

TC de Dupla Energia: Uma Nova Ferramenta para a Radiologia na Região do Algarve

Dual-Energy CT: A New Tool for Radiology in the Algarve Region

João Pedro Alexandre Pinheiro ¹

¹ Técnico de Radiologia – Centro Hospitalar e Universitário do Algarve, Professor Ajunto Convidado Escola Superior de Saúde da Universidade do Algarve, Mestre em Segurança do Doente, Ramo de Saúde Pública- Universidade Nova de Lisboa, Doutorado em Ciências do Desporto – Ramo de Saúde – Universidade de Coimbra, Pós Graduado em Tórax e Intervenção – Universidade Nova de Lisboa. <https://orcid.org/0000-0001-7019-8313>

Resumo

Numa região com um dos parques mais antigos do país em termos de tecnologias da saúde, os profissionais de imagiologia devem ser formados sobre os potenciais benefícios clínicos da Tomografia Computorizada de Dupla Energia (TCDE) em relação à Tomografia Computorizada de Energia Única (TCEU). Para atingir este objetivo, o princípio básico, os métodos atuais de aquisição com vantagens e desvantagens e vários métodos de imagem específicos para materiais, como aplicações clínicas da TC de dupla energia, devem ser abordados detalhadamente. Numa região gravemente carente de resposta imagiológica aos seus pacientes, a implementação de um novo tomógrafo de dupla energia no Centro Hospitalar Universitário do Algarve (CHUA), traz novas possibilidades, mas também novos desafios para os profissionais de imagiologia. Portanto, nesta revisão, focamo-nos nos exames realizados, nas possibilidades e vantagens da TCDE e nas opções de pós-processamento, e nos potenciais benefícios clínicos, principalmente para melhorar a compreensão dos profissionais e, assim, expandir o uso clínico da tomografia computadorizada de dupla energia. Os métodos atuais de aquisição de TCDE incluem tubos duplos com ou sem filtragem de feixe, comutação rápida de tensão, detector de camada dupla, técnica de filtro dividido e varredura sequencial. Os métodos de imagem específicos para materiais de dupla energia incluem imagens virtuais monoenergéticas ou monocromáticas, mapa de número atómico efetivo, imagens virtuais sem contraste, imagens virtuais sem cálcio, mapa de iodo, mapa de xénon inalado, imagens de ácido úrico, remoção automática de osso e análise de vasos pulmonares.

Palavras-chave: TC de dupla energia; TC Espectral; Imagem monoenergética virtual; Número atómico efetivo; Decomposição material; Detetor de contagem de fótons.

Abstract

In a region with some of the oldest radiology equipment in the country, imaging professionals should be made aware of the potential clinical benefits of dual-energy Computerized Tomography (DECT) over single-energy CT (SECT). To accomplish this aim, the basic principle, current acquisition methods with advantages and disadvantages, and various material-specific imaging methods as clinical applications of dual-energy CT should be addressed in detail. In a region seriously lacking in an imaging response to its patients, the implementation of a new DECT in the University Hospital of the Algarve brings new possibilities but also new challenges for imaging professionals.

Therefore, in this review, we focus on exams performed, the possibilities and advantages of dual-energy CT imaging scanning and post-processing options, and potential clinical benefits mainly to improve the understanding radiographers and thus, expand the clinical use of dual-energy CT.

Current dual-energy CT acquisition methods include dual tubes with or without beam filtration, rapid voltage switching, dual-layer detector, split filter technique, and sequential scanning. Dual-energy material-specific imaging methods include virtual monoenergetic or monochromatic imaging, effective atomic number map, virtual non-contrast or unenhanced imaging, virtual non-calcium imaging, iodine map, inhaled xenon map, uric acid imaging, automatic bone removal, and lung vessels analysis.

Keywords: Dual-energy CT; CT imaging techniques; Spectral CT; Virtual monoenergetic imaging; Effective atomic number; Material decomposition; Photon-counting detector.

Introdução

A TC é uma modalidade de diagnóstico por imagem transversal, de alta resolução e tridimensional que geralmente usa raios-X policromáticos de energia única. A sua utilidade clínica recentemente aumentada é atribuída principalmente ao aumento significativo da velocidade de varredura como um efeito sinérgico do aumento da velocidade de rotação da gantry e do aumento da cobertura do detetor longitudinal, bem como ao desenvolvimento de várias técnicas de redução da radiação para uma relação risco-benefício favorável ao paciente (1). Em oposição, a TC tem uma limitação inerente na diferenciação dos tecidos moles pois o valor do pixel ou número de TC depende inteiramente do coeficiente de atenuação linear (μ) que tem uma sobreposição considerável entre diferentes materiais corporais. O coeficiente de atenuação linear é o resultado de duas interações físicas entre fótons de raios-X, ou seja, a soma da absorção fotoelétrica que é predominante de baixa energia e a dispersão de Compton que é predominante de alta energia. A dispersão de Compton depende fortemente da densidade de elétrons do material. O efeito fotoelétrico é proporcional ao cubo do número atômico (Z) e inversamente proporcional ao cubo da energia do fóton incidente (E). Apenas alguns átomos pesados, como cálcio, iodo, bário e xénon, com forte efeito fotoelétrico podem ser facilmente diferenciados de outros tecidos corporais com efeito fotoelétrico igualmente fraco. A este respeito, a TCDE, introduzida como um sistema de TC de dupla fonte de primeira geração em 2006, pode melhorar a diferenciação do material usando dois espectros de energia de raios X diferentes (2). O conceito de TC de dupla energia foi inicialmente descrito em 1973 (3) e ressurgiu no campo da radiologia clínica com os recentes desenvolvimentos técnicos na TC (**tabela 1**). As variedades técnicas e aplicações clínicas da TC de dupla energia estão em contínua expansão (4). Além disso, a TCDE com recurso a tecnologia de detetor de contagem de fótons está a lançar um novo interesse nesta modalidade de imagem (5) (**figura 1**). Esta revisão é direcionada para a aquisição e processamento de exames com TCDE e para as novas técnicas e aplicações que como Técnicos Superiores de Diagnóstico e Terapêutica necessitamos de adquirir *know-how* num campo em evolução constante

Tabela 1: Métodos atuais de aquisição de TC de dupla energia com especificação técnica

