26	Retrospectivo "cego"	Espectral	2	2 e 9 anos
15	(Pan, et al., 2020)	China	31	80	70,7	± 13,1 anos	22	Retrospectivo	Comutação Rápida de Tensão Com Tubo Único	2	5 e 10 anos
16	(Petritsch, et al., 2017)	Alemanha	22	163	60,0	± 23 anos	13	Prospetivo "cego"	Dupla Fonte	2	3 e 8 anos 11 anos (o radiologista que interpretou as imagens de RM)
17	(Schwaiger, et al., 2018)	Alemanha	27	59	72	± 11 anos	17	Retrospectivo "cego"	Espectral	2	6 anos
18	(Wang, et al., 2019)	China	20	181	61	± 11 anos	14	Prospetivo	Dupla Fonte	2	Não especificado
19	(Yan, et al., 2021)	China	31	79	70,8	± 13,3 anos	22	Retrospectivo	Comutação Rápida de Tensão Com Tubo Único	2	6 e 12 anos

Tabela 2 – Dados extraídos dos estudos incluídos na revisão sistemática.

ID do Estudo	Autor (Ano)	RM (T)	Nº de Vértexbras	VP	VP+FN	VN	VN+FP	FN	FP
1	(Akisato, et al., 2019)	1.5 T	260	48	50	206	210	2	4
2	(Bierry, Venkatasamy, Kremer, Dosch, & Dietemann, 2014)	1.5 T	185	21	26	155	159	5	4
3	(Cavallaro, et al., 2021)	3 T	116	48	53	43	63	5	20
4	(Diekhoff, et al., 2016)	1.5 T	23	7	7	15	16	0	1
5	(Diekhoff, et al., 2018)	1.5 T	192	96	132	42	60	36	18
6	(Engelhard, et al., 2019)	1.5 T	39	21	24	10	15	3	5
7	(Foti, et al., 2018)	1.5 T	113	56	61	47	52	5	5
8	(François, et al., 2024)	1.5 T	85	19	20	61	65	1	4
9	(Frellesen, et al., 2018)	1.5 T	98	41	45	53	53	4	0
10	(Jeong, Jeon, Seol, Ahn, & Juhng, 2020)	1.5 T	217	25	30	186	187	5	1
11	(Karaca, et al., 2015)	3 T	209	42	47	160	162	5	2
12	(Kaup, et al., 2016)	1.5 T	114	58	62	50	52	4	2
13	(Na, et al., 2016)	3 T ou 1.5 T	40	21	24	14	16	3	2
14	(Neuhaus, et al., 2018)	3 T	383	50	57	323	326	7	3
15	(Pan, et al., 2020)	3 T	80	42	45	34	35	3	1
16	(Petritsch, et al., 2017)	3 T	163	23	25	114	138	2	22
17	(Schwaiger, et al., 2018)	3 T	59	39	41	16	18	2	2
18	(Wang, et al., 2019)	1.5 T	181	17	20	157	161	3	4
19	(Yan, et al., 2021)	3 T	79	36	42	29	37	6	8

Legenda: **VP** – Verdadeiros Positivos | **VP+FN** – Verdadeiros Positivos + Falsos Negativos | **FN** – Falsos Negativos | **VN** – Verdadeiros Negativos | **VN+FP** – Verdadeiros Negativos + Falsos Positivos | **FP** – Falsos Positivos.

De forma geral, segundo a tabela seguinte, é possível sintetizar o desempenho diagnóstico combinado dos estudos onde se observou como meio de diagnóstico a TCDE na deteção de fraturas da coluna toracolombar.

Tabela 3 – Estimativas combinadas do desempenho da TCDE na deteção de fraturas na coluna toracolombar.

PARÂMETROS	ESTIMATIVA	INTERVALO DE CONFIANÇA 95% [LI; LS]
• Sensibilidade (%)	89,2	[85,9; 91,9]
• Especificidade (%)	94,5	[90,1; 97,0]
• Taxa de Falsos Positivos (%)	5,5	[3,0; 9,9]
• Taxa de Falsos Negativos (%)	10,8	[8,1; 14,1]
• Correlação de efeitos aleatórios	0,425	-----
• Razão de Verossimilhança Positiva	16,29	[8,85; 29,99]
• Razão de Verossimilhança Negativa	0,114	[0,09; 0,15]
• τ^2 Sensibilidade ¹	2,116	[1,81; 2,43]
• τ^2 Especificidade ²	2,848	[2,21; 3,48]

Legenda: LI – Limite Inferior do Intervalo de Confiança | LS – Limite Superior do Intervalo de Confiança.

De acordo com os resultados apresentados na **Tabela 3**, podemos constatar que a sensibilidade combinada foi de 89,2%, indicando que, no conjunto dos estudos, a TCDE identificou corretamente a maioria dos casos com fratura (proporção de verdadeiros positivos). Para um nível de confiança de 95%, esta estimativa situou-se no intervalo compreendido entre aproximadamente entre 86% e 92%.

Relativamente à especificidade combinada, obteve-se um valor de, aproximadamente, 95%, traduzindo uma elevada capacidade da TCDE em classificar corretamente os casos sem fratura (proporção de verdadeiros negativos). O intervalo de confiança de 95%, situou-se entre 90,1% e 97,0%, reforçando a robustez desta estimativa.

¹ *Logit*(Sensibilidade)

² *Logit*(Especificidade)

No que diz respeito à taxa de erro de falsos positivos (estimativa combinada) podemos constatar, segundo a **Tabela 3**, uma margem proporcional de erro de 5,5%, onde pode oscilar entre os 3% e os 10% segundo o intervalo de confiança a 95%. No entanto, os estudos demonstraram, de forma combinada, uma estimativa de erro de falsos negativos na ordem dos 10,8% e que foi superior face à proporção de falsos positivos. Estes resultados sugerem que, embora a TCDE apresente elevada especificidade, existe uma proporção clinicamente relevante de casos em que a fratura pode não ser detetada, especialmente em situações clínicas mais subtis ou com menor expressão de alterações associadas.

Quanto à RV+, a estimativa combinada foi de 16,29, indicando que um resultado positivo por TCDE é substancialmente mais provável em doentes com fratura do que em doentes sem fratura, traduzindo uma forte capacidade de diagnóstico. Para um nível de confiança de 95%, esta probabilidade é possível de ocorrer, entre 9 e 30 vezes, sensivelmente.

Relativamente à RV-, obteve-se uma estimativa combinada de 0,114, sugerindo que um resultado negativo por TCDE reduz de forma revelante a probabilidade de fratura. Embora este valor esteja próximo do ponto de referência frequentemente associado a elevada capacidade de exclusão ($RV- \leq 0,1$), indica que a fratura não é totalmente excluída em todos os casos. Em termos práticos, um resultado negativo por TCDE corresponde a uma redução aproximada de 88,6% na probabilidade de o doente apresentar fratura da coluna toracolombar.

Quanto à heterogeneidade, as estimativas de τ^2 evidenciaram variabilidade elevada tanto para a sensibilidade ($\tau^2 = 2,116$) como para a especificidade ($\tau^2 = 2,848$), sendo esta última superior, o que sugere maior dispersão entre estudos na capacidade de classificar corretamente os casos sem fratura.

Por fim, a correlação de efeitos aleatórios estimada foi de $\rho = 0,425$, sugerindo uma correlação positiva de magnitude moderada, no modelo bivariado, entre os *logit* da sensibilidade e da especificidade. Assumimos que perante os estudos em análise podemos considerar que estimativas dos *logit*(Sensibilidade) mais elevados tendem a estar correlacionadas com estimativas dos *logit*(Especificidade) e vice-versa. Esta condição favorece uma maior

heterogeneidade, com especial impacto na estimação de elipses na curva SROC e não sendo influenciado por diferentes pontos de corte (limiares pré-definidos³).

De seguida, procedeu-se à realização de uma análise metanalítica dos estudos selecionados relativamente à proporção de verdadeiros positivos estimada pela avaliação imagiológica por TCDE. A **Figura 14** apresenta o gráfico de floresta da sensibilidade, no qual se encontram representados os estudos incluídos (autores), as estimativas individuais de sensibilidade e os correspondentes intervalos de confiança a 95%, bem como a estimativa metanalítica combinada.

