

CHƯƠNG 1. GIỚI THIỆU

Với sự phát triển mạnh mẽ của khoa học và công nghệ trong những năm gần đây, các thiết bị hiện đại được đưa vào sử dụng trong y tế ngày càng nhiều, giúp cho việc chẩn đoán và điều trị bệnh được nhanh chóng và hiệu quả hơn. Theo tạp chí khoa học và công nghệ Việt Nam [1] tính đến cuối năm 2020, cả nước có khoảng 8.770 thiết bị X-quang, gần 900 máy chụp cắt lớp vi tính (CT), 280 máy chụp cộng hưởng từ và trên 70 máy chụp mạch máu số hóa xóa nền DSA. Các kỹ thuật tiên tiến về điện quang như X quang can thiệp đã được áp dụng thành công ở các bệnh viện. Các kỹ thuật can thiệp khó và có tính chất cấp cứu như giải tỏa khối huyết tắc mạch máu não đã được phổ biến đến các trung tâm y tế trên cả nước, góp phần cứu sống nhiều bệnh nhân. Tuy nhiên, bên cạnh những lợi ích to lớn kể trên, việc sử dụng các thiết bị phát bức xạ ion hóa tiềm ẩn nhiều nguy cơ về sức khỏe cho cả bệnh nhân và nhân viên y tế. Đặc biệt là tại các đơn vị sử dụng X quang soi chiếu, nơi mà nhân viên phải làm việc trong môi trường chiếu xạ liên tục. Tùy theo mức độ phức tạp của mỗi ca bệnh, thời gian cho một quá trình có thể kéo dài từ vài phút đến hàng giờ đồng hồ. Qua báo cáo của UNSCEAR 2020-2021 [2], riêng với X-quang can thiệp có số lượng thực hiện đã tăng lên gấp 6 lần và liều tập thể đã tăng lên gấp 8 lần so với báo cáo của năm 2008. Khi số lượng và độ phức tạp của quy trình tăng lên, đồng nghĩa với việc tăng mức phơi nhiễm bức xạ cho cả bệnh nhân và nhân viên y tế. Phơi nhiễm bức xạ có thể dẫn đến sự xuất hiện của các hiệu ứng tất định, có thể biểu hiện từ việc bị ban đỏ thoáng qua đến việc bị hoại tử da nếu phải nhận liều bức xạ cao[3]. Bên cạnh đó, một số nghiên cứu cũng đã chỉ ra nguy cơ tổn thương các cơ quan và cấu trúc khác ở một độ sâu nhất định dưới bề mặt da nếu chúng bị phơi nhiễm với bức xạ kéo dài với liều lượng cao[4]. Việc hiểu biết về dữ liệu chùm tia X phát ra từ thiết bị soi chiếu cho phép người sử dụng đánh giá được mức độ đồng đều của chùm tia, xác định được các yếu tố ảnh hưởng đến độ đồng đều chùm tia. Ngoài ra, dữ liệu về phân bố liều dọc theo các trục trong mặt phẳng chùm tia tại các độ sâu khác nhau cũng sẽ cung cấp một phương pháp ước tính nhanh liều lên bề mặt da và các cơ quan của bệnh nhân.

Mặc dù việc xác định đặc trưng của chùm tia và phân bố liều theo độ sâu đã rất phổ biến trong xạ trị, và trở thành quy trình bắt buộc trong kiểm tra đảm bảo chất lượng

của thiết bị gia tốc tuyến tính. Vấn đề này trong X quang chẩn đoán vẫn còn khá hạn chế. Do đó, nghiên cứu này được thực hiện nhằm mục đích khảo sát dữ liệu chùm tia (beam profile) tại các độ sâu khác nhau để mô tả đặc trưng phân bố liều tia X trong mặt phẳng hai chiều, cho phép xác định liều bức xạ tại các điểm ngoài trục trung tâm và bên ngoài trường chiếu cho phổ tia X sử dụng trong các thiết bị soi chiếu. Kết quả của nghiên cứu cho phép xác định độ đồng đều của chùm tia và đề xuất thực hiện những điều chỉnh khi cần thiết. Ngoài ra, các bước thực hiện khảo sát beam profile có thể được phát triển lên thành một phép kiểm tra cần thiết trong quy trình đảm bảo chất lượng cho thiết bị X quang trong chẩn đoán nói chung.

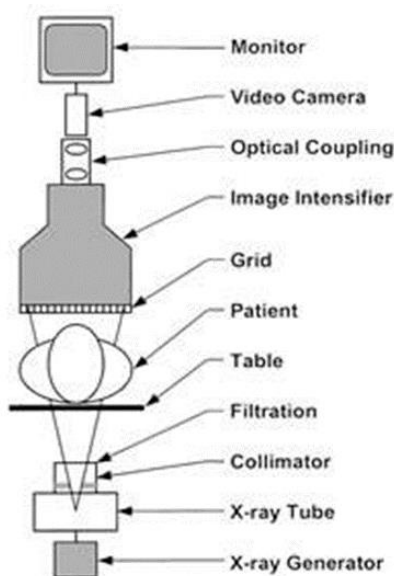
Bố cục của bài khóa luận gồm 05 phần:

- Chương 1: Giới thiệu
- Chương 2: Tổng quan lý thuyết
- Chương 3: Phương pháp luận
- Chương 4: Kết quả và bàn luận
- Chương 5: Kết luận và kiến nghị

