Cải thiện chất lượng hình ảnh cắt lớp vi tính liều thấp với thuật toán tái tạo lặp lại

Hoàng Ngọc Thành, Trần Hồng Phương Dung,
Trần Văn Hưng, Hoàng Văn Thuyết, Nguyễn Thanh Thảo
Bộ môn Chẩn đoán hình ảnh, Trường Đại học Y - Dược, Đại học Huế

Tóm tắt

Cắt lớp vi tính liều thấp (LDCT) được áp dụng rộng rãi nhằm hạn chế tác hại của bức xạ i-on hoá lên bệnh nhân, đặc biệt những bệnh nhân cần thăm khám cắt lớp vi tính nhiều lần. Tuy nhiên, LDCT có thể gây giảm chất lượng hình ảnh. Thuật toán tái tạo lặp lại (Iterative recontruction algorithms - IR) ra đời và phát triển nhằm cải thiện chất lượng hình ảnh LDCT. Hiệu quả của việc sử dụng IR kết hợp với LDCT đã được công bố rất nhiều trong hai thập kỷ gần đây. Liều chiếu xạ có thể giảm tới trên 80% so với liều của một thăm khám tiêu chuẩn nhưng hình ảnh LDCT vẫn đảm bảo chẩn đoán. Trong bài này, chúng tôi giới thiệu một cách tổng quan khái niệm và một số ứng dụng phổ biến của IR với LDCT.

Từ khoá*: Thuật toán lặp tại (IR), Cắt lớp vi tính liều thấp (LDCT).*

Abstract

Improved Low-dose CT-image quality with iterative reconstruction algorithms

Hoang Ngoc Thanh, Tran Hong Phuong Dung,
Tran Van Hung, Hoang Van Thuyet, Nguyen Thanh Thao
Dept. of Radiology, Hue University of Medicine and Pharmacy, Hue Univercity

Low-dose computed tomography (LDCT) is widely applied to limit the harmful effects of radiation on patients, especially those who need multiple CT follow-up. However, LDCT may raise concern about diagnostic image quality. Iterative reconstruction algorithm (IR) was released and developed as a competitive tool among various vendors to improve LDCT image quality. The efficiency of using IR in combination with LDCT has been published abundantly in the last two decades. The conjunction can be reduced the radiation dose by up to 80% compared to the standard protocol. Furthermore, image quality is sufficient for diagnosis. This article introduces an overview of the definition and values of IR in LDCT.

Keywords*: Iterative reconstruction algorithms (IR), Low-dose computed tomography (LDCT).*

1. GIỚI THIỆU

Bức xạ tia X tác động tích lũy lâu dài lên cơ thể người bệnh thông qua các lần thăm khám, đặc biệt là những bệnh lý hay gặp ở người trẻ tuổi và có nguy cơ tái phát cao, cần sử dụng cắt lớp vi tính (CLVT) nhiều lần. Cắt lớp vi tính liều thấp (LDCT) được ứng dụng nhằm giảm liều chiếu xạ cho bệnh nhân xuống mức thấp nhất có thể. Tuy nhiên, hình ảnh thu được có thể giảm chất lượng đáng kể, như hình ảnh hạt hơn, độ phân giải kém, từ đó giảm khả năng phân biệt cấu trúc. Việc giảm chất lượng hình ảnh khi giảm liều chiếu xạ sẽ làm giảm hiệu quả chẩn đoán, do đó ban đầu LDCT chỉ được ứng dụng trong khảo sát các cơ quan có độ tương phản tự nhiên cao, cho phép duy trì chất lượng chẩn đoán tốt, ví dụ như tầm soát nốt mờ phổi, polyp đại tràng. Tuy nhiên, hiện nay LDCT vẫn có khả năng phát hiện các tổn thương có tỷ trọng thấp và có thể khảo sát tại các cơ quan có độ tương phản tự nhiên thấp như các tạng trong ổ bụng [1, 2]. Thuật toán hay phần mềm tái tạo lặp lại được bao gồm trong các gói ứng dụng đi kèm với máy cắt lớp vi tính với các tên thương mại khác nhau cho phép thực hiện các protocol liều thấp (DLP khoảng 200 mGy.cm) hoặc liều siêu thấp (DLP khoảng 100 mGy.cm) mà vẫn đảm bảo chất lượng hình ảnh để chẩn đoán. Thuật toán lặp lại có thể hiểu một cách đơn giản là phương pháp bù vào hay làm đầy các khoảng trống dữ liệu để tăng cường sự hiện thị các cấu trúc giải phẫu. Quá trình này cứ lặp đi lặp lại cho đến khi đạt chất lượng hình ảnh mong muốn. Với sự phát triển của các thuật toán lặp lại cao cấp và chuyên biệt cho từng cơ quan, một protocol liều thấp đáng kể có thể áp dụng cho các bộ phận khác nhau trong cơ thể, tuỳ theo yêu cầu chẩn đoán. Một số thuật toán cũng được phát triển nhằm tăng cường độ phân giải không gian trong đánh giá

Địa chỉ liên hệ: Hoàng Ngọc Thành, email: hnthanh@huemed-univ.edu.vn *DOI: 10.34071/jmp.2021.5.1*
Ngày nhận bài: 23/8/2021; Ngày đồng ý đăng: 18/9/2021; Ngày xuất bản: 29/10/2021

stent mạch máu, vôi hoá mạch vành. Bài này với mục đích giới thiệu về các thuật toán tái tạo lặp lại hiện nay và các ứng dụng phổ biến trên lâm sàng.

2. TÁI TẠO LẶP LẠI

Các thế hệ đầu tiên sử dụng kỹ thuật FBP (filtered back projection) với khả năng tái tạo nhanh và dễ dàng thực hiện. Kỹ thuật FBP này đã tồn tại hơn 40 năm, tuy nhiên hiệu suất của FBP không đáp ứng với yêu cầu về giảm liều chiếu xạ nhưng vẫn đảm bảo chất lượng hình ảnh [3]. Để áp dụng LDCT, việc khắc phục các hạn chế cố hữu như độ nhiễu hạt cao (noise), các ảnh giả do liều thấp (dạng vệt, cứng hoá chùm tia X), đồng thời tăng cường độ phân giải, độ tương phản và phân giải cấu trúc, đã đặt các nhà sản xuất vào đường đua phát triển phần mềm và thuật toán xử lý ảnh. Một cách tổng quát có thể hiểu kỹ thuật tái tạo lặp lại là tập hợp các thuật toán xử lý ảnh y tế được gói gọn trong một phần mềm, được phát triển để duy trì hoặc nâng cao chất lượng hình ảnh của cắt lớp vi tính, đặc biệt là LDCT. Quá trình tái tạo lặp lại gồm 4 bước chính:

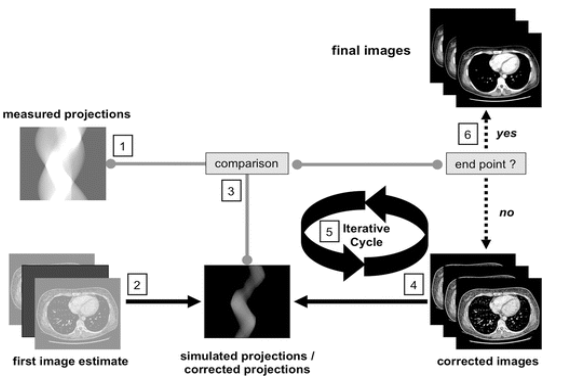
Bước 1: Hình ảnh đầu tiên được tạo ra từ các dữ liệu hình chiếu theo mức độ suy giảm tia X.