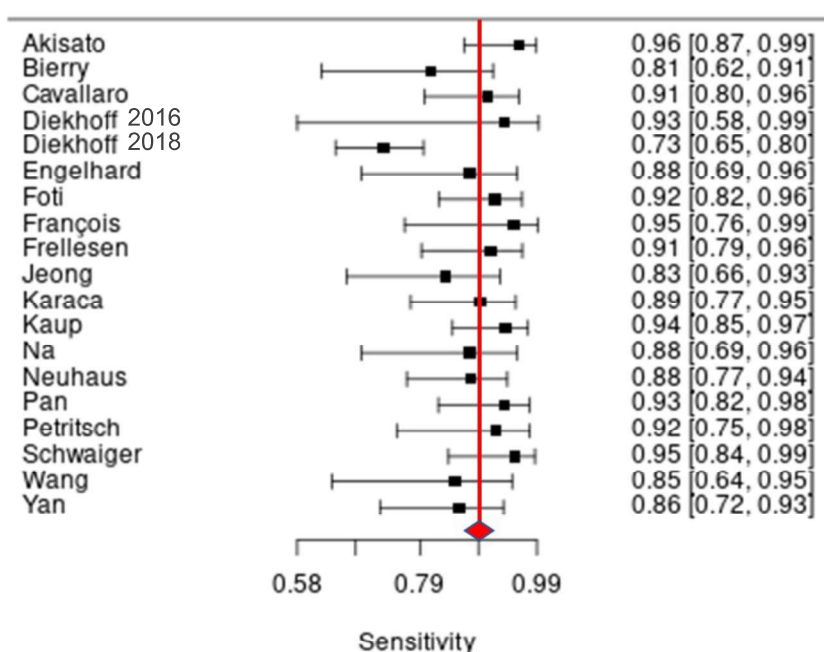


Figura 14 – Gráfico de Floresta da Sensibilidade: Análise metanalítica da sensibilidade na avaliação de fraturas por TCDE.

A estimativa metanalítica de sensibilidade combinada para a TCDE, obtida a partir de todos os estudos incluídos, foi de 89,2% ($S = 0,892$; $I.C._{0,95} : [0,859; 0,919]$). Verificou-se que, no conjunto dos estudos agregados, 18 (94,74%) não apresentaram diferenças estatisticamente significativas em relação à estimativa combinada. Adicionalmente, 52,63% dos estudos reportaram valores analíticos de “Sensibilidade” superiores a 90% na

³ Efeito de limiar (*Threshold effect*)

deteção de fraturas da coluna toracolumbar, sendo que apenas o estudo de *Diekhoff* (2018) apresentou uma sensibilidade inferior, de 73%.

No que respeita à proporção dos verdadeiros negativos (especificidade) obtida a partir da avaliação imagiológica por TCDE, a **Figura 15** apresenta o gráfico de floresta correspondente, no qual se encontram representados os estudos incluídos (autores), as estimativas individuais de especificidade, os respetivos intervalos de confiança a 95% e a estimativa metanalítica combinada.

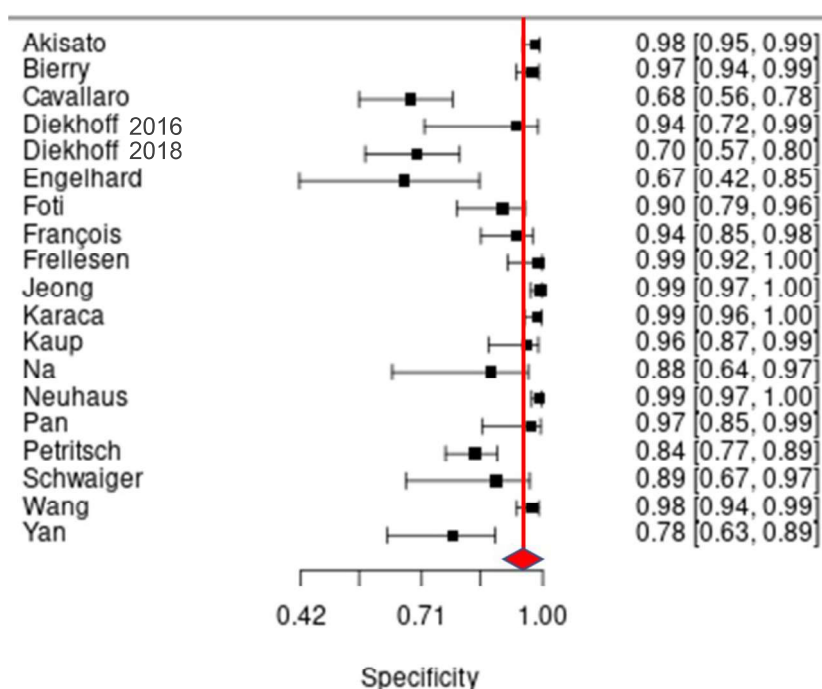


Figura 15 – Gráfico de Floresta da Especificidade: Análise metanalítica da especificidade na avaliação de fraturas por TCDE.

Segundo o “Modelo de Efeitos Aleatórios” aplicado na metanálise, obtivemos uma estimativa metanalítica de especificidade combinada de 94,5% ($E = 0,945$; $I.C._{0,95} : [0,901; 0,970]$). Perante os diferentes estudos analisados, podemos verificar 26,32% ($n=5$) dos estudos revelaram estimativas de proporção de verdadeiros negativos (especificidade) significativamente inferiores à estimativa metanalítica anteriormente identificada. Estes mesmos estudos apresentaram valores de especificidade entre os 65% e os 78%. Por outro lado, 12 dos estudos avaliados (63,16%) apresentaram estimativas de especificidade igual ou superior a 90% segundo o gráfico de floresta anterior.

O software MetaDTA não determina, para cada estudo individual, os valores de *Diagnostic Odds Ratio* (DOR) nem os respetivos intervalos de confiança a 95%. Perante este facto, calcularam-se as estimativas pontuais de DOR de cada estudo, bem como os respetivos intervalos de confiança a 95% e, posteriormente, estes resultados foram analisados em comparação com a estimativa metanalítica ponderada obtida a partir do conjunto dos estudos⁴. A tabela seguinte apresenta esses valores.

Tabela 4 – Estimativas DOR do desempenho da TCDE na deteção de fraturas na coluna toracolombar.

ESTUDOS	DOR	INTERVALO DE CONFIANÇA 95% [LI; LS]
1. Akisato, et al., 2019	1236,00	[219,95; 6945,64]
2. Bierry, Venkatasamy, Kremer, Dosch, & Dietemann, 2014	162,75	[40,47; 654,44]
3. Cavallaro, et al., 2021	20,64	[7,13; 59,75]
4. Diekhoff, et al., 2016	30,00	[0,90; 1004,82]
5. Diekhoff, et al., 2018	6,22	[3,18; 12,18]
6. Engelhard, et al., 2019	14,00	[2,78; 70,56]
7. Foti, et al., 2018	105,28	[28,73; 385,85]
8. François, et al., 2024	289,75	[30,51; 2751,92]
9. Frellesen, et al., 2018	20,50	[1,05; 398,84]
10. Jeong, Jeon, Seol, Ahn, & Juhng, 2020	930,00	[104,37; 8287,26]
11. Karaca, et al., 2015	672,00	[125,91; 3586,57]
12. Kaup, et al., 2016	362,50	[63,69; 2063,31]
13. Na, et al., 2016	49,00	[7,24; 331,82]
14. Neuhaus, et al., 2018	769,05	[192,52; 3072,03]
15. Pan, et al., 2020	476,00	[47,35; 4785,56]
16. Petritsch, et al., 2017	59,59	[13,09; 271,19]
17. Schwaiger, et al., 2018	156,00	[20,19; 1205,21]
18. Wang, et al., 2019	222,42	[45,89; 1078,11]
19. Yan, et al., 2021	21,75	[6,78; 69,80]
Estatística Metanalítica Global	143,195	[66,36; 309,01]

Legenda: LI – Limite Inferior do Intervalo de Confiança | LS – Limite Superior do Intervalo de Confiança | DOR – *Diagnostic Odds Ratio*.

⁴ Este foi estimado pelo software MetaDTA.

Relativamente ao estimador “*Diagnostic Odds Ratio*” ($DOR = 143,195$; $IC_{0,95}[66,36; 309,01]$), podemos assumir que a oportunidade (chance) do exame TCDE identificar corretamente um verdadeiro positivo e o doente ter efetivamente a presença de “fratura” foi $\cong 143$ vezes superior do que o mesmo doente ser classificado como falso positivo.

Perante os estudos incluídos, 47,37% ($n = 9$) dos artigos revelaram valores DOR inferiores à estimativa metanalítica global. Valores mais elevados de $DOR > 20$ são geralmente indicativos de um meio de diagnóstico com uma boa capacidade discriminativa, em muitos casos, estes valores elevados associam-se a intervalos de confiança bastante grandes.

À semelhança da informação apresentada na tabela anterior, o *software* MetaDTA não disponibiliza automaticamente o gráfico de floresta para o DOR. Por esse motivo, este gráfico foi construído manualmente procurando assemelhar-se aos que foram apresentados anteriormente.

Assim, a **Figura 16** apresenta o gráfico de floresta de DOR, incluindo a identificação dos autores dos estudos, os valores pontuais de DOR estimados de cada estudo (anteriormente apresentados na **Tabela 4**) e o respetivo intervalo de confiança a 95%.