Método de Aquisição	Fonte de raios-X	Detetor	Rotação da Gantry (s)	Eixo Z* (cm)	FOV (cm)
Tubos duplos com ou sem filtração por feixe	Dois tubos de raios X com ou sem filtro de estanho e com pares de tensão de tubo selecionados independentemente	Detetor com dois conjuntos integrantes de energia	0.33, 0.28, 0.25*	1.9, 3.8, 4.8*	26, 33, 35.5*
Comutação rápida de tensão com tubo único	Um tubo de raios X com tensão de tubo de mudança rápida entre 80 e 140 kVp	Detetor com um conjunto integrante de energia	0,5	4,0	50
Detetor de camada dupla com tubo único	Um tubo de raios X com 120 kVp	Um detetector com um conjunto de resolução de energia de dupla camada	0,27	4,0	50
Tubo único com filtro dividido	Um tubo de raios-X com filtro de ouro/estanho dividido e com 120 kVp	Detetor com um conjunto integrante de energia	0,28	3,8	50
Tubo único com varredura dupla sequencial	Um tubo de raios-X; primeiro em kV baixo, segundo em kV alto	Detetor com um conjunto integrante de energia	0.27–0.28	4.0–16.0	50

Eixo Z: Eixo Longitudinal de aquisição da mesa; FOV: *Field of View*; s: segundos; cm: centímetros; kVp: quilovolt pico.

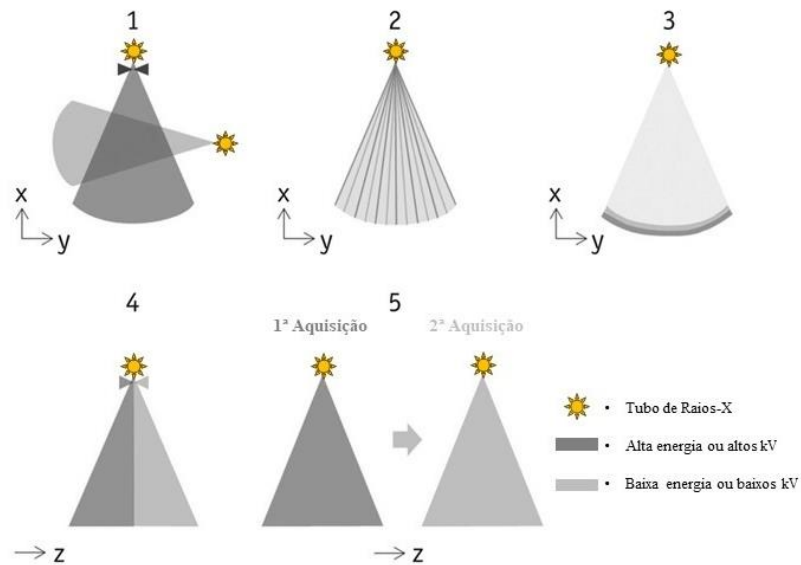


Figura 1: Ilustração de cinco métodos diferentes de aquisição de dados de TC de dupla energia. 1 = tubo duplo de raios-X com ou sem filtração por feixe, 2 = comutação rápida de tensão com tubo único, 3 = detetor de camada dupla com tubo único, 4 = tubo único com filtro dividido, 5 = tubo único com varredura dupla sequencial. (kV - quilovolts; TC – Tomografia Computorizada) Fonte: o próprio

Ampola dupla com ou sem filtração de feixe

Este método requer um sistema de TC de dupla fonte no qual cada tubo de raios-X produz diferentes espectros de energia de raios-X. A vantagem mais marcante deste método é que a tensão do tubo, a corrente do tubo e o filtro são ajustáveis para maximizar o contraste espectral de dupla energia e a eficiência da dose de radiação com base no tamanho do corpo dos pacientes e na finalidade diagnóstica (4). Diferentes combinações de tensões de tubo com ou sem filtro de estanho estão disponíveis para a primeira (80 kVp/140 kVp), segunda (80 kVp/140 Sn kVp, 100 kVp/140 Sn kVp) e terceira (70 kVp/150 Sn kVp, 80 kVp/150 Sn kVp, 90 kVp/150 Sn kVp, 100 kVp/150 Sn kVp), com aumentos graduais na magnitude da separação espectral de dupla energia da primeira para a terceira geração. Entre estes, a combinação de 70 kVp e 150 kVp com um filtro de estanho disponível no sistema de TC de dupla fonte de terceira geração fornece atualmente o mais alto contraste espectral de dupla energia e parece ser particularmente útil na avaliação de pequenas partes do corpo, como todo o corpo de crianças e as extremidades de adultos e crianças (3). No entanto, a radiação de dispersão cruzada inevitavelmente degrada a qualidade da imagem de TCDE devido à geometria ortogonal única entre os dois pares de detetores de tubo. Além disso, o efeito adverso pode não ser completamente eliminado, apesar do uso de uma pequena porção de elementos detetores para medir e corrigir a radiação de dispersão cruzada. O deslocamento angular (aproximadamente 90° para a primeira geração e 95° para a segunda e terceira gerações) entre os dois tubos resulta em uma pequena diferença temporal que pode ser reconhecida como artefactos de movimento dentro e em redor de estruturas em movimento rápido, como o coração. O processamento de dupla energia no domínio da projeção é difícil de realizar devido à diferença temporal entre os dois conjuntos de dados de projeção; portanto, um algoritmo baseado em imagem é necessário para a reconstrução de imagem de dupla energia. Devido ao detetor menor, o campo de visão (FOV) da TCDE é limitado a 26, 33 ou 35 cm, dependendo da geração do sistema. No entanto, o órgão-alvo ou estrutura está geralmente dentro do FOV de dupla energia, e a anatomia fora do FOV de dupla energia pode ser avaliada pois a maioria dos dados estão disponíveis para reconstrução (5).

Comutação rápida de tensão com tubo único

Neste método, a tensão do tubo é rapidamente alternada entre 80 e 140 kVp, e os dois conjuntos de dados de projeção são recolhidos separadamente para uso subsequente num algoritmo de reconstrução de energia dupla baseado. Os tempos de subida e descida necessários para a modulação de tensão limitam a qualidade dos dois dados de projeção específicos para a tensão; e uma velocidade de rotação reduzida da *gantry* (0,5 segundo ou mais) é necessária. A rotação mais lenta pode introduzir artefactos de movimento consideráveis que anulam o pequeno deslocamento temporal (0,5 ms) entre os dois espectros de energia de raios-X (6). A diferença na saída de fótons entre altas e baixas tensões é outro problema crítico deste método, levando à alta exposição à radiação para compensar a qualidade de imagem degradada. Recentemente, este problema foi resolvido aumentando a relação de tempo de exposição de baixa tensão de 50 para 65%, mas a razão de tempo de permanência (65:35) não pode ser aumentada sem aumentar o descompasso angular entre as duas projeções de energia. Além disso, o número reduzido de projeções para cada espectro de energia pode comprometer a qualidade geral da imagem. Outras desvantagens incluem um contraste espectral de dupla energia limitado e a indisponibilidade de modulação da corrente do tubo para redução da dose de radiação. Apenas imagens de 140 kVp com alto ruído disponíveis diagnóstico imediatamente após a varredura de dupla energia que requer reconstrução adicional de imagens monoenergéticas virtuais, por exemplo, imagens de 70 keV; isto resulta numa melhor qualidade de imagem para diagnóstico por imagem, apesar da pequena limitação prática no fluxo de trabalho (7) (**figura 2**).