Bước 2: Một phép chiếu tiếp theo tạo ra dữ liệu hình chiếu mới từ phép chiếu ban đầu.

Bước 3: Dữ liệu phép chiếu ban đầu và dữ liệu phép chiếu tiếp theo được so sánh với một hình ảnh nâng cấp của hình ảnh ban đầu nhưng ít nhiễu hơn.

Bước 4: Quá trình so sánh được lặp lại liên tục cho tới khi ít có sự khác biệt giữa hai khối dữ liệu, hoặc chất lượng hình ảnh mong muốn, hoặc số lần lặp lại đạt tới hằng số định trước.

Trong quá trình này, nhiễu hạt và các ảnh giả được giảm bớt trong khi vẫn duy trì độ phân giải không gian và độ tương phản hình ảnh, hoặc thậm chí được cải thiện tốt hơn (so với tái tạo hình ảnh cổ điển - filtered back projection). Quá trình tái tạo lặp lại có thể thực hiện ở một hoặc cả hai miền (domain) là miền không gian hình ảnh và miền không gian dữ liệu thô. Tái tạo lặp lại trong không gian hình ảnh (Iterative recontruction in image space) như IRIS của Siemens. Tái tạo lặp lại dựa trên phân tích thống kê (statistical-based IR) được thực hiện trong cả miền không gian hình ảnh và miền không gian dữ liệu thô như AIDR 3D của Toshiba, iDose4 của Philips, ASIR của GE, và SAFIRE của Siemens. Các thuật toán Veo của GE, IMR của Philips, ADMIRE của Siemens là những ứng dụng tái tạo lặp lại theo mẫu (model-based IR) được vận hành trên toàn hệ thống với nhiều lần tái lại lặp lại (forward và backward recontructions) (1,4–6). Bảng 1 thể hiện các tên thương mại của thuật toán lặp lại và các mức độ của mỗi thuật toán.



Hình 1. Sơ đồ tổng quát các bước thực hiện của thuật toán lặp lại IR [4].

Các thuật toán IR cho phép mô hình hóa nguồn tia X và đầu dò, có thể cải thiện độ chính xác của việc tái tạo lặp lại và độ phân giải không gian. Việc thống kê các photon năng lượng được thực hiện một cách dễ dàng giúp xem xét kỹ lưỡng các phép chiếu có mức độ nhiễu thấp hơn và giảm giá trị các phép chiếu có độ nhiễu cao hơn, do đó giảm các ảnh giả và tăng hiệu quả giảm liều. Hơn nữa, các giả định đúng về các đối tượng vật chất như là các cấu trúc có xu hướng thay đổi độ mịn (smooth) ngoại trừ ở các đường bờ, cho phép các thuật toán IR giảm độ nhiễu hạt của hình ảnh, trong khi vẫn bảo toàn độ sắc nét của các ranh giới giải phẫu. Các thuật toán cũng có thể dễ dàng xử lý các hướng quét không theo trục axial như coronal, sagittal, oblique [1].

Bảng 1. Các chương trình tái tạo theo các hãng máy CLVT

Hãng	GE	Philips	Siemens	Toshiba
Phần mềm tái tạo lặp	ASiR	iDose	IRIS	AIDR
	Veo	IMR	Safire	AIDR-3D
	ASiR-V		Admire	First
Các mức độ sử dụng	ASiR và ASiR-V với các mức từ 0% đến 100%, mỗi mức cách nhau 10%	iDose với 7 mức từ 1 - 7	Với 5 mức từ 1- 5	AIDR và AIDR-3D có ba mức là nhẹ (mild), tiêu chuẩn (standard) và mạnh (strong)

Gần đây, với sự phát triển của trí tuệ nhân tạo, các nhà sản xuất đã phát triển các thuật toán sử dụng deep learning, neural network thay thế các thuật toán lặp lại truyền thống, bao gồm: TruFidelity deep learning IR (GE), và Advanced intelligent Clear IQ Engine (AiCE, Canon). Với các phần mềm này, độ nhiễu hạt được đánh giá nghiêm ngặt hơn trước khi hiện thị ảnh theo yêu cầu của lâm sàng và đòi hỏi một hệ thống máy vi tính xử lý cấu hình mạnh hơn [1].

Trước khi ứng dụng lâm sàng, các thử nghiệm với Phantome đã được thực hiện với các mức giảm liều và mức tái tạo lặp lại khác nhau. Thử nghiệm của Euler 2018 cho thấy sử dụng IR (ASIR-V) giảm độ nhiễu hạt của hình lên tới 71,5% , tăng cường sự phát hiện các tổn thương có độ tương phản thấp, và cho độ phân giải không gian là tương tự so với FBP (ngoại trừ các tổn thương tỷ trọng thấp). Thử nghiệm cũng cho thấy tiềm năng giảm liều lên tới 31% ± 9% [7]. Thử nghiệm của Miéville 2013 với 2 máy CT đa dãy đầu dò khác nhau (GE và Philips) sử dụng 3 thuật toán thương mại khác nhau (ASIR, Veo, iDose) cũng cho thấy tiềm năng áp dụng các protocol giảm liều tới 86%, độ phân giải không gian tăng tới 37%, giảm mạnh độ nhiễu hạt của hình ảnh so với thuật toán cổ điển FPB [8]. Với tiềm năng giảm liều và cài thiện chất lượng hình ảnh, IR đã và đang tiếp tục được sửu dụng rộng rãi trên lâm sàng.