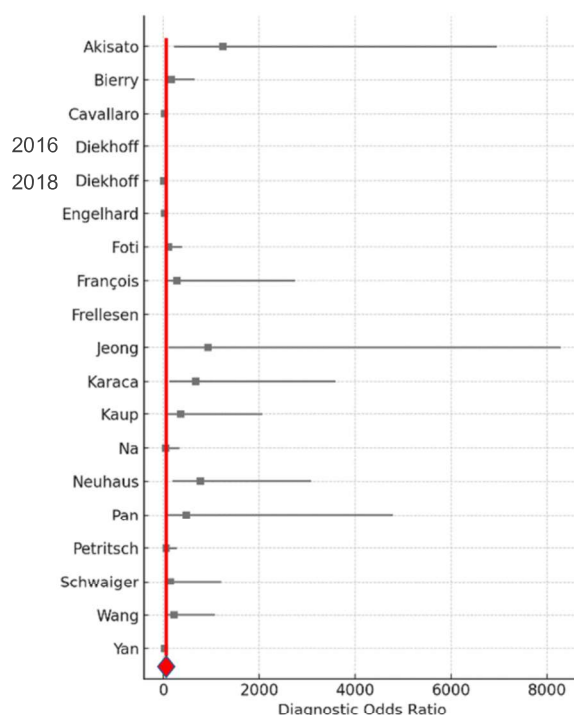


Figura 16 – Gráfico de Floresta de DOR: Análise metanalítica de DOR na avaliação de fraturas por TCDE.

Segundo o gráfico anterior, as estimativas de DOR por estudo evidenciaram que 36,84% (n = 7) dos estudos apresentaram uma elevada variabilidade, segundo as pontuações calculadas para os intervalos de confiança, o que é consistente com os valores obtidos para a estatística τ^2 quanto à avaliação de heterogeneidade dos estudos. Por outro lado, os estudos com estatísticas de DOR superiores à estimativa metanalítica podem indicar um desempenho particularmente favorável da TCDE na identificação de fraturas da coluna toracolombar.

De seguida, analisaram-se os resultados dos estudos no espaço da curva SROC, onde foi estimada uma curva ajustada que sintetiza, de forma combinada (metanálise), o desempenho diagnóstico dos estudos incluídos:

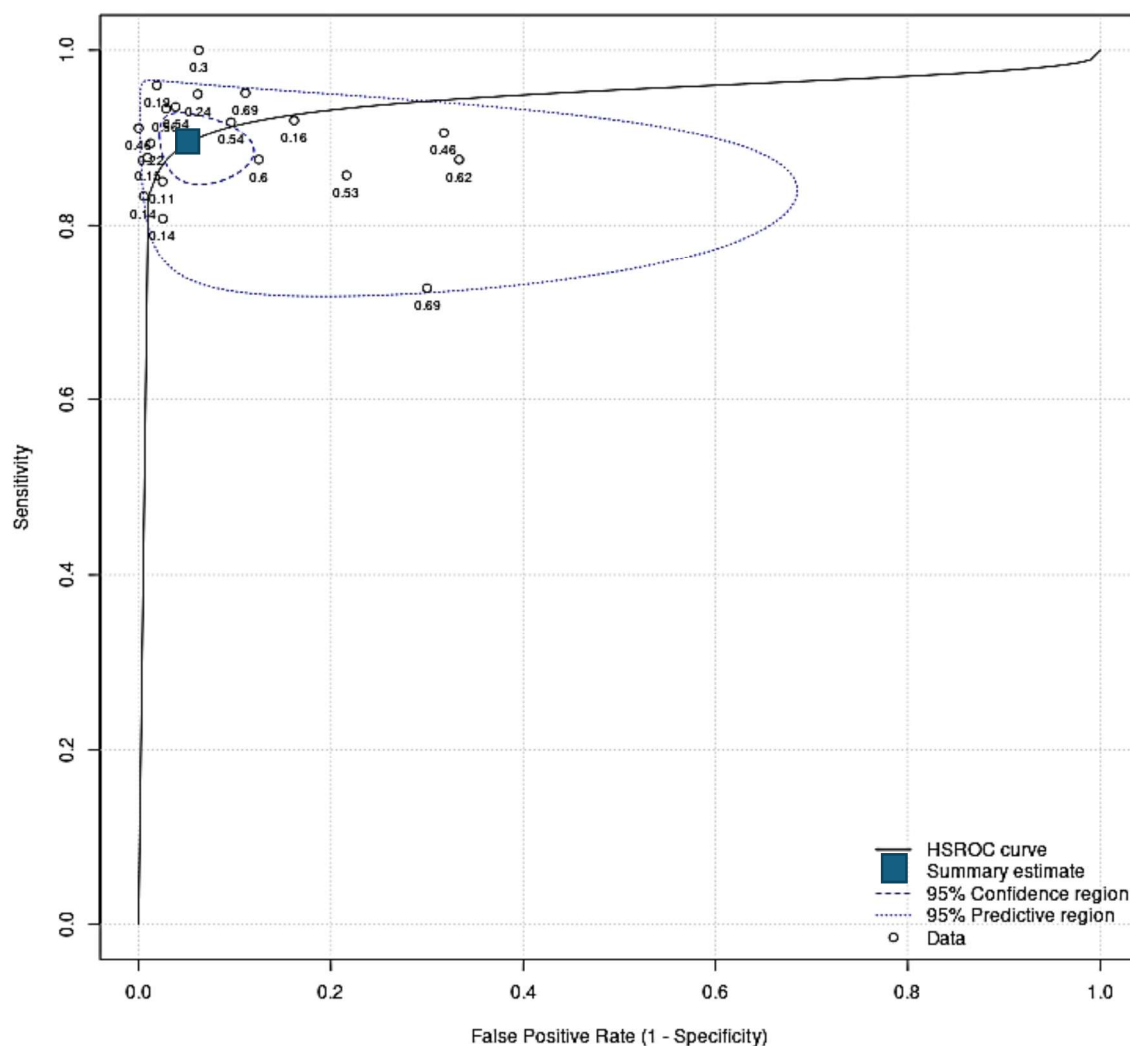


Figura 17 – Gráfico com a curva SROC quanto à precisão da TCDE na deteção de fraturas da coluna toracolombar.

Segundo a informação apresentada na **Figura 17**, referente aos 19 estudos incluídos, verifica-se que a “estimativa sumária” (ponto na curva SROC, em que a sensibilidade = especificidade) se encontra próxima do canto superior esquerdo do gráfico, o que, globalmente, sugere um bom desempenho diagnóstico da TCDE na deteção de fraturas da coluna toracolombar. Este achado é consistente com a estimativa metanalítica do DOR = 143,195, sendo eficaz para aferir a presença de fratura na coluna toracolombar, garantindo uma boa capacidade de diagnóstico.

Adicionalmente, pode constatar-se que a Área sob a Curva (*Area Under the Curve* – AUC) SROC revelou ser bastante elevada ($AUC = 0,923$; $I.C._{0,95} [0,891; 0,946]$) reforçando a conclusão que a TCDE revelou uma excelente acuidade diagnóstica.

Relativamente à avaliação da elipse designada por “Região de Confiança a 95%”, a mesma encontra-se relativamente próxima da estimativa sumaria (estimativa média da sensibilidade e especificidade). Enquanto a projeção da elipse referente à “Região Preditiva a 95%” podemos constatar que a mesma é bastante mais ampla o que poderá indiciar uma elevada heterogeneidade entre os estudos. Esta observação é coerente com os resultados previamente obtidos para a correlação (ρ) e para a estatística de τ^2 , que apontam para grande variabilidade entre estudos.⁵

No mesmo plano gráfico da SROC os estudos com a indicação da Prevalência da Doença (P_d). Constatou-se que a maioria dos estudos com $P_d > 0,45$ (45%) revelaram taxas de erro de falsos positivos mais elevadas comparativamente aos estudos com prevalências de fratura na coluna toracolombar menores.

De seguida, procedeu-se à avaliação das estimativas individuais da sensibilidade e da especificidade dos estudos associando os intervalos de confiança a 95%, representado nos gráficos seguintes.

⁵ Segundo os autores da plataforma MetaDTA, a estimação desta elipse baseia-se na variância entre os estudos (τ^2).

