

GIÁ TRỊ CỦA CẮT LỚP VI TÍNH ĐẾM PHOTON ĐỘ PHÂN GIẢI SIÊU CAO TRONG HÌNH ẢNH TIM MẠCH

Value of Ultra-High-Resolution Photon-Counting Computed Tomography in Cardiovascular Imaging

Ngô Quang Định, Trần Văn Giang*, Tạ Quang Huy**

SUMMARY

Ultra-high-resolution photon-counting computed tomography (UHR-PCCT) is an important advance in cardiovascular imaging, enabled by direct X-ray photon conversion, smaller detector elements, and intrinsic multi-energy data. This focused narrative review combines a literature-based assessment with a practical perspective gained from approximately one year of direct clinical PCCT implementation. PubMed/MEDLINE and official journal websites were searched through August 14, 2026, prioritizing human studies with intraindividual or invasive angiographic comparisons. Current evidence indicates reduced calcium- and stent-related blooming, improved stenosis quantification and in-stent lumen assessment, and more reproducible plaque measurements. In routine practice, however, very thin sections also increase noise, data volume, reconstruction demand, and motion sensitivity. The real clinical value is currently greatest in severe calcification, prior stenting, small vessels, and otherwise indeterminate conventional examinations; routine use in every patient is not yet justified.

Keywords: *photon-counting computed tomography; ultra-high resolution; coronary artery; stent; atherosclerotic plaque.*

* Trung tâm Chẩn đoán hình ảnh và Điện quang can thiệp, Bệnh viện Đa khoa Phương Đông

I. ĐẶT VẤN ĐỀ

Chụp cắt lớp vi tính mạch vành (coronary computed tomography angiography - CCTA) là phương pháp không xâm lấn quan trọng để loại trừ bệnh động mạch vành và định hướng xử trí. Tuy nhiên, CT đầu dò tích hợp năng lượng (energy-integrating detector - EID) còn hạn chế khi có vôi hóa nặng, stent hoặc lòng mạch nhỏ. Hiệu ứng thể tích riêng phần và blooming có thể phóng đại calci hay mất stent, gây hẹp giả lòng mạch, tăng dương tính giả và dẫn đến thăm dò xâm lấn không cần thiết [1], [3].

Cắt lớp vi tính đếm photon (photon-counting computed tomography - PCCT) chuyển đổi trực tiếp photon tia X thành xung điện, cho phép phân loại theo năng lượng và sử dụng phần tử đầu dò nhỏ hơn. Đây là nền tảng của hình ảnh độ phân giải siêu cao (ultra-high resolution - UHR), với tiềm năng giảm số đoạn không chẩn đoán được và tăng độ tin cậy của phép đo ở những tình huống vốn là điểm yếu của CCTA [1-3].

Xuất phát từ khoảng một năm trực tiếp triển khai UHR-CCTA trên hệ thống PCCT lâm sàng, chúng tôi nhận thấy câu hỏi quan trọng không phải hình ảnh có sắc nét hơn hay không, mà là UHR có giúp chẩn đoán chính xác hơn ở người bệnh khó và hỗ trợ quyết định lâm sàng tốt hơn hay không. Vì vậy, bài viết tổng hợp cơ sở vật lý, tối ưu kỹ thuật và bằng chứng lâm sàng, tập trung vào vôi hóa, stent, mạch nhỏ và mảng xơ vữa; đồng thời phân tích thẳng thắn các đánh đổi về nhiễu, liều tia, chuyển động và khối lượng dữ liệu.

II. NỘI DUNG TỔNG QUAN

1. Phương pháp thu thập và tổng hợp tài liệu

Đây là tổng quan y văn mô tả có định hướng. PubMed/MEDLINE và trang chính thức của các tạp chí được tìm kiếm đến ngày 14/8/2026 bằng các từ khóa “photon-counting CT”, “ultra-high resolution”, “coronary CT angiography”, “coronary calcification”, “coronary stent”, “plaque quantification” và “CAD-RADS”. Ưu tiên nghiên cứu gốc trên người, đối chiếu nội cá thể hoặc với chụp mạch vành xâm lấn, cùng các tài liệu nền tảng và

đồng thuận báo cáo CCTA. Do khác biệt về protocol và đối tượng, kết quả được tổng hợp mô tả, không phân tích gộp. Kinh nghiệm triển khai tại cơ sở được sử dụng để làm rõ các vấn đề kỹ thuật và khả năng ứng dụng, không được xem là dữ liệu nghiên cứu và không thay thế bằng chứng y văn. Chất lượng hình ảnh, độ chính xác chẩn đoán và tác động đến quyết định lâm sàng được xem là ba tầng bằng chứng riêng biệt.

2. Cơ sở vật lý và ý nghĩa của độ phân giải siêu cao

Ở EID-CT, tia X được chuyển thành ánh sáng rồi thành tín hiệu điện; năng lượng của các photon được tích hợp thành tín hiệu tổng. PCCT sử dụng vật liệu bán dẫn để chuyển đổi trực tiếp photon thành xung điện, trong đó biên độ xung phản ánh năng lượng photon. Cơ chế này giảm ảnh hưởng của nhiễu điện tử, tăng hiệu suất hình học và tạo dữ liệu đa năng lượng trong mỗi lần quét [1], [2].