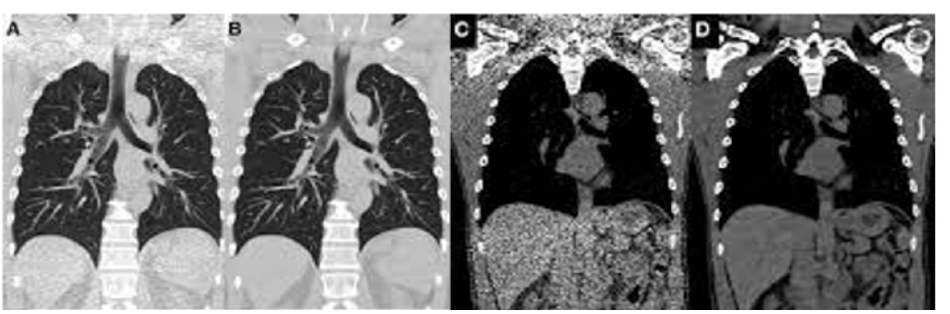
3. ỨNG DỤNG TÁI TẠO LẶP LẠI VỚI THĂM KHÁM LIỀU THẤP

3.1. Ứng dụng trong cắt lớp vi tính phổi

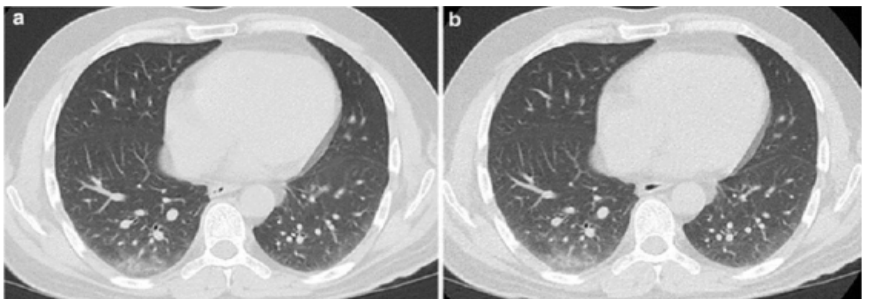
LDCT đã được ứng dụng nhiều năm trước đây như một chiến lược tầm soát và theo dõi nốt mờ phổi. Trong khi liều bức xạ hiệu quả của CLVT ngực thường quy hiện nay khoảng 6–8 mSv [9] thì LDCT khoảng 1 mSv hay là liều siêu thấp (ULDCT) dưới 1 mSv kết hợp với IR vẫn hiện thị tốt các cấu trúc giải phẫu của nhu mô phổi. Bên cạnh đó, khi kết hợp với các thật toán IR cao cấp, những protocol siêu giảm liều ở phổi với liều hiệu dụng chỉ dưới 0,5 mSv đã được áp dụng [10 -13] contrast-to-noise (CNR, với ngưỡng liều này, liều chiếu xạ chỉ tương đương như một phim X quang ngực chuẩn. Nghiên cứu của Marci 2016 cho thấy có thể thực hiện CLVT ngực với liều thấp hơn hoặc tương tự so với ngưỡng liều khuyến nghị của Quốc gia Pháp đối với xquang ngực thẳng (≤ 0,225mSv) [10]. Tác giả Baumueller ghi nhận SAFIRE cho phép giảm độ nhiễu hình ảnh tới 45,6%, có thể thực hiện trên bệnh nhân có BMI tối đa 40 kg/m^2, trong khi liều hiệu dụng chỉ ở mức 0,5-0,7 mSv, nhưng vẫn cho chất lượng hình ảnh tốt khảo sát bệnh lý nhiễm trùng phổi và sàng lọc các nốt mờ [14]. Với mức liều siêu thấp < 0,2 mSv, đã đạt được mức giảm liều 98,6% nhưng độ nhạy phát hiện các nốt mờ phổi vẫn tương đương so với CLVT ngực thông thường, đặc biệt phát hiện những nốt mờ < 3 mm, tổn thương phổi dạng kính mờ và khí phế thủng [11].

Trong đại dịch Covid-19, LDCT phổi được sử dụng rộng rãi nhằm giảm liều chiếu xạ mà vẫn đảm bảo chính xác thông tin chẩn đoán cũng như theo dõi khi điều trị. Seyed và cộng sự cho thấy không có sự khác biệt có ý nghĩa thống kê về hình ảnh của thăm khám liều tiêu chuẩn so với liều thấp. Sử dụng LDCT là đáng tin cậy trong chẩn đoán viêm phổi do covid-19 với liều hiệu dụng là 1,80 ± 0,42 mSv, giảm được lên tới 73% liều so với liều tiêu chuẩn [15]. Đánh giá hiệu quả của LDCT ở những bệnh nhân nghi ngờ covid-19, Jeroen và cộng sự cho thấy độ nhạy từ 75 – 88% và độ đặc hiệu từ 94 – 99% với liều hiệu dụng thấp hơn 6 lần CLVT ngực tiêu chuẩn [16]. Javid 2021 theo dõi điều trên bệnh nhân viêm phổi do Covid-19 cho thấy hiệu quả với liều giảm đáng kể lên tới 89% so với liều tiêu chuẩn [16].

Với hạn chế của IR (IRIS, Siemens) có tại Bệnh viện trường Đại học Y Dược Huế, LDCT phổi (110 kVp, 50 mAs) đã được ứng dụng với liều hiệu dụng xung quanh 1 mSv cho những bệnh nhân có BMI < 25 kg/m^2. Thăm khám liều thấp này được sử dụng đối với những bệnh nhân khám sức khỏe, tầm soát ung thư phổi, theo dõi nốt mờ phổi, bệnh nhân ung thư tái khám sau điều trị hóa xạ trị, với chất lượng hình ảnh khả quan.



Hình 2. Hình ảnh tái tạo coronal CLVT Phổi không tiêm thuốc cản quang tĩnh mạch (1,1 mSv). Hình A, C sử dụng thuật toán FBP và hình B, D sử dụng iDose (Philips). Sử dụng IR cải thiện chất lượng hình ảnh tốt hơn và khắc phục được ảnh giả do chùm tia cứng ở phần vai [4].



Hình 3. CLVT Phổi ở bệnh nhân viêm phổi do Covid-19 có hình ảnh kính mờ ở phía sau thuỳ dưới phổi phải trên phim liều tiêu chuẩn (a), hình ảnh tương tự được thấy rõ ràng trên phim liều thấp (b) [15].