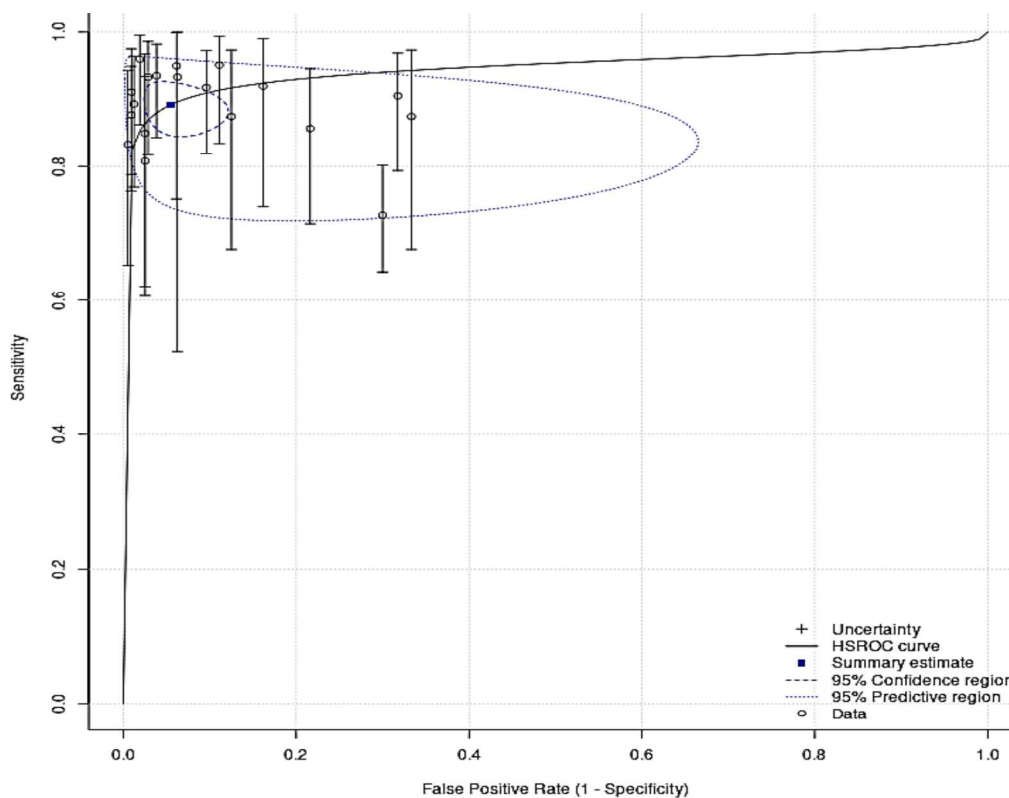


Figura 18 – Gráfico com a curva SROC quanto às estimativas de sensibilidade e respetivos intervalos de confiança a 95% referentes à TCDE.

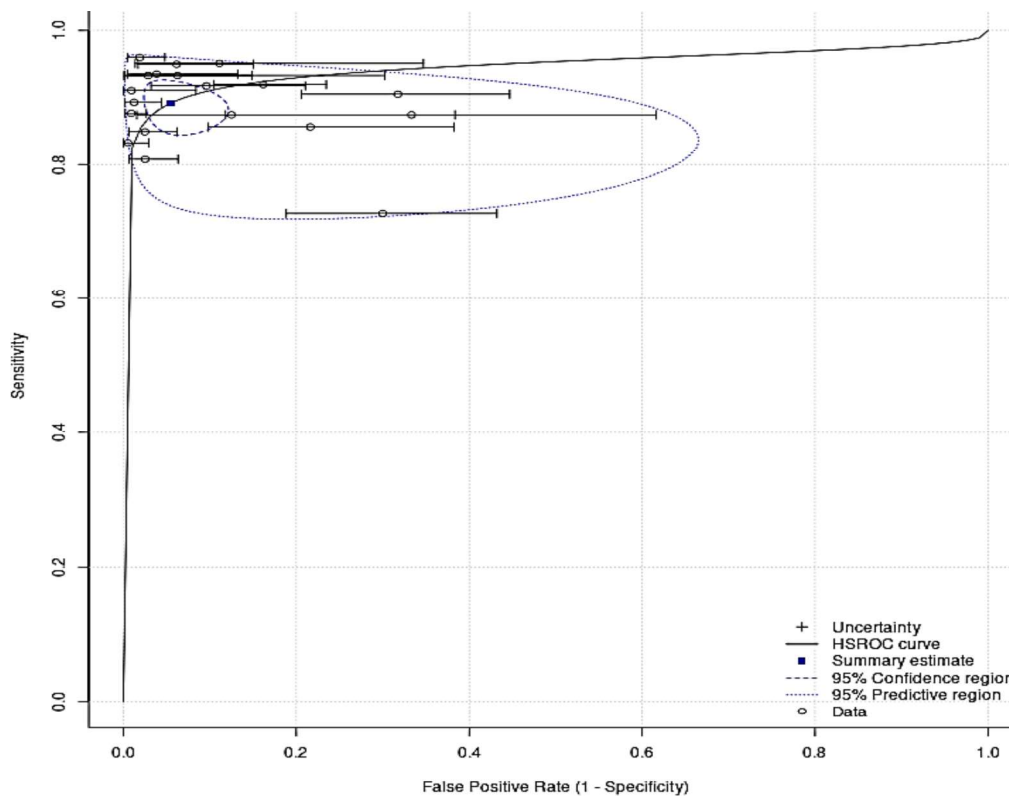


Figura 19 – Gráfico com a curva SROC quanto às estimativas de especificidade e respetivos intervalos de confiança a 95% referentes ao teste imagiológico TCDE.

Segundo a **Figura 18**, observa-se que as estimativas de sensibilidade dos estudos incluídos apresentam, na generalidade, intervalos de confiança relativamente consistentes. Contudo, alguns estudos evidenciam elevada sensibilidade pontual, no entanto, acompanhada de intervalos de confiança amplos, refletindo maior incerteza na estimativa. Um exemplo é o estudo de *Diekhoff* (2016), (*Sensibilidade* = 93,3%; *I.C.*_{0,95} [0,58 – 0,99]).

Adicionalmente, verificou-se que uma parte dos estudos apresentaram sensibilidade > 80%, no entanto, associada a taxas de falsos positivos relativamente elevadas (>20%). Entre estes incluem-se *Yan* (2021) (*Sensibilidade* = 85,7%; *I.C.*_{0,95} [0,72 – 0,93]), *Cavallaro* (2021) (*Sensibilidade* = 91%; *I.C.*_{0,95} [0,80 – 0,96]), *Engelhard* (2019) (*Sensibilidade* = 88%; *I.C.*_{0,95} [0,69 – 0,96]) e *Petritsch* (2017) (*Sensibilidade* = 92%; *I.C.*_{0,95} [0,75 – 0,98]). Este padrão sugere que, apesar da boa capacidade de deteção (verdadeiros positivos), poderá existir maior probabilidade de classificação incorreta de casos sem fratura como positivos, em determinados contextos.

Relativamente à **Figura 19**, onde se encontram representadas as estimativas de especificidade e os respetivos intervalos de confiança a 95%, observa-se igualmente que alguns dos estudos anteriormente referidos apresentam maior dispersão nas estimativas de especificidade, traduzida por intervalos de confiança mais alargados, o que reforça a variabilidade entre estudos no desempenho de classificação de verdadeiros negativos.

6. Discussão

A presente revisão sistemática e metanálise teve como objetivo avaliar o desempenho diagnóstico da TCDE na deteção de fraturas da coluna toracolombar, utilizando a RM como método de referência, particularmente no que respeita à identificação de edema da medula óssea associado a fraturas recentes. A síntese quantitativa dos 19 estudos incluídos demonstra que a TCDE apresenta, globalmente, um desempenho diagnóstico elevado, com valores combinados de sensibilidade de 89,2% e especificidade de 94,5%, acompanhados por uma razão de verosimilhança positiva (RV+) de 16,29 e uma razão de verosimilhança negativa (RV-) de 0,114. Estes resultados sustentam a utilidade da TCDE como ferramenta diagnóstica relevante na avaliação imagiológica de fraturas toracolombares, em especial em contextos em que a RM não se encontra disponível, é pouco tolerada ou está contraindicada.

A sensibilidade combinada de 89,2% indica que, no conjunto dos estudos, a TCDE foi capaz de identificar corretamente a maioria dos casos com fratura, quando comparada com a RM. Ainda assim, a taxa de falsos negativos estimada (10,8%) sugere que existe uma proporção clinicamente significativa de casos em que a fratura poderá não ser detetada por TCDE. Este aspeto assume particular importância no contexto do trauma toracolombar, em que a falha na identificação de fraturas recentes pode atrasar o tratamento e condicionar decisões clínicas, sobretudo quando existe suspeita de instabilidade, envolvimento da parede posterior do corpo vertebral ou risco neurológico. Assim, apesar do desempenho global ser elevado, os resultados apontam para a necessidade de interpretar a TCDE de forma integrada com o quadro clínico e com outros achados imagiológicos, sobretudo em cenários de maior complexidade.

