

CHƯƠNG 1 GIỚI THIỆU CHUNG

1.1 Đặt vấn đề và lý do chọn đề tài

X-Quang soi chiếu là phương pháp sử dụng tia X, cho phép quan sát hình ảnh của cơ quan bên trong cơ thể của bệnh nhân theo thời gian thực và có độ phân giải thời gian cao. Khi thực hiện quy trình X-Quang can thiệp bác sĩ sẽ rạch một đường nhỏ sau đó sử dụng kim và ống thông luồn vào bên trong cơ thể bệnh nhân để điều trị bệnh, những thao tác này cần kết hợp với hình ảnh y tế để các bác sĩ hình dung các cấu trúc bên trong, vì vậy X-Quang can thiệp là một trong những quy trình điều trị khó về kỹ thuật đòi hỏi thời gian phơi nhiễm bức xạ lâu. Can thiệp tim mạch là cắt mảng xơ vữa mạch vành, nong mạch vành, đặt ống đỡ động mạch (stent) là những phương pháp được thực hiện thông qua ống thông trong khi chụp X-Quang mạch máu để điều trị động mạch hẹp hoặc bị tắc. Thông thường một ca X-Quang can thiệp đơn giản có thể mất ít nhất khoảng mười mấy phút, nhưng hầu hết các thủ thuật đều mất khoảng hơn một tiếng đồng hồ [1]. Do sở hữu những lợi ích vượt trội đáp ứng những yêu cầu về ít xâm lấn và chi phí ít, thời gian tiến hành nhanh hơn và thời gian hồi phục nhanh hơn so với phẫu thuật thông thường nên X-Quang can thiệp được lựa chọn sử dụng nhiều trong thời gian gần đây.

Các thiết bị y tế hiện nay, được giới thiệu khi sử dụng sẽ có xu hướng giảm mức độ liều bức xạ cho bệnh nhân nhưng cùng với những tiến bộ của các thiết bị này và sự phức tạp của các thủ thuật ngày càng tăng lên, số lượng ca can thiệp cần thực hiện ngày càng nhiều dẫn đến việc thời gian bác sĩ làm việc càng lâu trong môi trường bức xạ làm tăng nguy cơ rủi ro phơi nhiễm bức xạ, vì vậy cần phải có những thông tin về phân bố liều trong phòng X-Quang can thiệp thì mới áp dụng được hiệu quả các biện pháp bảo vệ chống bức xạ[2] [3]. Theo báo cáo của tổ chức Ủy ban khoa học Liên hợp quốc về tác động của bức xạ nguyên tử 2020-2021[4] từ 57 quốc gia trên thế giới số các ca sử dụng X-quang can thiệp dao động mỗi năm khoảng 17,5 triệu đến 23,6 triệu thủ tục can thiệp.

Quá trình X-quang can thiệp không chỉ bệnh nhân là người duy nhất chịu ảnh hưởng rủi ro bức xạ mà cả bác sĩ và nhân viên y tế do ở quá gần nguồn bức xạ tán xạ với sự phơi nhiễm kéo dài trong quá trình làm thủ thuật. Đã có nhiều nghiên cứu [5-

8] cho thấy các Bác sĩ X-Quang can thiệp có nguy cơ bị đục thủy tinh thể trước tuổi, u não và mắc các bệnh liên quan đến xương do phải đeo tạp dề chì quá lâu.

Nguy cơ đục thủy tinh thể: Đục thủy tinh thể do bức xạ chủ yếu là đục thủy tinh thể dưới bao (PSC). Ở nghiên cứu RELID [5] cho thấy mối liên hệ giữa phơi nhiễm bức xạ và đục thủy tinh thể dưới bao (PSC): 38 - 53% bác sĩ tim mạch can thiệp và 21 - 45% nhân viên y tế làm việc trong phòng X-Quang can thiệp có thể phát hiện được PSC.

Nguy cơ u não: Theo dữ liệu của báo cáo [7] cho thấy não trái của các bác sĩ X-Quang can thiệp có tỉ lệ u não chiếm 85% do đầu ở phía bên trái của các bác sĩ gần với nguồn tia X và tán xạ .

Bệnh lý liên quan đến xương: Khảo sát của Hiệp hội Chụp mạch và Can thiệp Tim gần 50% bác sĩ khi sử dụng quần áo bảo hộ có vấn đề về cột sống. [8]

Ủy ban Quốc tế Bảo vệ chống bức xạ (ICRP) cũng có những khuyến nghị về việc giới hạn liều trong ấn phẩm ICRP 103 nhằm mục đích hạn chế sự phơi nhiễm nghề nghiệp của bác sĩ và nhân viên y tế khi tiếp xúc với bức xạ, giới hạn liều nghề nghiệp hàng năm đối với liều hiệu dụng là 20 mSv được lấy trung bình 5 năm liên tiếp không được vượt quá 50 mSv trong bất kỳ năm nào, đối với phụ nữ mang thai làm việc trong một trường có bức xạ giới hạn liều ở mức 2 mSv /năm. Trong phòng X-Quang can thiệp tán xạ từ bệnh nhân là nguyên nhân chủ yếu gây phơi nhiễm bức xạ cho bác sĩ và nhân viên y tế, vì vậy việc hiểu rõ sự phân bố liều tại vị trí đứng là điều cần thiết. Những nghiên cứu trước đó [9] [10] cũng đã khảo sát minh họa về phân bố liều tại vị trí đứng của các bác sĩ trong phòng X-Quang can thiệp, đưa ra các thông số cho thấy vị trí đứng có đóng góp phần phơi nhiễm bức xạ đáng kể và đã đưa ra những khuyến nghị về vị trí đứng thích hợp cho các bác sĩ và nhân viên y tế. Tuy nhiên đối với mỗi thiết bị của từng khu vực có cấu hình, vị trí lắp đặt thiết bị khác nhau nên phân bố liều bức xạ cũng có những thay đổi, việc khảo sát phân bố liều cho một cấu hình máy cụ thể tại một cơ sở là một vấn đề hết sức cần thiết để có thể đưa ra những hướng dẫn về vị trí đứng cũng như là thao tác để bảo vệ bác sĩ khỏi những rủi ro do bức xạ gây ra.

1.2 Mục tiêu của đề tài

Đánh giá đặc trưng liều của trường bức xạ tán xạ xung quanh máy X-Quang soi chiếu bằng cách sử dụng liều kế quang phát quang. Từ đó có thể giúp cho việc xác định được vị trí đứng phù hợp cho nhân viên y tế nhằm giảm thiểu liều nghề nghiệp. Ngoài ra, trong nội dung nghiên cứu của khóa luận còn thực hiện xác định sự thay đổi năng lượng hiệu dụng của chùm tia tại các vị trí khác nhau trong phòng soi chiếu là một trong những tham số quan trọng của đặc trưng trường bức xạ tán xạ, để từ đó có thể ước tính được các đại lượng liều thực hành $H_p(d)$ và $H^*p(d)$.

1.3 Bố cục của bài khóa luận gồm.

Chương 1: Giới Thiệu

Chương 2: Cơ Sở Lý Thuyết

Chương 3: Phương Pháp Luận

Chương 4: Kết Quả Và Bàn Luận

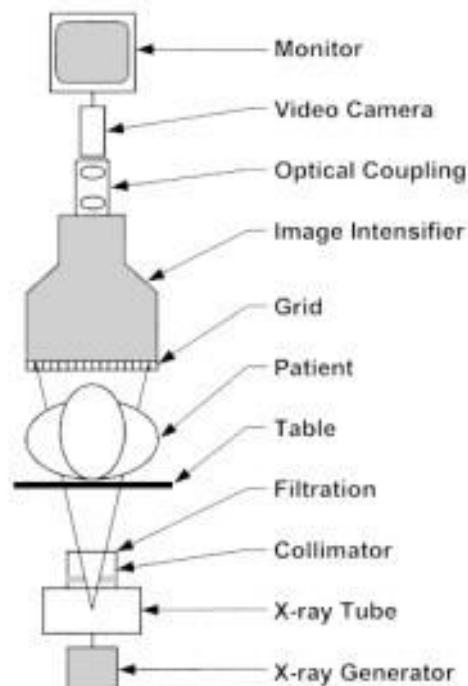
Chương 5: Kết Luận

CHƯƠNG 2 TỔNG QUAN CƠ SỞ LÝ THUYẾT

2.1 Giới Thiệu thiết bị X-Quang can thiệp

X-Quang soi chiếu là một kỹ thuật sử dụng thiết bị soi chiếu cho phép quan sát cấu trúc và sự chuyển động của các cơ quan bên trong cơ thể bệnh nhân theo thời gian thực, đây là kỹ thuật quan trọng không thể thiếu trong việc chẩn đoán và điều trị từ đầu thế kỉ 20. Trước đây thiết bị soi chiếu huỳnh quang được sử dụng bằng cách đặt bệnh nhân ở giữa nguồn tia X và màn hình huỳnh quang. Sau đó phát tia X truyền qua cơ thể bệnh nhân, những chùm tia còn sót lại chiếu vào màn hình huỳnh quang và tạo ra ánh sáng nhìn thấy cho các bác sĩ trong phòng tối có thể quan sát trực tiếp hình ảnh.

Hiện nay thiết bị X-Quang soi chiếu được thiết kế hiện đại cung cấp tia X dưới dạng xung ngắn thay vì liên tục và tích hợp các hệ thống điện tử giúp các bác sĩ thao tác quan sát dễ dàng hơn và sự phơi nhiễm bức xạ ít hơn. Cấu tạo của máy soi chiếu huỳnh quang được minh họa như hình 2.1 bao gồm: một màn hình hiển thị, bộ thu nhận hình ảnh, lưới chống tán xạ, bàn bệnh nhân, bộ lọc tia, ống chuẩn trực, ống phát tia X.

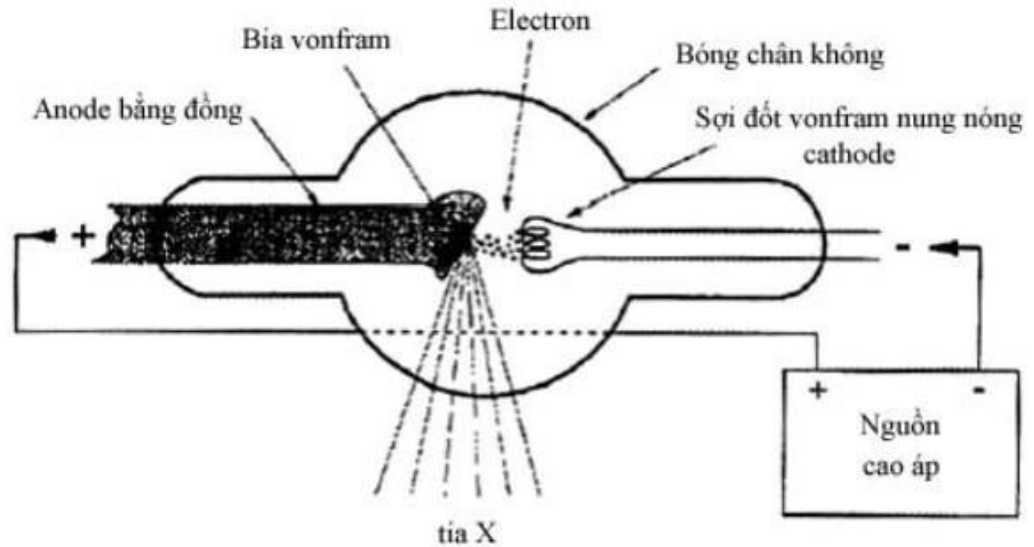


Hình 2.1 Sơ đồ cấu tạo máy soi chiếu huỳnh quang

<https://pubs.rsna.org/doi/epdf/10.1148/radiographics.20.4.g00jl301115>

Trong các thiết bị soi chiếu hiện nay đều có một ống phát tia X để tạo ra chùm tia và một bộ thu nhận hình ảnh để chuyển đổi năng lượng tia X thành hình ảnh nhìn thấy được. Đầu ra của bộ thu nhận hình ảnh sau đó được chuyển tới hệ thống video mạch kín, sau đó tạo ra hình ảnh có thể quan sát trực tiếp trên màn hình video. Đầu ra được gửi đến thiết bị lưu trữ các hình ảnh, cho phép bác sĩ xem lại chuỗi hình ảnh khi cần.

Chùm tia X trong các thiết bị soi chiếu huỳnh quang được tạo ra bởi ống phát tia X có lớp vỏ trong bằng thủy tinh bên ngoài được bao quanh bởi vỏ chì cho phép tia X đi qua từ một lối ra của ống phát như hình 2.2, trong ống phát tia X có chứa dây tóc tích điện âm và bia vonfram tích điện dương. Quá trình tạo ra tia X bằng cách dòng điện từ mạch dây tóc nung nóng dây tóc làm phóng thích các electron bởi hiện tượng phát xạ nhiệt, khi điện thế được áp vào giữa hai điện cực các electron gia tốc di chuyển từ cực âm về cực dương đập vào bia vonfram phát ra tia X, sau đó một bộ thu nhận hình ảnh sẽ giúp chuyển đổi năng lượng tia X thành hình ảnh nhìn thấy được. Quá trình tạo chùm tia chỉ có 1% năng lượng điện được chuyển hóa thành tia X và 99% còn lại chuyển hóa thành nhiệt. Trong các thiết bị chụp X-Quang các thông số có thể thay đổi để kiểm soát được lượng chùm tia X phát ra là điện thế (KV), cường độ dòng điện (mA) và thời gian (s). Điện thế KV là giá trị kiểm soát năng lượng tia X và số lượng tia X chính vì vậy khi cho giá trị điện thế tăng thì năng lượng tia X tăng, tần số photon tăng, bước sóng giảm và ngược lại khi giá trị điện thế giảm thì năng lượng tia X giảm, tần số photon giảm, bước sóng tăng. Cường độ dòng điện (mA) là giá trị kiểm soát số lượng electron trong chùm tia X chúng có mối quan hệ tỉ lệ thuận với nhau vì vậy khi cường độ dòng điện tăng thì số lượng electron tăng và không có sự thay đổi về năng lượng photon. Ngược lại khi dòng điện giảm số lượng electron giảm và không có sự thay đổi về năng lượng photon. Chính vì vậy để cân bằng giữa liều bức xạ của bệnh nhân và chất lượng hình ảnh bằng cách giữ kVp càng cao và mA càng thấp. Tổng số photon được tạo ra phụ thuộc vào tổng thời gian phơi nhiễm là tích của mA và giây (mAs).