3.2. Ứng dụng trong cắt lớp vi tính bụng

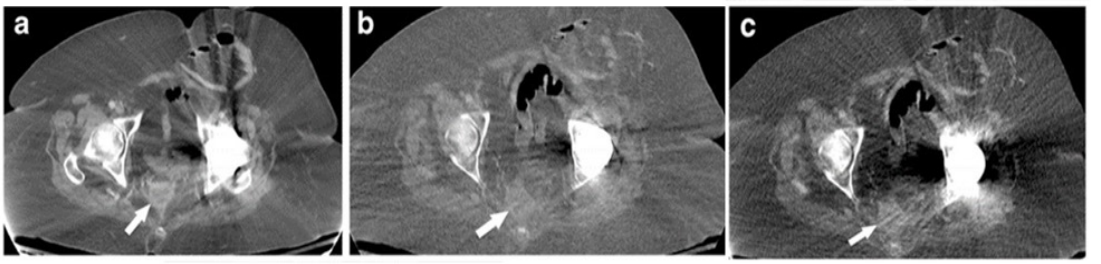
Trong CLVT bụng, giảm liều cũng được xem xét với nhiều phương pháp như giới hạn trường cắt, cân nhắc số lượng thì chụp, hạn chế sử dụng bề dày lát cắt quá mỏng, kết hợp các thì trong một lần quét,… Nhiều nghiên cứu ứng dụng LDCT sử dụng IR tìm nguyên nhân đau bụng cấp, sỏi hệ tiết niệu, nội soi ảo đại tràng, hay bệnh lý Crohn… cũng cho thấy hoàn toàn có thể ứng dụng lâm sàng các quy trình thăm khám liều thấp mà không phải lo ngại tới chất lượng chẩn đoán, khi độ nhạy độ đặc hiệu trong các báo cáo là cao hoặc tương đương với liều tiêu chuẩn. Nhờ có IR cải thiện hình ảnh mà LDCT với liều siêu thấp (<1,9mSv), chỉ bằng khoảng 1-2 lần phim Xquang bụng có thể thay thế Xquang bụng ở các bệnh nhân đau bụng cấp, khả năng chẩn đoán tương đương CT bụng thường quy như phát hiện hơi tự do, tắc ruột, viêm túi thừa cấp, viêm ruột thừa cấp, sỏi hệ tiết niệu, dị vật…. [17, 18] cũng được thực hiện với bệnh lý mạn tính như Crohn nhằm giảm liều chiếu xạ trong quá trình theo dõi của bệnh, hình ảnh vẫn đánh giá chi tiết về mức độ tổn thương thành ruột cũng như tổn thương mạch máu ruột và biến chứng của bao gồm tắc ruột, lỗ rò, thủng hoặc áp xe [19]. Một nghiên cứu đánh giá tiềm năng của IR trong việc giảm liều chiếu xạ ở bệnh nhân chụp CT bụng cho thấy mức độ nhiễu giảm đáng kể khi so sánh từ FBP đến sử dụng IR ở các mức độ. Tỷ lệ SNR (tỉ lệ tín hiệu trên nhiễu) và CNR (tỉ lệ tương phản trên nhiễu) cũng tăng lên khi sử dụng thuật toán lặp lại (Hình 5).

Nghiên cứu đầu tiên sử dụng LDCT bụng những bệnh nhân nghi ngờ sỏi thận – hệ tiết niệu ở thì không thuốc, kết hợp với (iDose 4, Philips) của Weinrich 2018 cho thấy LDCT + IR phát hiện sỏi hệ tiết niệu với độ nhạy, độ đặc hiệu, độ chính xác cao, lần lượt là 94%, 100% và 95%. Liệu hiệu dụng trung bình trong nghiên cứu này là 1,9 ± 0,6 mSv [20]. Mặc dù sỏi hệ tiết niệu hầu hết đại diện cho một cấu trúc có đậm độ cao và có thể xác định rõ ràng ở LDCT với độ nhiễu cao (Hình 6), tuy nhiên độ nhiễu cao có thể che lấp các dấu hiệu hướng đến biến chứng của sỏi như viêm thận bể thận hay các chẩn đoán thay thế khác (thâm nhiễm mỡ trong viêm ruột thừa hay viêm túi thừa). Để khắc phục sự suy giảm của chất lượng hình ảnh, các kỹ thuật tái tạo lặp lại giúp giảm nhiễu trong LDCT gần như đã được thực hiện thường quy trong lâm sàng [21].

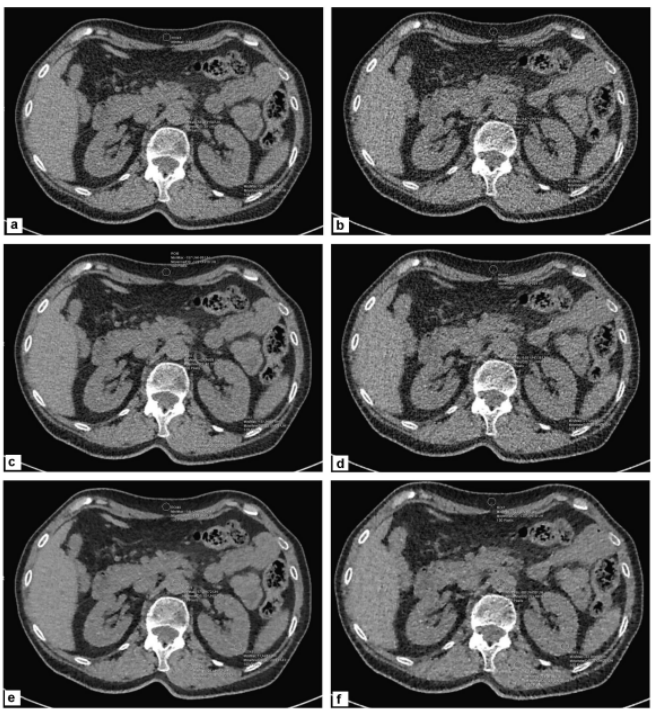
Bảng 2. Một số nghiên cứu giảm liều trong CLVT Bụng kết hợp với thuật toán tái tạo lặp lại

Tác giả	Kỹ thuật	Thuật toán	DLP (mGy*cm)	Liều hiệu dụng (mSv)	Tỷ lệ giảm liều (%)
Xie, 2020 (22) (n=140)	LDCT trong nghi ngờ sỏi thận	ASIR, GE	136,3 ± 76,87	1,78	73,3
Weinrich, 2018 (20)	LDCT trong nghi ngờ sỏi thận	iDose4, Philips	124,1 ± 38,2	1,9 ± 0,6	84
Li, 2018 (23) (n=70)	LDCT trong nghi ngờ sỏi thận	ASIR, GE	138,19 ± 76,87	2,07 ± 1,15	66,1
Poletti, 2017 (18)	LDCT đau bụng cấp	MBIR	126	2	80,2
Pooler, 2017 (2) (n=70)	LDCT trong tổn thương gan	MBIR và ASIR		2,01 ± 1,36	64,1 ± 8,8

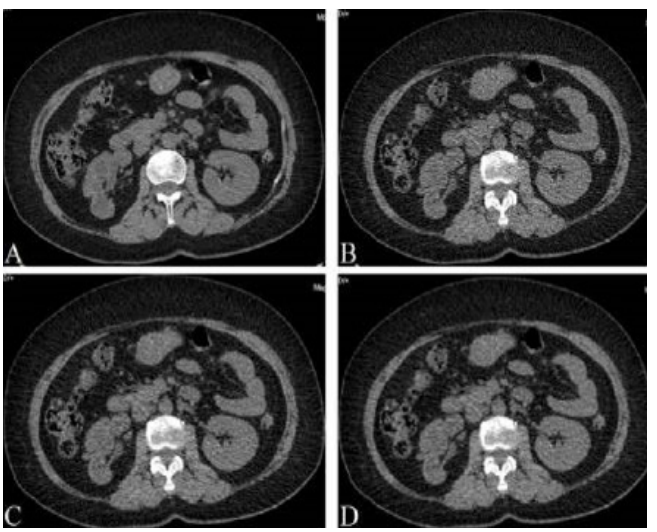
Theo Bảng 2, hầu hết các nghiên cứu LDCT bụng kết hợp với IR có liều hiệu dụng < 2,5 mSv [15] có thể thay thế thăm khám CLVT tiêu chuẩn (khoảng 8 – 10 mSv) với chất lượng hình ảnh chẩn đoán được chấp nhận.