CHƯƠNG 2. TỔNG QUAN LÝ THUYẾT

2.1 Tổng quan về hệ thống soi chiếu

Soi chiếu là một quá trình ghi hình cho phép quan sát ảnh X quang của bệnh nhân theo thời gian thực (real time) với độ phân giải thời gian cao[5]. Trước đây X-quang soi chiếu 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 [6]. Quá trình được thực hiện trong phòng tối, bác sĩ chẩn đoán hình ảnh trực tiếp quan sát quá trình soi chiếu từ một màn hình huỳnh quang dày và được trang bị các đồ bảo hộ bằng chì để che chắn tia bức xạ. Tuy nhiên có một vài hạn chế: độ phân giải không gian kém, liều cao lên bác sĩ. Đã có nhiều nghiên cứu cho thấy các bác sĩ làm việc trong lĩnh vực này có nguy cơ bị đục thủy tinh thể trước tuổi, u não hoặc là mắc các bệnh liên quan đến xương do phải đeo tạp dề chì quá lâu. Tuy vậy X-quang soi chiếu mang lại lợi ích vượt trội đáp ứng những yêu cầu về ít xâm lấn và ít chi phí nên được ưu tiên lựa chọn sử dụng nhiều, nhiều nhất có thể kể đến là lĩnh vực tim mạch can thiệp.

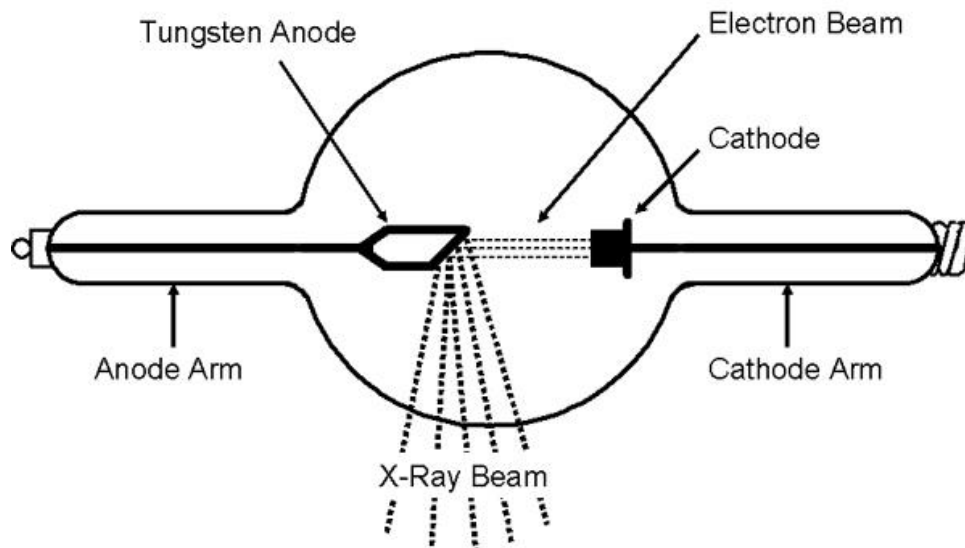


Hình 2.1 Sơ đồ cấu tạo máy soi chiếu huỳnh quang

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

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 [7].

Chùm tia X trong các thiết bị soi chiếu 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 [8]. Quá trình tạo ra tia X bằng cách cho 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 được 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 hình 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 phát tia (s). Điện thế KV là giá trị kiểm soát năng lượng tia X và tần số photon, 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 photon 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 photon tăng và không có sự thay đổi về năng lượng photon ngược lại khi dòng điện giảm số lượng photon 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 (s).



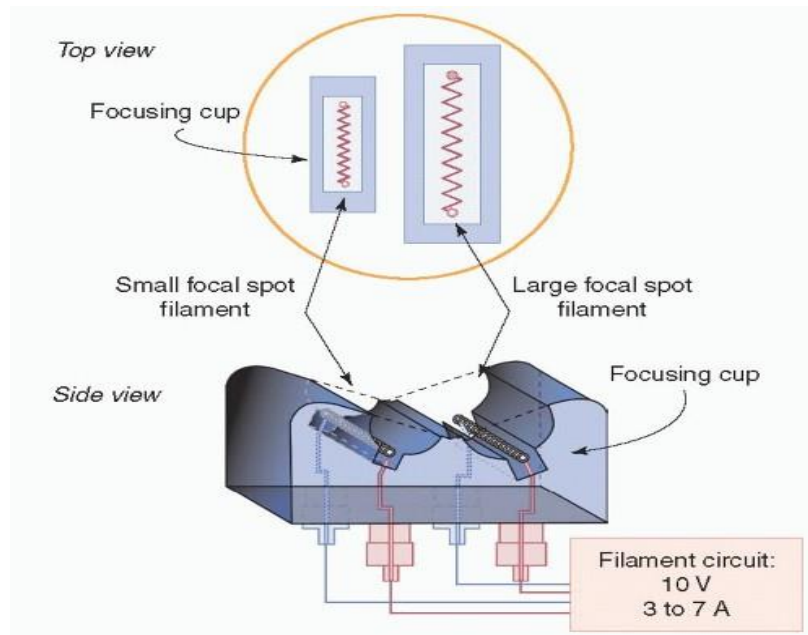
Hình 2.2 Cấu tạo của bóng phát tia X

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

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. 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 dài 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 khi tạo ra. Vì vậy hầu hết các ống phát tia x tách tập trung được duy trì ở mức trên 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 diện tích nhỏ trên bia được gọi là tiêu điểm.



Hình 2.3 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

Ống chuẩn trực dùng để định hình chùm tia X, giới hạn vùng chụp một bộ phận trên cơ thể bệnh nhân, ống chuẩn trực tia X có thể được chế tạo từ nhiều vật liệu như chì, vonfram, molybden, thiếc,...