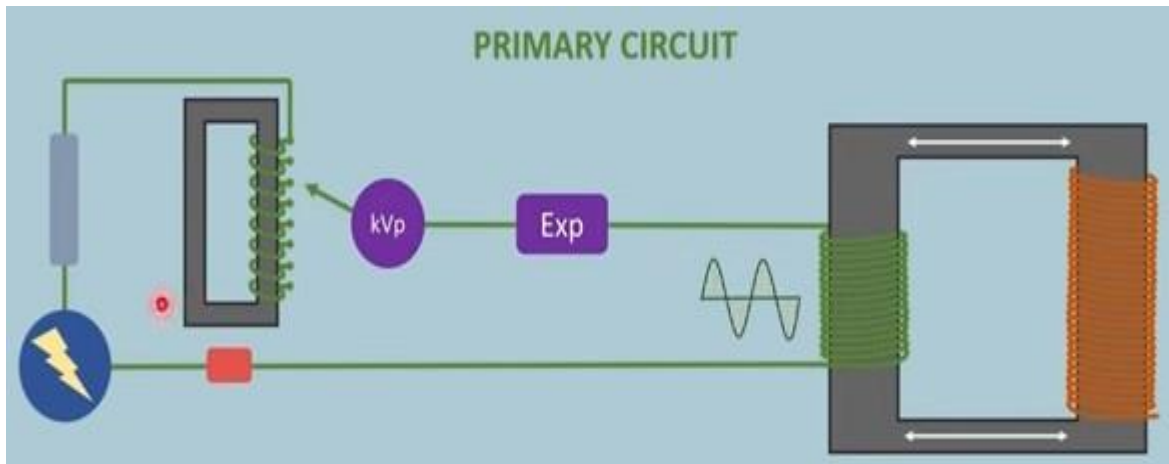
Hình 2.2 Cấu tạo của bóng phát tia X

<https://www.thanhconclinic.com/vi/tin-tuc/tin-tuc-y-te/131-ban-chat-tia-x-va-cau-tao-nguyen-ly-hoat-dong-cua-may-xquang>

Mạch sơ cấp

Mạch sơ cấp là nơi cung cấp dòng điện chính cho máy phát tia X bao gồm các phần chính như hình 2.3: bộ giám sát điện, bộ bù điện áp, công tắc phơi sáng, máy biến áp tăng cường.

Khi bệnh viện cung cấp một nguồn điện, nguồn điện sẽ đi vào bộ giám sát để đảm bảo rằng nguồn điện thực tế đang nhận được là 220 volt, nếu có sự bất thường nào nó sẽ liên kết với bộ bù điện áp để đảm bảo điện áp đi vào đúng mức cần thiết, sau đó dòng điện sẽ đi vào máy biến áp tự động là máy điện áp cuộn đơn cho phép người vận hành chọn kVp thay đổi điện áp đi vào, khi người vận hành cho cài đặt thay đổi điện áp trên máy là kilovolt đó chỉ là số trên máy trong thực tế các con số đó đã được chuyển đổi từ điện áp 100 đến 400 volt. Tiếp theo là máy đo kVp đo điện thế của ống tia X hoặc kilowatt sẽ chạy qua ống sau khi thực hiện phơi sáng, đèn công tắc phơi sáng là nơi xác định thời gian bệnh nhân tiếp xúc với tia X người vận hành sẽ cài đặt thời gian trước khi chụp và công tắc phơi sáng được kết nối với dòng điện để tự cảm biến, sau đó điện áp đến máy điện áp tăng cường là nơi khuếch đại dòng điện thấp thành dòng điện cao. [16]



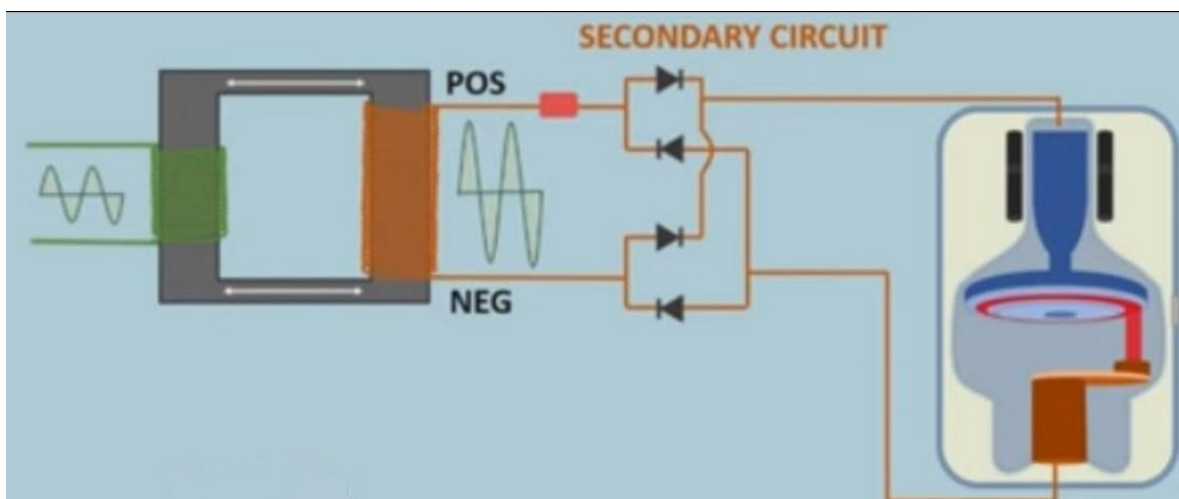
Hình 2.3 Sơ đồ mạch sơ cấp

<https://www.youtube.com/watch?v=uWfx1KZPTp8>

Mạch thứ cấp

Mạch thứ cấp bao gồm các phần chính như hình 2.4: máy biến áp, Bộ chỉnh lưu.

Máy biến áp bên phía mạch thứ cấp sẽ chuyển đổi volt thành kilovolt sau đó sẽ được bộ chỉnh lưu chuyển đổi dòng điện xoay chiều thành dòng điện một chiều để các electron chỉ di chuyển theo một hướng. Do máy biến áp chỉ sử dụng dòng điện xoay chiều nhưng ống phát tia X hoạt động với dòng điện một chiều, vì nếu ống phát tia X sử dụng dòng điện hai chiều sẽ khiến các electron chạy theo cả hai hướng cực âm và cực dương chính vì vậy khắc phục điều đó bằng cách thêm bộ chỉnh lưu vào để các electron chỉ di chuyển từ cực âm sang cực dương. [17]

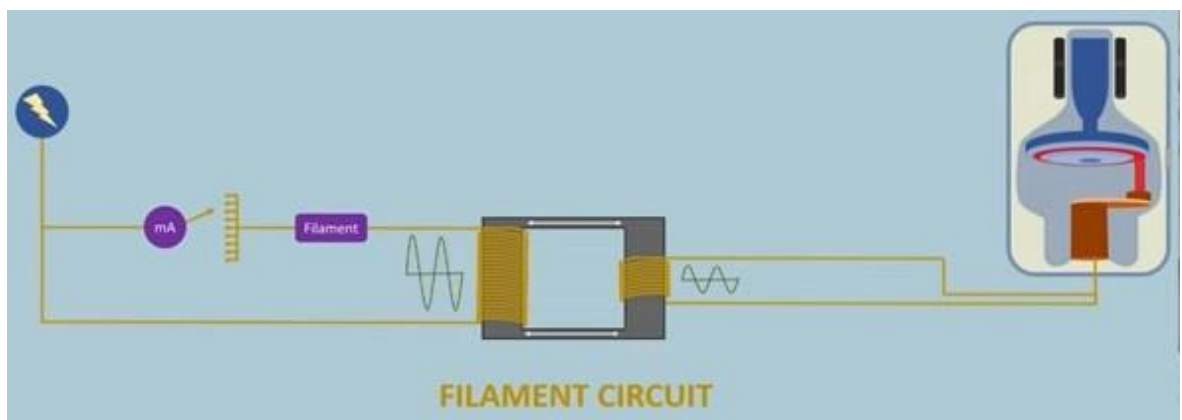


Hình 2.4 Sơ đồ mạch thứ cấp

<https://www.youtube.com/watch?v=Mkl9tQlycbc>

Mạch dây tóc

Mạch dây tóc như hình 2.5 có chức năng kiểm soát nhiệt xảy ra ở cực âm cho dòng điện chạy qua dây tóc. Khi được cung cấp dòng điện từ bệnh viện cho mạch dây tóc dòng điện sẽ được tùy chỉnh phụ thuộc vào việc xác định dây tóc dài hoặc dây tóc ngắn mà người vận hành sử dụng. Dòng sợi đốt là dòng điện chạy qua dây tóc làm nung nóng tạo ra năng lượng nhiệt từ đó sẽ cho phép các electron từ các nguyên tử vonfram tụ lại trên bề mặt dây tóc. Dòng bóng là sự di chuyển của electron từ cực âm sang cực dương đi vào bia vonfram và được dẫn về tách tập trung. [18]



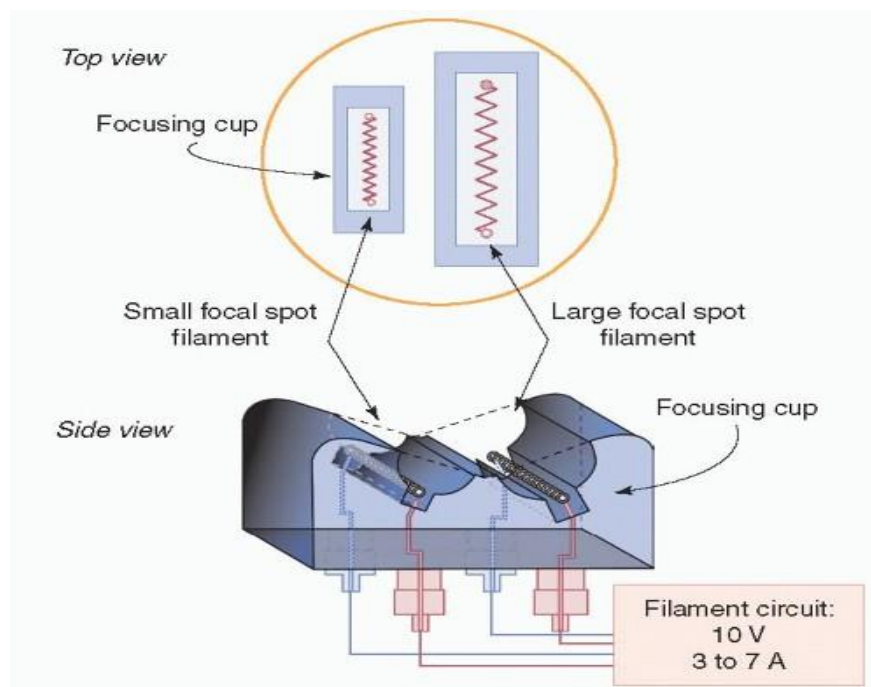
Hình 2.5 Sơ đồ mạch dây tóc

https://www.youtube.com/watch?v=OGm8KCW9_w4

Cathode

Cathode là điện cực âm trong ống phát tia X được cấu tạo bao gồm hai thành phần chính là dây tóc và tách tập trung như hình 2.6. Dây tóc được làm bằng sợi Vonfram quấn theo hình xoắn ốc và được nối điện với mạch dây tóc. Hầu hết các ống tia X dùng trong chẩn đoán đều có hai tách tập trung và hai dây tóc với các chiều dài khác nhau, mỗi dây được đặt trong một cái rãnh được gia công trong tách tập trung. Dây tóc dày dùng công suất phát tia thấp sử dụng để chụp các cơ quan lớn, dây tóc ngắn dùng công suất phát tia lớn sử dụng chụp các bộ phận nhỏ cần độ phân giải cao. Trong nhiều hệ thống việc lựa chọn dây tóc ngắn hay dài có thể chọn bằng cách thủ công hoặc hệ thống thiết bị tự động lựa chọn phụ thuộc vào năng lượng và cường độ dòng.

Khi điện thế được áp vào giữa các điện cực các electron di chuyển từ cực âm đến cực dương dưới dạng chùm tia phân kỳ nếu không có sự can thiệp của tách tập trung các electron sẽ bị phân tán làm ảnh hưởng đến chất lượng hình ảnh. Vì vậy hầu hết các ống phát tia X tách tập trung được duy trì ở mức chênh lệch điện thế tương tự như dây tóc so với cực dương và ở góc của rãnh hình thành sự tồn tại của điện trường và định dạng đám mây các electron được phát ra từ bề mặt dây tóc, các electron sau khi được định dạng sẽ di chuyển thẳng đến bia mang điện thế dương đập vào một điện tích nhỏ trên bia được gọi là tiêu điểm.



Hình 2.6 Cấu trúc Cathode

<https://radiologykey.com/x-ray-production-tubes-and-generators-2/>

Anode

Anode là một bia kim loại được duy trì ở điện thế dương lớn tương đối so với cathode, khi electron đập vào anode bỏ lại hầu hết năng lượng của chúng dưới dạng nhiệt chỉ một phần nhỏ được phát ra dưới dạng tia X. Anode được cấu tạo dưới hai dạng là anode đứng yên được sử dụng trong các ống tia X công suất thấp và anode xoay được sử dụng trong các ống tia X công suất cao.

- Anode đứng yên

Anode đứng yên bao gồm một tấm bia bằng vật liệu vonfram là nơi tạo ra tia X được gắn trên một khối đồng nhằm mục đích phân tán nhiệt vào khối đồng. Các loại ống phát tia X sử dụng anode đứng yên như là X-Quang nha, X-Quang di động.

- Anode xoay

Anode xoay thiết kế hình dạng đĩa được sử dụng chủ yếu bởi vì khả năng tản nhiệt cao, cường độ dòng điện qua ống và thời gian phát tia lớn hơn nhiều so với thiết kế anode đứng yên.

Tia X đặc trưng

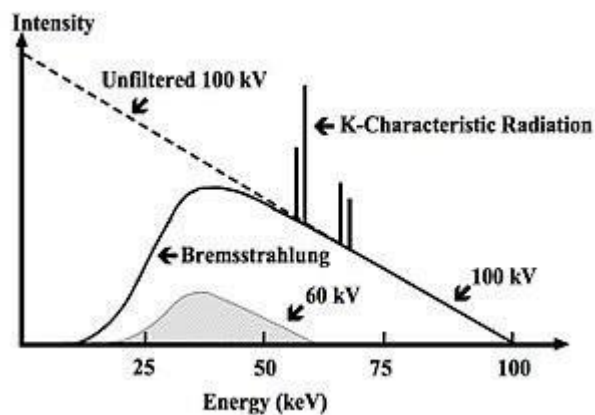
Khi một electron đến va chạm với một electron tầng K làm bức electron tầng K ra khỏi lớp vỏ nguyên tử và để lại một lỗ trống trên lớp vỏ nguyên tử. Sau đó một electron khác ở tầng L ở lớp vỏ bên ngoài di chuyển xuống lấp vào lỗ trống ở tầng K, trong quá trình dịch chuyển đồng thời một tia X được phát ra với năng lượng bằng phần năng lượng chênh lệch giữa hai lớp vỏ nguyên tử.

Bức xạ hãm

Bức xạ hãm được tạo ra bởi các electron năng lượng cao tương tác với hạt nhân nguyên tử của vật liệu bia, khi hạt nhân mang điện tích dương hút electron mang điện tích âm gây ra sự chênh lệch hướng và giảm tốc của electron bị mất đi được chuyển đổi thành một tia X. Năng lượng tia X cực đại khi một electron đến gần hạt nhân và bỏ lại toàn bộ năng lượng của nó cho sự hình thành tia X bức xạ hãm.

Bộ chuẩn trực chứa nhiều bộ lá chắn có chức năng điều chỉnh kích thước, hình dạng của trường tia bức xạ sơ cấp phát ra và giới hạn diện tích chùm tia chiếu xạ trên cơ thể của bệnh nhân, vì vậy có thể giảm sự phơi nhiễm bức xạ cho bệnh nhân và giảm tán xạ từ bệnh nhân đến bộ thu nhận hình ảnh giúp chất lượng hình ảnh khi được tạo ra sẽ rõ nét hơn.