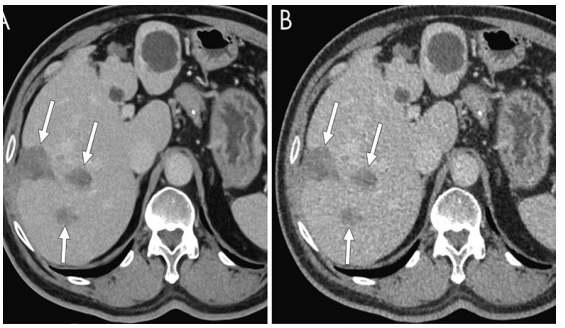
Hình 4. a, CT-FBP (20 mSv); b, LDCT-MBIR và c, LDCT–FBP (1,8 mSv). LDCT với IR cho thấy hiện thị tốt tổn thương (mũi tên màu trắng) và khắc phục treak artifacts (hình b) [18].



Hình 5. Hình ảnh axial với FBP, Safire mức 2/5 và Safire mức 5/5 của một bệnh nhân với giảm 30% liều (a, c, e) và giảm 70% liều (b, d, f). Hình ảnh càng mịn hơn khi tăng mức từ Safire 2/5 lên 5/5). Tỷ lệ tín hiệu trên nhiễu (SNR) và tỷ lệ tương phản trên nhiễu (CNR) tương đương giữa Safire 2/5 ở 30% (c) và Safire 5/5 ở 70% (f) khi so sánh ở 4 ROI tại thận trái, mỡ, động mạch chủ bụng và cơ thắt lưng chậu [5].



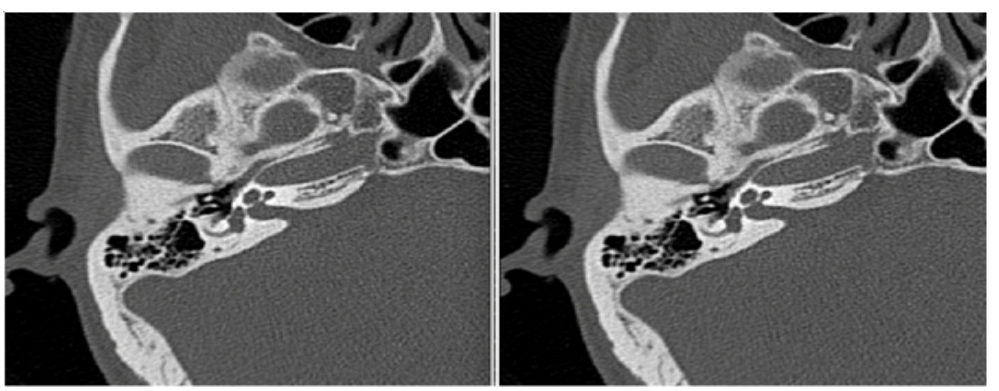
Hình 6. Một bệnh nhân nam 50 tuổi với sỏi nhỏ thận trái, kích thước 1,8 mm x 1,6 mm x 1,7 mm.
(A) Thăm khám thường quy với thuật toán FBP (B) Thăm khám giảm liều với FBP; (C) Thăm khám liều thấp với 60% ASIR; (D) Thăm khám liều thấp với 80% ASIR. Chất lượng hình ảnh thấp ở hình B, và tương tự nhau ở hình A và D [21].



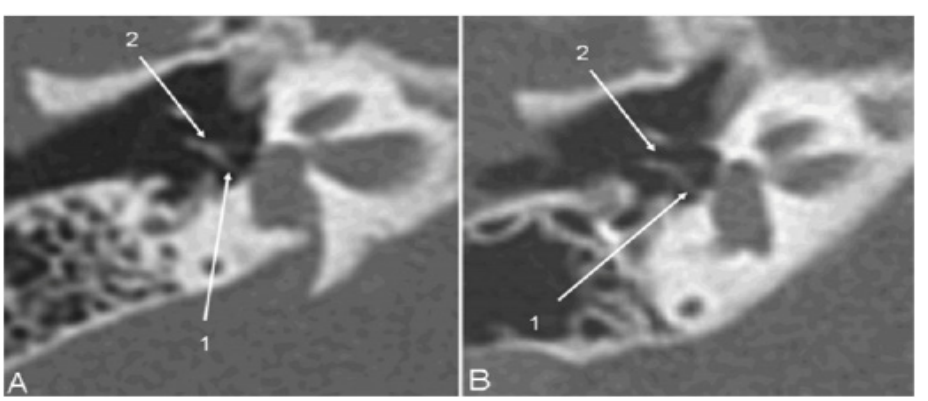
Hình 7. Hình ảnh CLVT thì tĩnh mạch cửa ở bệnh nhân di căn gan từ ung thư đại tràng. A, Deep learning (AiCE, Canon) và B, tái tạo lặp lại (AIDR, Canon). Độ nhiễu hạt ở hình A thấp hơn ở hình B, trong khi khả năng hiện thị nốt di căn độ tương phản thấp và độ phân giải không gian tương tự [24].

3.3. Ứng dụng trong cắt lớp vi tính tai xương đá

CLVT tai xương đá đòi hỏi hình ảnh độ phân giải cao, khả năng hiện thị các cấu trúc xương con chi tiết và sắc nét, với về dày lát cắt mỏng 0,6 mm. Phần lớn các thăm khám này được thực hiện ở trẻ em và người trẻ, nên việc giảm liều chiếu xạ là cần thiết. Một nghiên cứu về hiệu quả giảm liều và chất lượng hình ảnh tai xương đá ở trẻ em cho thấy liều hiệu dụng trong thăm khám liều thấp là 0,25-0,3 mSv, liều cao là 1,4-1,8 mSv và liều tiêu chuẩn là 0,9-2,6 mSv. Với protocol liều thấp chất lượng hình ảnh được xem là đủ để chẩn đoán và đánh giá giải phẫu tai giữa và tai trong, tuy nhiên để đánh giá cấu trúc xương nhỏ có thể bị coi là không đủ đối với yêu cầu của bác sỹ Tai Mũi Họng trong đánh giá phẫu thuật cấy ốc tai điện tử [25]. Một nghiên cứu về tai xương đá trên máy 320 dãy đầu dò với LDCT (120 kVp, 50 mAs) và CT thường quy (120 kVp, 100 mAs), cho thấy LDCT (DLP 59.6 mGy.cm) cung cấp hình ảnh với chất lượng chẩn đoán giải phẫu tai giữa và tai trong tương tự liều tiêu chuẩn (DLP 119.3 mGy.cm), bù lại hình ảnh có độ nhiễu hạt nhiều hơn [20].