Bộ lọc chùm tia là bộ phận được sử dụng nhằm loại bỏ các tia X có năng lượng thấp (dưới 15 keV) ra khỏi chùm tia bằng cách cho chùm tia X đi qua một lớp vật liệu hấp thụ. Bộ lọc được thêm vào là các tấm kim loại được đặt trong chùm tia để thay đổi năng lượng hiệu dụng của chùm tia. Mục đích-sử dụng là do những tia X có năng lượng thấp trong chùm tia X vừa làm tăng liều chiếu lên bệnh nhân vừa không đóng góp gì vào tín hiệu thu nhận, còn làm mờ ảnh chụp, vì vậy việc loại bỏ những tia X năng lượng thấp này là điều cần thiết.

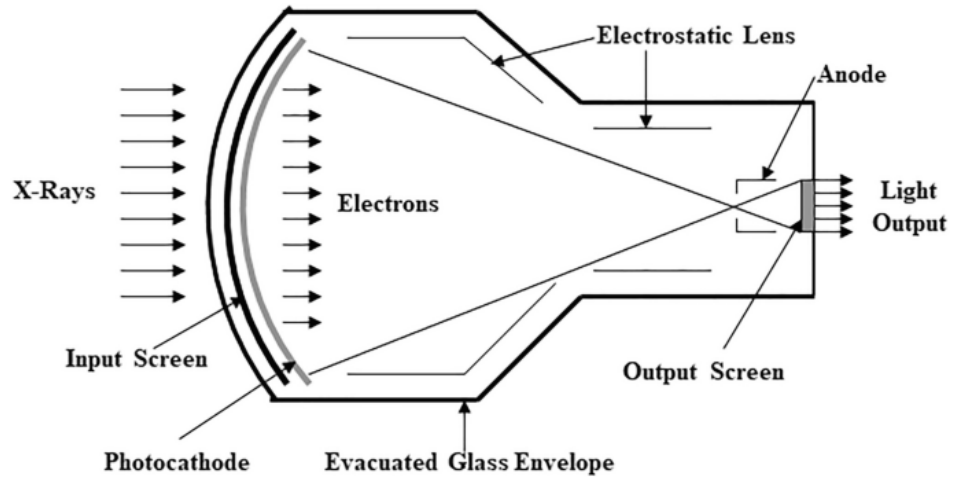
Lưới chống tán xạ là thành phần quan trọng trong hệ thống máy X quang. Một lưới bao gồm nhiều tấm chì mỏng nhỏ được căn chỉnh về phía nguồn. Lưới được đặt ngay trước bộ phận thu nhận hình ảnh. Lưới chống tán xạ cho phép bức xạ sơ cấp tới đi qua và hấp thụ bức xạ tán xạ tới bộ thu nhận hình ảnh để cải thiện độ tương phản của hình ảnh. Lưới chống tán xạ có vách lưới thường được làm bằng chì.

Bộ thu nhận ảnh

Có 2 loại bộ thu nhận ảnh được sử dụng trong các thiết bị soi chiếu là Bộ tăng cường ảnh (II)[9] và detector bản phẳng:

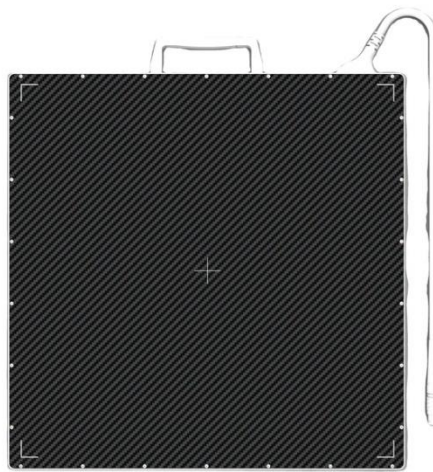
- Bộ tăng cường ảnh (II) giúp chuyển đổi các tia X năng lượng thấp thành tín hiệu có thể thấy được và chuyển đổi thành hình ảnh tương ứng. Bộ tăng cường hình ảnh được cấu tạo gồm các thành phần: một ống chân không, lớp hỗ trợ, lớp phosphor lõi vào, photocathode, điện cực tập trung, lớp phosphor lõi ra. (Hình 2.4)
- Detector bản phẳng có nguyên lý hoạt động gần giống như ống tăng cường hình ảnh. Trong hệ thống detector bản phẳng, các photon đầu tiên được chuyển đổi thành electron bởi một lớp điốt quang. Các điện tử này sau đó được phát hiện bởi một lớp làm bằng một loạt các bóng bán dẫn màng mỏng (TFT), cường độ của các electron đập vào mỗi TFT sau đó được chuyển đổi thành tín hiệu video. Tín hiệu này sau đó được số hóa và gửi trực tiếp từ bảng điều khiển

đến màn hình để hiển thị. Việc tránh chuyển đổi năng lượng khác thành ánh sáng và sau đó thành tín hiệu điện cải thiện hiệu suất tổng thể của hệ thống detector bản phẳng (hình 2.5).