Em contraste, a especificidade combinada de 94,5% reflete uma elevada capacidade da TCDE em classificar corretamente os casos sem fratura, reforçada por uma taxa de falsos positivos relativamente baixa (5,5%). Este resultado é consistente com a RV+ elevada (16,29), que traduz um forte valor confirmatório: um resultado positivo por TCDE aumenta de forma substancial a probabilidade de fratura, o que é clinicamente útil para apoiar decisões rápidas em contexto de

urgência. Todavia, foi observada variabilidade entre estudos, sendo que cinco estudos apresentaram especificidades significativamente inferiores (entre 65% e 78%). Este padrão sugere que, em determinados protocolos, populações ou estratégias de interpretação, a TCDE poderá induzir um maior número de classificações incorretas de fratura em indivíduos sem a condição, aspeto que pode ter impacto na conduta, nomeadamente ao motivar exames adicionais, imobilização desnecessária ou decisões terapêuticas inadequadas.

Do ponto de vista do erro diagnóstico, a taxa de falsos positivos estimada foi de 5,5% ($IC_{0,95}[3,0; 9,9]$), enquanto a taxa de falsos negativos foi superior, de 10,8% ($IC_{0,95}[8,1; 14,1]$). Esta assimetria é clinicamente importante: apesar da TCDE apresentar elevada capacidade para “confirmar” fratura quando o resultado é positivo, permanece a possibilidade de falhar alguns casos (nomeadamente fraturas subtis e/ou edema da medula óssea menos exuberante) que seriam identificados pela RM. Assim, os resultados sugerem que um exame negativo por TCDE reduz substancialmente a probabilidade de fratura, mas não a elimina por completo, devendo a decisão clínica integrar a suspeita clínica, o mecanismo de trauma e outros achados imagiológicos.

A estimativa metanalítica de DOR = 143,195, reforça o desempenho global da TCDE, ao integrar simultaneamente sensibilidade e especificidade numa métrica única de capacidade discriminativa, contudo, o intervalo de confiança é muito amplo $IC_{0,95}[66,36; 309,01]$, o que traduz incerteza e variabilidade. A DOR elevada, em conjunto com a AUC da curva SROC de 0,923, indica excelente acuidade diagnóstica. A localização da estimativa sumária próxima do canto superior esquerdo no espaço ROC é compatível com um método com bom equilíbrio global entre deteção de casos positivos e exclusão de casos negativos. No entanto, a interpretação destes resultados deve considerar a heterogeneidade substancial observada, evidenciada pelos valores elevados de τ^2 tanto para sensibilidade como para especificidade, indicando que o desempenho observado varia substancialmente entre contextos. A elipse da região preditiva a 95%, consideravelmente mais ampla do que a região de confiança a 95% sugere que, embora a estimativa combinada seja relativamente precisa, existe variabilidade no

desempenho esperado quando a TCDE é aplicada em diferentes contextos clínicos e técnicos.

Existem vários fatores plausíveis para justificar esta heterogeneidade entre os estudos. Em primeiro lugar, os estudos incluídos apresentam diversidade nas modalidades de TCDE (fonte única, dupla fonte, comutação rápida de tensão e aquisição sequencial), o que pode influenciar a qualidade das imagens virtuais sem cálcio e, conseqüentemente, a capacidade de visualização do edema da medula óssea. Em segundo lugar, verificam-se diferenças nos protocolos de aquisição e reconstrução (parâmetros de energia, algoritmos de pós-processamento, limiares e mapas utilizados), bem como nos critérios de leitura e no nível de experiência dos avaliadores, fatores que podem afetar de forma direta a consistência diagnóstica. Em terceiro lugar, a RM utilizada como referência variou entre 1,5T e 3T, o que pode influenciar a sensibilidade do método de referência para detecção do edema da medula óssea e, indiretamente, a estimativa de desempenho da TCDE por comparação.

Importa sublinhar que a variabilidade técnica e metodológica entre estudos condiciona a interpretação dos resultados e a sua aplicabilidade clínica. Dado que existem diferenças nos parâmetros de aquisição, nas estratégias de reconstrução/pós-processamento e nos critérios de leitura, é essencial que as estimativas de desempenho da TCDE sejam suficientemente robustas para suportar a sua extrapolação para diferentes populações, contextos clínicos e equipamentos.

A correlação de efeitos aleatórios estimada foi $\rho = 0,425$, evidenciando uma associação positiva de magnitude moderada entre as estimativas de sensibilidade e especificidade, o que é compatível com a presença de heterogeneidade entre estudos. Esta variabilidade poderá refletir as diferenças previamente descritas ao nível das modalidades de TCDE, protocolos de aquisição e reconstrução, critérios de interpretação e características das populações avaliadas.

Adicionalmente, o efeito da prevalência também merece reflexão. No plano SROC, observou-se que estudos com prevalências mais elevadas de fratura ($P_d > 0,45$) tendem a apresentar taxas de falsos positivos superiores. Embora a prevalência não altere sensibilidade e especificidade de forma direta em termos

teóricos, pode associar-se a diferenças clínicas e metodológicas (seleção de doentes, espectro de gravidade, critérios de inclusão/exclusão e contexto) que influenciam a interpretação e, conseqüentemente, o padrão de erros. Esta observação sugere que o desempenho da TCDE pode variar em função das características da população estudada, devendo ser interpretado com cautela quando se extrapolam resultados de populações selecionadas para contextos mais generalistas.

Do ponto de vista clínico, os resultados desta metanálise apoiam a TCDE como uma alternativa robusta em cenários de urgência, em que a TC convencional é frequentemente o exame de escolha por disponibilidade e rapidez, mas pode ser limitada na avaliação de sinais indiretos associados a fraturas recentes, como o edema da medula óssea. A TCDE, ao possibilitar reconstruções específicas (como imagens virtuais sem cálcio), aproxima-se funcionalmente do contributo da RM na caracterização de fraturas recentes, mantendo vantagens logísticas de tempo e acessibilidade. Ainda assim, em linha com a taxa de falsos negativos observada (cerca de 1 em cada 10 casos), a TCDE não deve ser entendida como substituto absoluto da RM em todas as situações, sendo particularmente importante considerar RM quando persistir forte suspeita clínica, quando a estabilidade é incerta ou quando a conduta terapêutica depende criticamente da confirmação de fratura recente.

Importa também discutir as limitações do presente trabalho. Em termos metodológicos, apesar da condução segundo PRISMA, a seleção e extração de dados foi realizada de forma independente pela equipa de investigação, o que pode aumentar o risco de viés na triagem e extração. Além disso, os estudos incluídos apresentam heterogeneidade considerável em desenho (maioritariamente retrospectivos), dimensão amostral e número de vértebras avaliadas, com alguns estudos de pequena dimensão que tendem a originar intervalos de confiança amplos e estimativas menos estáveis. Acresce que os parâmetros técnicos e critérios de interpretação nem sempre são reportados de forma uniforme, limitando análises de subgrupos robustas que poderiam esclarecer quais configurações de TCDE e quais estratégias de leitura maximizam o desempenho diagnóstico. Por fim, de acordo com PRISMA-DTA, não foi avaliado viés de publicação, o que pode limitar a interpretação do efeito global.

Como implicações para investigação futura, os resultados evidenciam a necessidade de estudos prospetivos, com amostras mais alargadas, protocolos de TCDE harmonizados e critérios de referência consistentes, permitindo reduzir heterogeneidade e aumentar comparabilidade. Seria particularmente pertinente explorar, em análises estratificadas, o efeito do tipo de tecnologia de TCDE, parâmetros de aquisição e pós-processamento e a influência da experiência dos leitores. Adicionalmente, estudos que estructurem resultados por subsegmentos (torácico inferior vs lombar superior), mecanismo de trauma e padrões de fratura podem contribuir para maior aplicabilidade clínica, considerando a biomecânica específica do segmento toracolombar.

Em síntese, a presente metanálise demonstra que a TCDE apresenta desempenho diagnóstico elevado na deteção de fraturas toracolombares quando comparada com a RM, com excelente acuidade global ($AUC = 0,923$), elevada capacidade confirmatória ($RV+ = 16,29$) e bom potencial de exclusão, ainda que não absoluto ($RV- = 0,114$). Apesar do desempenho global favorável, a heterogeneidade entre estudos é elevada, sugerindo que o desempenho da TCDE depende de fatores técnicos e metodológicos, bem como do contexto clínico e do espectro de doentes. Assim, a TCDE representa uma ferramenta promissora e clinicamente útil, sobretudo em contexto de urgência, devendo a sua integração na prática ser acompanhada por critérios de aplicação claros e considerar a realização de RM em situações selecionadas em que a exclusão diagnóstica deve ser máxima.