Phần tử đầu dò nhỏ cho phép tái tạo lát 0,2-0,4mm, increment 0,1-0,2 mm, ma trận 1024 và trường nhìn nhỏ. Voxel nhỏ giảm trung bình hóa giữa calci, mất stent, thuốc cản quang và mô mềm, nhờ đó ranh giới lòng mạch-thành mạch rõ hơn và blooming giảm [2], [3]. Dữ liệu phổ nội tại còn hỗ trợ ảnh đơn sắc ảo và bản đồ iod; ảnh keV thấp tăng tương phản iod, trong khi keV cao có thể giảm beam hardening quanh calci hoặc kim loại. Trong thực hành trên NAEOTOM Alpha, cần phân biệt rõ UHR/Quantum HD Cardiac là chế độ thu nhận dữ liệu độ phân giải cao, còn Bv72 hay các kernel sắc khác là lựa chọn tái tạo; hai khái niệm này không nên dùng thay thế cho nhau.

Độ phân giải không gian cao không đồng nghĩa chất lượng tối ưu trong mọi trường hợp. Khi voxel nhỏ đi, số photon trung bình trong voxel giảm và nhiễu tăng; lợi ích UHR chỉ được duy trì khi định tâm chính xác, đủ photon, trường nhìn nhỏ, kernel phù hợp và tái tạo lặp. Các hiệu ứng đặc thù của detector như chồng xung và chia sẻ điện tích đã được hiệu chỉnh đáng kể nhưng chưa bị loại bỏ hoàn toàn. Vì vậy, mục tiêu thực hành là độ phân giải đủ để phân định lòng mạch trong khi vẫn duy trì tỷ số tương phản-nhiễu và độ tin cậy của phép đo [1], [2].

Bảng 1. So sánh các đặc tính liên quan đến hình ảnh tim mạch giữa EID-CT và PCCT

Đặc tính	EID-CT	PCCT/UHR	Ý nghĩa lâm sàng
Chuyển đổi tín hiệu	Tia X → ánh sáng → điện	Tia X → điện trực tiếp; đếm từng photon	Giảm tổn thất tín hiệu, có thông tin năng lượng
Độ phân giải	Thường 0,5-0,6 mm	Lát 0,2-0,4 mm; voxel nhỏ hơn	Giảm hiệu ứng thể tích riêng phần và hiện tượng phóng đại hình ảnh
Nhiều điện tử	Hiện diện, đáng kể ở liều thấp	Có thể loại theo ngưỡng năng lượng	Cải thiện CNR trong protocol phù hợp
Dữ liệu phổ	Phụ thuộc chế độ thu nhận	Nội tại trong mỗi lần quét	VMI, iod map, hỗ trợ đặc trưng mô
Calci/stent	Dễ phóng đại hình ảnh calci/stent, che lấp lòng mạch	Phân định bờ tốt hơn	Giảm hẹp giả, tăng khả năng đọc stent
Đánh đổi	Dữ liệu ít hơn	Nhiều lát mỏng, dữ liệu lớn, tái tạo nặng	Cần chọn đúng người bệnh và kernel/QIR

3. Thu nhận, tái tạo và kiểm soát chất lượng

Qua thực tế triển khai, chúng tôi nhận thấy UHR không thể bù cho chuyển động tim. Một ca có độ phân giải không gian rất cao nhưng nhịp dao động, ngoại tâm thu, nín thở không tốt hoặc bolus cản quang không ổn định vẫn có thể không chẩn đoán được. Vì vậy, kiểm soát nhịp, luyện nín thở, đặt người bệnh đúng tâm máy, lựa chọn cửa sổ pha và tiêm cản quang vẫn là nền tảng; UHR nên ưu tiên cho mảng vôi hóa dày, stent nhỏ hoặc nhiều stent, mạch nhỏ, phân nhánh và kết quả thường quy không xác định.

Trước chụp cần ghi nhận tiền sử stent (vị trí và đường kính stent ghi trong hồ sơ can thiệp, nếu có), phẫu thuật bắc cầu, chức năng thận, khả năng nín thở và nguy cơ phản ứng thuốc cản quang. Trong CCTA-UHR, nhịp 60-65 chu kỳ/phút là điều kiện thuận lợi nhưng không nên xem là ngưỡng loại trừ tuyệt đối; độ ổn định của nhịp, khả năng chọn đúng pha và sự hợp tác của người bệnh nhiều khi quan trọng hơn một con số đơn lẻ. Thuốc chẹn beta và nitroglycerin được cân nhắc theo chỉ định, chống chỉ định và quy trình của cơ sở. Lưu lượng, nồng độ iod, thể tích và thời gian tiêm phải tạo đậm độ ổn định trong toàn bộ cây mạch vành; không nên đồng thời giảm liều tia và lượng cản quang đến mức làm chất lượng mất ổn định.

Từ kinh nghiệm đọc phim hằng ngày, một bộ tái tạo duy nhất thường không đủ cho các ca khó. Chúng tôi ưu tiên tái tạo song song một bộ axial UHR với kernel sắc để đánh giá calci/stent và một bộ cân bằng nhiễu để khảo sát tổng thể, sau đó đọc đối chiếu trên axial nguồn, CPR và MPR vuông góc lòng mạch. Kernel quá sắc gây hình hạt và sai phân đoạn; kernel quá mềm làm mất ưu thế UHR. VRT/cinematic rendering hữu ích để mô tả giải phẫu nhưng không dùng đo hẹp. Báo cáo nên theo CAD-RADS 2.0; hẹp trung gian vẫn cần phối hợp CT-FFR, tưới máu hoặc thăm dò chức năng theo bối cảnh [12]. Liều bức xạ cần được theo dõi bằng các chỉ số CTDIvol và DLP thực tế, đồng thời bảo đảm mức liều thấp nhất có thể mà vẫn duy trì chất lượng chẩn đoán.