Bộ lọc tia được sử dụng nhằm mục đích làm giảm tia X năng lượng thấp từ chùm tia, hình 2.7 cho thấy khi phổ bức xạ không lọc hình thành một phần lớn chùm tia X năng lượng thấp tiếp xúc với cơ thể bệnh nhân không thể đâm xuyên qua đến bộ thu nhận hình ảnh làm góp phần tăng liều lượng cho bệnh nhân và cũng không giúp cải thiện chất lượng hình ảnh, số lượng tia X tạo thành tỷ lệ nghịch với năng lượng.



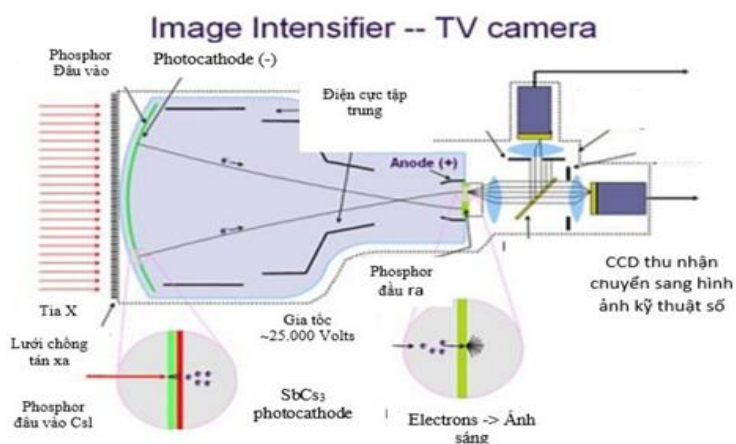
Hình 2.7 Phổ năng lượng tia X

<https://radiologykey.com/plain-radiographic-imaging-2/>

Bàn bệnh nhân được làm bằng vật liệu composite sợi cocbon có khả năng chịu được nặng và hấp thụ tia X thấp.

Lưới chống tán xạ cho phép bức xạ sơ cấp tới đi qua và hấp thụ bức xạ tán xạ tới bộ tiếp nhận hình ảnh để cải thiện độ tương phản của hình ảnh, lưới chống tán xạ có vách lưới thường được làm bằng chì, tỷ số lưới bằng chiều cao chia cho chiều rộng của vật liệu khoảng giữa các vách.

Bộ tăng cường hình ảnh giúp chuyển đổi các tia X năng lượng thấp thành tín hiệu có thể thấy được hình ảnh ánh sáng tương ứng. Bộ tăng cường hình ảnh được cấu tạo gồm các thành phần như hình 2.8: Một ống chân không, lớp hỗ trợ, lớp phosphor lối vào, photocathode, điện cực tập trung, lớp phosphor lối ra.



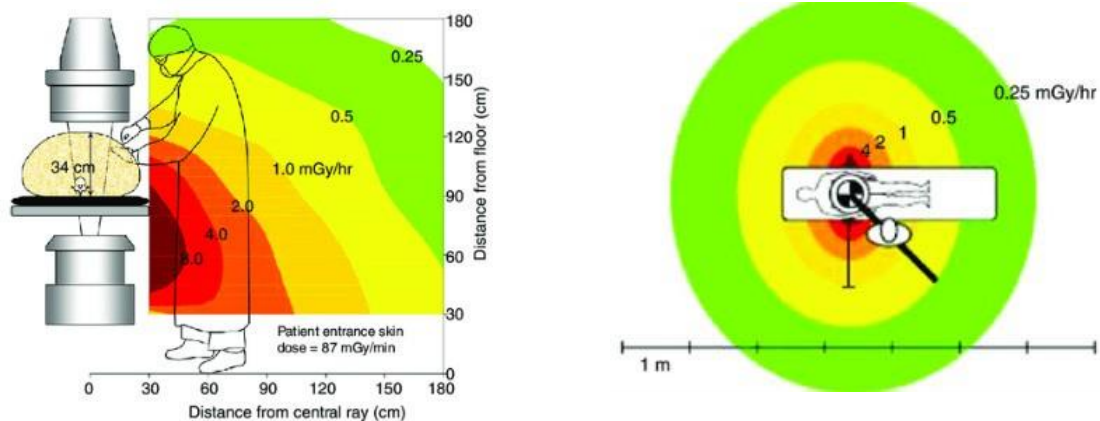
Hình 2.8 Cấu tạo bộ tăng cường hình ảnh

<https://www.upstate.edu/radiology/education/rsna/fluoro/iisize.php>

Sau khi chùm tia bức xạ ra khỏi cơ thể của bệnh nhân những chùm tia còn sót lại, nó sẽ đi vào bộ thu nhận hình ảnh bị hấp thụ bởi photpho có cấu trúc Caesium iodide (CsI) và tạo ra một số lượng photon ánh sáng sau đó phần photon ánh sáng tương tác với cực âm liền kề phía sau của photon đầu vào và giải phóng một lượng electron tích điện âm, các electron được giải phóng gia tốc về phía cực dương thông qua điện thế gần bằng 25.000 volt, sau đó các electron sẽ được tập trung bởi lưới hội tụ để giảm thiểu sự phân bố electron khi có tương tác ở cấu trúc photon đầu ra các electron gia tốc được chuyển đổi thành các photon ánh sáng sau đó ánh sáng được máy quay video CCD thu nhận và hiển thị video trên màn hình .

Màn hình hiển thị trước đây sử dụng màn hình CRT nhưng hiện nay thay thế bằng dạng màn hình phẳng LCD vì có nhiều chức năng hiện đại có thể hiển thị các chế độ cài đặt và các thông số đo liều lượng tia X.

2.2 Phân bố liều trong phòng X-quang soi chiếu



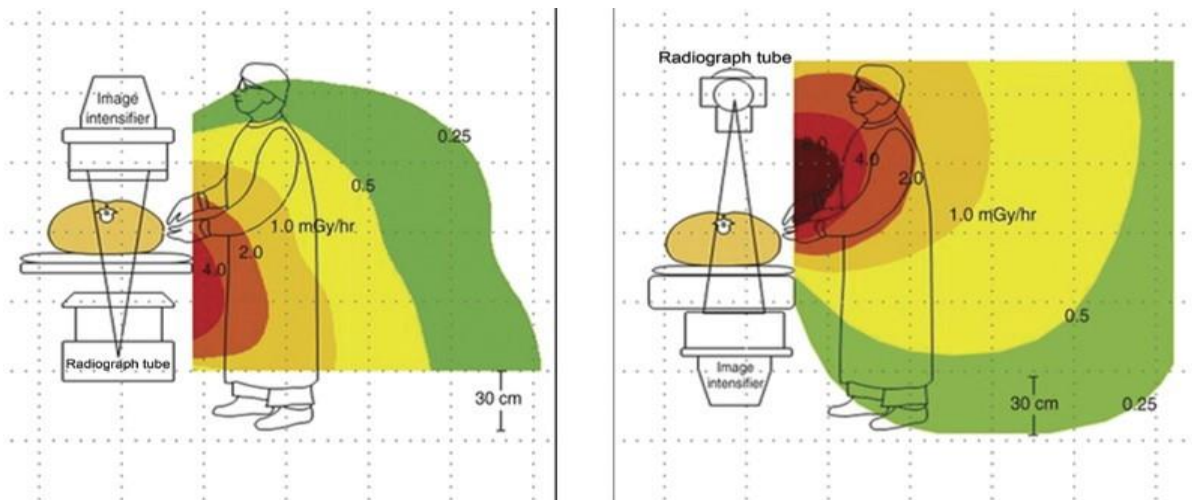
Hình 2.9 Mức độ tán xạ trong phòng X-Quang can thiệp

https://www.researchgate.net/figure/Figura-1-a-Distribucion-de-dosis-de-exposicion-con-la-geometria-del-tubo-de-rayos-X-bajo_fig1_340588887

Trong hình 2.9 cho thấy sự phân bố liều trong phòng X-Quang can thiệp khi các bác sĩ đứng khoảng cách gần hơn 60 cm lượng bức xạ nhận được sẽ tăng lên, khi khoảng cách càng xa có thể làm giúp giảm liều bức xạ theo định luật nghịch đảo bình phương khoảng cách. Cũng đã có một số công trình nghiên cứu khảo sát về phân bố liều trong phòng X-Quang can thiệp sử dụng liều kế quang phát quang (nanodot) và buồng ion hóa làm tham chiếu tiêu chuẩn để đo liều kerma trong không khí nhằm

mục đích khảo sát sự phân bố liều để đưa ra các vị trí thích hợp cho các bác sĩ trong quá trình thao tác điều trị.

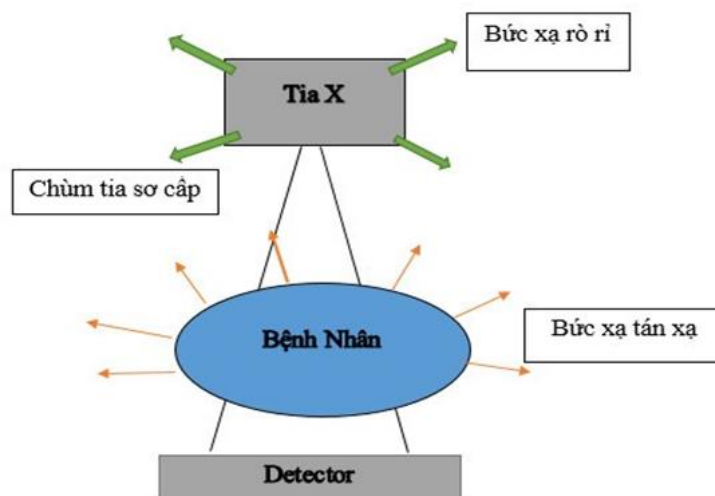
Có hai vị trí đặt ống phát tia X là phía trên bàn bệnh nhân và phía dưới bàn bệnh nhân nhưng thông thường ống phát tia X sẽ được đặt ở dưới bàn bệnh nhân do có thể giảm được phơi nhiễm bức xạ cho bác sĩ và nhân viên y tế vì khi đặt dưới bàn có sự che chắn của tấm rèm bằng chì và trong quá trình điều trị có tạp dề chì như hình 2.10



Hình 2.10 Vị trí đặt ống phát tia X

https://journals.lww.com/jaaos/fulltext/2022/04010/occupational_hazards_for_the_practicing.4.aspx

2.3 Các loại bức xạ trong phòng soi chiếu



Hình 2.11 Bức xạ trong quá trình X-Quang can thiệp

Khi sử dụng thiết bị tia X trong soi chiếu có thể khiến bệnh nhân và nhân viên y tế phơi nhiễm bức xạ thông qua ba nguồn chính như hình 2.11: bức xạ cơ cấp, bức xạ tán xạ, bức xạ rò.

2.3.1 Bức xạ sơ cấp

Bức xạ sơ cấp là bức xạ phát ra từ ống phát tia X, chùm tia thẳng trực tiếp có chứa các sóng cực ngắn được sử dụng để chụp cho bệnh nhân. Khi bệnh nhân điều trị bệnh bằng kỹ thuật sử dụng thiết bị soi chiếu với thời gian tiếp xúc bức xạ sơ cấp lâu và tần suất phát tia X lớn sẽ dẫn đến sự phơi nhiễm nghiêm trọng đối bệnh nhân, đặc biệt là bệnh nhân đang trong quá trình mang thai do tế bào của bào thai phân chia nhanh và nhạy với bức xạ nên khi phơi nhiễm sẽ có nguy cơ ảnh hưởng đến tình trạng sức khỏe của thai nhi. Trong quá trình điều trị cho bệnh nhân các bác sĩ và nhân viên y tế bị phơi nhiễm chủ yếu do bức xạ tán xạ từ bệnh nhân, chỉ có hai tay của các bác sĩ bị chiếu xạ trực tiếp bởi bức xạ sơ cấp do trong quá trình thao tác tay của các bác sĩ đặt trên vùng da có trường bức xạ.

2.3.2 Bức xạ rò

Bức xạ rò là bức xạ xuất hiện từ đầu bóng phát khi thiết bị đang được vận hành. Khi ống phát tia X hoạt động, phát ra tia bức xạ sơ cấp từ đầu bóng phát thì song song với đó sẽ xuất hiện sự rò từ vỏ ống tia X. Bức xạ rò không đóng góp đáng kể đến liều lượng cho nhân viên và lượng bức xạ giới hạn ở mức tối đa là $5\mu\text{Gy}/\text{giờ}$ ở 1m.

2.3.3 Bức xạ tán xạ

Bức xạ tán xạ là bức xạ thứ cấp được tạo ra bởi bức xạ sơ cấp, khi chùm tia X tương tác với vật chất nào đó như cơ thể bệnh nhân, collimator, tường, sàn, trần của phòng điều trị làm lệch hướng bức xạ khiến chùm tia bị tán xạ, bức xạ tán xạ thường có năng lượng thấp hơn bức xạ sơ cấp nhưng rất khó để kiểm soát chúng. Bức xạ tán xạ từ bệnh nhân cũng là nguyên nhân chủ yếu gây ra sự phơi nhiễm bức xạ đáng kể cho bác sĩ và nhân viên y tế làm việc ở phòng X-Quang can thiệp. Đối với nhân viên y tế có thể giảm nguy cơ phơi nhiễm do bức xạ tán xạ, cần phải thực hiện các biện pháp bảo vệ chống bức xạ chẳng hạn như sử dụng đồ bảo hộ vừa vận để che chắn cơ thể và tăng khoảng cách với nguồn bức xạ phát ra. Nhân viên y tế cần nắm vững kiến

thức về an toàn bức xạ và cần phải tuân thủ các quy trình an toàn, điều này rất quan trọng để giảm thiểu phơi nhiễm bức xạ.

Lượng tia X tán xạ phụ thuộc vào: kích thước trường chiếu, kích thước của bệnh nhân, năng lượng chùm tia. Khi bệnh nhân có khối lượng, bề dày lớn thiết bị sẽ tự động kiểm soát suất liều chiếu tự điều chỉnh kVp và mA ở mức năng lượng lớn nhằm mục đích giữ cho tỷ số tín hiệu trên nhiễu dẫn đến tán xạ phát ra từ bệnh nhân càng lớn và sự phơi nhiễm bức xạ đến nhân y tế càng cao được.

2.3.4 Các biện pháp giảm liều cho bệnh nhân và nhân viên

2.3.4.1 Đối với bệnh nhân

Giảm liều bức xạ cho bệnh nhân bằng cách sử dụng ống chuẩn trực để giảm kích thước trường chiếu làm cho diện tích chùm tia tiếp xúc với bệnh nhân nhỏ đồng thời giúp hình ảnh khi được tạo ra nét hơn ngoài ra việc sử dụng ống chuẩn trực để giảm kích thước chùm tia cũng giúp giảm liều tán xạ của bệnh nhân đến nhân viên y tế.