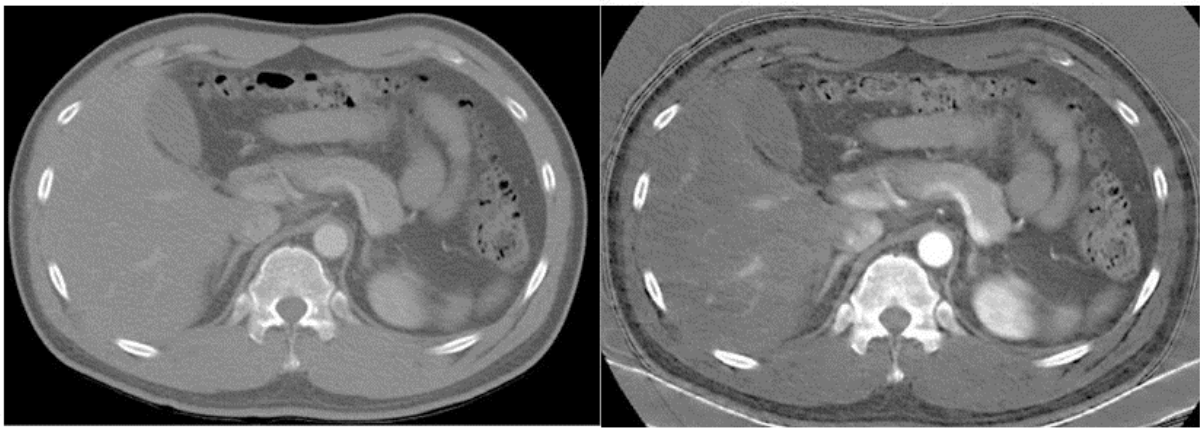


Figura 2: Imagens de TC abdominais axiais com contraste com recurso a comutação rápida de tensão com tubo único. Esquerda: A imagem gerada imediatamente a aquisição de dupla energia mostra um grau considerável de ruído na imagem. Direita: Após processamento demonstra uma melhor relação entre contraste e ruído. Fonte: Philips Healthcare com permissão creative commons, para uso não comercial.

Tubo único com filtro dividido

Neste método, um filtro dividido é aplicado a um único tubo de raios-X a 120 kVp para obter dois espectros de energia de raios X separados, mas sobrepostos (o chamado feixe duplo), limitando o contraste espectral de dupla energia a níveis mais baixos do que os alcançados por uma combinação de 80 e 140 kVp. O filtro dividido consiste num filtro de ouro de 0,05 mm de espessura para diminuir a energia de fótons de raios-X e um filtro de estanho de 0,6 mm de espessura para aumentar a energia de fótons de raios-X (5). Em comparação com o método sequencial de aquisição de dados duplos, este método permite a avaliação de energia dupla de estruturas melhoradas ou em movimento, minimizando a diferença temporal entre os dois espectros de energia de raios-X equivalente ao tempo de rotação da *gantry*. O *pitch* é limitado a 0,5 para manter o volume de imagem sem lacunas. A dose de radiação é quase neutra para TC de energia única; no entanto, uma maior saída de raios-X é necessária porque a pré-filtração absorve aproximadamente dois terços da radiação (6).

Tubo único com varredura dupla sequencial

Neste método, os dados de TCDE com varredura espiral ou sequencial são adquiridos simplesmente duas vezes sequencialmente com duas tensões de tubo diferentes, geralmente 80 e 140 kVp. Não é necessário hardware de TC sofisticado, o que pode ser considerado um mérito (5). No entanto, o método é muito limitado pela maior diferença temporal entre os dois espectros de energia de raios-X, impedindo muitas avaliações de dupla energia envolvidas no realce de contraste e partes móveis do corpo. Como resultado, a sua aplicação clínica é restrita a estudos não aprimorados, como diferenciação de cálculos renais, gota e redução de artefatos metálicos em implantes metálicos. Este método utiliza um algoritmo de reconstrução de energia dupla baseado em imagem; e técnicas de redução de radiação, como a modulação da corrente do tubo (7).

Detetor de camada dupla com tubo único

Neste método, que é o recentemente implementado no departamento de imagiologia do CHUA, a TCDE usa um detetor de camada dupla para aquisição de dados de dupla energia. Os fótons policromáticos de raios-X são gerados por uma única ampola; assim, a varredura de energia dupla é realizada com uma única tensão fixa, geralmente 120 kVp, ao contrário de outros métodos que usam duas tensões de tubo diferentes. A camada fina interna é constituída por um cintilador à base de ítrio, que absorve fótons de baixa energia, enquanto a camada externa, mais espessa, é constituída por um material composto ($Gd_2O_2S_2$ (GOS)), que absorve fótons de alta energia. A diferença temporal entre os dados de energia dupla é quase insignificante. O algoritmo baseado em projeção usado neste método tem uma vantagem potencial sobre o algoritmo baseado em imagem, particularmente na correção de endurecimento de feixe em detrimento de um nível de ruído mais alto para imagens de decomposição de material. O método baseado em projeção geralmente envolve um processo de calibração difícil, um problema de dispersão e uma computação intensa, em comparação com a abordagem baseada em imagem (6;7), no entanto há que salientar que em relação ao fluxo de trabalho este processamento pode ser realizado retrospectivamente, mas às custas de um tempo de reconstrução de dupla energia relativamente longo. A varredura de energia dupla pode ser realizada com velocidade de rotação total de 0,27 segundos e um FOV total de 50 cm. No entanto, o contraste espectral de dupla energia é menor do que o de tubos duplos com filtração por feixe porque os perfis de sensibilidade dos materiais cintiladores entre as duas camadas estão consideravelmente sobrepostos. As desvantagens relacionadas com a conceção complexa do detetor incluem ainda uma menor sensibilidade aos fótons óticos (fótons com uma energia mais elevada) e uma alteração cruzada dos fótons entre as duas camadas do detetor (*cross-talk*) (8).