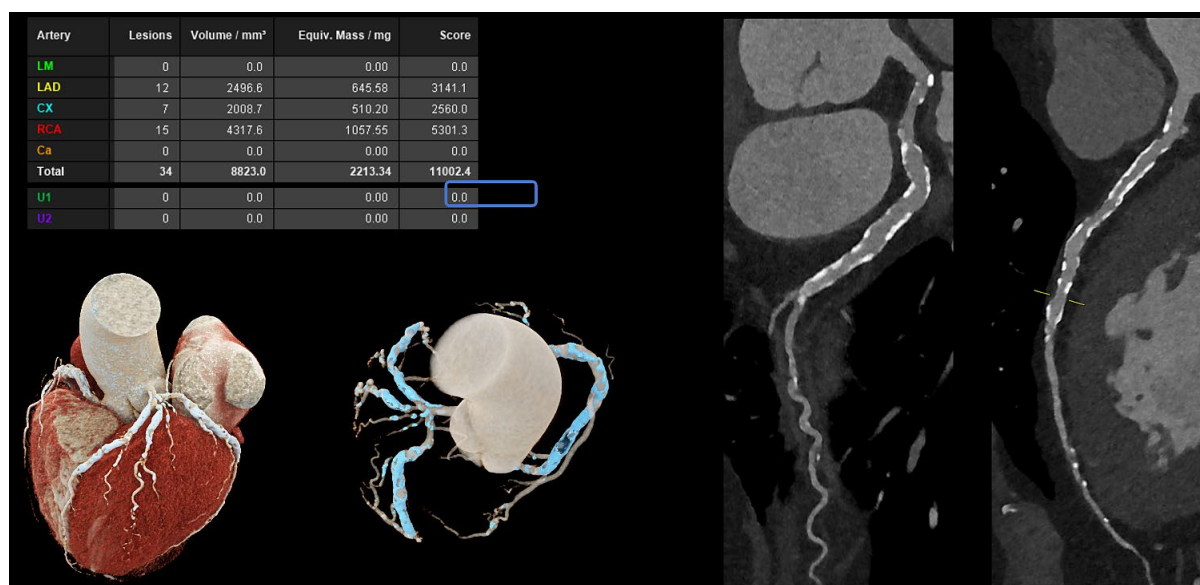
4. Vôi hóa nặng: giảm đánh giá quá mức mức độ hẹp

Vôi hóa nặng là chỉ định có bằng chứng thuyết phục nhất. Hagar và cộng sự ghi nhận độ nhạy 96%, độ đặc hiệu 84% và độ chính xác 88% trên mức người bệnh khi đối chiếu chụp mạch xâm lấn ở quần thể nguy cơ cao [4]. Halfmann và cộng sự cho thấy ở 161 tổn thương vôi hóa, trung vị hẹp đường kính giảm từ 41,5% với lát 0,6 mm xuống 34,8% với lát 0,4 mm và 26,7% với UHR 0,2 mm;

62/114 người bệnh (54,4%) được chuyển xuống nhóm CAD-RADS thấp hơn [5].

Sự giảm mức hẹp phản ánh giảm phần hẹp giả do blooming, không phải làm “mất” bệnh. Nghiên cứu đối chiếu nội cá thể xác nhận UHR cho số đo hẹp thấp hơn, đặc biệt ở mảng xơ vữa vôi hóa [8]. Nghiên cứu tiến cứu năm 2026 cho thấy mức hẹp trung bình giảm từ 29,4% trên EID-CT xuống 24,3% trên PCCT; CAD-RADS thay đổi ở 31/82 người bệnh có hẹp. Trong đó, 20 trường hợp được hạ mức do giảm blooming; ở 11 trường hợp khác, EID-CT bỏ sót tổn thương vôi hóa nhỏ do hiệu ứng thể tích riêng phần, trong khi PCCT nhận diện được vị trí hẹp [11]. Như vậy, UHR vừa giảm dương tính giả vừa có thể hạn chế bỏ sót tổn thương nhỏ.

Trong thực hành, calcium score rất cao không đồng nghĩa chắc chắn thất bại, nhưng vôi hóa đồng tâm kéo dài, nhịp nhanh/không đều, béo phì và mạch rất nhỏ vẫn làm giảm độ đặc hiệu [10]. Trường hợp minh họa trong Hình 1 có điểm Agatston 11.002,4 cho thấy UHR giúp theo dõi lòng mạch tốt hơn qua các đoạn vôi hóa lan tỏa, song không loại bỏ hoàn toàn giới hạn của blooming. Vì vậy, calcium score không nên là ngưỡng duy nhất để quyết định UHR hay chụp xâm lấn. Khi UHR làm thay đổi mức hẹp quanh ngưỡng 50% hoặc 70%, quyết định cần tích hợp triệu chứng, xác suất tiền nghiệm, gánh nặng mảng xơ vữa và đánh giá chức năng nhằm tránh cả can thiệp quá mức lẫn bỏ qua thiếu máu cơ tim.