2.3.5 Các thủ thuật y khoa sử dụng kỹ thuật X-Quang can thiệp

Theo báo cáo [11] cho thấy một số thủ thuật trong bảng 2.1 sử dụng X-Quang can thiệp được thực hiện với mức liều hiệu dụng có thể gây ra cho bệnh nhân theo tần suất thực hiện. Trong bảng 2.1 cũng có thể thấy được một số ca sử dụng thủ thuật X-Quang can thiệp với mức liều hiệu dụng thấp nhưng tần suất thực hiện nhiều dẫn đến liều của nhân viên y tế tăng lên, do liều của nhân viên y tế chủ yếu do tán xạ từ bệnh nhân.

Bảng 2.1 Liều hiệu dụng theo tần số tương đối của bệnh nhân trong các quy trình can thiệp can thiệp [11]

Thủ thuật	Liều hiệu dụng (mSv)	Tần số tương đối (%)
Đầu (can thiệp não)	12.6	1.0
Điều trị bằng ống thông (PTCA)	20.6	37.6
Lồng ngực (máy tạo nhịp tim)	1.4	4.8
Can thiệp lồng ngực (khác)	2.8	8.1

Bụng (can thiệp đường mật, tiết niệu)	7.2	3.3
Bụng (TIPS)	27.8	0.1
Can thiệp vào bụng (khác)	32.0	1.8
Can thiệp vùng chậu	7.0	1.0
Can thiệp vào chi	13.6	3.8
Các thủ tục can thiệp khác	13.9	38.5

2.3.6 Vấn đề về nguy cơ bức xạ gây ra đối với nhân viên y tế trong X-Quang can thiệp

Khuyến nghị trước đây của ICRP đưa ra giới hạn liều mắt là 150 mSv/năm do đục thủy tinh thể tại thời điểm đó được coi là hiệu ứng tất định với ngưỡng liều từ 1 Gy đến 2 Gy đối với phơi nhiễm cấp tính và 5 Gy đến 8 Gy đối với phơi nhiễm mãn tính. Gần đây nhất khuyến nghị trong ấn phẩm ICRP 118 đã thay đổi giới hạn liều tương đương cho mắt giảm xuống còn 20 mSv/năm tính trung bình trong 5 năm không có năm nào vượt quá 50 mSv, do kết quả khảo sát của các nhà nghiên cứu dịch tễ học cho thấy ngưỡng liều gây ra mờ mắt đặc trưng của bệnh đục thủy tinh thể thậm chí còn thấp hơn liều hấp thụ 0.5 Gy. [12] [6]

Ngoài mắt, tay của các bác sĩ X-Quang can thiệp cũng là một trong những bộ phận phải chịu ảnh hưởng về liều khi tiếp xúc với bức xạ do trong quá trình thủ thuật các bác sĩ X-Quang can thiệp phải đặt tay trực tiếp lên trên bề mặt da của bệnh nhân ở khu vực trường chiếu bức xạ tán xạ cao trong thời gian dài để thao tác điều trị, vì vậy cần phải cân nhắc việc theo dõi liều. Theo khuyến nghị của ICRP ấn phẩm 103 giới hạn liều tương đương hàng năm đối với da là giá trị được lấy trung bình 1 cm² của vùng da chiếu xạ nhiều nhất không vượt quá 500 mSv.

2.4 Hiệu ứng sinh học bức xạ

Khi bức xạ ion hóa tiếp xúc với các tế bào bên trong cơ thể người ở ngưỡng liều cao gây ra sự tổn thương lên mô làm thay đổi cấu trúc DNA của tế bào. Sự ảnh hưởng này được phân loại thành hiệu ứng tất định và hiệu ứng ngẫu nhiên.

2.4.1 Hiệu ứng tất định

Hiệu ứng tất định là hiệu ứng đặc trưng bởi ngưỡng liều, phụ thuộc vào thời gian tiếp xúc, liều lượng và loại bức xạ. Khi bệnh nhân phơi nhiễm với liều dưới ngưỡng cho phép thì tổn thương không biểu hiện rõ ràng nhưng khi liều tăng lên đến một giá trị ngay trên ngưỡng liều trong vòng vài tuần kể từ khi tiếp xúc với bức xạ bệnh nhân sẽ xuất hiện các biểu hiện như: da sẫm đỏ, phỏng rộp da hoặc nặng hơn sẽ dẫn đến hoại tử da và gây lở loét da. Các hiệu ứng tất định khác do chiếu xạ đối với một số cơ quan cụ thể có thể để lại các vấn đề khác như rụng lông, vô sinh tạm thời hoặc vĩnh viễn và đục thủy tinh thể.

2.4.2 Hiệu ứng ngẫu nhiên

Hiệu ứng ngẫu nhiên là hiệu ứng đặc trưng bởi tính xác suất, có thể xuất hiện ngẫu nhiên ở bất kỳ ngưỡng liều nào, mức độ nghiêm trọng của hiệu ứng không phụ thuộc vào liều nhận được. Ung thư là một hiệu ứng ngẫu nhiên hình thành phụ thuộc vào loại tế bào ban đầu bị thay đổi do bức xạ, khi tế bào bị tổn thương các hệ thống điều khiển của tế bào hoạt động không bình thường gây ra số lượng của tế bào bị phân chia tăng lên xâm nhập vào mô bình thường, các tế bào này được gọi là ung thư.

2.5 Các biện pháp bảo vệ chống bức xạ ngoài

Có ba kỹ thuật cơ bản để kiểm soát mối nguy hiểm bức xạ chiếu ngoài khi sử dụng các thiết bị trong y tế như hình 2.12: thời gian, khoảng cách, che chắn.



Hình 2.12 Các biện pháp bảo vệ chống bức xạ

<https://www.epa.gov/lep/radiation-protection-vietnamese>

2.5.1 Thời gian

Là một trong những yếu tố quan trọng để giảm phơi nhiễm bức xạ ion hóa bằng cách giảm thời gian phát tia khi sử dụng thiết bị, không để bệnh nhân bị phơi sáng bức xạ khi bác sĩ đang xem phim ảnh.

2.5.2 Khoảng cách

Là một yếu tố hữu hiệu khác của kiểm soát bức xạ chiếu ngoài, lượng bức xạ tiếp xúc phụ thuộc vào khoảng cách từ nguồn bức xạ, khoảng cách càng lớn thì mức phơi nhiễm bức xạ càng ít theo luật nghịch đảo bình phương khoảng cách.

2.5.3 Che chắn

Qua hai yếu tố trên là biện pháp giúp giảm sự phơi nhiễm bức xạ hữu ích nhưng trong những tình huống sử dụng bức xạ trong quá trình can thiệp các bác sĩ và nhân viên y tế không thể làm việc khi quá xa nguồn phát bức xạ vì các thao tác cần sự chính xác cao. Che chắn là biện pháp thực tế hơn để giảm phơi nhiễm bức xạ trong các tình huống không thể giảm thời gian tiếp xúc cũng như tăng khoảng cách tới nguồn.

2.6 Đại lượng liều bức xạ áp dụng trong bảo vệ bức xạ và chẩn đoán hình ảnh

2.6.1 Các đại lượng vật lý

a) Liều hấp thụ

Liều hấp thụ là lượng năng lượng bị bỏ lại trong môi trường vật chất bởi bức xạ ion hóa được tính trên một đơn vị khối lượng vật chất, tại một vị trí xác thực, liều hấp thụ có đơn vị Joule trên kilogram (J/kg).

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \quad (2.1)$$

ΔE là phần năng lượng để lại bởi bức xạ ion hóa trong môi trường vật chất khối lượng Δm

b) Kerma trong không khí

Kerma trong không khí được định nghĩa là động năng được giải phóng trên một đơn vị khối lượng. Kerma trong không khí có đơn vị Joule trên kilogram (J/kg) hoặc Gray (Gy).

$$K = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (2.1)$$

Kerma trong không khí dùng để đo năng lượng của các electron tự do, khi tăng cường độ chùm tia thì số lượng photon tăng, năng lượng bức xạ ion tăng điều này sẽ làm tăng kerma trong không khí, kVp cũng giống như mA khi tăng kVp thì số lượng photon tăng, năng lượng bức xạ ion hóa tăng điều này cũng sẽ làm tăng kerma trong không khí nhưng khi tăng khoảng cách làm giảm số lượng photon trong chùm tia và

giảm năng lượng bức xạ ion hóa điều này sẽ làm giảm kerma trong không khí mỗi tương quan này theo bình phương nghịch đảo.

c) Liều chiếu

Liều chiếu được sử dụng do số lượng bức xạ ion hóa được tạo ra trong không khí, liều chiếu có đơn vị Coulomb trên kilogram (C/kg).

Liều chiếu cũng giống như kerma trong không khí khi tăng cường độ chùm tia thì số lượng photon tăng, năng lượng bức xạ ion tăng điều này sẽ làm tăng kerma trong không khí, kVp cũng giống như mA khi tăng kVp thì số lượng photon tăng, năng lượng bức xạ ion hóa tăng điều này cũng sẽ làm tăng kerma trong không khí nhưng khi tăng khoảng cách làm giảm số lượng photon trong chùm tia và giảm năng lượng bức xạ ion hóa điều này sẽ làm giảm kerma trong không khí mỗi tương quan này theo bình phương nghịch đảo.

2.6.2 Các đại lượng bảo vệ chống bức xạ

a) Liều tương đương

Liều tương đương là liều trong một mô hoặc cơ quan, có tính tới hiệu quả sinh học của loại bức xạ để lại năng lượng trong mô hoặc cơ quan đó.

$$H_T = \sum W_R \times D_R \quad (2.2)$$

W_R là trọng số bức xạ của loại bức xạ R, D_R là liều hấp thụ ứng với loại bức xạ R

Liều tương đương (H) có đơn vị Sievert (Sv)

b) Liều hiệu dụng

Liều hiệu dụng là tổng liều tương đương của tất cả các mô và cơ quan trong cơ thể, được lấy trọng số theo độ nhạy xạ của từng mô.

$$E = \sum W_T \times H_T \quad (2.3)$$

W_T là trọng số mô của mô, H_T là liều tương đương lên mô hoặc cơ quan T. Đơn vị của E là Sv (Sievert).

2.6.3 Đại lượng liều thực hành

Liều hiệu dụng và liều tương đương là các đại lượng liều không thể đo được trong thực tế. Vì vậy ICRP và ICRU đã đề xuất đại lượng thực hành tương đương liều cá nhân $H_p(d)$.

$H_p(d)$ là đại lượng cá nhân tương đương với mô mềm ở độ sâu thích hợp (d) dưới một điểm xác định trên cơ thể, độ sâu có thể lấy giá trị d tùy thuộc vào năng lượng của bức xạ tới, trong đó giá trị $d = 0.07$ mm để kiểm soát liều da, $d = 3$ mm đối với liều mắt, $d = 10$ mm đối với phơi nhiễm trên toàn cơ thể.

$$H_p(d) = K_{air} \times C_p(d) \quad (2.2)$$

$H_p(d)$ là tương đương liều cá nhân, K_{air} là kerma trong không khí, $C_p(d)$ là hệ số chuyển đổi kerma trong không khí sang tương liều cá nhân.

2.7 Các thuật ngữ về góc chiếu được sử dụng trong X-Quang can thiệp

Trong quá trình X-Quang can thiệp các bác sĩ cần có những hình ảnh thực của các cơ quan bên trong cơ thể bệnh nhân để điều trị bệnh nên các phép chiếu tia X cần có nhiều góc chiếu khác nhau. Vì vậy tính nhất quán về thuật ngữ của các góc chiếu là rất quan trọng để tránh trường hợp các góc chiếu bị trùng lên nhau gây ảnh hưởng đến quá trình thủ thuật của các bác sĩ. Sau đây là một số các thuật ngữ của các góc chiếu trong X-Quang can thiệp và được minh họa trong hình 2.13.

AP: Antero posterior

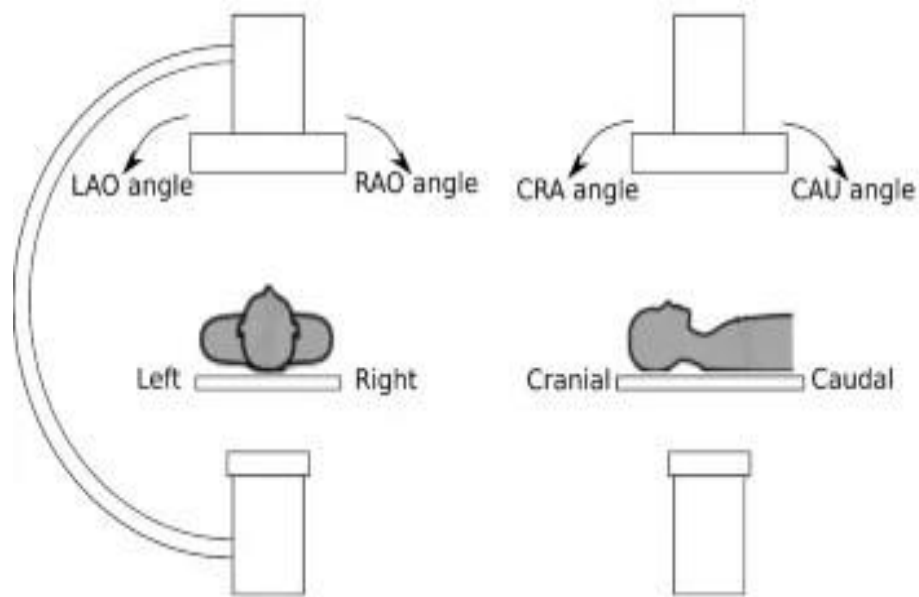
PA: Posterior antero

CAU: Caudal angulation

CRA: Cranial angulation

LAO: Left anterior oblique

RAO: Right anterior oblique



Hình 2.13 Các góc chiếu trong X-Quang can thiệp

<https://link.springer.com/article/10.1007/s11548-020-02204-0>

2.8 Hiện tượng quang phát quang

Hiện tượng phát quang là hiện tượng của quy trình một số chất (rắn, lỏng, khí) hoặc vật liệu khi hấp thụ năng lượng dưới một dạng nào đó và phát ra bức xạ điện từ trong vùng ánh sáng nhìn thấy. Hiện tượng phát quang có nhiều loại và được phân loại dựa vào phương pháp kích thích để nhận biết chúng.

Sự phát quang được kích thích bằng quang học là sự phát quang phát ra từ chất cách điện hoặc chất bán dẫn được chiếu xạ trong quá trình tiếp xúc với ánh sáng. Cấu trúc vùng năng lượng của chất cách điện hoặc chất bán dẫn bao gồm: vùng hóa trị, vùng dẫn, vùng cấm.

Sử dụng sự phụ thuộc của cường độ phát huỳnh quang vào liều bức xạ mà liều kế hấp thụ, các vật liệu huỳnh quang (OSL, TL) có thể sử dụng làm liều kế để xác định liều bức xạ.

CHƯƠNG 3 PHƯƠNG PHÁP LUẬN ĐO LIỀU SỬ DỤNG LIỀU KẾ QUANG PHÁT QUANG

3.1 Thiết bị

3.1.1 Liều kế nanoDot

Liều kế nanoDot là một loại liều kế OSL dựa trên Al_2O_3 , cấu tạo của nanoDot bao gồm như hình 3.1 gồm vỏ nhựa có kích thước $10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ chứa tinh thể nhấp nháy nhôm oxit có kích thước 5 mm pha tạp cacbon ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$), mỗi liều kế nanodot có một số sê-ri duy nhất ở dạng mã vạch 2D để nhận dạng và theo dõi. Liều kế nanoDot đo được dải năng lượng từ 5 keV đến 20 MeV .