O uso de Aplicações para Dupla-Energia

As aplicações de TC de dupla energia podem ser divididas, em grande parte, na exploração de informações não específicas de materiais e informações dependentes de energia específicas de materiais. Ambas as avaliações podem ser qualitativas ou quantitativas. O primeiro inclui imagens monoenergéticas virtuais, mapa atômico efetivo e mapa de densidade de eletrões e o último inclui a desconstrução de material, marcação e realce de material.

Imagem Virtual Monoenergética ou Monocromática

A fusão de dados de TC de dupla energia é uma abordagem simples para gerar imagens para diagnóstico. As imagens monoenergéticas virtuais são sintetizadas através da decomposição de dois materiais de base, reconstruindo o mapa de densidade óssea e de água no domínio da projeção, e combinando os mapas de densidade de massa linearmente em cada energia; ou gerado simplesmente pela combinação das imagens de kVp baixa e alta linearmente no domínio da imagem (8). Anteriormente, o ruído mais alto em imagens com keV mais baixos dificultava o uso de imagens monoenergéticas virtuais para exames de TC com contraste (9). Por outro lado, uma relação iodo-ruído comparável ou superior pode ser alcançada nas técnicas de imagem monoenergéticas virtuais recentemente introduzidas com redução de ruído no domínio da energia, em comparação com exames de varredura de energia única com kVp ideal e técnicas linearmente misturadas (10).

A técnica de redução de ruído no domínio da energia reduz o ruído da imagem explorando a redundância de informação entre imagens de baixa e alta energia com os mesmos detalhes anatómicos (11). Os benefícios da técnica de redução de ruído no domínio da energia incluem resolução espacial preservada e efeito sinérgico com a técnica de redução de ruído no domínio espacial, ou seja, reconstrução iterativa (12).

O aumento da relação contraste-ruído iodo de imagens monoenergéticas virtuais de baixo keV otimizadas para ruído é útil para reduzir a quantidade de contraste iodado intravenoso, melhorar estudos de TC com realce subótimo ou aumentar a visibilidade de pequenos vasos (12;13). No entanto, artefactos de endurecimento do feixe em regiões espessas do corpo,

como o ombro e pelve, ainda são pronunciados em imagens de baixo keV otimizadas para o ruído (**figura 3**), ou seja, é difícil compensar para artefactos de endurecimento do feixe com imagens de keV altas.

Em casos de TC cerebral sem contraste, a qualidade da imagem pode ser maximizada em imagens de 65–75 keV, em comparação com imagens de 120 kV de energia única (13). Os materiais podem ser qualitativa e graficamente diferenciados pela curva de atenuação espectral em função da energia (**figura 4**) (14).

Os artefactos metálicos podem ser reduzidos em imagens de keV altos (95–150 keV) às custas da perda de realce de iodo (Fig. 6) (9;10); enquanto o algoritmo iterativo de redução de artefactos metálicos oferece uma maior redução de artefactos metálicos mantendo o realce com contraste de iodo relativamente preservado, no entanto pode-se usar uma combinação dos dois métodos para um benefício incremental em comparação com ambos os métodos individuais (15).

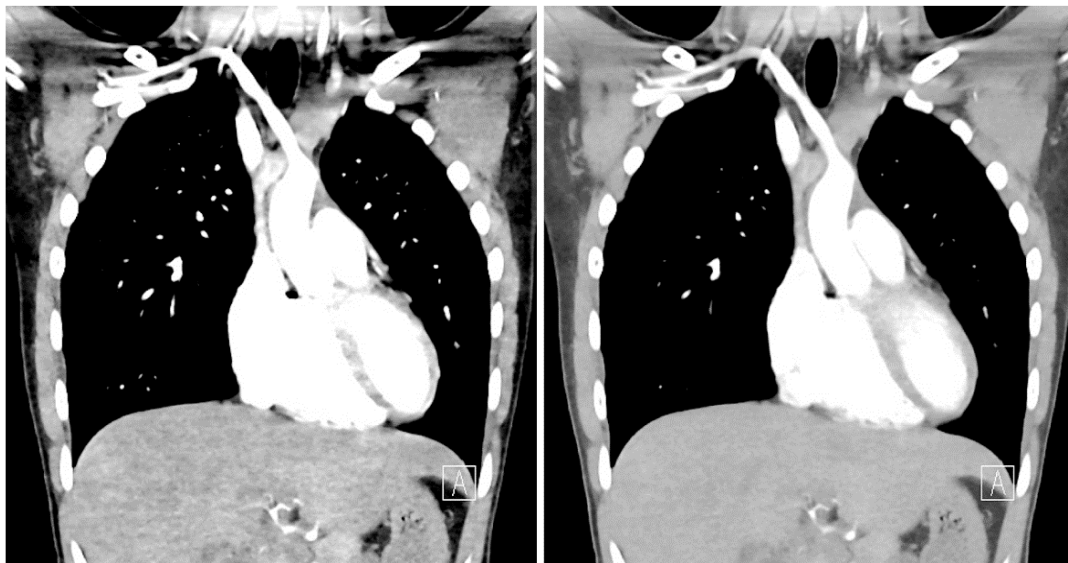


Figura 3: Imagem de TC monoenergética de dupla energia otimizada para ruído coronal do tórax. Artefatos evidentes de endurecimento do feixe no ápice torácico e ombro na imagem de 40 keV (Esquerda) são reduzidos em imagens de 60 keV (Direita). Como o contraste iodado é progressivamente reduzido em imagens de keV mais altas, a qualidade de imagem geral pode ser alcançada em redor de 60 keV, dependendo do tamanho dos pacientes, bem como da região corporal. Fonte: Philips Healthcare com permissão *creative commons*, para uso não comercial.