7. Conclusão

A presente dissertação teve como objetivo sintetizar e avaliar a evidência científica disponível relativamente ao desempenho diagnóstico da TCDE na avaliação de fraturas da coluna toracolumbar, utilizando a RM como método de referência. O foco incidiu na capacidade da TCDE para detetar sinais associados a fraturas recentes, em particular o edema da medula óssea, cuja identificação é determinante para a interpretação da cronicidade e para a orientação clínica, sobretudo em contexto de urgência e trauma, onde a rapidez, a acessibilidade e a tolerabilidade do exame assumem particular relevância.

Com base na evidência analisada, os resultados indicam que a TCDE apresenta bom desempenho diagnóstico na avaliação de fraturas toracolumbares quando comparada com a RM. As estimativas combinadas de sensibilidade e especificidade demonstram capacidade consistente para identificar fraturas e excluir casos sem fratura, reforçada por indicadores globais de acuidade diagnóstica, incluindo a área sob a curva e o DOR. Estes achados sustentam o potencial da TCDE como recurso relevante na abordagem imagiológica, particularmente quando a RM não é imediatamente exequível por limitações logísticas, clínicas ou de segurança.

A análise crítica dos estudos incluídos evidenciou variabilidade nos desenhos metodológicos, nos contextos clínicos e nas modalidades técnicas de TCDE, indicando que o desempenho diagnóstico da técnica não deve ser entendido como universal. Assim, embora um resultado positivo por TCDE suporte fortemente a presença de fratura, um resultado negativo reduz substancialmente a sua probabilidade, mas não a elimina de forma absoluta em todos os cenários. Deste modo, a TCDE deve ser integrada numa estratégia diagnóstica que considere o contexto clínico e, quando indicado, o recurso complementar à RM, sobretudo em situações em que a decisão terapêutica dependa de elevada certeza diagnóstica.

Em síntese, os resultados desta dissertação indicam que a TCDE apresenta elevado potencial na avaliação de fraturas toracolumbares, demonstrando bom desempenho diagnóstico quando comparada com a RM, e assumindo particular interesse em cenários em que a RM é limitada. Ao mesmo tempo, a variabilidade

entre estudos reforça a necessidade de interpretar os resultados com rigor e contextualização clínica, valorizando a integração da TCDE numa abordagem diagnóstica informada e criteriosa. Assim, mantém-se pertinente a realização de investigação futura orientada para a harmonização de protocolos e clarificação dos fatores que influenciam o seu desempenho.

8. Referências Bibliográficas

- Abu-Omar, A., Murray, N., Ali, I. T., Khosa, F., Barrett, S., Sheikh, A., . . . Scaglione, M. (7 de abril de 2024). Utility of Dual-Energy Computed Tomography in Clinical Conundra. *Diagnostics*, pp. 1-21.
- Agostini, A., Borgheresi, A., Mari, A., Floridi, C., Bruno, F., Carotti, M., . . . Giovagnoni, A. (13 de novembro de 2019). Dual-energy CT: Theoretical principles and clinical applications. *La Radiologia Medica*.
- Ahmad, M. I., Liu, L., Sheikh, A., & Nicolaou, S. (30 de agosto de 2024). Dual-energy CT: Impact of detecting bone marrow oedema in occult trauma in the Emergency. *British Institute of Radiology*, pp. 1 - 10.
- Akisato, K., Nishihara, R., Okazaki, H., Masuda, T., Hironobe, A., Ishizaki, H., . . . Funama, Y. (7 de fevereiro de 2019). Dual-Energy CT of Material Decomposition Analysis for Detection with Bone Marrow Edema in Patients with Vertebral Compression Fractures. *Academic Radiology*, pp. 1 -6.
- Albano, D., Luca, F. D., D'Angelo, T., Booz, C., Midiri, F., Gitto, S., . . . Sconfienza, L. M. (14 de maio de 2024). Dual-energy CT in musculoskeletal imaging: technical considerations and clinical applications. *La radiologia medica*, pp. 1038–1047.
- Anastasio, A. T., Paniagua, A., Diamond, C., Ferlauto, H. R., & Fernandez-Moure, J. S. (18 de janeiro de 2021). Nanomaterial Nitric Oxide Delivery in Traumatic Orthopedic Regenerative Medicine. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, pp. 1 - 22.
- Azevedo, D., & Soler, V. M. (jul_dez de 2017). Fraturas e Imobilizações em Ortotraumatologia. *CuidArt Enfermagem*, pp. 239-247.
- Bäcker, H. C., Wu, C. H., Perka, C., & Panics, G. (7 de maio de 2021). Dual-Energy Computed Tomography in Spine Fractures: A Systematic Review and Meta-Analysis. *International Journal of Spine Surgery*, pp. 525–535.
- Baertl, S., Alt, V., & Rupp, M. (16 de novembro de 2021). Surgical enhancement of fracture healing – operative vs. nonoperative treatment. *Injury*, pp. S12 - S17.
- Baffour, F. I., & Glazebrook, K. N. (2020). Dual-Energy CT of Musculoskeletal Trauma. *Seminars in Roentgenology*, pp. 1-9.

- Bierry, G., Venkatasamy, A., Kremer, S., Dosch, J.-C., & Dietemann, J.-L. (21 de janeiro de 2014). Dual-energy CT in vertebral compression fractures: performance of visual and quantitative analysis for bone marrow edema demonstration with comparison to MRI. *Skeletal Radiology*, pp. 485 - 492.
- Bilge, O., Dundar, Z. D., Atılgan, N., Yaka, H., Kekeç, A. F., Karagüven, D., & Doral, M. N. (fevereiro de 2022). The epidemiology of adult fractures according to the AO/OTA fracture classification. *Ulusal Travma ve Acil Cerrahi Dergisi*, pp. 209-216.
- Borges, A. P., Antunes, C., & Curvo-Semedo, L. (27 de janeiro de 2023). Pros and Cons of Dual-Energy CT Systems: “One Does Not Fit All”. *Tomography*, pp. 195 - 216.
- Bousse, A., Kandarpa, V. S., Rit, S., Perelli, A., Li, M., Wang, G., . . . Wang, G. (fevereiro de 2024). Systematic Review on Learning-based Spectral CT. *IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences*, pp. 1 - 26.
- Card, R. K., Lowe, J. B., Mabrouk, A., & Bokhari, A. A. (2024). *Floating Knee*. Reino Unido: StatPearls Publishing.
- Cavallaro, M., D’Angelo, T., Albrecht, M. H., Yel, I., Martin, S. S., Wichmann, J. L., . . . Booz, C. (2 de julho de 2021). Comprehensive comparison of dual-energy computed tomography and magnetic resonance imaging for the assessment of bone marrow edema and fracture lines in acute vertebral fractures. *European Radiology*, pp. 561–571.
- Cellina, M., Cè, M., Grimaldi, E., Mastellone, G., Fortunati, A., Oliva, G., . . . Carrafiello, G. (27 de janeiro de 2025). The role of dual-energy computed tomography (DECT) in emergency radiology: a visual guide to advanced diagnostics. *Clinical Radiology*, pp. 1 - 17.
- Cheong, S. C., Yan, Y. Y., Sheikh, A., Ouellette, H. A., Munk, P. L., Murray, N., & Mallinson, P. I. (24 de janeiro de 2024). Dual-energy CT applications in musculoskeletal disorders. *The British Institute of Radiology*, pp. 705 - 715.
- Chu, H., & Cole, S. R. (dezembro de 2006). Bivariate meta-analysis of sensitivity and specificity with sparse data: a generalized linear mixed model approach. *Journal of Clinical Epidemiology*, pp. 1331-1332.