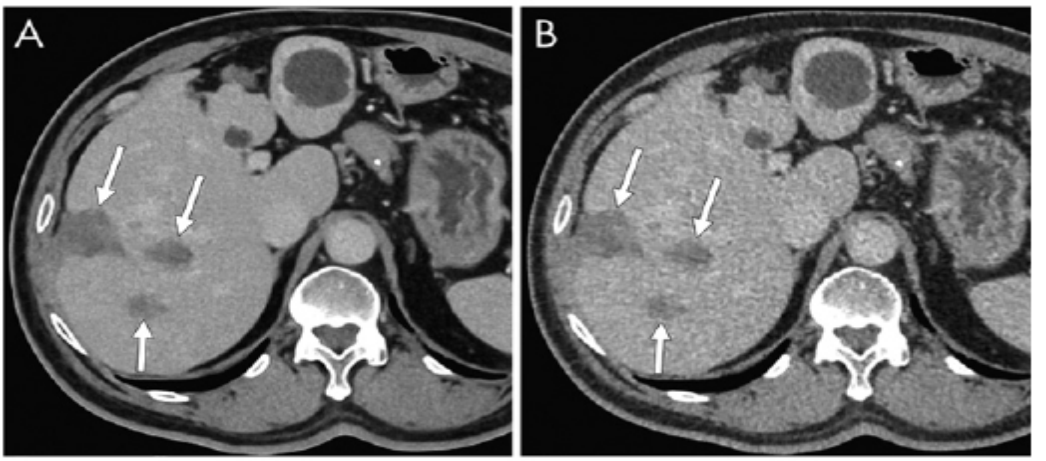


Hình 8. Hình ảnh CLVT Tai xương đá thực hiện tại Bệnh viện trường Đại học Y Dược Huế với liều tiêu chuẩn (bên trái, 1,8 mSv) và liều thấp + IR (bên phải, 1,1 mSv). Hình ảnh liều thấp hạt hơn so với liều tiêu chuẩn nhưng khả năng hiện thị các cấu trúc nhỏ là tương đồng.



Hình 9. Hình ảnh các lát cắt axial xương thái dương ở một bệnh nhân 14 tháng tuổi với liều hiệu dụng 1,4 mSv (hình A) và bệnh nhân 16 tháng tuổi với liều hiệu dụng 0,35 mSv (hình B). Phần sau xương bàn đạp (mũi tên 1) và khớp xương bàn đạp sau (mũi tên 2) hiện thị rõ ở cả hai protocol [25].

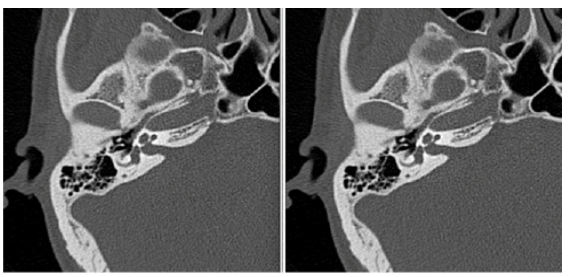
Xét về độ phân giải không gian và độ nhiễu của hình ảnh, việc sử dụng LDCT kết hợp IR (SAFIRE, Siemens) tạo ra những hình ảnh có độ phân giải cao hơn và độ nhiễu hình ảnh thấp hơn (Hình 10). Leng S. và cộng sự cũng cho thấy sử dụng liều thấp kết hợp thuật toán lặp lại cao cấp giảm độ nhiễu hình ảnh (noise) tới trên 30% trong khi tạo ra hình ảnh tương tự hoặc có độ phân giải tốt hơn thăm khám thường quy [26].



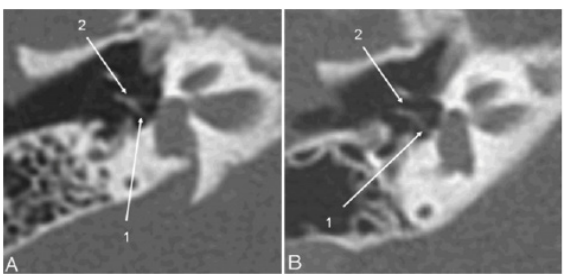
Hình 7. Hình ảnh CLVT thì tĩnh mạch cửa ở bệnh nhân di căn gan từ ung thư đại tràng. A, Deep learning (AiCE, Canon) và B, tái tạo lặp lại (AIDR, Canon). Độ nhiễu hạt ở hình A thấp hơn ở hình B, trong khi khả năng hiện thị nốt di căn độ tương phản thấp và độ phân giải không gian tương tự [24].

3.4. Ứng dụng trong cắt lớp vi tính tai xương đá

CLVT tai xương đá đòi hỏi hình ảnh độ phân giải cao, khả năng hiện thị các cấu trúc xương con chi tiết và sắc nét, với về dày lát cắt mỏng 0,6 mm. Phần lớn các thăm khám này được thực hiện ở trẻ em và người trẻ, nên việc giảm liều chiếu xạ là cần thiết. Một nghiên cứu về hiệu quả giảm liều và chất lượng hình ảnh tai xương đá ở trẻ em cho thấy liều hiệu dụng trong thăm khám liều thấp là 0,25-0,3 mSv, liều cao là 1,4-1,8 mSv và liều tiêu chuẩn là 0,9-2,6 mSv. Với protocol liều thấp chất lượng hình ảnh được xem là đủ để chẩn đoán và đánh giá giải phẫu tai giữa và tai trong, tuy nhiên để đánh giá cấu trúc xương nhỏ có thể bị coi là không đủ đối với yêu cầu của bác sỹ Tai Mũi Họng trong đánh giá phẫu thuật cấy ốc tai điện tử [25]. Một nghiên cứu về tai xương đá trên máy 320 dãy đầu dò với LDCT (120 kVp, 50 mAs) và CT thường quy (120 kVp, 100 mAs), cho thấy LDCT (DLP 59.6 mGy.cm) cung cấp hình ảnh với chất lượng chẩn đoán giải phẫu tai giữa và tai trong tương tự liều tiêu chuẩn (DLP 119.3 mGy.cm), bù lại hình ảnh có độ nhiễu hạt nhiều hơn [20].