Hình 2.4 Cấu trúc bộ tăng cường ảnh(II)

Nguồn: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-031-46266-5_5



Hình 2.5 Detector bản phẳng

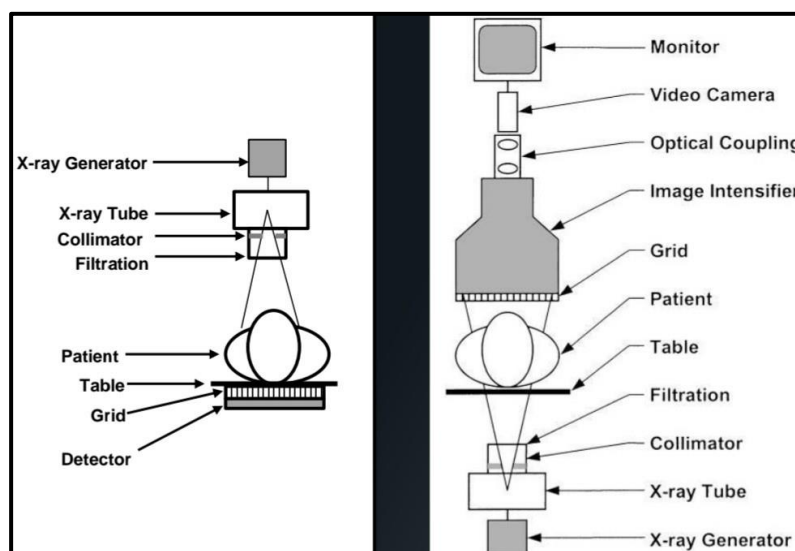
Nguồn: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-031-46266-5_5

Hệ thống quang học là bộ phận kết nối giữa ống tăng cường hình ảnh tới thiết bị hiển thị. Các tia sáng song song đi vào buồng quang học, được thấu kính hội tụ và chiếu vào máy quay video nơi hình ảnh được tạo ra. Một gương được tráng bạc một phần được sử dụng để làm chệch ánh sáng phát ra từ bộ tăng cường hình ảnh tới một cổng phụ.



Hình 2.6 Hệ máy soi chiếu
 Nguồn: <https://hbcleb.com/fluoroscopy/>

Nguyên tắc hoạt động của hệ máy soi chiếu tương tự X quang thường quy, tuy nhiên điểm khác biệt là X-quang thường quy sử dụng hình ảnh tĩnh để hiển thị xương, mô và các cấu trúc khác bên trong cơ thể. Máy soi chiếu huỳnh quang sử dụng hình ảnh định dạng “video” trực tiếp để hiển thị cách các cơ quan hoạt động trong thời gian thực khi chúng di chuyển trong phạm vi chuyển động bình thường.



Hình 2.7 Hình ảnh so sánh giữa Xquang thường quy và hệ máy soi chiếu

2.2 Các loại bức xạ trong phòng soi chiếu

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 là bức xạ cơ cấp, bức xạ tán xạ, bức xạ rò [10].

Bức xạ sơ cấp: là bức xạ được phát ra từ ống tia X và chiếu thẳng trực tiếp đến bệnh nhân hoặc đến tường sơ cấp. Chùm sơ cấp truyền theo đường thẳng và chứa các sóng cực ngắn, chính các sóng ngắn trong tia tạo ra các bức ảnh X quang hữu ích về mặt chẩn đoán. 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.

Bức xạ rò là bức xạ xuất hiện trong quá trình phát tia X từ đầu bóng, chỉ xuất hiện khi máy đang hoạt động. Khi ống tia X quang hoạt động, nó phát ra chùm tia sơ cấp qua một cửa sổ, nhưng cũng đồng thời phát ra các tia khác qua các phần của đầu bóng phát, các tia này chiếu xạ môi trường xung quanh và được gọi là các bức xạ rò rỉ. Bức xạ rò rỉ không đóng góp đáng kể đến liều cho nhân viên và lượng bức xạ giới hạn ở mức tối đa là $5\mu Gy/giờ$ ở 1m.

Bức xạ tán xạ là bức xạ được tạo ra khi bức xạ sơ cấp bị tán xạ từ bệnh nhân, từ các thiết bị máy điều trị như ống chuẩn trực, tường, sàn, trần của phòng đặt thiết bị điều trị. Lượng bức xạ tán xạ lớn nhất được tạo ra khi chùm tia X đi vào bệnh nhân. Các tia này làm ảnh hưởng đến bác sĩ can thiệp khi trong một ca điều trị có sử dụng tia X liên tục. Bức xạ tán xạ di chuyển theo mọi hướng và không thể hạn chế. Lượng tia X tán xạ phụ thuộc vào kích thước trường chiếu, khối lượng của bệnh nhân, năng lượng chùm tia.

2.3 Liều hấp thụ

Liều hấp thụ là năng lượng bức xạ để lại trên mỗi đơn vị khối lượng của đối tượng mà bức xạ truyền qua:

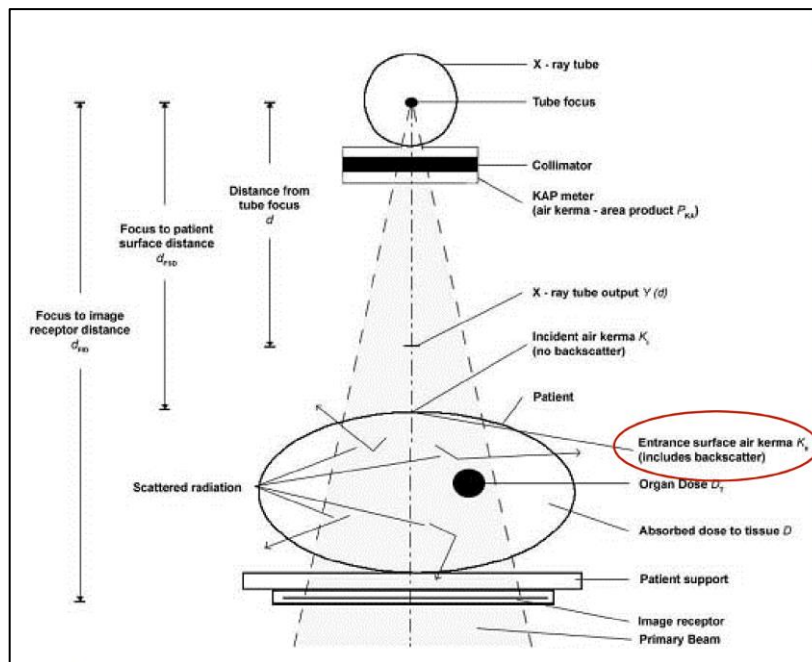
$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \quad (2.1)$$