Hình 3.1 Cấu tạo liều kế nanoDot

<https://www.landauer.eu/produit/nanodot/>

3.1.2 Liều kế Inlight

Liều kế Inlight là thiết bị theo dõi liều cá nhân được thiết lập từ $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ để đánh giá mức độ tiếp xúc với bức xạ beta và photon, cũng giống liều kế nanodot nhưng có thêm phin lọc. Liều kế Inlight được cấu tạo như hình 3.2 gồm: vỏ ngoài, tinh thể và thanh trượt. Tinh thể $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ được nén bởi hai lớp polystyrene để bảo vệ khỏi tác động bên ngoài, sau đó tinh thể được lắp đặt vào thanh trượt có bốn cửa sổ mở tương ứng với từng vị trí đọc E1 cửa sổ không có tấm lọc, E2 cửa sổ được bao phủ bởi tấm lọc plastic, E3 cửa sổ được bao phủ bởi tấm lọc nhựa nhôm, E4 được bao phủ bởi tấm lọc đồng. Thanh trượt chứa các tinh thể sẽ được bảo vệ khỏi ánh sáng và các tác nhân bên ngoài bằng lớp vỏ nhựa. Từng cửa sổ tương đương với các đại lượng liều: liều beta, liều toàn thân Hp (10), liều mắt Hp (3), liều da Hp (0.07).

Liều kế Inlight đo được dải năng lượng từ 5 keV tới 20 MeV, độ tuyến tính liều từ 10 μ Sv tới 10 Sv với ngưỡng phát hiện với tia gamma, tia X và beta là 50 μ Sv.



Hình 3.2 Cấu tạo của liều kế Inlight

https://www.researchgate.net/figure/InLight-dosimeter-and-InLight-LDR-Model-2-badge_fig1_327209799

3.1.3 Máy đọc liều kế Microstar

Máy đọc liều kế Microstar là một thiết bị di động được cấu tạo như hình 3.3 bao gồm các phần chính: nguồn sáng, tấm lọc quang học, hệ thu nhận ánh sáng, thiết bị quét mã QR và hệ máy tính kèm theo.



Hình 3.3 Cấu tạo máy đọc liều kế Microstar

<https://epsmedtech.com/en/dosimetry-mesaurement-service/products/microstar/>

Nguồn sáng: sử dụng 36 đèn LED phát ra ánh sáng màu xanh lá có bước sóng khoảng 525 nm để kích thích các điện tử thoát ra khỏi bẫy trong các chip từ E1 đến E4 của liều kế OSL.

Tấm lọc quang học: được sử dụng để chọn lọc các bước sóng của nguồn sáng, Microstar thường sử dụng tấm lọc Hoya B-370 bề dài khoảng 7.5 nm cho phép ánh sáng có bước sóng từ khoảng 300 nm đến 400 nm truyền qua.

Hệ thu nhận ánh sáng: sử dụng ống nhân quang điện để thu nhận photon ánh sáng phát ra từ tinh thể của liều kế sau đó chuyển photon ánh sáng thành tín hiệu điện. Microstar sử dụng ống nhân quang điện thường có màng lọc quang photocathode nhạy với ánh sáng có bước sóng khoảng 160 nm đến 650 nm và độ nhạy cực đại xung quanh 400 nm.

3.1.4 Phương pháp xác định kerma trong không khí

Giá trị kerma trong không khí được xác định bằng công thức như sau:

$$K_{air} = CF^E \times (R - R_{phông}) \quad (3.1)$$

Trong đó K_{air} : Kerma trong không khí đo bằng mGy hoặc Gy

CF^E : Hệ số hiệu chuẩn đơn vị mGy/ số đếm hoặc Gy/số đếm

R : Số đọc của liều kế được hiển thị trên máy

$R_{phông}$: Số đọc ở giá trị phông

$$CF^E = \frac{K_{kkc}^E}{R_C} \quad (3.2)$$

Trong đó : K_{kkc}^E là kerma chuẩn ở năng lượng E, R_C là số đọc của liều kế được chiếu chuẩn

$$RR^E = \frac{CF^{662}}{CF^E} \Rightarrow CF^E = \frac{CF^{662}}{RR^E} \quad (3.3)$$

RR là độ nhạy tương đối được quy chuẩn với độ nhạy được chuẩn ở năng lượng 662 keV (nguồn chuẩn Cs-137).

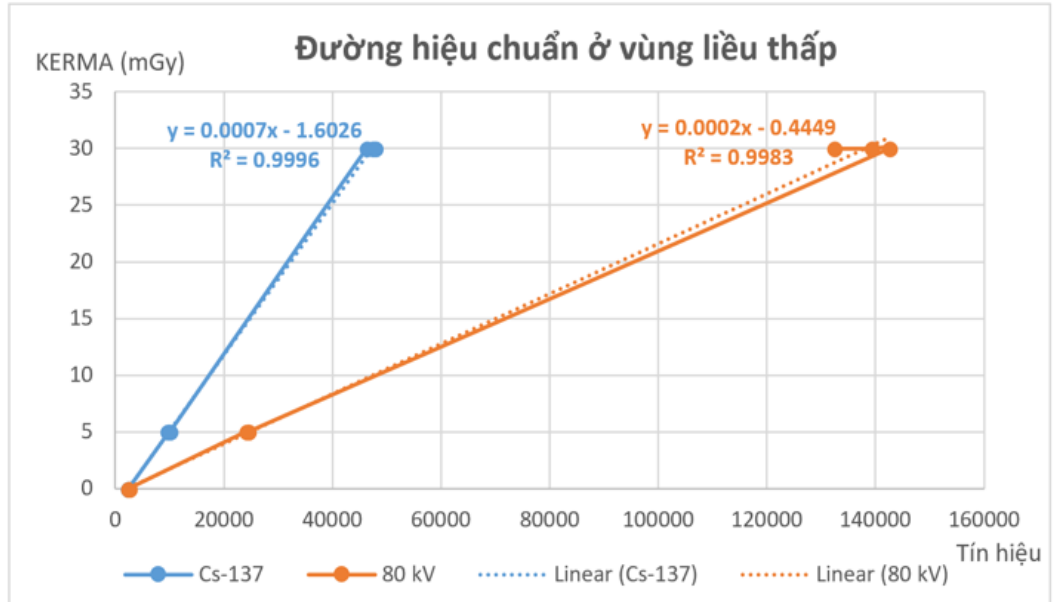
Xác định hệ số hiệu chuẩn CF^E đối với 2 năng lượng chuẩn 662 keV (Cs-137) và chùm tia X có hiệu điện thế 80 kV. Kerma chiếu chuẩn có 2 dải liều là dải liều thấp và dải liều cao, từ dải liều kerma chiếu chuẩn và số đọc liều kế từ đó xác định được hệ số hiệu chuẩn CF tương ứng

Chúng tôi sử dụng dữ liệu nhóm nghiên cứu của Trần Yến Nhi [14], từ đó ta có được hệ số hiệu chuẩn liều.

- Hệ số hiệu chuẩn đối với vùng liều thấp (0- vài chục mGy):

CF (662 keV) = 0.0007 mGy/số đếm

CF (80 kV) = 0.0002 mGy/số đếm

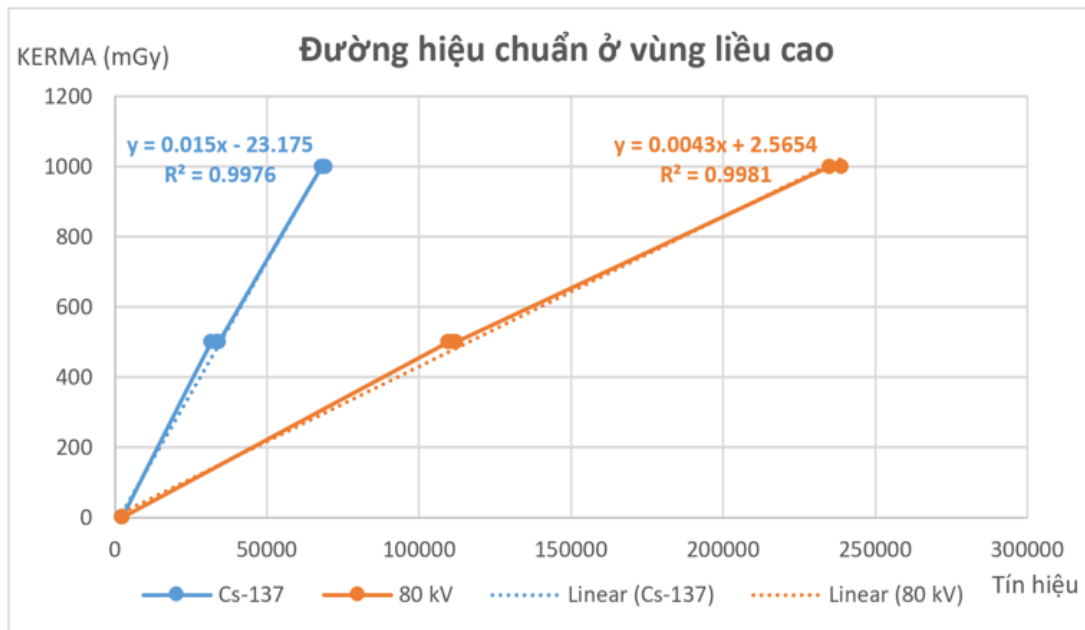


Hình 3.4 Đường hiệu chuẩn liều thấp [14]

- Hệ số hiệu chuẩn đối với vùng liều cao (từ vài chục mGy đến và chục Gy):

CF (662 keV) = 0.0150 mGy/số đếm

CF (80 kV) = 0.0043 mGy/số đếm



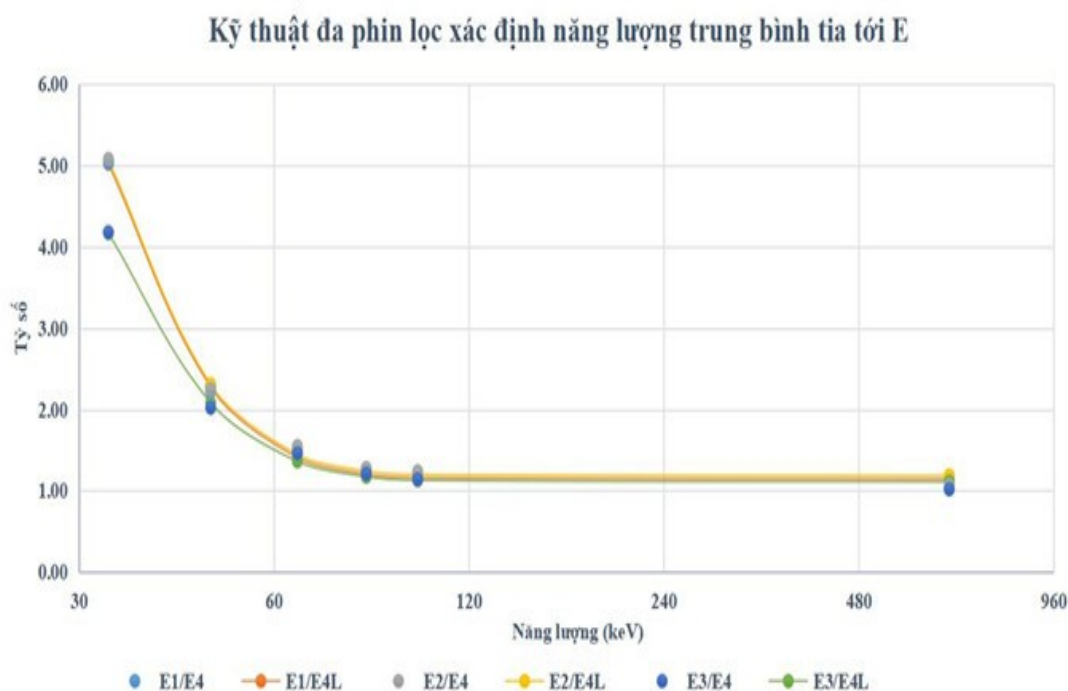
Hình 3.5 Đường hiệu chuẩn liều cao [14]

3.1.5 Phương pháp xác định năng lượng chùm tia tới

Từ nghiên cứu của nhóm Nguyễn Thị Mai Loan [15] đã cho thấy được năng lượng của chùm tia tới có thể xác định bởi công thức 3.4, thông qua các giá trị ghi nhận được bởi liều kế Inlight trong đó E2 là số đọc của vị trí cửa sổ được bao phủ bởi tấm lọc plastic và E4 là số đọc của vị trí cửa sổ được bao phủ bởi tấm lọc đồng.

Công thức xác định năng lượng E:

$$E = -\ln((E2/E4 - 1.188)/65.81)/0.085 \text{ (keV)} \quad (3.4)$$



Hình 3.6 Tỷ số tính hiệu giữa các phin lọc thực nghiệm

3.2 Phương pháp bố trí thí nghiệm

+ Máy C-arm một bình diện, Artis Zee, Siemens hình 3.7

+ Chuẩn bị dụng cụ:

- Một phantom bằng vật liệu PMMA có kích thước 24 cm x 24 cm như hình 3.7 để đại diện cho bệnh nhân.

- Liều kế quang phát quang: 178 liều kế nanoDot và 88 liều kế Inlight được cố định trên thanh mica theo từng vị trí cho một lần đo. Tại vị trí trung tâm (isocenter) có sử dụng thêm 2 liều kế Nanodot và một liều kế Inlight để đo liều tại tâm trường chiếu.

- Thanh bằng vật liệu mica như hình 3.8 : 22 thanh (có thể tháo lắp).



Hình 3.7 Thiết bị và dụng cụ



Hình 3.8 Phantom



Hình 3.9 Thanh mica

+ Các bước tiến hành:

✚ Bước 1

Thiết lập đầu bóng phát tia X ở dưới bàn bệnh nhân, sau đó đặt phantom lên bàn bệnh nhân để mô phỏng bệnh nhân.