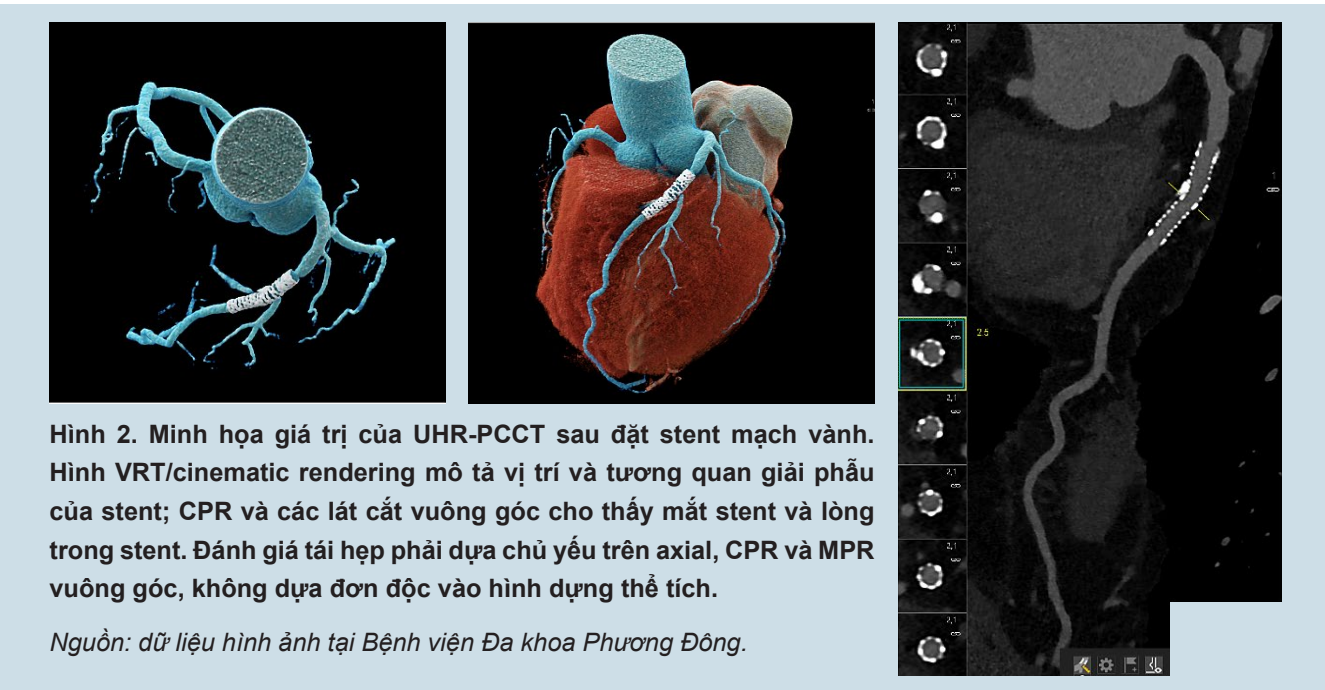
Hình 1. Minh họa một trường hợp vôi hóa động mạch vành rất nặng (điểm Agatston 11.002,4). Tái tạo thể tích và CPR cho phép theo dõi lòng mạch dọc theo các đoạn vôi hóa lan tỏa; UHR giúp giảm blooming nhưng không loại bỏ hoàn toàn giới hạn ở vôi hóa đồng tâm và kéo dài.

Nguồn: dữ liệu hình ảnh tại Bệnh viện Đa khoa Phương Đông.

5. Đánh giá stent mạch vành

Đánh giá lòng stent trên CCTA truyền thống bị giới hạn bởi blooming của mắt stent, beam hardening và đường kính stent. Từ góc độ thực hành, giá trị không nằm ở việc hình stent trông đẹp hơn, mà ở khả năng xác định lòng stent có thực sự đánh giá được và có thể loại trừ tái hẹp hay không. Trong nghiên cứu 18 người bệnh

với 44 stent, Hagar và cộng sự ghi nhận độ nhạy và giá trị dự báo âm 100%, độ đặc hiệu 87,2-92,3% và độ chính xác 88,6-93,2% khi đối chiếu chụp mạch xâm lấn [6]. Kết quả này rất đáng chú ý, nhưng số stent tái hẹp còn nhỏ và vẫn có stent không đủ chất lượng chẩn đoán; vì vậy chưa thể thay thế chụp mạch xâm lấn trong mọi trường hợp.



Qin và cộng sự đánh giá 131 stent, ghi nhận độ chính xác khoảng 88,0% với UHR so với 78,3% ở tái tạo chuẩn [7]. Lợi ích thường rõ ở stent nhỏ, mắt stent dày hoặc nhiều stent nối tiếp. Tuy nhiên, kim loại, chuyển động, lệch tâm và calci sát stent có thể tạo ảnh giả phức hợp; kết luận phải dựa trên axial, CPR, MPR vuông góc và đoạn tham chiếu, không dựa đơn độc vào VRT.