Trong đó E là năng lượng do bức xạ ion hóa truyền cho vật chất có khối lượng m . Trong hệ SI, liều hấp thụ có đơn vị đo J/kg, hoặc Gray (Gy). Đơn vị cũ là rad:

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 100 \text{ rad}$$

❖ Liều xâm nhập bề mặt

Liều xâm nhập bề mặt (ESD) được xem là liều hấp thụ trên bề mặt da đo ở trục chính chùm tia, có tính đến tán xạ ngược từ đối tượng cần đo. ESD có thể đo bằng cách dùng OSLD đặt trực tiếp lên bề mặt da.



Hình 2.8 Đo liều xâm nhập bề mặt (ESD)

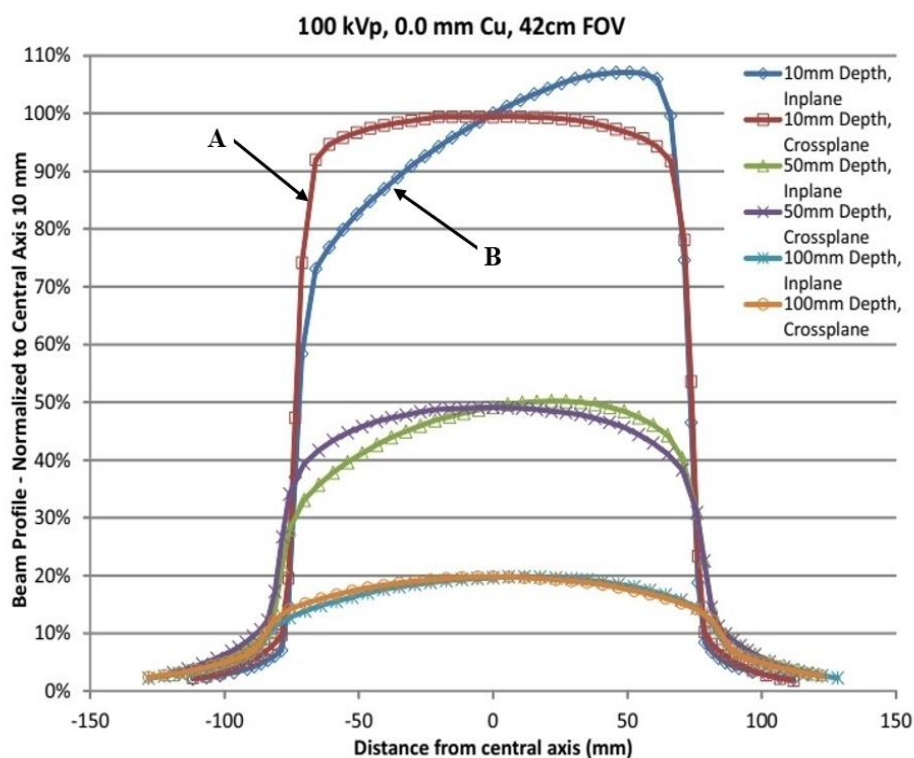
Nguồn: Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teacher and Students

2.4 Beam profile

Beam profile của chùm tia X

Beam profile là sự phân bố liều chiếu dọc theo một đường thẳng đi qua trường chiếu [11]. Beam profile dọc theo những trục chính là rất quan trọng, và thông thường người ta hay chú ý đến beam profile dọc theo trục chính của trường. Beam profile được thực hiện nhằm khảo sát sự chính xác của các giá trị liều phân bố theo các trục chính, từ đó phát hiện ra những thay đổi trong hệ thống máy móc. Một cách lý tưởng, beam profile của thiết bị X-quang đồng đều về hai phía so với trục trung tâm (đường A hình 2.9). Tuy nhiên, dưới ảnh hưởng của hiệu ứng góc chân, beam profile theo hướng cathode và anode đôi khi sẽ có hình dạng như đường B hình 2.9. Trong trường

hợp đó, việc kết hợp thay đổi kích thước trường chiếu với bổ sung lọc chùm tia sẽ giúp giảm thiểu sự chênh lệch về cường độ chùm tia ở hai phía so với trục trung tâm.



Hình 2.9 Hình minh họa Beam profile

Nguồn: Technical Note: Characterization of x-ray beam profiles for a fluoroscopic