- Cohn, M. R., Gianakos, A. L., Grueter, K., Rosen, N., Guang-Ting, C., & Lane, J. M. (setembro de 2018). Update on the Comprehensive Approach to Fragility Fractures. *Journal of Orthopaedic Trauma*, pp. 480-490.
- Coon, M., Denisiuk, M., Woodbury, D., Best, B., & Vaidya, R. (24 de fevereiro de 2022). Closed Fracture Treatment in Adults, When is it Still Relevant? *Spartan Medical Research Journal*, pp. 1 - 10.
- Deeks, J. J., & Altman, D. G. (17 de julho de 2004). Diagnostic tests 4: likelihood ratios. *BMJ*, pp. 168-169.
- Dell'Aversana, S., Ascione, R., Giorgi, M. D., Lucia, D. R., Cuocolo, R., Boccalatte, M., . . . Imbriaco, M. (1 de setembro de 2022). Dual-Energy CT of the Heart: A Review. *Journal of Imaging*, pp. 1 - 14.
- Diekhoff, T., Engelhard, N., Fuchs, M., Pumberger, M., Putzier, M., Mews, J., . . . Hermann, K.-G. A. (15 de junho de 2018). Single-source dual-energy computed tomography for the assessment of bone marrow oedema in vertebral compression fractures: a prospective diagnostic accuracy study. *European Radiology*.
- Diekhoff, T., Hermann, K. G., Pumberger, M., Hamm, B., Putzier, M., & Fuchs, M. (10 de dezembro de 2016). Dual-energy CT virtual non-calcium technique for detection of bone marrow edema in patients with vertebral fractures: A prospective feasibility study on a single- source volume CT scanner. *European Journal of Radiology*, pp. 59–65.
- Eibschutz, L. S., Matcuk, G., Chiu, M. K.-J., Lu, M. Y., & Gholamrezanezhad, A. (29 de março de 2024). Updates on the Applications of Spectral Computed Tomography for Musculoskeletal Imaging. *Diagnostics*, pp. 1-20.
- ElHawary, H., Baradaran, A., Abi-Rafeh, J., Vorstenbosch, J., Xu, L., & Efanov, J. I. (2021). Bone Healing and Inflammation: Principles of Fracture and Repair. *Seminars in Plastic Surgery*, pp. 198–203.
- Engelhard, N., Hermann, K. G., Greese, J., Fuchs, M., Pumberger, M., Putzier, M., & Diekhoff, T. (2 de outubro de 2019). Single-source dual-energy computed tomography for the detection of bone marrow lesions: impact of iterative reconstruction and algorithms. *Skeletal Radiology*.
- Fernández-Pérez, G. C., Fraga Pineiro, C., Onate Miranda, M., Diez Blanco, M., Mato Chain, J., & Collazos Martinez, M. (20 de junho de 2022). Dual-energy

- CT: Technical considerations and clinical applications. *Radiología* 64, pp. 445-455.
- Foti, G., Ascenti, G., Agostini, A., Longo, C., Lombardo, F., Inno, A., . . . Gori, S. (22 de fevereiro de 2024). Dual-Energy CT in Oncologic Imaging. *Tomography*, pp. 299 - 319.
- Foti, G., Beltramello, A., Catania, M., Rigotti, S., Serra, G., & Carbognin, G. (29 de outubro de 2018). Diagnostic accuracy of dual-energy CT and virtual non-calcium techniques to evaluate bone marrow edema in vertebral compression fractures. *La radiologia medica*.
- François, M.-A., Comby, P.-O., Goueslard, K., Lebeaupin, F., Lemogne, B., Ricolfi, F., & Lenfant, M. (28 de novembro de 2024). Diagnostic performance of spectral CT in detecting bone marrow edema for vertebral fracture: A multi-reader study. *European Journal of Radiology*.
- Freeman, S. C., Kerby, C. R., Patel, A., Cooper, N. J., Quinn, T., & Sutton, A. J. (18 de abril de 2019b). Development of an interactive web-based tool to conduct and interrogate meta-analysis of diagnostic test accuracy studies: MetaDTA. *BMC Medical Research Methodology*.
- Freeman, S., Cooper, N., & Sutton, A. (2019a). *MetaDTA User Guide Version 1.0*. Obtido de NIHR – Complex Reviews Support Unit (CRSU): <https://crsu.shinyapps.io/diagprimer/>
- Frellesen, C., Azadegan, M., Martin, S. S., Otani, K., D'Angelo, T., Booz, C., . . . Wichmann, J. L. (23 de janeiro de 2018). Dual-Energy Computed Tomography–Based Display of Bone Marrow Edema in Incidental Vertebral Compression Fractures Diagnostic Accuracy and Characterization in Oncological Patients Undergoing Routine Staging Computed Tomography. *Investigative Radiology*, pp. 1 - 8.
- García-Figueiras, R., Oleaga, L., Broncano, J., Tardáguila, G., Fernández-Pérez, G., Vañó, E., . . . Baleato-González, S. (26 de junho de 2024). What to Expect (and What Not) from Dual-Energy CT Imaging Now and in the Future? *Journal of Imaging*, pp. 1-30.
- Geusens, P., Lems, W. F., Bours, S., & Bergh, J. P. (abril de 2019). Secondary fracture prevention: Drug treatment, fall prevention and nutrition

- requirements. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, pp. 290 - 300.
- Gosangi, B., Mandell, J. C., Weaver, M. J., Uyeda, J. W., Smith, S. E., Sodickson, A. D., & Khurana, B. (maio de 2020). Bone Marrow Edema at Dual- Energy CT: A Game Changer in the Emergency Department. *RadioGraphics*, pp. 859–874.
- Haffner-Luntzer, M., Ragipoglu, D., Ahmad, M., Schoppa, A., Steppe, L., Fischer, V., . . . Ignatius, A. (5 de maio de 2023). Wnt1 Boosts Fracture Healing by Enhancing Bone Formation in the Fracture Callus. *Journal of Bone and Mineral Research*, pp. 749–764.
- Hamid, S., Nasir, M. U., So, A., Andrews, G., Nicolaou, S., & Qamar, S. R. (22 de novembro de 2020). Clinical Applications of Dual-Energy CT. *Korean Journal of Radiology*, pp. 970-982.
- Jekel, J. F., Katz, D. L., & Elmore, J. G. (2005). *Epidemiologia, Bioestatística e Medicina Preventiva 2ª Ed.* Porto Alegre: Artmed Editora.
- Jeong, S.-Y., Jeon, S.-J., Seol, M., Ahn, T.-H., & Juhng, S. K. (13 de abril de 2020). Diagnostic performance of dual-energy computed tomography for detection of acute spinal fractures. *Skeletal Radiology*.
- Jung, H. (15 de março de 2021). Basic Physical Principles and Clinical Applications of Computed Tomography. *Progress in Medical Physics*, pp. 1 - 17.
- Karaca, L., Yuceler, Z., Kantarci, M., Çakir, M., Sade, R., Calikoglu, C., . . . Bayrakturan, U. G. (3 de novembro de 2015). The feasibility of dual-energy CT in differentiation of vertebral compression fractures. *British Institute of Radiology*, pp. 1 - 6.
- Kaup, M., Wichmann, J. L., Scholtz, J.-E., Beeres, M., Kromen, W., Albrecht, M. H., . . . Bauer, R. W. (19 de dezembro de 2016). Dual-energy cT–based Display of Bone Marrow edema in Osteoporotic Vertebral compression Fractures: Impact on Diagnostic Accuracy of Radiologists with Varying Levels of Experience in Correlation to MR Imaging. *Radiology*, pp. 1 - 10.
- Kim, J.-E., Yoo, H. J., Chae, H.-D., Choi, J.-Y., Hong, S. H., Kang, J. H., & Yeoh, H. (5 de abril de 2021). Dual-Layer Detector CT With Virtual Noncalcium Imaging: Diagnostic Performance in Patients With Suspected Wrist Fractures. *American Roentgen Ray Society*, pp. 1003-1013.

- Leng, S., Bruesewitz, M., Tao, S., Rajendran, K., Halaweish, A. F., Campeau, N. G., . . . McCollough, C. H. (maio-junho de 2019). Photon-counting Detector CT: System Design and Clinical Applications of an Emerging Technology. *RadioGraphics*, pp. 729–743.
- Lennartz, S., Zopfs, D., & Hokamp, N. G. (4 de janeiro de 2024). Dual-energy CT revisited: a focused review of clinical use cases. *Fortschr Röntgenstr*, pp. 794–806.
- Mahmoud, F., Naserpour, M., Farzanegan, Z., & Davudian Talab, A. (15 de janeiro de 2019). Evaluation of radiographers' and CT technologists' knowledge regarding CT exposure parameters. *The Journal of Polish Society of Medical Physics*, pp. 43-50.
- McCollough, C. H., & Rajiah, P. S. (outubro de 2023). Milestones in CT: Past, Present, and Future. *Radiology*, pp. 1 - 49.
- Na, D., Hong, S.-J., Yoon, M. A., Ahn, K.-S., Kang, C. H., Kim, B. H., & Jang, Y. (16 de junho de 2016). Spinal Bone Bruise: Can Computed Tomography (CT) Enable Accurate Diagnosis? *Academic Radiology*, pp. 1 - 8.
- Najjar, E., Meshneb, M., Isapure, A., Komaitis, S., Hassanin, M. A., Rampersad, R., . . . Quraishi, N. A. (26 de junho de 2024). Thoracolumbar Fractures: Comparing the Effect of Minimally Invasive Versus Open Schanz Screw Techniques on Sagittal Alignment. *Cureus*, pp. 2-10.
- Neuhaus, V., Lennartz, S., Abdullayev, N., Hokamp, N. G., Shapira, N., Kafri, G., . . . Borggrefe, J. (12 de junho de 2018). Bone marrow edema in traumatic vertebral compression fractures: Diagnostic accuracy of dual-layer detector CT using calcium suppressed images. *European Journal of Radiology*, pp. 216 - 220.
- Odedra, D., Narayanasamy, S., Sabongui, S., Priya, S., Krishna, S., & Sheikh, A. (24 de fevereiro de 2022). Dual Energy CT Physics—A Primer for the Emergency Radiologist. *Frontiers in Radiology*, pp. 1-5.
- Pan, J., Yan, L., Gao, H., He, Y., Zhong, Z., Li, P., . . . Zhang, K. (18 de fevereiro de 2020). Fast kilovoltage (KV)-switching dual-energy computed tomography hydroxyapatite (HAP)-water decomposition technique for identifying bone marrow edema in vertebral compression fractures. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*, pp. 604-611.