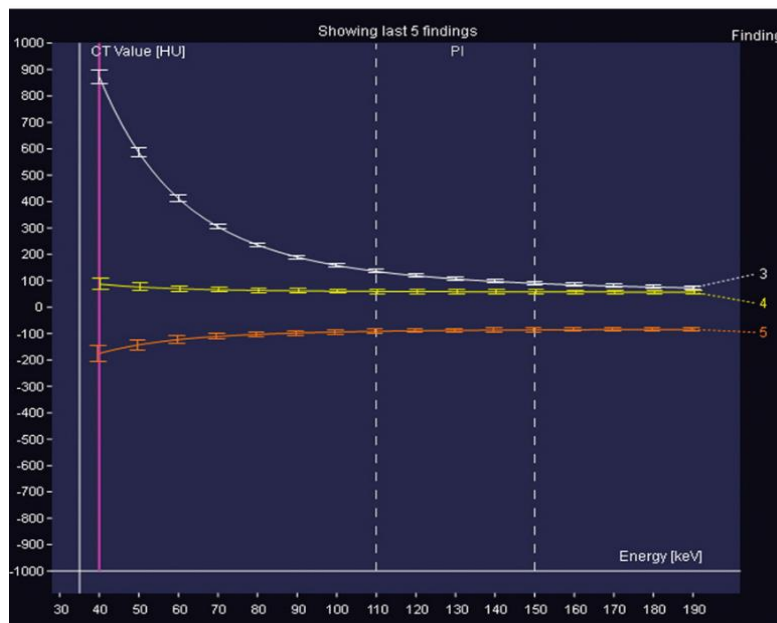


Figura 4: Gráfico a ilustrar as mudanças no valor de TC em três regiões de interesse em função da energia. O contraste iodado na corrente sanguínea (linha branca) apresenta valores mais elevados (keV), enquanto a gordura (linha laranja) mostra valores de TC mais baixos (keV). O tecido muscular (linha amarela) mostra valores quase constantes na faixa de 40-190 keV. Fonte: Philips Healthcare com permissão creative commons, para uso não comercial.

Mapa do Número Atômico Efetivo (Z_{eff}) e Mapa da Densidade de Eletrões (ρ_e)

O número atômico efetivo (Z_{eff}) e a densidade eletrônica (ρ_e) podem ser calculados a partir de dados de TC de dupla energia com pequenos erros de 1,7 e 4,1%, respectivamente (15;16). O mapa de números atômicos efetivos é uma abordagem quantitativa na diferenciação de materiais através da análise de mudanças de atenuação em função da energia. O número de TC de água é zero, independentemente da energia de raios-X e, da mesma forma, Z_{eff} de água é de aproximadamente 7,4–7,5. De interesse, os defeitos de perfusão pulmonar causados por embolia pulmonar podem ser distinguidos do pulmão normalmente perfundido mais claramente no mapa de números atômicos efetivos do que no mapa de iodo (figura. 5).

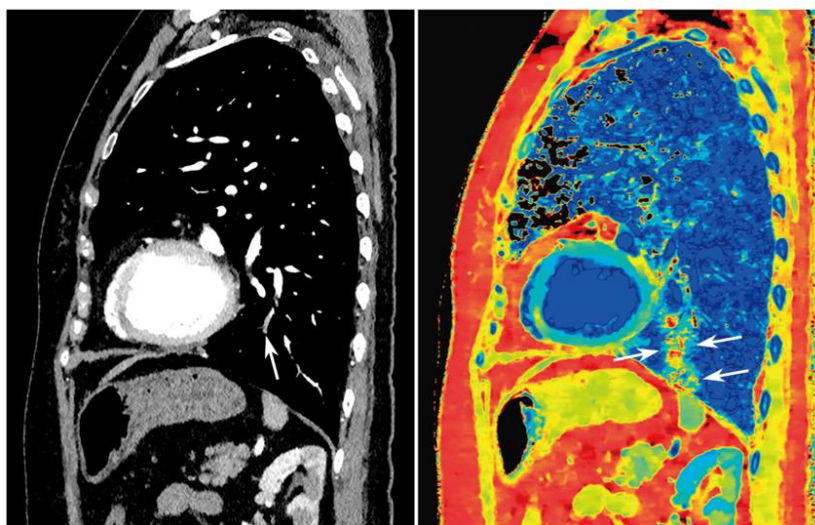


Figura 5: Na imagem da esquerda uma aquisição a 70 keV revela uma embolia subsegmentar (seta) no segmento basal anterior do lobo inferior esquerdo. À direita, o defeito de perfusão em forma de cunha (setas) é visto de forma mais facilmente no mapeamento atômicos efetivo.

Desconstrução de material

O método de desconstrução de três materiais é realizado no domínio da imagem. O mapa de iodo é gerado a partir da concentração de iodo quantificada em cada *voxel* com base em dois materiais de base, a gordura e o tecido mole; e a imagem virtual sem contraste (IVSC) é produzida subtraindo o mapa de iodo da imagem de TCDE com contraste. Por outro lado, a desconstrução de dois materiais, usa a água e o iodo, é realizada no domínio da projeção e é usada para um sistema tubo único.

Em todas as regiões do corpo, Imagem virtual sem contraste (IVSC) pode substituir um exame pré-contraste e reduzir substancialmente a exposição à radiação, o que é particularmente útil em crianças. No entanto áreas de iodo incompletamente removidas resultam em resultados falsos positivos quando não existe uma aquisição sem contraste verdadeira que permita uma comparação. (17). Na região abdominal, as imagens de IVNC permitem uma melhor visualização dos cálculos biliares de colesterol isodensos com contraste acentuado, principalmente devido ao aumento do valor de atenuação da gordura para uma maior tensão do tubo (18). A sobrecarga hepática de ferro pode ser quantificada usando um algoritmo de desconstrução de três materiais, específico do ferro com bom desempenho diagnóstico, semelhante ao da Ressonância Magnética (19) e, portanto, pode ser usado como um método alternativo quando a RM não está disponível ou é contraindicada. Da mesma forma, depósitos de hemossiderina sinovial podem ser identificados na TCDE em pacientes com sinovite vilonodular pigmentada. Assim como na TC com realce intravenoso, a IVNC pode ser aplicada à artrografia (20). Na região musculoesquelética, as imagens virtuais sem cálcio podem ser usadas para avaliar a medula óssea, o que está além do escopo da avaliação por TCEU.

Na região mamária, um mapa codificado por cores de TCDE sem contraste pode ser usado para caracterizar e realçar extravasamentos de implantes mamário de silicone dos tecidos moles circundantes, devido às grandes diferenças nos números atômicos entre os dois (5). Usando dados de TCDE com contraste de qualquer região do corpo, o mapa de iodo mostra especificamente a distribuição de iodo em tecidos com melhor relação de contraste iodo-ruído, mas o osso e o cálcio também estão incluídos no mapa (Figs. 8, 9).