Trong báo cáo hằng ngày, chúng tôi cho rằng cần nêu rõ vị trí stent, mức đánh giá được, tình trạng lòng stent, mức độ và chiều dài nghi tái hẹp, cùng đoạn bờ gần-bờ xa. Nếu một phần stent không đánh giá được phải ghi rõ giới hạn, không suy diễn từ đoạn còn lại. UHR-PCCT phù hợp nhất như một “gatekeeper” ở người bệnh nguy cơ thấp-trung bình, triệu chứng ổn định và chất lượng chụp tốt; hội chứng vành cấp, xác suất tái hẹp cao hoặc tổn thương cần can thiệp vẫn có ngưỡng thấp để chụp mạch xâm lấn [6], [7].

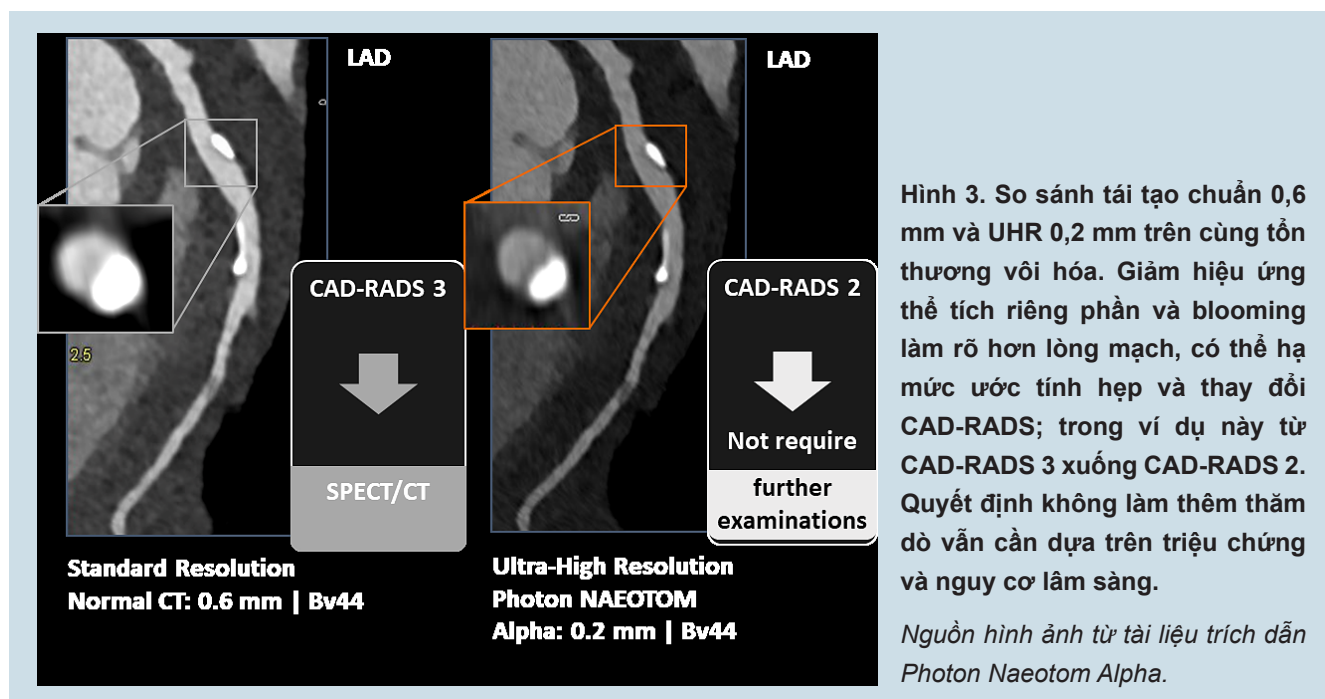
6. Mạch nhỏ, phân nhánh và định lượng mảng xơ vữa

Độ phân giải cao hữu ích ở nhánh chéo, bờ tù, động mạch xuống sau, đoạn xa và mạch 1,5-2,0 mm nhờ giảm thể tích riêng phần, giúp phân biệt thành-lòng mạch và mảng xơ vữa hỗn hợp. Tuy nhiên, bằng chứng có chuẩn

xâm lấn cho từng loại nhánh còn hạn chế; không nên suy rộng từ hình ảnh sắc nét sang lợi ích kết cục.

Định lượng mảng xơ vữa trên UHR không thể so sánh trực tiếp với các ngưỡng được xây dựng trên EID-CT. Ở 48 người bệnh với 164 mảng xơ vữa, Vecsey-Nagy và cộng sự ghi nhận tổng thể tích mảng xơ vữa trung vị trên UHR thấp hơn gần một phần ba, chủ yếu do giảm hiệu ứng thể tích riêng phần; tính nhất quán của phép đo mảng xơ vữa giảm tỷ trọng được cải thiện cả khi cùng một người đọc lặp lại và giữa những người đọc [9]. Bộ lọc tái tạo, độ dày lát cắt, mức keV và phần mềm đều ảnh hưởng đến phân đoạn, vì vậy cần có quy trình chụp và dữ liệu chuẩn riêng cho PCCT.

Trong theo dõi tiến triển xơ vữa hoặc đáp ứng hạ lipid, chúng tôi đặc biệt thận trọng khi so sánh định lượng giữa EID-CT và PCCT, bởi khác biệt do hệ thống có thể lớn hơn thay đổi sinh học trong thời gian ngắn. Nghiên cứu dọc cần giữ cùng hệ thống, điện thế, pha, độ dày lát, kernel, mức tái tạo lặp, mức keV và phiên bản phần mềm; nếu chuyển từ EID sang PCCT, lần chụp PCCT đầu tiên nên được xem như đường cơ sở mới, không nên vội kết luận mảng xơ vữa tiến triển hoặc thoái triển chỉ từ chênh lệch thể tích giữa hai thế hệ máy.