Các phương pháp kiểm tra beam profile

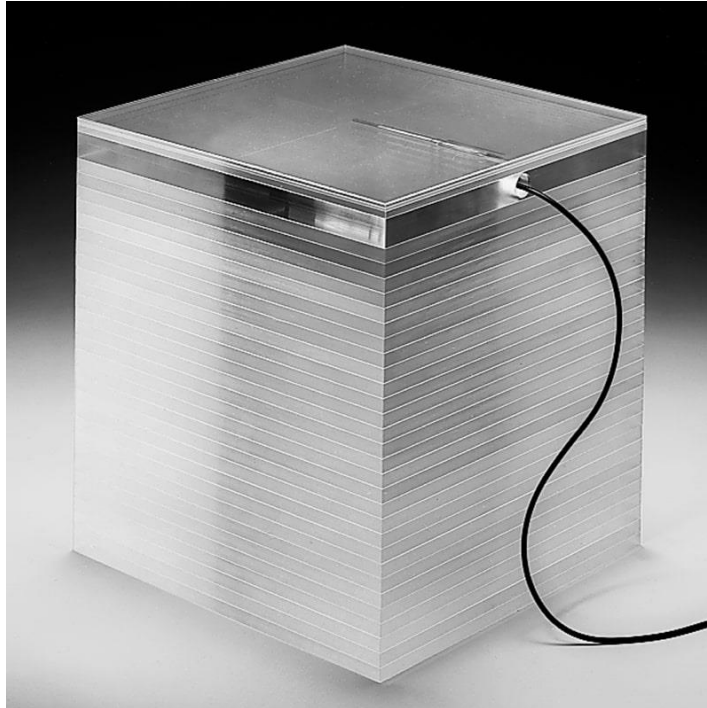
Hiện nay, việc kiểm tra beam profile phát triển hơn nên có nhiều cách để có thể chọn làm kiểm tra. Tùy vào từng mục đích kiểm tra mà các phương pháp sẽ được lựa chọn phù hợp. Với các phép kiểm tra hằng ngày, hằng tháng và hằng năm đều có quy trình riêng để tiến hành kiểm tra. Các nhà sản xuất trang thiết bị phục vụ cho việc đo liều bức xạ cũng đã không ngừng phát triển và cho ra đời những sản phẩm tốt nhất hiện tại và mang tính tiện lợi với các tính năng hiện đại được tích hợp sẵn, có khả năng kết nối với nhiều thiết bị khác. Phương pháp kiểm tra beam profile bằng phantom được sử dụng khá phổ biến, với hai loại phantom thường được sử dụng là phantom nước và phantom rắn (slab phantom).

Phương pháp đo sự phân bố liều của chùm photon bằng phantom nước và chọn loại detector sử dụng thích hợp sẽ cho kết quả đo chính xác cao vì mô trong cơ thể người hơn 70% là nước, nên sự hấp thụ trong nước tương đương mô thật có độ tin cậy cao. Tuy nhiên khi sử dụng phantom nước có nhược điểm là mất nhiều thời gian và công sức, đòi hỏi tính chuẩn xác cao trong từng bước trong quy trình thực hiện.



Hình 2.10 Phantom nước
Nguồn hình: [IBA, Germany](#)

Khác với kiểm tra trên phantom nước, Slab phantom là các tấm phẳng vuông được làm từ vật liệu tương đương nước với các vị trí tương thích để chứa detector thích hợp. Các tấm slab phantom được thiết kế có độ dày đa dạng khác nhau 1mm, 2mm, 5mm, 10mm thuận tiện cho việc đo liều theo độ sâu.



Hình 2.11 Slab phantom
Nguồn hình: [TeamBest, India](#)

Mỗi vật liệu đều có ưu và nhược điểm riêng, có phạm vi sai số cho phép riêng cho từng phép kiểm tra. Đo liều trên phantom nước được đánh giá là phương pháp cho độ chính xác cao nhất, giới hạn sai số cho phép hẹp, tuy nhiên nhược điểm của phương pháp này là tốn khá nhiều thời gian. Đo trên Slab phantom được thực hiện tương đối đơn giản tuy nhiên sai số cao hơn đo trên phantom nước.

2.5 Phần trăm liều theo độ sâu (PDD)

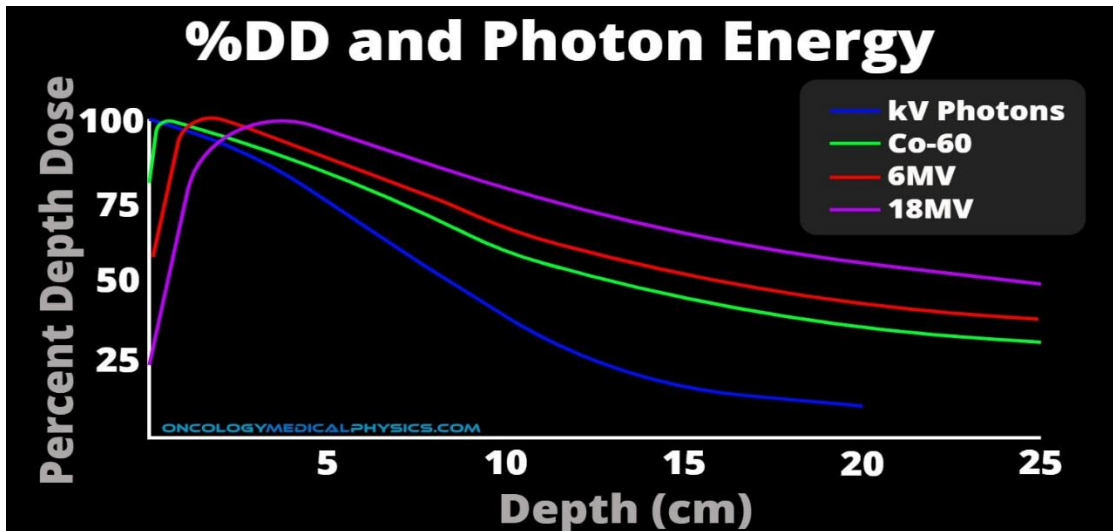
Phần trăm liều theo độ sâu (PDD) được định nghĩa là thương số, biểu thị bằng phần trăm, của liều hấp thụ ở bất kỳ độ sâu nào với liều hấp thụ ở độ sâu mà tại đó liều hấp thụ đạt cực đại, dọc theo trục trung tâm của chùm tia [12]. PDD liên quan đến liều hấp thụ do chùm tia bức xạ gửi vào môi trường vì nó thay đổi theo độ sâu dọc theo trục của chùm tia và có công thức là:

$$PDD = (d / d_{\max}) \times 100 \quad (2.2)$$

Trong đó:

d : liều ở độ sâu bất kì (mGy)