Na região torácica, a análise do iodo parenquimatoso pulmonar ou mapa de volume sanguíneo pulmonar (VSP), pode ser usado como substituto da análise da perfusão pulmonar, principalmente para melhorar o diagnóstico de tromboembolismo pulmonar (TEP). Com este método, lesões pulmonares em cunha caracteristicamente deficientes em realce por iodo podem ser mais facilmente detetadas, que não são aparentes na Angio-TC convencional por suspeita de TEP (**figura. 5**) (21). Neste caso, o mapa de VSP em duas fases pode ser usado para diferenciar as fases aguda da crônica, identificando atraso no fluxo colateral sistêmico em detrimento de doses mais altas de radiação. O mapa de VSP pode demonstrar que a disfunção endotelial representada com vasoconstrição arteriolar periférica hipóxica é reversível após a administração de sildenafil oral, suportada por coeficientes de variação reduzidos do VSP devido à heterogeneidade da perfusão pulmonar, no enfisema associado ao tabagismo (21).

Em todas as regiões do corpo, devido à melhora do contraste entre lesões e o tecido circundante, entre lesões que captam contraste e vasos, são mais evidentes no mapa de iodo. O mapa de iodo é útil não apenas para distinguir uma lesão quística ou hematoma particularmente hiperdenso da lesão que capta contraste, mas também para delinear claramente a extensão da isquemia intestinal (14; 25); Além disso, os tumores malignos podem ser diferenciados com maior precisão dos tumores benignos com base no grau de realce de contraste (19). A resposta a tratamentos também pode ser avaliada quantitativamente através da medição da concentração de iodo em tumores captantes em doentes oncológicos (14;18, 25,).

Na região cardiovascular, a TCDE permite realizar perfusão miocárdica sendo potencialmente mais útil do que a angiotomografia coronária para a detecção de estenose arterial coronária hemodinamicamente significativa, fornecendo distribuição de iodo miocárdico durante a fase arterial precoce (22).

No AVC cardioembólico, a TCDE cardíaca com injeção intravenosa de agente de contraste bifásica (arterial e com atraso de 3 minutos) pode ser usada para diferenciar com precisão entre trombos do apêndice atrial esquerdo e estase circulatória (23). O mapa de iodo pode aumentar ainda a fiabilidade na detecção de extravasamentos após a colocação do stent aórtico (24).

É ainda possível realizar o Mapa de Ventilação Pulmonar; recentemente, o gás xénon (número atômico 54) tem sido usado para contraste inalatório para TCDE. O protocolo volumétrico de varredura pulmonar total ou dinâmica focal pode ser usado durante os períodos de *wash-in* e *wash-out* (25). A TCDE com xénon inalado tem sido aplicada a várias doenças pulmonares, incluindo doença pulmonar obstrutiva crônica, asma, bronquiolite obliterante e atresia brônquica (24;25), no entanto este método ainda não foi aplicado, até à data, no nosso serviço. Devido ao efeito anestésico causado pelo aumento da concentração sanguínea de xénon, sugere-se a técnica de inspiração única de gás xénon de alta concentração (26) ou o uso alternativo de gás *krypton* que não tem efeito anestésico (27). O aumento da densidade pulmonar por inalação de gás *krypton* é menor do que por inalação de gás xénon (25). Como nos exames de ventilação-perfusão com radionuclídeos, a TCDE pode ser usada para descrever a incompatibilidade ventilação-perfusão causada especificamente por embolia pulmonar (26).

Diferenciação de Material ou *Labelling*

Na diferenciação de materiais ou *Labelling*, dois materiais com diferentes curvas de atenuação causadas por diferentes efeitos fotoelétricos podem ser diferenciados. Na diferenciação de cálculos renais ou em nefrolitíase, a TCDE pode ser usada para distinguir de forma fiável cálculos que contêm ácido úrico de outros de conteúdo cálcico, pois o primeiro possui materiais com números atômicos significativamente menores do que o segundo (22). A TCDE também pode diferenciar diferentes tipos de cálculos de ácido não úrico (28).

Em casos de gota, a TCDE permite diferenciar cristais de urato monossódico de compostos com cálcio presente no interior das articulações e tecidos moles periarticulares, como tendões, com uma sensibilidade de 87% (intervalo de confiança de 95%, 0,79–0,93) e uma especificidade de 84% (0,75–0,90) de acordo com os resultados reportados numa meta-análise (**figura 6**) (22;28). A TCDE poderá ser extremamente útil nestes casos com localizações anatómicas incomuns e noutras artropatias concomitantes, bem como na avaliação na quantificação total de gota e na resposta ao tratamento (20). Para uma avaliação completa, sugere-se o uso de uma TCDE padronizada para os quatro membros. Salientamos, no entanto, cautela em casos de formação precoce de cristais abaixo da densidade limite para inclusão, que podem resultar em falsos negativos, enquanto a presença de artefactos pode resultar em falsos positivos (28)

Para a análise pulmonar, a ferramenta de análise de vasos pulmonares pode ser usada para distinguir vasos pulmonares contrastados de vasos pulmonares sem contraste com base em diferentes curvas de realce entre os dois no gráfico de dupla energia, independentemente do diâmetro do vaso (29). Como resultado, a análise de vasos pulmonares melhora a detecção de pequenas embolias pulmonares periféricas (54), sendo que uma limitação a salientar é a capacidade de identificar corretamente a embolia pulmonar periférica quando esta está comprometida por um realce arterial pulmonar insuficiente.

Finalmente, a TCDE pode realizar a Marcação de Material. Em comparação com a TCEU, a TCDE pode melhorar a visualização de tendões e ligamentos nas extremidades usando as diferenças nos números atômicos entre essas estruturas e os tecidos circundantes, como o osso e o tecido adiposo (20, 22). Como resultado, anormalidades em grandes tendões e ligamentos, como avulsão, atrofia, compressão e espessamento, podem ser visualizadas mais facilmente e com maior detalhe.