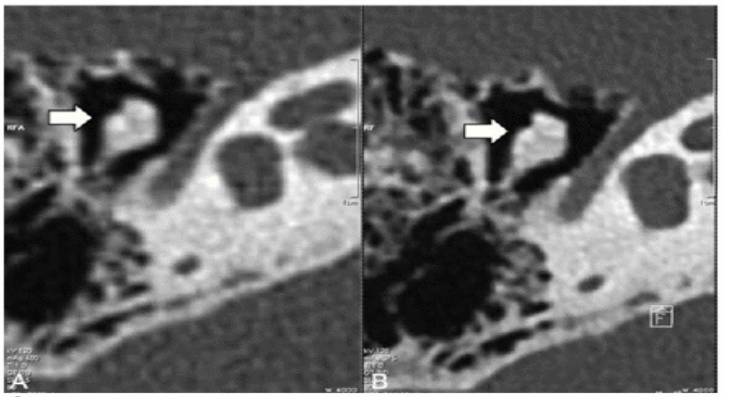


Hình 8. Hình ảnh CLVT Tai xương đá thực hiện tại bệnh viện Đại học Y dược Huế với liều tiêu chuẩn (bên trái, 1,8 mSv) và liều thấp + IR (bên phải, 1,1 mSv). Hình ảnh liều thấp hạt hơn so với liều tiêu chuẩn nhưng khả năng hiện thị các cấu trúc nhỏ là tương đồng.



Hình 9. Hình ảnh các lát cắt axial xương thái dương ở một bệnh nhân 14 tháng tuổi với liều hiệu dụng 1,4 mSv (hình A) và bệnh nhân 16 tháng tuổi với liều hiệu dụng 0,35 mSv (hình B). Phần sau xương bàn đạp (mũi tên 1) và khớp xương bàn đạp sau (mũi tên 2) hiện thị rõ ở cả hai protocol [25]

Xét về độ phân giải không gian và độ nhiễu của hình ảnh, việc sử dụng LDCT kết hợp IR (SAFIRE, Siemens) tạo ra những hình ảnh có độ phân giải cao hơn và độ nhiễu hình ảnh thấp hơn (Hình 10). Leng S. và cộng sự cũng cho thấy sử dụng liều thấp kết hợp thuật toán lặp lại cao cấp giảm độ nhiễu hình ảnh (noise) tới trên 30% trong khi tạo ra hình ảnh tương tự hoặc có độ phân giải tốt hơn thăm khám thường quy [26].



Hình 10. So sánh độ phân giải không gian lát cắt axial qua khớp búa-đe bên phải (mũi tên): (a) thăm khám tiêu chuẩn với thuật toán cổ điển FBP và (b) thăm khám liều thấp sử dụng SAFIRE. Hình b cho thấy độ phân giải không gian cao hơn và ít nhiễu hơn [26]

Ở Bệnh viện Trường Đại học Y Dược Huế, một thăm khám liều tương đối cao (120 kVp, mAs tham chiếu 120, bề dày lát cắt 0,75mm, liều hiệu dụng khoảng từ 1,6 đến 1,8 mSv) đang được áp dụng với chất lượng hình ảnh tối ưu, thoả mãn yêu cầu của phẫu thuật cấy ốc tai điện tử (Hình 8). Bên cạnh đó chúng tôi đã và đang tiến hành một số thử nghiệm liều thấp (110 kVp, mAs tham chiếu 65, bề dày lát cắt 0,75mm, liều hiệu dụng khoảng 1 mSv). Nghiên cứu sơ bộ cho thấy mặc dù chất lượng hình ảnh giảm (noise hơn) nhưng khả năng hiện thị cấu trúc xương con vẫn tương tự protocol liều tiêu chuẩn.

4. HẠN CHẾ VÀ KHẮC PHỤC

Mặc dù nhiều nghiên cứu đã ghi nhận khả năng của thuật toán tái tạo lặp lại và được ứng dụng khá rộng rãi trên lâm sàng, nhưng cũng cho thấy một số hạn chế. Thứ nhất, sự hiện thị quá mức của các hình ảnh (quá mịn, thậm chí che lấp đi hình ảnh thương tổn) khi sử dụng quá nhiều vòng lặp [3]. Do đó kỹ thuật viên cần cân nhắc mức chiếu xạ thích hợp cũng như lựa chọn mức độ lặp lại hay thuật toán phù hợp. Việc này đòi hỏi sự tinh chỉnh phù hợp trước khi ứng dụng lâm sàng. Thứ hai, việc lặp lại dữ liệu thô hoặc sinogram cần thời gian dài hơn và công suất của máy tính tốt hơn. Một số kỹ thuật tái tạo lặp lại có thời gian tái tạo rất lâu, có thể kéo dài từ 30 đến 60 phút cho một tập dữ liệu. Do đó việc sử dụng trên lâm sàng bị hạn chế. Để giảm thời gian có thể sử dụng kết hợp IR và FBP (chỉ khoảng < 1 phút cho một tập dữ liệu đơn lẻ), đồng thời sự kết hợp này có thể giảm sự hiện thị quá mức khi chỉ sử dụng IR đơn lẻ (3). Thứ ba, bệnh nhân béo phì (BMI > 30 kg/m^2) đã từng là một trong những thách thức lớn với IR trong LDCT, nhưng với các thuật toán tái taọ lặp lại cao cấp cho phép áp dụng protocol giảm liều nhưng vẫn đảm bảo chất lượng hình ảnh [4, 12] . Thứ tư, hiệu quả của IR có thể bị giới hạn đối với các cấu trúc có độ tương phản thấp do sự phân định kém giữa các cấu trúc này vì độ nhiễu (các nốt di căn gan, tổn thương nhỏ ở gan, tụy,…). Nhiều phương pháp đã được thực hiện để bảo tồn ranh giới giải phẫu của các cấu trúc hay đường bờ của các tổn thương có độ tương phản thấp trong khi vẫn giảm được độ nhiễu hạt của hình ảnh như neural network và deep learning (Hình 7).

Mặc dù còn tồn tại các hạn chế nêu, nhưng với sự phát triển của khoa học công nghệ, các thuật toán lặp lại chuyên biệt còn được sử dụng để nâng cao chất lượng hình ảnh chẩn đoán trong các trường hợp như tầm soát ung thư (ung thư phổi, ung thư đại trực tràng) ở những bệnh nhân có yếu tố nguy cơ thấp, tầm soát vôi hoá mạch vành, và các trường hợp khác với một liều chiếu xạ tối thiểu. Ngoài ra các thuật toán chuyên biệt giúp nâng cao độ phân giải, độ tương phản, đánh giá các cấu trúc nhỏ, đánh giá stent mạch máu.