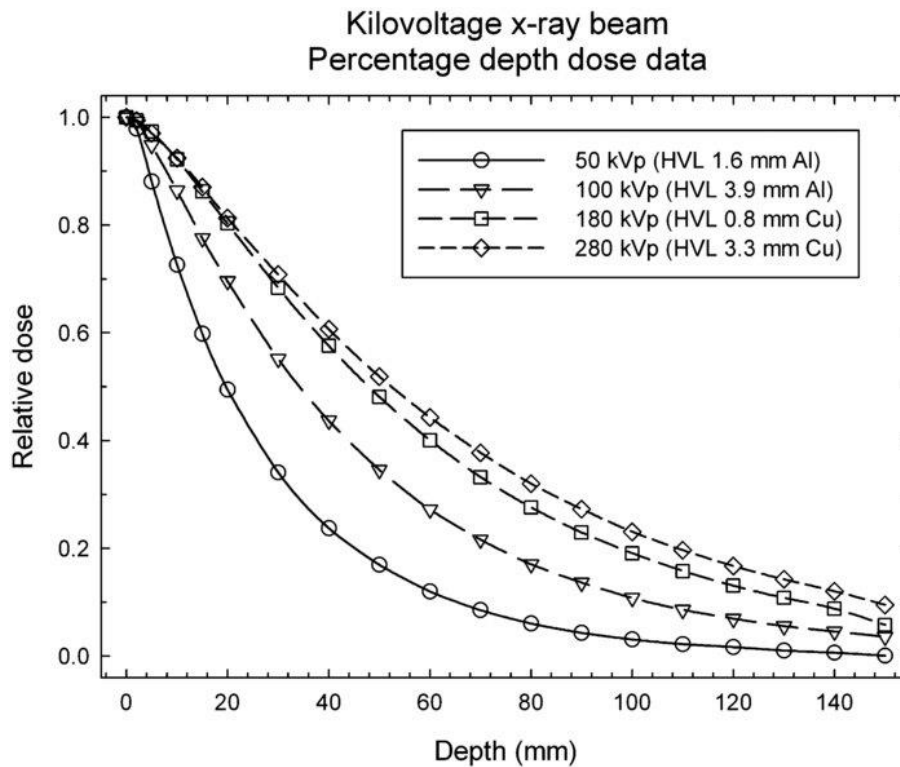
d_{\max} : liều cực đại (mGy)



Hình 2.12 Hình ảnh mô tả PDD cho các chùm photon năng lượng khác nhau

Nguồn hình: <https://oncologymedicalphysics.com/photon-dose-distributions/>

Đối với các chùm tia kilovolt, mặc dù chất lượng chùm tia khác nhau nhưng có thể thấy liều cực đại của tất cả chùm tia đều ở rất gần bề mặt (hình 2.12).

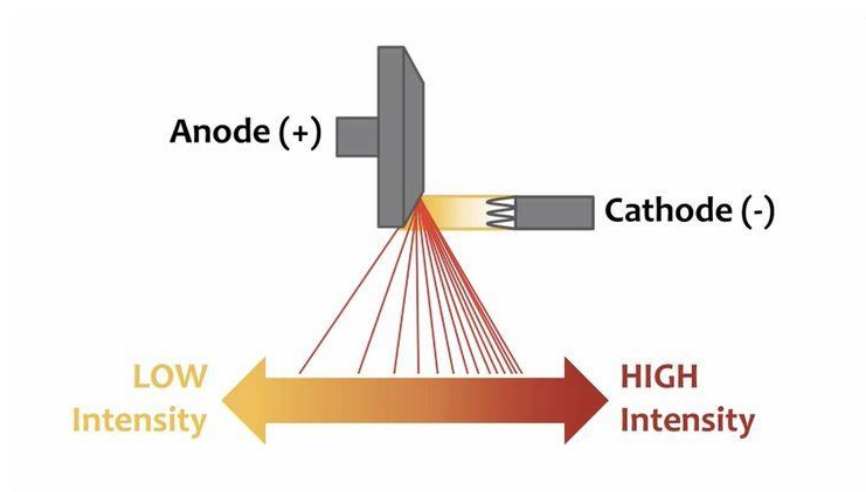


Hình 2.13 Hình ảnh mô tả PDD của chùm tia có năng lượng trong dải kilovolt

Nguồn hình: https://www.researchgate.net/figure/Percentage-depth-dose-curves-for-kilovoltage-x-ray-beams-with-energies-50-280-kVp-at-an_fig1_260445582

2.6 Hiệu ứng gót chân

Hiệu ứng gót chân là hiện tượng cường độ chùm tia X được tạo thành không đồng đều, cường độ chùm tia cao hơn ở cathode và thấp dần về phía anode [13]. Điều này được giải thích như sau, các electron tương tác với bia anode ở các độ sâu khác nhau và dẫn tới sự “tự suy giảm” của các tia X được tạo thành trong bia anode. Ảnh hưởng của hiệu ứng gót chân có thể được thấy trong các phép chiếu dưới dạng độ lệch của các giá trị phép chiếu theo thứ tự một phần trăm. Hiệu ứng gót chân không phải lúc nào cũng là yếu tố tiêu cực. Nó có thể được sử dụng để bù cho sự suy giảm khác nhau thông qua các bộ phận của cơ thể.