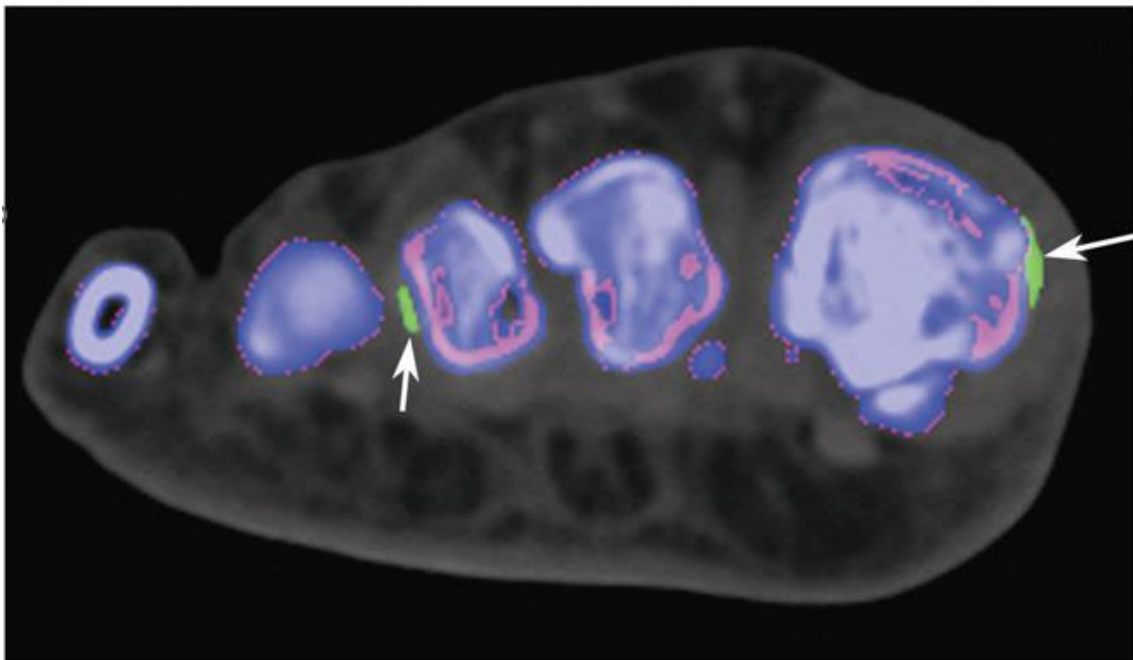


Figura 6: Imagem de TC de dupla energia do pé direito em paciente com gota. O mapa codificado por cores mostra focos verdes periarticulares (setas) sugerindo depósitos de urato monossódico e inchaço dos tecidos moles associado. Fonte: Philips Healthcare com permissão *creative commons*, para uso não comercial.

Conclusão

A TCDE melhora o desempenho diagnóstico e a confiança na modalidade imagiológica aumentando a relação contraste/ruído, diminuindo os artefactos de endurecimento do feixe e de metal, fornecendo informações específicas do material. Além disso, a segurança do paciente é aumentada pela redução da quantidade de contraste utilizada. Salientamos possíveis problemas de fluxo de trabalho, incluindo dificuldades no agendamento de exames, aumento do tempo de reconstrução e aumento do número de imagens, principalmente numa fase inicial. O uso de um duplo detetor com contagem de fótons privilegia uma reconstrução baseada na projeção e para tirar maior partido do mesmo é necessária uma aquisição do espectro de raios-X praticamente perfeita, o que em alguns pacientes poderá não ser possível.

Conflito de Interesses: Não há conflito de interesses da parte do autor

Imagens provenientes de exames: Fonte: *Philips Healthcare* com permissão *creative commons*, para uso não comercial; apenas para uso formativo e científico.

Referências / References

1. Goo H. W. (2012). CT radiation dose optimization and estimation: an update for radiologists. *Korean journal of radiology*, 13(1), 1–11. <https://doi.org/10.3348/kjr.2012.13.1.1>
2. Johnson, T. R., Krauss, B., Sedlmair, M., Grasruck, M., Bruder, H., Morhard, D., Fink, C., Weckbach, S., Lenhard, M., Schmidt, B., Flohr, T., Reiser, M. F., & Becker, C. R. (2007). Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *European radiology*, 17(6), 1510–1517. <https://doi.org/10.1007/s00330-006-0517-6>
3. Hounsfield G. N. (1973). Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *The British journal of radiology*, 46(552), 1016–1022. <https://doi.org/10.1259/0007-1285-46-552-1016>
4. Johnson T. R. (2012). Dual-energy CT: general principles. *AJR. American journal of roentgenology*, 199(5 Suppl), S3–S8. <https://doi.org/10.2214/AJR.12.9116>
5. McCollough, C. H., Leng, S., Yu, L., & Fletcher, J. G. (2015). Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology*, 276(3), 637–653. <https://doi.org/10.1148/radiol.2015142631>
6. Partovi, S., Trischman, T., Rafailidis, V., Ganguli, S., Rengier, F., Goerne, H., Rajiah, P., Staub, D., Patel, I. J., Oliveira, G., & Ghoshhajra, B. (2018). Multimodality imaging assessment of endoleaks post-endovascular aortic repair. *The British journal of radiology*, 91(1087), 20180013. <https://doi.org/10.1259/bjr.20180013>
7. Faby, S., Kuchenbecker, S., Sawall, S., Simons, D., Schlemmer, H. P., Lell, M., & Kachelrieß, M. (2015). Performance of today's dual energy CT and future multi energy CT in virtual non-contrast imaging and in iodine quantification: A simulation study. *Medical physics*, 42(7), 4349–4366. <https://doi.org/10.1118/1.4922654>
8. Mileto, A., Barina, A., Marin, D., Stinnett, S. S., Roy Choudhury, K., Wilson, J. M., & Nelson, R. C. (2016). Virtual Monochromatic Images from Dual-Energy Multidetector CT: Variance in CT Numbers from the Same Lesion between Single-Source Projection-based and Dual-Source Image-based Implementations. *Radiology*, 279(1), 269–277. <https://doi.org/10.1148/radiol.2015150919>
9. Yu, L., Leng, S., & McCollough, C. H. (2012). Dual-energy CT-based monochromatic imaging. *AJR. American journal of roentgenology*, 199(5 Suppl), S9–S15. <https://doi.org/10.2214/AJR.12.9121>