Bảng 2. Một số bằng chứng lâm sàng trọng tâm về UHR-PCCT mạch vành

Nghiên cứu	Thiết kế/đối tượng	Kết quả chính	Ý nghĩa và giới hạn
Hagar, 2023 [4]	68 người bệnh nguy cơ cao; ICA	Độ nhạy 96%, đặc hiệu 84%, chính xác 88%/người bệnh	Hiệu năng cao trong calci/stent; nghiên cứu đơn thể hệ máy
Halfmann, 2024 [5]	114 người bệnh; tái tạo 0,6/0,4/0,2 mm	Hẹp calci 41,5% → 26,7%; hạ CAD-RADS 54,4%	Cho thấy tác động blooming; không phải nghiên cứu kết cục
Hagar, 2024 [6]	18 người bệnh, 44 stent; ICA	Độ nhạy và NPV 100%; accuracy 88,6-93,2%	Hứa hẹn loại trừ ISR; số ca ISR nhỏ
Qin, 2024 [7]	131 stent; so sánh tái tạo	Accuracy 88,0% UHR so với 78,3% chuẩn	Kernel phụ thuộc nhà sản xuất
Vecsey-Nagy, 2024 [8]	So sánh nội cá thể EID và UHR	Giảm định lượng hẹp, nhất là mảng xơ vữa vôi hóa	Không dùng ngưỡng EID một cách máy móc
Vecsey-Nagy, 2025 [9]	48 người bệnh, 164 mảng xơ vữa	Thể tích mảng xơ vữa giảm gần 1/3; phép đo mảng giảm tỷ trọng nhất quán hơn	Không so sánh dọc giữa hai detector
Demmert, 2025/2026 [10]	Calcium burden cao; ICA	Duy trì hiệu năng ở Agatston rất cao	Độ đặc hiệu vẫn phụ thuộc chất lượng
McCollough, 2026 [11]	112 người bệnh; EID và PCD cùng ngày	PDS giảm 17,3%; CAD-RADS đổi 31/82	Có cả hạ mức và phát hiện hẹp bị EID bỏ sót

7. Giá trị ngoài lòng mạch vành

Ngoài CCTA, PCCT có tiềm năng trong đánh giá tưới máu và tăng quang muộn cơ tim, bệnh van tim, lập kế hoạch TAVI, động mạch chủ và mạch ngoại biên nhờ dữ liệu phổ và hiệu suất tương phản iod [1-3]. Tuy nhiên, UHR và spectral là hai ưu thế liên quan nhưng không đồng nhất: stent cần ưu tiên độ phân giải không gian-thời gian, tưới máu cần CNR-thời gian, đặc trưng mô cần phổ, còn mạch lớn cần trường nhìn và tốc độ. Không một protocol tối ưu đồng thời mọi mục tiêu; PCCT cũng chưa thay thế MRI trong đặc trưng mô cơ tim.

8. Lựa chọn người bệnh và quy trình ứng dụng

Sau khoảng một năm triển khai, cách tiếp cận thực tế của chúng tôi là không sử dụng UHR đại trà. UHR nên được cân nhắc trước chụp khi người bệnh có stent, calcium score cao, bệnh mạch vành lan tỏa, cần đánh giá nhánh

nhỏ hoặc khi kết quả thường quy dự kiến khó xác định. Ngược lại, ở người trẻ, calcium score thấp, nhịp chậm đều và mục tiêu đơn thuần là loại trừ bệnh mạch vành, protocol thường quy được tối ưu tốt thường đã đủ, trong khi UHR làm tăng khối lượng dữ liệu và thời gian tái tạo.

Quy trình chúng tôi áp dụng có thể khái quát theo ba thời điểm: trước chụp xác định xác suất tiền nghiệm, tiền sử stent/calci và câu hỏi chính; trong chụp lựa chọn chế độ theo nhịp, độ đều của nhịp, thể trạng, khả năng nín thở và bolus iod; sau chụp lựa chọn pha, kernel, mức năng lượng và chỉ tái tạo UHR bổ sung khi có khả năng thay đổi chẩn đoán. Cách làm này giúp tránh hai thái cực: bỏ lỡ UHR ở ca thực sự cần và tạo quá nhiều series UHR không làm tăng giá trị. Hội chẩn tim mạch-hình ảnh đặc biệt cần thiết khi kết quả nằm quanh ngưỡng quyết định hoặc bất tương hợp với triệu chứng.