- Khoảng cách từ đầu bóng phát tới bề mặt phantom: 60cm
- Độ mở trường chiếu (FOV): 48 cm
- Lọc chùm tia: 0.3 mm Cu
- kVp: 78.8 kV
- mA: 42.8
- Thời gian phát tia: 30 phút
- Chế độ soi, độ dài xung là 5.2 ms, 10 xung/giây
- HVL: 0.628 mmAl
- LAO 1°
- CAU 2°

✚ Bước 2

Sử dụng các ống mica đường kính 2 cm và chiều cao 180 cm có thể tháo lắp để cố định liều kế, trên một ống mica sẽ có bốn vị trí đặt liều kế và tại mỗi vị trí sẽ được cố định một liều kế Inlight để đo năng lượng trung bình của chùm tia và hai liều kế nanodot để đo liều tán xạ, bốn vị trí đặt liều kế trên thanh mica tương ứng với vị

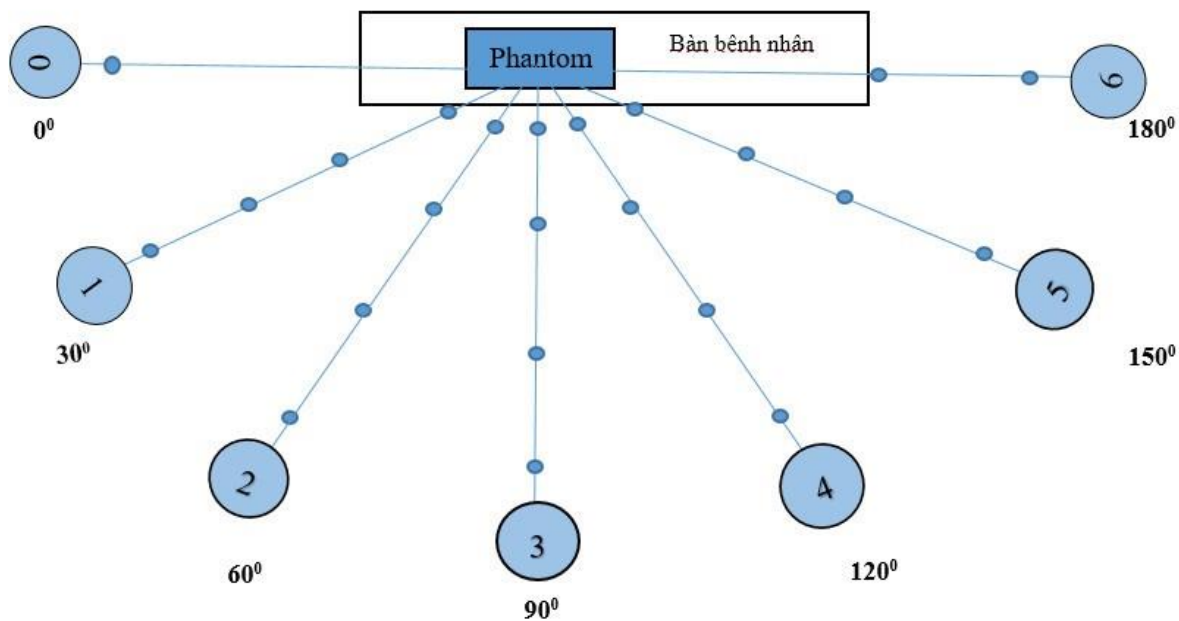
trí của mắt (165 cm), giữa ngực (125 cm), thắt lưng (100 cm) và đùi (65 cm) của người tham chiếu, giới tính nam, chiều cao trung bình 175 cm, như hình 3.12.

✚ Bước 3

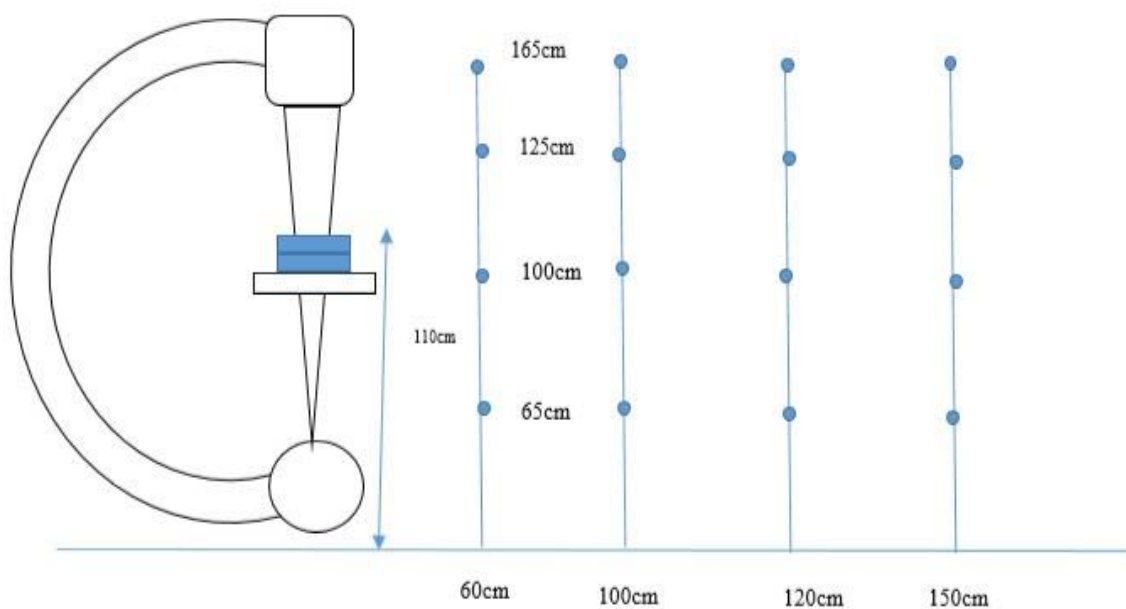
Đặt các ống mica đã được cố định liều kế ở các khoảng cách 60 cm, 90 cm, 120 cm và 150 cm tính từ tâm trường chiếu (isocenter) như hình 3.12, tương tự cho các ống PMMA còn lại sẽ được đặt ở từng khoảng cách và các góc độ khác nhau, góc 0° được tính từ trục song song với trục chính của bàn bệnh nhân và từ đó cứ mỗi 30° sẽ đặt các ống mica, tương ứng các góc 0° , 30° , 60° , 90° , 120° , 150° , 180° như hình 3.11 và hình 3.10. Tuy nhiên riêng với góc 0° thì trong thực tế khi đi khảo sát không thấy có các nhân viên y tế di chuyển tại khu vực này vì tại vị trí này là nơi thường để máy siêu âm, máy thở của bệnh nhân cho nên tại góc 0° nhóm không thực hiện khảo sát đo phân bố liều tại điểm này. Đối với góc 180° chỉ đặt hai ống cố định liều kế do bàn bệnh nhân khá dài chỉ đủ khoảng cách để đặt hai ống cố định liều kế và đặc biệt khu vực này có các nhân viên y tế di chuyển nhiều để hỗ trợ bác sĩ can thiệp nên cần phải khảo sát tán xạ tại điểm này.



Hình 3.10 Bố trí thí nghiệm



Hình 3.11 Các vị trí cố định liều kế (chiều nhìn từ trên xuống)



Hình 3.12 Các vị trí đặt thanh cố định (theo chiều ngang)

3.3 Phương pháp xử lý số liệu

Liều tán xạ tại mỗi vị trí được xác định bằng cách lấy trung bình số đếm của hai liều kế nanoDot nhân với hệ số hiệu chuẩn, áp dụng cho vùng liều thấp (được trình bày ở phần 3.1.4).

Năng lượng trung bình tại mỗi vị trí được xác định bằng cách lấy tỷ số số đếm của các tinh thể tại vị trí 2 và 4 của liều kế Inlight. Sau đó áp dụng công thức bán thực nghiệm của nhóm Nguyễn Thị Mai Loan và cộng sự (được trình bày ở phần 3.1.5) để suy ra năng lượng trung bình của chùm tia tán xạ đến vị trí cần xét.

CHƯƠNG 4 KẾT QUẢ VÀ BÀN LUẬN

4.1 Kết quả khảo sát sơ bộ về trường tán xạ

Bảng (4.1) (4.2) (4.3) và (4.4) trình bày suất liều tại 88 vị trí trong trường tán xạ. Kết quả cho thấy có sự khác nhau đáng kể về liều, bức xạ cao nhất được ghi nhận ở những liều kế ở các vị trí gần tâm của trường chiếu (isocenter) và giảm dần khi khoảng cách càng cách xa tâm. Liều của chùm tia sơ cấp được đo tại tâm trường chiếu có giá trị 9.5 mGy/30 phút. Giá trị liều tán xạ tại các điểm đo được tính tương đối so với liều của chùm tia sơ cấp, và được biểu diễn theo phần trăm. Trong quá trình khảo sát thực tế ở phòng X-quang can thiệp, nhận thấy khu vực (4) và (5) là khu vực mà các bác sĩ chính và bác sĩ phụ thường xuyên đứng. Kết quả tại các khu vực này cho thấy, ở vị trí đùi 4A và 5A có suất liều tương ứng là 0.0343 ± 0.0012 mGy/h (1,80%) và 0.0507 ± 0.0013 mGy/h (0.27%). Trong khi đó, vị trí ngực 4A và 5A có suất liều cao hơn hẳn với các giá trị lần lượt là 0.5554 ± 0.0094 mGy/h (2.92%) và 0.2265 ± 0.0018 mGy/h (1.19%). Lý do được đưa ra là do đầu bóng phát nằm phía dưới bàn bệnh nhân đã được che chắn bởi một rèm chì, nên liều ở các vị trí thuộc phần thân dưới thấp hơn so với phần ngực. Ở khu vực 6 tại vị trí 6C và 6D hình 4.4 không ghi nhận được số liệu là do khoảng cách của các liều kế tại hai vị trí này ở quá xa, đồng thời do thời gian phát tia ngắn.

Trong nghiên cứu này, chúng tôi nhận thấy, trên một thanh mica nhất định, vị trí ngực, thất lưng nhận liều cao nhất, sau đó tới mắt và cuối cùng là đùi. Trong thực tế, các nhân viên y tế khi thực hiện các thủ thuật sẽ mặc áo chì và tạp dề chì, do đó phần liều tại ngực và thất lưng sẽ được giảm xuống. Tuy nhiên, mắt là cơ quan trọng yếu và ít được che chắn nhất. Giả định nhân viên tiếp xúc với bức xạ 30 phút/ngày, tuần làm việc 5 ngày, một năm có 50 tuần làm việc, hệ số chuyển đổi từ kerma sang $H_p(3)$ được lấy ở mức năng lượng trung bình 40 keV là 1.45. Tại vị trí 4A và 5A (hình 4.1), liều mắt được ước tính xấp xỉ 27.55 mSv/năm và 15.15 mSv/năm. Như vậy nhân viên đứng tại vị trí 4A có nguy cơ nhận liều mắt vượt quá giới hạn quy định là 20 mSv/năm. Nhân viên đứng tại vị trí 5A nhận liều mắt đến hơn 75% ngưỡng quy định.

Bảng 4.1 Kerma của các khu vực từ 1 đến 6 tại vị trí Mắt (165 cm)

Góc	Khu Vực	Suất liều mGy/h
30 ⁰ (1)	1A	0.1584 ± 0.0100
	1B	0.0782 ± 0.0014
	1C	0.0468 ± 0.0053
	1D	0.0332 ± 0.0011
60 ⁰ (2)	2A	0.3248 ± 0.0030
	2B	0.2042 ± 0.0073
	2C	0.1437 ± 0.0047
	2D	0.1092 ± 0.0033
90 ⁰ (3)	3A	0.3756 ± 0.0020
	3B	0.2562 ± 0.0016
	3C	0.1821 ± 0.0011
	3D	0.1406 ± 0.0120
120 ⁰ (4)	4A	0.3041 ± 0.0016
	4B	0.1979 ± 0.0090
	4C	0.1523 ± 0.0058
	4D	0.1280 ± 0.0015
150 ⁰ (5)	5A	0.1668 ± 0.0025
	5B	0.0830 ± 0.0075
	5C	0.0568 ± 0.0025
	5D	0.0420 ± 0.0004
180 ⁰ (6)	6C	0.0233 ± 0.0135
	6D	0.0256 ± 0.0106

Bảng 4.2 Kerma của các khu từ 1 đến 6 tại vị trí Ngực (125 cm)

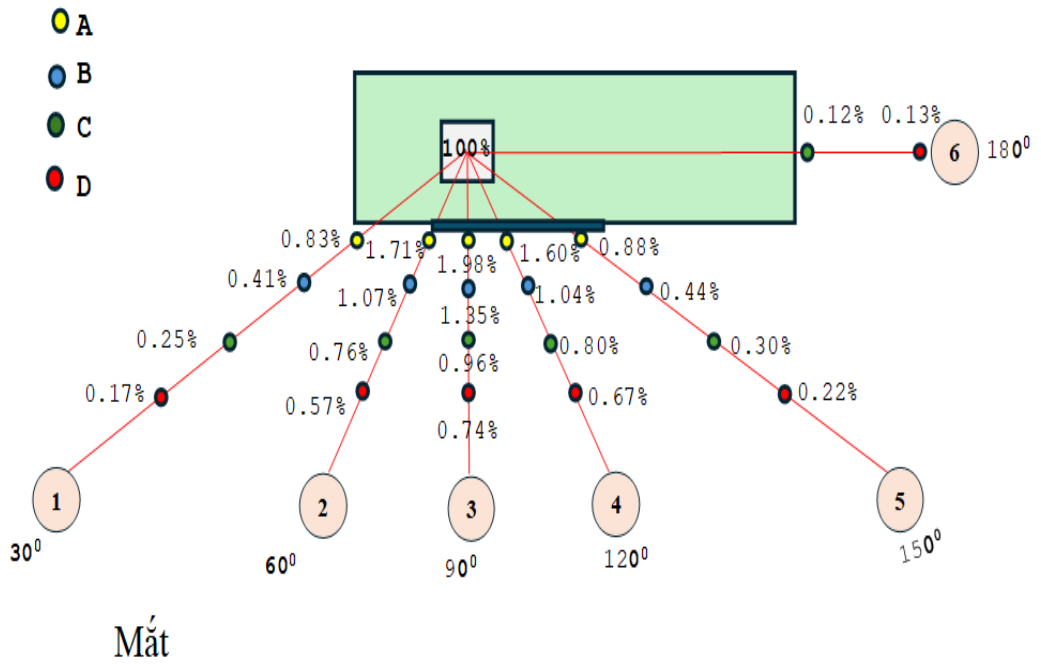
Góc	Khu vực	Suất liều (mGy/h)
30 ⁰ (1)	1A	0.2124 ± 0.0057
	1B	0.0876 ± 0.0041
	1C	0.0509 ± 0.0066
	1D	0.0262 ± 0.0054
60 ⁰ (2)	2A	0.6108 ± 0.0150
	2B	0.2992 ± 0.0018
	2C	0.1825 ± 0.0007
	2D	0.1123 ± 0.0055
90 ⁰ (3)	3A	0.8927 ± 0.0215
	3B	0.4325 ± 0.0037
	3C	0.2703 ± 0.0040
	3D	0.1740 ± 0.0039
120 ⁰ (4)	4A	0.5554 ± 0.0094
	4B	0.3155 ± 0.0072
	4C	0.1639 ± 0.0012
	4D	0.0991 ± 0.0037
150 ⁰ (5)	5A	0.2265 ± 0.0018
	5B	0.0879 ± 0.0066
	5C	0.0574 ± 0.0012
	5D	0.0366 ± 0.0080
180 ⁰ (6)	6C	0.0101 ± 0.0170
	6D	0.0101 ± 0.0062

Bảng 4.3 Kerma của các khu vực 1 đến 6 tại vị trí Thắt Lưng (100 cm)