10. Leng, S., Yu, L., Fletcher, J. G., & McCollough, C. H. (2015). Maximizing Iodine Contrast-to-Noise Ratios in Abdominal CT Imaging through Use of Energy Domain Noise Reduction and Virtual Monoenergetic Dual-Energy CT. *Radiology*, 276(2), 562–570. <https://doi.org/10.1148/radiol.2015140857>
11. Albrecht, M. H., Trommer, J., Wichmann, J. L., Scholtz, J. E., Martin, S. S., Lehnert, T., Vogl, T. J., & Bodelle, B. (2016). Comprehensive Comparison of Virtual Monoenergetic and Linearly Blended Reconstruction Techniques in Third-Generation Dual-Source Dual-Energy Computed Tomography Angiography of the Thorax and Abdomen. *Investigative radiology*, 51(9), 582–590. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000272>
12. Wichmann, J. L., Gillott, M. R., De Cecco, C. N., Mangold, S., Varga-Szemes, A., Yamada, R., Otani, K., Canstein, C., Fuller, S. R., Vogl, T. J., Todoran, T. M., & Schoepf, U. J. (2016). Dual-Energy Computed Tomography Angiography of the Lower Extremity Runoff: Impact of Noise-Optimized Virtual Monochromatic Imaging on Image Quality and Diagnostic Accuracy. *Investigative radiology*, 51(2), 139–146. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000216>
13. Pomerantz, S. R., Kamalian, S., Zhang, D., Gupta, R., Rapalino, O., Sahani, D. V., & Lev, M. H. (2013). Virtual monochromatic reconstruction of dual-energy unenhanced head CT at 65–75 keV maximizes image quality compared with conventional polychromatic CT. *Radiology*, 266(1), 318–325. <https://doi.org/10.1148/radiol.12111604>
14. Agrawal, M. D., Pinho, D. F., Kulkarni, N. M., Hahn, P. F., Guimaraes, A. R., & Sahani, D. V. (2014). Oncologic applications of dual-energy CT in the abdomen. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc*, 34(3), 589–612. <https://doi.org/10.1148/rg.343135041>
15. Bongers, M. N., Schabel, C., Thomas, C., Raupach, R., Notohamiprodjo, M., Nikolaou, K., & Bamberg, F. (2015). Comparison and Combination of Dual-Energy- and Iterative-Based Metal Artefact Reduction on Hip Prosthesis and Dental Implants. *PloS one*, 10(11), e0143584. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0143584>
16. Bharati, A., Mandal, S. R., Gupta, A. K., Seth, A., Sharma, R., Bhalla, A. S., Das, C. J., Chatterjee, S., & Kumar, P. (2019). Development of a Method to Determine Electron Density and Effective Atomic Number of High Atomic Number Solid Materials Using Dual-Energy Computed Tomography. *Journal of medical physics*, 44(1), 49–56. https://doi.org/10.4103/jmp.JMP_125_18
17. Je, H., Lee, S. K., Jung, J. W., Jang, Y., Chhoe, S., & Choi, J. (2020). Split-bolus CT urography with synchronous nephrographic and excretory phase in dogs: comparison of image quality with three-phase CT urography and optimal allocation ratio of contrast medium. *Journal of veterinary science*, 21(4), e55. <https://doi.org/10.4142/jvs.2020.21.e55>
18. Lee, H. A., Lee, Y. H., Yoon, K. H., Bang, D. H., & Park, D. E. (2016). Comparison of Virtual Unenhanced Images Derived From Dual-Energy CT With True Unenhanced Images in Evaluation of Gallstone Disease. *AJR. American journal of roentgenology*, 206(1), 74–80. <https://doi.org/10.2214/AJR.15.14570>
19. Luo, X. F., Xie, X. Q., Cheng, S., Yang, Y., Yan, J., Zhang, H., Chai, W. M., Schmidt, B., & Yan, F. H. (2015). Dual-Energy CT for Patients Suspected of Having Liver Iron Overload: Can Virtual Iron Content Imaging Accurately Quantify Liver Iron Content?. *Radiology*, 277(1), 95–103. <https://doi.org/10.1148/radiol.2015141856>
20. Omoumi, P., Verdun, F. R., Guggenberger, R., Andreisek, G., & Becce, F. (2015). Dual-Energy CT: Basic Principles, Technical Approaches, and Applications in Musculoskeletal Imaging (Part 2). *Seminars in musculoskeletal radiology*, 19(5), 438–445. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1569252>
21. Iyer, K. S., Newell, J. D., Jr, Jin, D., Fuld, M. K., Saha, P. K., Hansdottir, S., & Hoffman, E. A. (2016). Quantitative Dual-Energy Computed Tomography Supports a Vascular Etiology of Smoking-induced Inflammatory Lung Disease. *American journal of respiratory and critical care medicine*, 193(6), 652–661. <https://doi.org/10.1164/rccm.201506-1196OC>
22. McLaughlin, P. D., Mallinson, P., Lourenco, P., & Nicolaou, S. (2015). Dual-Energy Computed Tomography: Advantages in the Acute Setting. *Radiologic clinics of North America*, 53(4), 619–vii. <https://doi.org/10.1016/j.rcl.2015.02.016>
23. Hur, J., Kim, Y. J., Lee, H. J., Nam, J. E., Hong, Y. J., Kim, H. Y., Lee, J. W., & Choi, B. W. (2012). Cardioembolic stroke: dual-energy cardiac CT for differentiation of left atrial appendage thrombus and circulatory stasis. *Radiology*, 263(3), 688–695. <https://doi.org/10.1148/radiol.12111691>

24. Ascenti, G., Mazziotti, S., Lamberto, S., Bottari, A., Caloggero, S., Racchiusa, S., Mileto, A., & Scribano, E. (2011). Dual-energy CT for detection of endoleaks after endovascular abdominal aneurysm repair: usefulness of colored iodine overlay. *AJR. American journal of roentgenology*, 196(6), 1408–1414. <https://doi.org/10.2214/AJR.10.4505>
25. Goo H. W. (2013). Dual-energy lung perfusion and ventilation CT in children. *Pediatric radiology*, 43(3), 298–307. <https://doi.org/10.1007/s00247-012-2465-4>
26. Thieme, S. F., Johnson, T. R., Lee, C., McWilliams, J., Becker, C. R., Reiser, M. F., & Nikolaou, K. (2009). Dual-energy CT for the assessment of contrast material distribution in the pulmonary parenchyma. *AJR. American journal of roentgenology*, 193(1), 144–149. <https://doi.org/10.2214/AJR.08.1653>
27. Hong, S. R., Chang, S., Im, D. J., Suh, Y. J., Hong, Y. J., Hur, J., Kim, Y. J., Choi, B. W., & Lee, H. J. (2016). Feasibility of Single Scan for Simultaneous Evaluation of Regional Krypton and Iodine Concentrations with Dual-Energy CT: An Experimental Study. *Radiology*, 281(2), 597–605. <https://doi.org/10.1148/radiol.16152429>
28. Li, X. H., Zhao, R., Liu, B., & Yu, Y. Q. (2013). Determination of urinary stone composition using dual-energy spectral CT: initial in vitro analysis. *Clinical radiology*, 68(7), e370–e377. <https://doi.org/10.1016/j.crad.2012.11.022>
29. Lee, C. W., Seo, J. B., Song, J. W., Kim, M. Y., Lee, H. Y., Park, Y. S., Chae, E. J., Jang, Y. M., Kim, N., & Krauss, B. (2011). Evaluation of computer-aided detection and dual energy software in detection of peripheral pulmonary embolism on dual-energy pulmonary CT angiography. *European radiology*, 21(1), 54–62. <https://doi.org/10.1007/s00330-010-1903-7>

Recebido / Received: 02/01/2024

Aceite / Accept: 26/01/2024