Bảng 3. Đề xuất thực hành khi lựa chọn UHR-PCCT mạch vành

Tình huống	Vai trò UHR	Yêu cầu kỹ thuật/đọc ảnh	Lưu ý quyết định
Vôi hóa dày, đồng tâm; hẹp không xác định	Chỉ định ưu tiên	0,2 mm; FOV nhỏ; kernel sắc + tái tạo lặp; MPR vuông góc	Đối chiếu triệu chứng và test chức năng; tránh hạ mức tự động
Stent nhỏ/nhiều stent/nghi ISR	Chỉ định ưu tiên	Kiểm soát nhịp; nhiều kernel; CPR + axial + MPR	Chất lượng không đủ hoặc nghi ISR nặng vẫn cần ICA
Mạch nhỏ, phân nhánh, mảng xơ vữa phức tạp	Có lợi chọn lọc	Matrix 1024; lát mỏng; đọc đa mặt phẳng	Thận trọng với ngưỡng HU và phần mềm phân tích mảng xơ vữa
Calcium score thấp, không stent	Thường không cần UHR	Protocol thường quy tối ưu liều	Ưu tiên tốc độ, liều và độ ổn định
Nhịp nhanh/loạn nhịp, không nín thở	Lợi ích bị giới hạn	Ưu tiên temporal resolution và cửa sổ pha	UHR không sửa được motion artifact

Sau triển khai, cơ sở nên theo dõi tỷ lệ đoạn không đánh giá được, tỷ lệ stent đọc được, mức phù hợp CCTA-ICA, thay đổi CAD-RADS, CTDIvol/DLP, thời gian tái tạo-đọc, downstream testing và tỷ lệ thay đổi xử trí. Các chỉ số này phản ánh giá trị thực tế tốt hơn đánh giá chủ quan về độ đẹp hình ảnh.

9. Hạn chế và nguy cơ diễn giải quá mức

Phần lớn bằng chứng hiện có là nghiên cứu đơn

trung tâm, cỡ mẫu vừa hoặc nhỏ, trên một thể hệ máy và nhóm chuyên gia giàu kinh nghiệm. Tính khái quát bị hạn chế bởi khác biệt nhà sản xuất, độ phân giải thời gian, thuật toán tái tạo và cách xử lý đoạn không chẩn đoán được. Những nhận định từ kinh nghiệm một năm triển khai tại một cơ sở trong bài viết này nhằm làm rõ bối cảnh ứng dụng, không phải là bằng chứng thay thế cho nghiên cứu tiến cứu. Dữ liệu về stent rất nhỏ, Agatston cực cao, kết cục tim mạch và hiệu quả chi phí còn thiếu.

UHR giảm blooming nhưng không bảo đảm mọi trường hợp hạ CAD-RADS đều đúng nếu thiếu chuẩn tham chiếu; ngược lại, voxel nhỏ có thể bộc lộ tổn thương bị EID trung bình hóa. Định lượng mảng xơ vữa phụ thuộc mạnh vào kernel, độ dày lát, keV và phần mềm. Chi phí lưu trữ, tải đọc và liều tia cũng cần được kiểm soát; UHR không mặc nhiên đồng nghĩa liều thấp, đặc biệt nếu tăng mAs để làm mịn lát 0,2 mm.

10. Hướng nghiên cứu và phát triển

Nghiên cứu tiếp theo cần chuyển trọng tâm từ chất lượng hình ảnh sang giá trị người bệnh: nghiên cứu đa trung tâm đối chiếu ICA và kết cục; ngưỡng lựa chọn theo calcium score, kích thước stent và xác suất tiền nghiệm; chuẩn hóa tái tạo, ngưỡng HU và phân đoạn mảng xơ vữa; đánh giá liều tia, iod, thời gian xử lý và hiệu quả chi phí; tích hợp CT-FFR, tưới máu, dữ liệu phổ và trí tuệ nhân tạo.

Các thử nghiệm nên báo cáo bộ tiêu chí lõi gồm tỷ lệ đoạn/stent chẩn đoán được, độ chính xác theo người bệnh và đoạn, thay đổi CAD-RADS, mức phù hợp với ICA/QCA, thay đổi chỉ định chụp mạch hoặc tái thông, liều tia, lượng iod, thời gian đọc, biến cố tim mạch và chi phí. Công bố đầy đủ ca không chẩn đoán được và dữ liệu

đa trung tâm chuẩn hóa là điều kiện để giảm thiên lệch và phát triển AI có khả năng khái quát.

III. KẾT LUẬN

Từ góc độ người trực tiếp sử dụng PCCT trong khoảng một năm, chúng tôi cho rằng giá trị thực sự của UHR không phải chỉ là tạo ra hình ảnh sắc nét hơn. Giá trị lớn nhất là chuyển một số ca khó - đặc biệt ở người bệnh vôi hóa nặng, có stent, mạch nhỏ hoặc kết quả CCTA thường quy không xác định - thành kết quả đủ tin cậy để định hướng xử trí. Nhận định này phù hợp với bằng chứng hiện tại về giảm blooming, cải thiện định lượng hẹp, đánh giá lòng stent và độ lặp lại của phân tích mảng xơ vữa, nhưng không đồng nghĩa UHR nên được áp dụng đại trà.