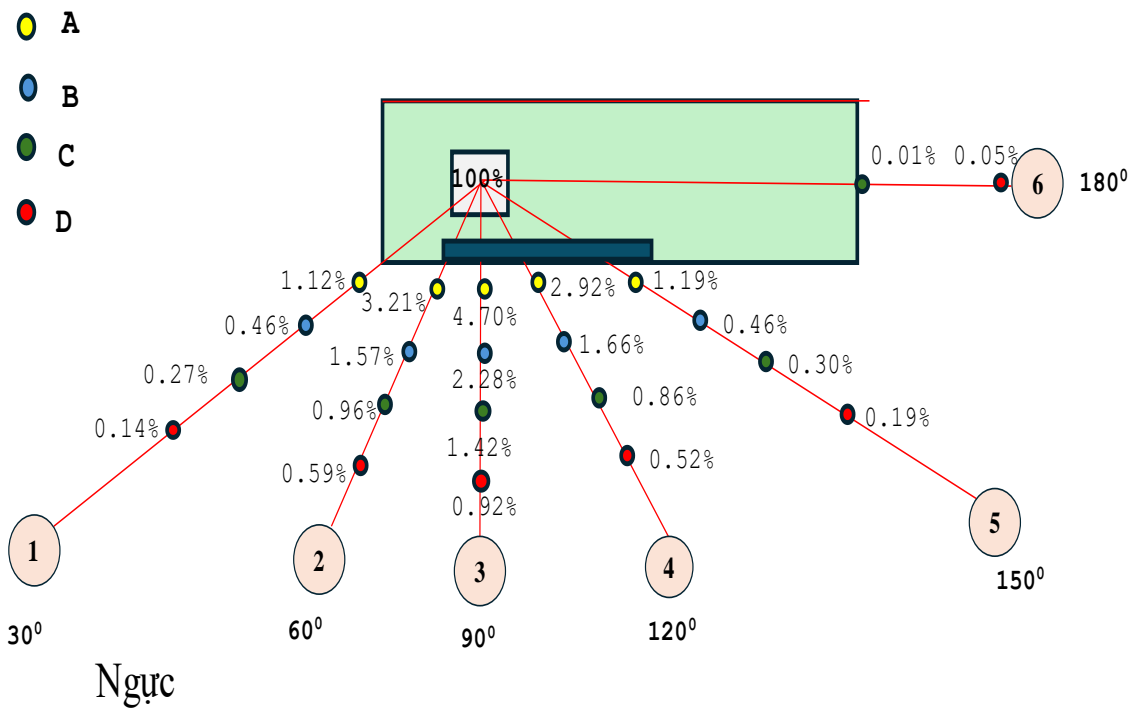
Góc	Khu vực	Suất liều (mGy/h)
30 ⁰ (1)	1A	0.2128 ± 0.0049
	1B	0.0776 ± 0.0043
	1C	0.0408 ± 0.0004
	1D	0.0268 ± 0.0012
60 ⁰ (2)	2A	0.8374 ± 0.0111
	2B	0.3203 ± 0.0018
	2C	0.1732 ± 0.0106
	2D	0.1172 ± 0.0025
90 ⁰ (3)	3A	1.3962 ± 0.0016
	3B	0.5174 ± 0.0052
	3C	0.2553 ± 0.0031
	3D	0.1387 ± 0.0069
120 ⁰ (4)	4A	0.7565 ± 0.0051
	4B	0.2736 ± 0.0020
	4C	0.1440 ± 0.0020
	4D	0.0868 ± 0.0043
150 ⁰ (5)	5A	0.2103 ± 0.0012
	5B	0.0841 ± 0.0066
	5C	0.0292 ± 0.0105
	5D	0.0166 ± 0.0102
180 ⁰ (6)	6C	0.0194 ± 0.0020
	6D	0.0034 ± 0.0088

Bảng 4.4 Kerma tại các khu vực 1 đến 6 tại vị trí Đùi (65 cm)

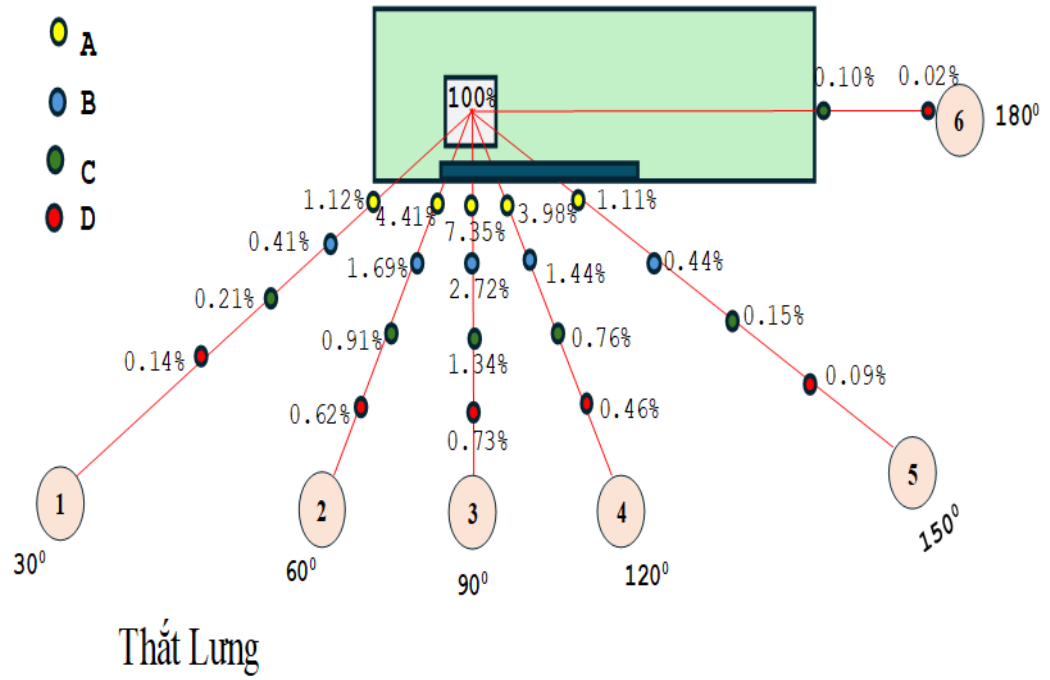
Góc	Khu vực	Suất liều mGy/h
30 ⁰ (1)	1A	0.1622 ± 0.0009
	1B	0.0731 ± 0.0051
	1C	0.0314 ± 0.0020
	1D	0.0316 ± 0.0008
60 ⁰ (2)	2A	0.7272 ± 0.0084
	2B	0.2949 ± 0.0135
	2C	0.1704 ± 0.0051
	2D	0.1189 ± 0.0003
90 ⁰ (3)	3A	0.0922 ± 0.0072
	3B	0.2396 ± 0.0100
	3C	0.2026 ± 0.0107
	3D	0.1210 ± 0.0033
120 ⁰ (4)	4A	0.0343 ± 0.0012
	4B	0.0766 ± 0.0082
	4C	0.0656 ± 0.0024
	4D	0.0482 ± 0.0062
150 ⁰ (5)	5A	0.0507 ± 0.0013
	5B	0.0043 ± 0.0220
	5C	0.0311 ± 0.0055
	5D	0.0166 ± 0.0029
180 ⁰ (6)	6C	- ± 0.0192
	6D	- ± 0.0052



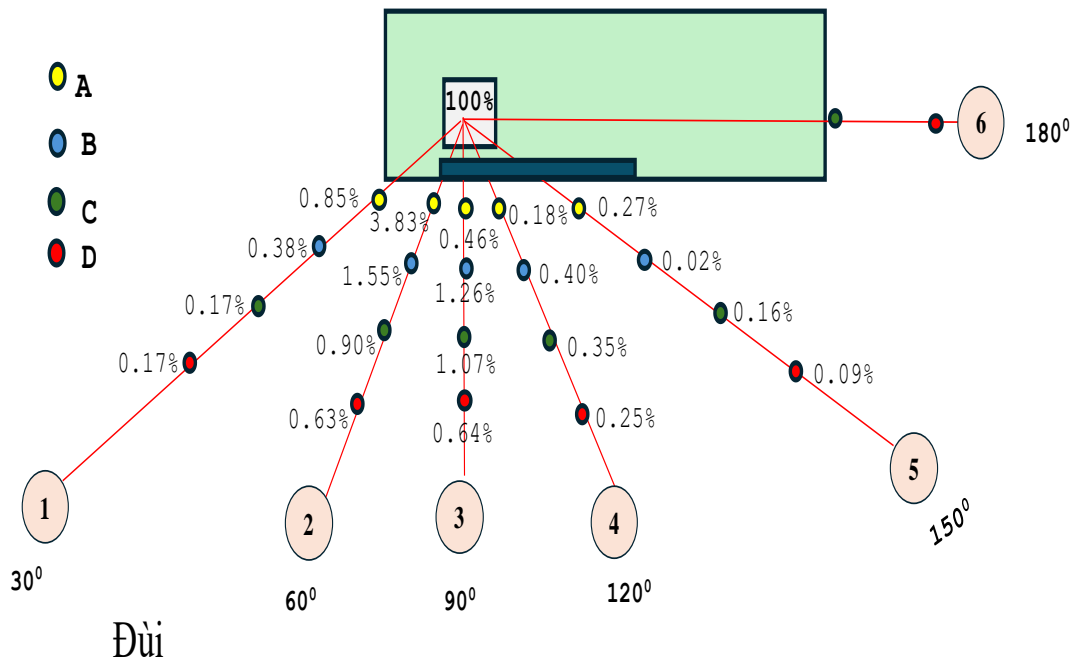
Hình 4.1 Vị trí tương ứng Mắt



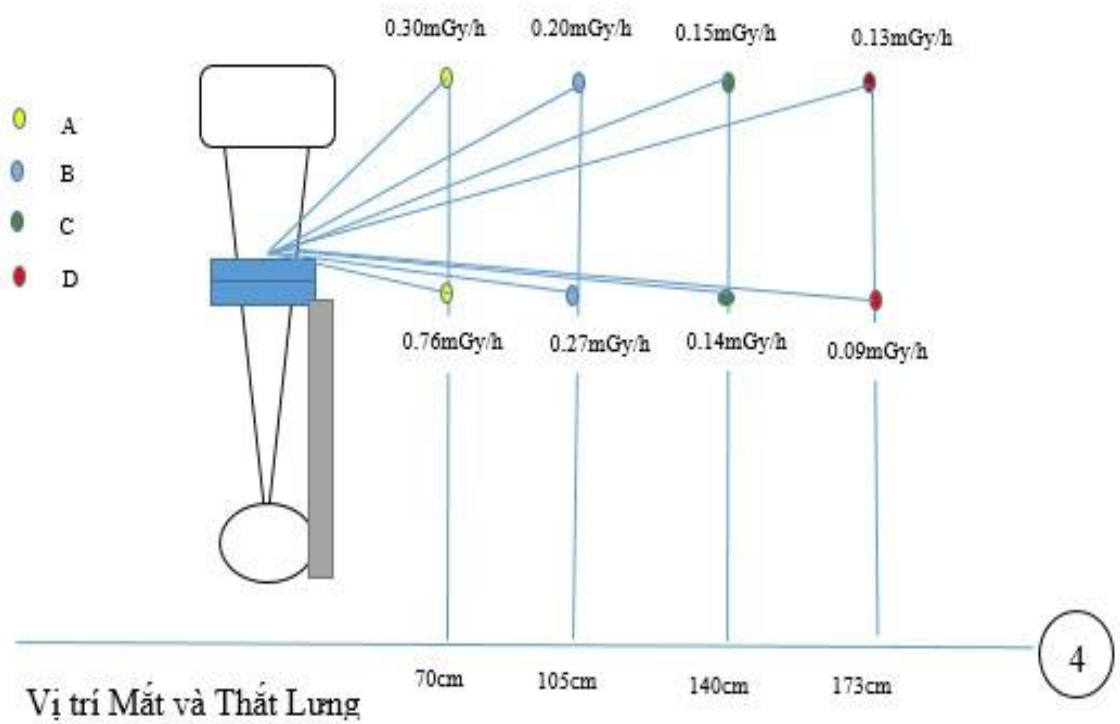
Hình 4.2 Vị trí tương ứng Ngực



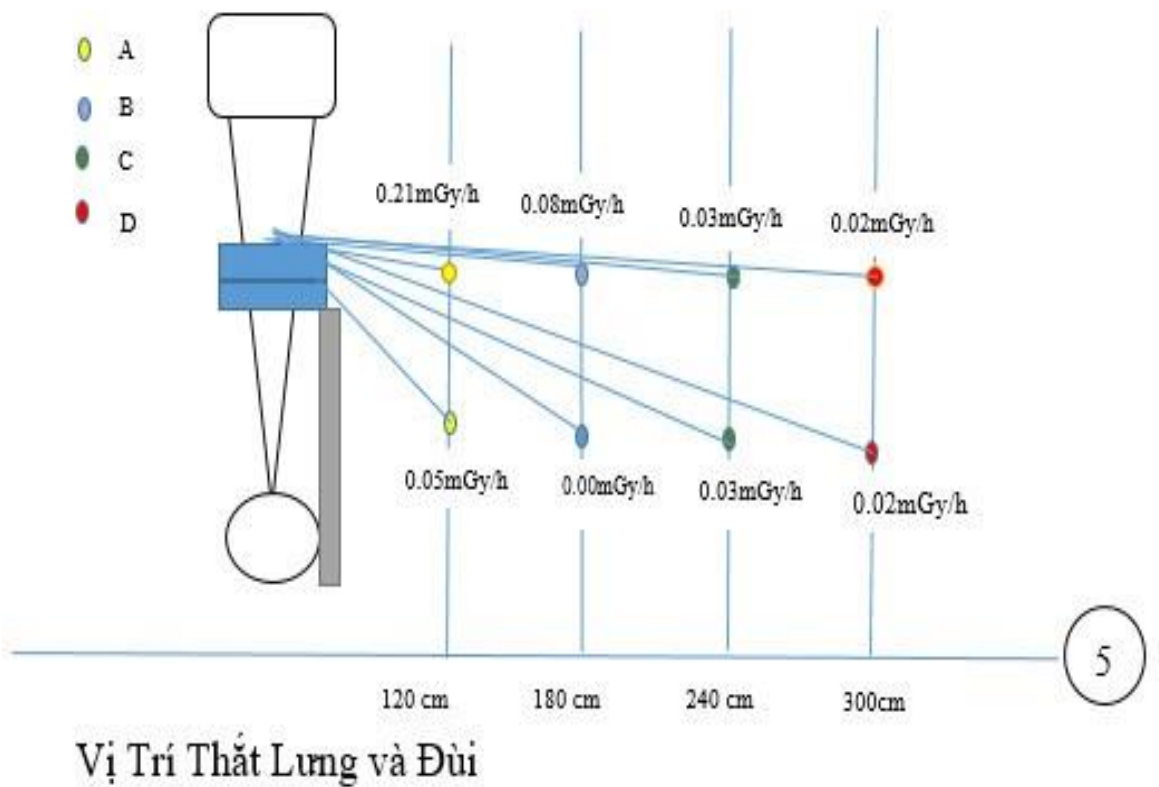
Hình 4.3 Vị trí tương ứng Thất Lung



Hình 4.4 Vị trí tương ứng Đùi



Hình 4.5 Vị trí Mắt và thắt lưng khu vực 4 (chiều ngang)