- Parvin, S., & Rahman, A. (12 de julho de 2024). A real-time human bone fracture detection and classification from multi-modal images using deep learning technique. *Applied Intelligence*, pp. 9269–9285.
- Patel, A., Cooper, N., Freeman, S., & Sutton, A. (18 de julho de 2020). Graphical enhancements to summary receiver operating characteristic plots to facilitate the analysis and reporting of meta-analysis of diagnostic test accuracy data. *Research Synthesis Methods*, pp. 34-44.
- Pestana, M. H., & Gageiro, J. N. (2005). *Análise de Dados para Ciências Sociais – A complementaridade do SPSS*. Lisboa: Edições Sílabo.
- Petritsch, B., Kosmala, A., Weng, A. M., Krauss, B., Heidemeier, A., Wagner, R., . . . Bley, T. A. (4 de janeiro de 2017). Vertebral compression Fractures: Third-Generation Dual-Energy CT for Detection of Bone Marrow Edema at Visual and Quantitative Analyses. *Radiology*, pp. 1 - 8.
- Pinheiro, J. P. (2024). TC de Dupla Energia: Uma Nova Ferramenta para a Radiologia na Região do Algarve. *ROENTGEN - Vol. 5, Nº1*, 35-46.
- Ramiro, P. C. (2022). Reabilitação do doente com fratura do colo do fémur após alta hospitalar - Importância dos cuidados de reabilitação domiciliários. 1 - 148. Évora, Évora, Portugal.
- Reitsma, J. B., Glas, A. S., Rutjes, A. W., Scholten, R. J., Bossuyt, P. M., & Zwinderman, A. H. (outubro de 2005). Bivariate analysis of sensitivity and specificity produces informative summary measures in diagnostic reviews. *Journal of Clinical Epidemiology*, pp. 982-990.
- Santos, C. (2007). *Manual de Auto-aprendizagem - Estatística Descritiva*. Lisboa: Edições Sílabo.
- Santos, J. P. (setembro de 2023). Estudo de Viabilidade da Obtenção de Imagens de Transmissão de Dupla Energia com o Uso de Emissores Gama. Coimbra, Coimbra, Portugal.
- Schnake, K. J., Schroeder, G. D., Vaccaro, A. R., & Oner, C. (setembro de 2017). AOSpine Classification Systems (Subaxial, Thoracolumbar). *Journal of Orthopaedic Trauma*, pp. S14–S23.
- Schwaiger, B. J., Gersing, A. S., Hammel, J., Mei, K., Kopp, F. K., Kirschke, J. S., . . . Noël, P. B. (25 de maio de 2018). Three-material decomposition with dual-

- layer spectral CT compared to MRI for the detection of bone marrow edema in patients with acute vertebral fractures. *Skeletal Radiology*, pp. 1533–1540.
- Seeley, R. R., Stephens, T. D., & Tate, P. (2011). *Anatomia & Fisiologia (8ª edição)*. Lusociência.
- Sheen, J. R., Mabrouk, A., & Garla, V. V. (2023). *Fracture Healing Overview*. Reino Unido: StatPearls Publishing.
- Sherbaf, F. G., Sair, H. I., Shakoor, D., Fritz, J., Schwaiger, B. J., Johnson, M. H., & Demehri, S. (1 de julho de 2021). DECT in Detection of Vertebral Fracture—associated Bone Marrow Edema: A Systematic Review and Meta-Analysis with Emphasis on Technical and Imaging Interpretation Parameters. *Radiology*, pp. 110–119.
- Si-Mohamed, S. A., Miaillhes, J., Rodesch, P.-A., Boccalini, S., Lacombe, H., Leitman, V., . . . Douek, P. (9 de dezembro de 2021). Spectral Photon-Counting CT Technology in Chest Imaging. *Journal of Clinical Medicine*, pp. 1 - 18.
- Singla, N., Joshi, M., Amerasekera, S., & Choudhary, S. (8 de abril de 2024). Applications of dual-energy CT in acute musculoskeletal and trauma imaging—a review. *Skeletal Radiology*, pp. 2333–2345.
- So, A., & Nicolaou, S. (13 de abril de 2020). Spectral Computed Tomography: Fundamental Principles and Recent Developments. *Korean Journal of Radiology*, pp. 86-96.
- Sodickson, A. D., Keraliya, A., Czakowski, B., Primak, A., Wortman, J., & Uyeda, J. W. (01 de junho de 2020). Dual energy CT in clinical routine: how it works and how it adds value. *Emergency Radiology*, pp. 1 - 15.
- Sousa, M. R., & Ribeiro, A. L. (março de 2009). Revisão sistemática e meta-análise de estudos de diagnóstico e prognóstico: um tutorial. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*.
- Stanski, M., Michałowska, I., Lemanowicz, A., Karmelita-Katuliska, K., Ratajczak, P., Sławinska, A., & Serafin, Z. (11 de junho de 2024). Dual-Energy and Photon-Counting Computed Tomography in Vascular Applications—Technical Background and Post-Processing Techniques. *Diagnostics*, pp. 1-15.

- Tatsugami, F., Higaki, T., Nakamura, Y., Honda, Y., & Awai, K. (04 de janeiro de 2022). Dual-energy CT: minimal essentials for radiologists. *Japanese Journal of Radiology*, pp. 547–559.
- University of North Dakota (UND). (25 de junho de 2025). *Statistics – explanations and formulas: Likelihood Ratios*. Obtido de University of North Dakota Libraries: <https://libguides.und.edu/c.php?g=1333878&p=10080542>
- Varacallo, M. A., Seaman, T. J., Jandu, J. S., & Pizzutillo, P. (2023). *Osteopenia*. Reino Unido: StatPearls Publishing.
- Vicente, B. I. (2022). *Análise de Práticas e Procedimentos em Tomografia Computorizada: um Contributo para a Melhoria da Qualidade e Segurança do Paciente em Serviços de Imagiologia do Algarve*. Lisboa, Portugal.
- Vlahos, I., Jacobsen, M. C., Godoy, M. C., Stefanidis, K., & Layman, R. R. (2021). Dual-Energy CT in Pulmonary Vascular Disease. *British Journal of Radiology*, 1-13.
- Waddell, W. H., Gupta, R., & Stephens II, B. F. (21 de julho de 2021). Thoracolumbar Spine Trauma. *Journal of Orthopedic Clinics of North America*, pp. 481 - 489.
- Walter, S. D. (maio de 2002). Properties of the summary receiver operating characteristic (SROC) curve for diagnostic test data. *Statistics in Medicine*, pp. 1237-1256.
- Wang, Y., Chen, Y., Zheng, H., Huang, X., Shan, C., & Bao, Y. (30 de setembro de 2019). Detection of different degree traumatic vertebral bone marrow oedema by virtual non-calcium technique of dual-source dual-energy CT. *Clinical Radiology*, pp. 1 - 9.
- Waxenbaum, J. A., Reddy, V., & Futterman, B. (1 de agosto de 2023). *Anatomy, Back, Thoracic Vertebrae*. StatPearls Publishing LLC.
- Wendt, K., Nau, C., Jug, M., Pape, H. C., Kdolsky, R., Thomas, S., . . . Komadina, R. (janeiro de 2023). ESTES recommendation on thoracolumbar spine fractures. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*, pp. 1261–1275.
- Whitney, E., & Alastra, A. J. (2023). *Vertebral Fracture*. Reino Unido: StatPearls Publishing.

- Yan, L., Zhong, Z., Gao, H., He, Y., Li, P., Shen, H., . . . Zhang, K. (3 de junho de 2021). Fast kilovoltage (KV)-switching dual-energy CT virtual noncalcium technique using different reconstruction kernels for identifying acute and chronic vertebral compression fractures. *Archives of Osteoporosis*, pp. 1 - 9.
- Yang, P., Wu, G., & Chang, X. (20 de dezembro de 2017). Diagnostic accuracy of dual-energy computed tomography in bone marrow edema with vertebral compression fractures: A meta-analysis. *European Journal of Radiology*.
- Zhou, X.-H., Obuchowski, N. A., & McClish, D. K. (2002). *Statistical Methods in Diagnostic Medicine*. EUA: A John Wiley & Sons, Inc., Publication.