5. KẾT LUẬN

Thuật toán tái tạo lặp lại cải thiện chất lượng hình ảnh cắt lớp vi tính liều thấp và được ứng dụng rộng rãi. Sử dụng LDCT kết hợp với thuật toán lặp lại thích hợp cho phép giảm liều chiếu xạ lên tới trên 80% so với liều tiêu chuẩn mà vẫn đảm bảo chất lượng chẩn đoán, từ đó góp phần giảm tổng liều tích luỹ lâu dài trên bệnh nhân.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. Mileto A, Guimaraes LS, McCollough CH, Fletcher JG, Yu L. State of the art in abdominal CT: The limits of iterative reconstruction algorithms. Radiology. 2019;293(3):491–503.

2. Pooler BD, Lubner MG, Kim DH, Chen OT, Li K, et al. Prospective Evaluation of Reduced Dose Computed Tomography for the Detection of Low-Contrast Liver Lesions: Direct Comparison with Concurrent Standard Dose Imaging. Eur Radiol. 2017;27(5):2055–66.

3. Padole A, Khawaja RDA, Kalra MK, Singh S. CT radiation dose and iterative reconstruction techniques. Am J Roentgenol. 2015;204(4):W384–92.

4. Geyer LL, Schoepf UJ, Meinel FG, Nance JW, Bastarrika G, Leipsic JA, et al. State of the Art: Iterative CT reconstruction techniques1. Radiology. 2015;276(2):339–57.

5. Greffier J, Fernandez A, Macri F, Freitag C, Metge L, Beregi JP. Which dose for what image? Iterative reconstruction for CT scan. Diagn Interv Imaging [Internet]. 2013;94(11):1117–21.

6. Rampinelli C, Origgi D, Bellomi M. Low-dose CT: Technique, reading methods and image interpretation. Cancer Imaging. 2012;12(3):548–56.

7. Noise I, Resolution S. Medical Physics and Informatics, Original Research. 2018;(June):1301–8.

8. Miéville FA, Gudinchet F, Brunelle F, Bochud FO, Verdun FR. Iterative reconstruction methods in two different MDCT scanners: Physical metrics and 4-alternative forced-choice detectability experiments - A phantom approach. Phys Medica. 2013;29(1):99–110.

9. McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA physics tutorialfor residents: Topics in CT: Radiation dose in CT. Radiographics. 2002;22(6):1541–53.

10. Macri F, Greffier J, Pereira FR, Mandoul C, Khasanova E, Gualdi G, et al. Ultra-low-dose chest CT with iterative reconstruction does not alter anatomical image quality. Diagn Interv Imaging [Internet]. 2016;97(11):1131–40.

11. Neroladaki A, Botsikas D, Boudabbous S, Becker CD, Montet X. Computed tomography of the chest with model-based iterative reconstruction using a radiation exposure similar to chest X-ray examination: Preliminary observations. Eur Radiol. 2013;23(2):360–6.

12. Lee SW, Kim Y, Shim SS, Lee JK, Lee SJ, Ryu YJ, et al. Image quality assessment of ultra low-dose chest CT using sinogram-affirmed iterative reconstruction. Eur Radiol. 2014;24(4):817–26.

13. Kim Y, Kim YK, Lee BE, Lee SJ, Ryu YJ, Lee JH, et al. Ultra-low-dose CT of the thorax using iterative reconstruction: Evaluation of image quality and radiation dose reduction. Am J Roentgenol. 2015;204(6):1197–202.

14. Baumueller S, Winklehner A, Karlo C, Goetti R, Flohr T, Russi EW, et al. Low-dose CT of the lung: Potential value of iterative reconstructions. Eur Radiol. 2012;22(12):2597–606.

15. Tabatabaei SMH, Talari H, Gholamrezanezhad A, Farhood B, Rahimi H, Razzaghi R, et al. A low-dose chest CT protocol for the diagnosis of COVID-19 pneumonia: a prospective study. Emerg Radiol. 2020;27(6):607–15.

16. Desmet J, Biebaû C, De Wever W, Cockmartin L, Viktor V, Coolen J, et al. Performance of low-dose chest CT as a triage tool for suspected COVID-19 patients. J Belgian Soc Radiol. 2021;105(1):1–8.

17. Gavrielli S, Yan C, Rogalla P, Anconina R, Metser U. Ultra-low dose CT abdomen and pelvis for the detection of acute abdominal pathology in the emergency room: initial experience from an academic hospital. Emerg Radiol. 2021;28(1):15–21.

18. Poletti PA, Becker M, Becker CD, Halfon Poletti A, Rutschmann OT, Zaidi H, et al. Emergency assessment of patients with acute abdominal pain using low-dose CT with iterative reconstruction: a comparative study. Eur Radiol [Internet]. 2017;27(8):3300–9.

19. Kavanagh RG, O'Grady J, Carey BW, McLaughlin PD, O'Neill SB, Maher MM, et al. Low-dose computed tomography for the optimization of radiation dose exposure in patients with Crohn's disease. Gastroenterol Res Pract. 2018;2018.

20. Weinrich JM, Bannas P, Regier M, Keller S, Kluth L, Adam G, et al. Low-dose CT for evaluation of suspected urolithiasis: Diagnostic yield for assessment of alternative diagnoses. Am J Roentgenol. 2018;210(3):557–63.

21. Kulkarni NM, Uppot RN, Eisner BH, Sahani D V. Radiation dose reduction at multidetector CT with adaptive statistical iterative reconstruction for evaluation of urolithiasis: How low can we go? Radiology. 2012;265(1):158–66.

22. Xie Y, Tao J, Liu H, Zang X, Zhang Z, Guo G, et al. The use of low-dose ct with adaptive statistical iterative reconstruction for the diagnosis of urinary calculi. Radiat Prot Dosimetry. 2020;190(2):200–7.

23. Li X, Shu H, Zhang Y, Li X, Song J, Du J, et al. Low-dose CT with adaptive statistical iterative reconstruction for evaluation of urinary stone. Oncotarget. 2018;9(28):20103–11.

24. Tada A, Sato S, Masaoka Y, Kanazawa S. Imaging of the temporal bone in children using low-dose 320-row area detector computed tomography. J Med Imaging Radiat Oncol [Internet]. 2017 Aug;61(4):489–93.

25. Nauer CB, Rieke A, Zubler C, Candreia C, Arnold A, Senn P. Low-dose temporal bone CT in infants and young children: Effective dose and image quality. Am J Neuroradiol. 2011;32(8):1375–80.

26. Leng S, Diehn FE, Lane JI, Koeller KK, Witte RJ, Carter RE, et al. Temporal bone CT: Improved image quality and potential for decreased radiation dose using an ultra-high-resolution scan mode with an iterative reconstruction algorithm. Am J Neuroradiol. 2015;36(9):1599–603.