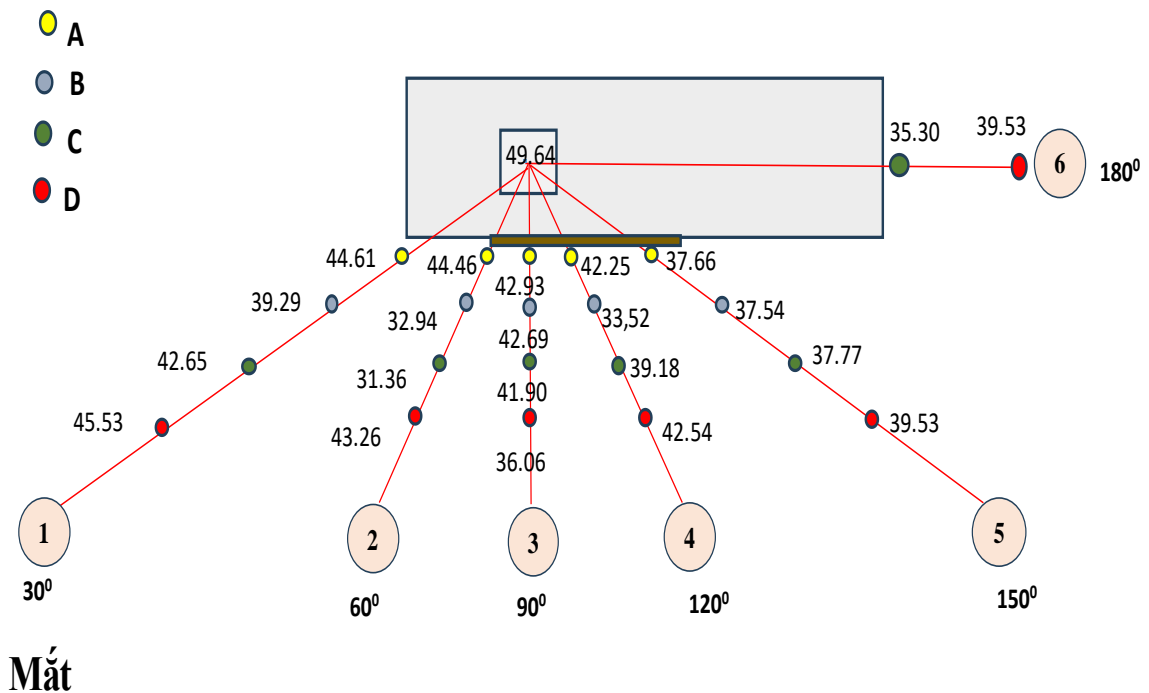


Hình 4.6 Vị trí thắt lưng và đui khu vực 5 (chiều ngang)

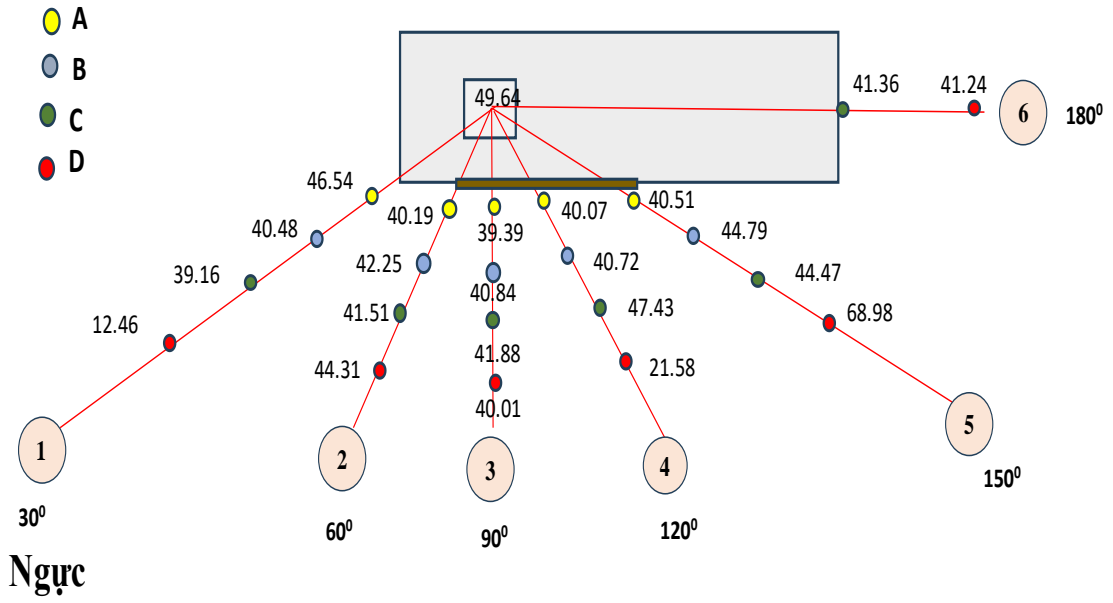
4.2 Khảo sát năng lượng

Kết quả tính toán từ phần mềm mô phỏng SpekCalc cho thấy với thiết lập cao thế là 80 kVp, HVL 0.628 mmAl thì năng lượng hiệu dụng của chùm tia sơ cấp sẽ khoảng 48-49 keV. Về mặt lý thuyết, năng lượng tán xạ sẽ nhỏ hơn năng lượng chùm sơ cấp khoảng 20-25%.

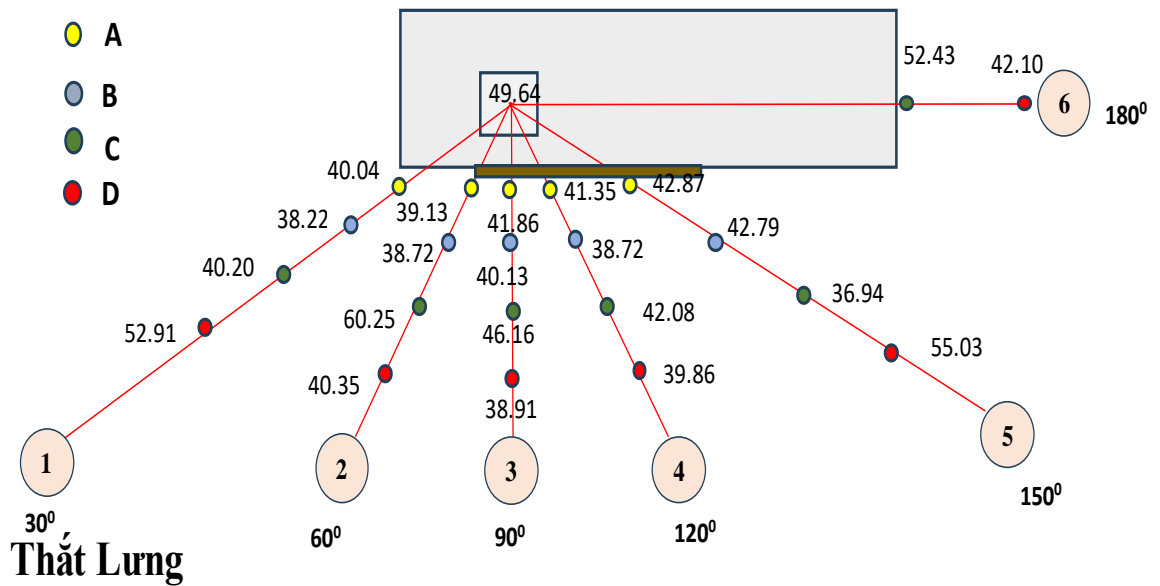
Năng lượng hiệu dụng của chùm tia tán xạ được trình bày qua các hình 4.7 (mắt), 4.8 (ngực), 4.9 (thắt lưng) và 4.10 (đùi). Có thể thấy sự thay đổi về năng lượng tán xạ bên trong phòng. Kết quả từ các phép đo với liều kế Inlight cho thấy năng lượng trung bình đến Mắt từ góc 90° đến góc 30° của hình 4.7 là 40.64 ± 4.72 keV và từ góc 90° đến 180° là 39.82 ± 3.93 keV, năng lượng trung bình Ngực từ 90° đến góc 30° của hình 4.8 là 39.09 ± 8.65 keV và từ góc 90° đến 180° là 42.83 ± 9.64 keV, năng lượng trung bình Thắt Lưng từ 90° đến góc 30° của hình 4.9 là 43.07 ± 6.82 keV và từ góc 90° đến 180° là 42.95 ± 5.11 keV, năng lượng trung bình của Đùi từ 90° đến góc 30° của hình (4.10) là 42.03 ± 5.61 keV và từ góc 90° đến 180° là 41.75 ± 10.36 keV. Kết quả cho thấy trong trường tia tán xạ năng lượng có thay đổi nhưng không nhiều (giảm khoảng 15-20%).



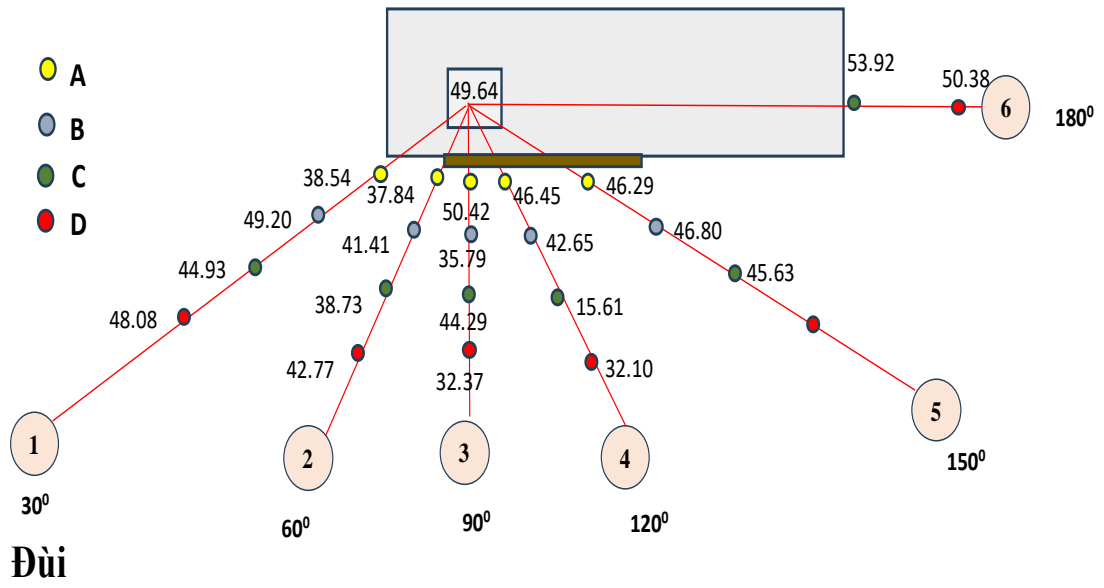
Hình 4.7 Vị trí tương ứng Mắt



Hình 4.8 Vị trí tương ứng Ngực



Hình 4.9 Vị trí tương ứng thắt lưng



Hình 4.10 Vị trí tương ứng Đài

CHƯƠNG 5 KẾT LUẬN VÀ KIẾN NGHỊ

Nghiên cứu đã thực hiện được việc khảo sát phân bố liều tại các vị trí khác nhau trong phòng can thiệp tim mạch và xác định năng lượng hiệu dụng của chùm tia tán xạ tại các vị trí.

Do hạn chế về mặt thời gian, nên khóa luận chỉ mới dừng lại ở việc xác định phân bố liều theo hướng LAO 1⁰, CAU 2⁰. Với thời gian phát tia chỉ 30 phút phát tia quá ngắn dẫn đến một số liều kế được đặt ở các vị trí quá xa không ghi nhận được tín hiệu. Các nghiên cứu tiếp theo cần tăng thời gian phát tia lên ít nhất 60 phút và thực hiện khảo sát phân bố liều ở các vị trí đầu máy khác.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. Nunez, O., et al., Interventional radiology, angioplasty and TIPS in Budd-Chiari syndrome. *Gastroenterologia y Hepatologia*, 2003. 26(8): p. 461-464.
2. Nakamura, T., et al., A more accurate and safer method for the measurement of scattered radiation in X-ray examination rooms. *Radiological Physics and Technology*, 2020. 13: p. 69-75.
3. Nowak, M., et al., Characterisation and mapping of scattered radiation fields in interventional radiology theatres. *Scientific Reports*, 2020. 10(1): p. 18754.
4. UNSCEAR. MODELS FOR ESTIMATION OF GLOBAL FREQUENCIES OF MEDICAL EXPOSURE. 2022 [cited 2022 february]; Available from: https://www.unscear.org/unscear/uploads/documents/publications/UNSCEAR_2020_21_Annex-A_Attach_A-2.pdf.
5. Stahl, C.M., et al., Radiation risk to the fluoroscopy operator and staff. *American Journal of Roentgenology*, 2016. 207(4): p. 737-744.
6. Rao, S.B., Biological bases for the revision of dose limits to the eye lens. *Journal of Medical Physics*, 2016. 41(4): p. 211.
7. Roguin, A., et al., Brain and neck tumors among physicians performing interventional procedures. *The American journal of cardiology*, 2013. 111(9): p. 1368-1372.
8. Goldstein, J.A., et al., Occupational hazards of interventional cardiologists: prevalence of orthopedic health problems in contemporary practice. *Catheterization and cardiovascular interventions*, 2004. 63(4): p. 407-411.
9. Cewe, P., et al., Radiation distribution in a hybrid operating room, utilizing different X-ray imaging systems: investigations to minimize occupational exposure. *Journal of NeuroInterventional Surgery*, 2022. 14(11): p. 1139-1144.
10. Yamaji, M., et al., Distribution of scatter radiation by C-arm cone-beam computed tomography in angiographic suite: measurement of doses and effectiveness of protection devices. *Nagoya Journal of Medical Science*, 2021. 83(2): p. 277.

11. UNSCEAR. UNSCEAR 2020/2021 REPORT VOLUME I. 2021 [cited 2021 2024]; Available from: https://www.unscear.org/unscear/en/publications/2020_2021_1.html.
12. Vigneux, G., et al., Radiation-induced alterations in proliferation, migration, and adhesion in lens epithelial cells and implications for cataract development. *Bioengineering*, 2022. 9(1): p. 29.
13. Landauer. (2018). InLight OSL Dosimeter System. User Manual
14. Trần Yên Nhi và các cộng sự. Khóa luận “Nghiên cứu phương pháp xác định liều nghề nghiệp của bác sỹ can thiệp tim mạch bằng liều kế quang phát quang”, Trường Đại học Nguyễn Tất Thành, 2023.
15. Nguyễn Thị Mai Loan và các cộng sự, Khóa luận tốt nghiệp Đại học “Nghiên cứu phát triển một số thuật toán xác định đại lượng thực hành tương đương liều cá nhân bằng liều kế quang phát quang”, trường Đại học Nguyễn Tất Thành, 2023
16. “Primary X-ray Circuit”. Available at: <https://www.youtube.com/watch?v=uWfx1KZPTp8> Accessed May 23, 2024
17. “Secondary X-ray Circuit” Available at: <https://www.youtube.com/watch?v=Mk19tQlycbc> Accessed May 25, 2024.
18. “Filament X-ray Circuit” Available at: https://www.youtube.com/watch?v=OGm8KCW9_w4 Accessed May 25, 2024
19. Lê Thảo Ngọc và các cộng sự. Khóa luận “Nghiên cứu xây dựng hướng dẫn an toàn sử dụng đối với thiết bị soi chiếu huỳnh quang y tế cho bác sỹ và kỹ thuật viên”, Trường Đại học Nguyễn Tất Thành, 2023