UHR không thay thế kiểm soát nhịp, lựa chọn protocol, đọc đa mặt phẳng và phối hợp dữ liệu chức năng. Trong thực hành, một protocol phù hợp với đúng người bệnh có giá trị hơn việc luôn lựa chọn độ phân giải cao nhất. Các giới hạn về nhiễu, chuyển động, liều, dữ liệu, tính phụ thuộc nhà sản xuất và thiếu bằng chứng kết cục cần được thừa nhận. Chuẩn hóa protocol và nghiên cứu đa trung tâm sẽ quyết định liệu ưu thế kỹ thuật có chuyển thành cải thiện bền vững về chẩn đoán, chi phí và kết cục người bệnh hay không.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. Willemink MJ, Persson M, Pourmorteza A, Pelc NJ, Fleischmann D. Photon-counting CT: technical principles and clinical prospects. *Radiology*. 2018;289(2):293-312. doi:10.1148/radiol.2018172656.
2. Rajendran K, Petersilka M, Henning A, et al. Full field-of-view, high-resolution, photon-counting detector CT: technical assessment and initial patient experience. *Phys Med Biol*. 2021;66(20):205019. doi:10.1088/1361-6560/ac155e.
3. Si-Mohamed SA, Boccacini S, Lacombe H, et al. Coronary CT angiography with photon-counting CT: first-in-human results. *Radiology*. 2022;303(2):303-313. doi:10.1148/radiol.211780.
4. Hagar MT, Soschynski M, Saffar R, et al. Accuracy of ultrahigh-resolution photon-counting CT for detecting coronary artery disease in a high-risk population. *Radiology*. 2023;307(5):e223305. doi:10.1148/radiol.223305.
5. Halfmann MC, Bockius S, Emrich T, et al. Ultrahigh-spatial-resolution photon-counting detector CT angiography of coronary artery disease for stenosis assessment. *Radiology*. 2024;310(2):e231956. doi:10.1148/radiol.231956.
6. Hagar MT, Soschynski M, Saffar R, et al. Ultra-high-resolution photon-counting detector CT in evaluating coronary stent patency: a comparison to invasive coronary angiography. *Eur Radiol*. 2024;34(7):4273-4283. doi:10.1007/s00330-023-10516-3.

7. Qin L, Zhou S, Dong H, et al. Improvement of coronary stent visualization using ultra-high-resolution photon-counting detector CT. *Eur Radiol.* 2024;34(10):6568-6577. doi:10.1007/s00330-024-10760-1.

8. Vecsey-Nagy M, Tremamunno G, Schoepf UJ, et al. Intraindividual comparison of ultrahigh-spatial-resolution photon-counting detector CT and energy-integrating detector CT for coronary stenosis measurement. *Circ Cardiovasc Imaging.* 2024;17(10):e017112. doi:10.1161/CIRCIMAGING.124.017112.

9. Vecsey-Nagy M, Tremamunno G, Schoepf UJ, et al. Coronary plaque quantification with ultrahigh-spatial-resolution photon-counting detector CT: intraindividual comparison with energy-integrating detector CT. *Radiology.* 2025;314(3):e241479. doi:10.1148/radiol.241479.

10. Demmert TT, Klambauer K, Moser LJ, et al. Ultra-high resolution photon-counting detector coronary CT angiography: diagnostic accuracy in patients with high Agatston scores. *Eur Radiol.* 2026;36(5):4017-4025. doi:10.1007/s00330-025-12158-z.

11. McCollough CH, Davis AK, Weber NM, et al. Prospective comparison of ultra-high-resolution photon-counting detector CT coronary angiography versus conventional CT. *Br J Radiol.* 2026;99(1177):73-82. doi:10.1093/bjr/tqaf220.

12. Cury RC, Leipsic J, Abbara S, et al. CAD-RADS 2.0 - 2022 Coronary Artery Disease-Reporting and Data System: an expert consensus document. *JACC Cardiovasc Imaging.* 2022;15(11):1974-2001. doi:10.1016/j.jcmg.2022.07.002.

TÓM TẮT

Cắt lớp vi tính đếm photon độ phân giải siêu cao (UHR-PCCT) là bước tiến quan trọng trong hình ảnh tim mạch nhờ cơ chế chuyển đổi trực tiếp tia X thành tín hiệu điện, sử dụng các điểm thu nhận tín hiệu có kích thước nhỏ và đồng thời ghi nhận thông tin ở nhiều mức năng lượng trong mỗi lần quét. Bài tổng quan có định hướng này kết hợp phân tích y văn với góc nhìn thực hành sau khoảng một năm trực tiếp triển khai PCCT, tập trung vào cơ sở kỹ thuật, bằng chứng lâm sàng và lựa chọn người bệnh cho chụp mạch vành UHR. Tài liệu được tìm kiếm trên PubMed/MEDLINE và trang chính thức của các tạp chí đến ngày 14/8/2026, ưu tiên nghiên cứu trên người, đối chiếu nội cá thể hoặc với chụp mạch xâm lấn. Bằng chứng hiện có cho thấy UHR-PCCT giảm blooming do calci và stent, cải thiện định lượng hẹp, khả năng đánh giá lòng stent và tính nhất quán khi đo mảng xơ vữa. Tuy nhiên, kinh nghiệm thực hành cũng cho thấy lát cắt rất mỏng làm tăng nhiễu, khối lượng dữ liệu và độ nhạy với chuyển động. Giá trị lâm sàng thực sự hiện nay tập trung ở người bệnh vôi hóa nặng, có stent, mạch nhỏ hoặc kết quả CCTA thường quy không xác định; chưa có cơ sở áp dụng đại trà.

***Từ khóa:** cắt lớp vi tính đếm photon; độ phân giải siêu cao; động mạch vành; stent; mảng xơ vữa.*

Người liên hệ: Ngô Quang Định. Email: dinhcdha@gmail.com

Ngày nhận bài: 17/08/2026. Ngày nhận phản biện: 20/08/2026. Ngày chấp nhận đăng: 25/08/2026