Hình 2.14 Hiệu ứng gót chân

Nguồn: <https://no.pinterest.com/pin/anode-heel-effect-xray-tube--474215035762141922/>

Mức độ ảnh hưởng của hiệu ứng gót chân lên hình ảnh sẽ phụ thuộc vào các yếu tố như:

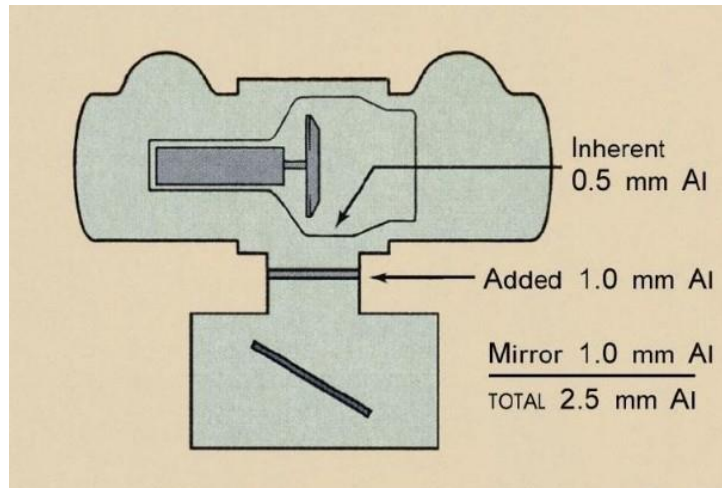
- Góc nghiêng anode: Khi góc của anode lớn, các chùm tia X không cần phải di chuyển qua nhiều vật liệu anode để thoát ra khỏi ống. Điều này dẫn đến hiệu ứng gót chân của anode ít rõ ràng hơn nhiều, mặc dù kích thước tiêu điểm hiệu dụng được tăng lên.
- Kích thước trường chiếu: Các chùm tia X rộng có thể được cắt thành các chùm tia X hẹp bằng cách sử dụng thiết bị hạn chế chùm tia (ống chuẩn trực tia X). Chùm tia rộng dọc theo trục cathode - anode chứa phạm vi cường độ tia X rộng hơn chùm tia hẹp. Trong chùm tia rộng, bộ thu hình ảnh lớn thu được

phạm vi cường độ tia X rộng hơn bộ thu nhỏ (có cùng kích thước từ tiêu điểm đến bộ thu nhận ảnh). Kích thước trường nhỏ hơn dẫn đến hiệu ứng gót chân ít rõ rệt hơn.

- Khoảng cách từ tiêu điểm đến bộ thu nhận: Khoảng cách từ tiêu điểm (nguồn tia X) đến bộ phận tiếp nhận hình ảnh ảnh hưởng đến cường độ biểu kiến của hiệu ứng gót chân. Ở khoảng cách ngắn, bộ thu hình ảnh thu được phạm vi cường độ tia X rộng hơn so với bộ thu hình ảnh có cùng kích thước ở khoảng cách lớn hơn.

2.7 Sự lọc chùm tia

Được sử dụng để loại bỏ các tia X có năng lượng thấp, vì tia X năng lượng thấp không những không có tác dụng trong ghi hình mà còn là nguyên nhân làm tăng tổng liều lên bệnh nhân. Bộ lọc điều chỉnh số lượng và chất lượng của chùm tia X bằng cách loại bỏ một cách có chọn lọc các photon năng lượng thấp trong phổ [14]. Do đó làm giảm số lượng photon và tăng năng lượng trung bình, cũng là tăng chất lượng chùm tia.



Hình 2.15 Bộ lọc chùm tia

Nguồn: <https://fr.slideshare.net/SaruGosain/x-ray-filters>

❖ HVL

Bề dày hấp thụ một nửa (half-value layer - HVL) là bề dày của tấm lọc hấp thụ mà giá trị liều bức xạ của chùm tia X sau khi đi qua nó còn bằng một nửa so với giá trị đo được khi không có tấm lọc hấp thụ, có đơn vị là mmAl. Cường độ của chùm

tia X là một tính chất quan trọng trong chụp ảnh bức xạ và có thể bị giảm khi nó xuyên qua vật thể bằng sự hấp thụ hoặc tán xạ. Việc giảm cường độ chùm tia có thể bị ảnh hưởng bởi số nguyên tử của vật liệu hấp thụ hoặc năng lượng chùm tia. Trong chụp X quang, các nhà sản xuất sử dụng lớp nửa giá trị (HVL) để đo chất lượng hoặc cường độ của chùm tia. HVL của chùm tia X được định nghĩa là lượng vật liệu hấp thụ cần thiết để giảm chùm tia xuống một nửa thế năng ban đầu của nó. HVL là thước đo gián tiếp về năng lượng photon hoặc độ cứng của chùm tia. HVL là một thử nghiệm kiểm soát chất lượng quan trọng vì nó được dùng để đo xem chùm tia X có đủ khả năng lọc để loại bỏ bức xạ năng lượng thấp vốn có thể gây hại hay không. Nó cũng giúp xác định loại và độ dày của lớp che chắn cần thiết trong cơ sở. Bề dày hấp thụ một nửa biểu thị độ dày của vật liệu hấp thụ cần thiết để giảm cường độ bức xạ tới theo hệ số hai. HVL có hai đặc điểm:

- Bề dày hấp thụ một nửa giảm khi số nguyên tử của chất hấp thụ tăng. Ví dụ, cần 35 m không khí để giảm cường độ của chùm tia gamma 100 keV xuống gấp đôi, trong khi chỉ 0,12 mm chì cũng có thể làm được điều tương tự.
- Bề dày hấp thụ một nửa của tất cả các vật liệu tăng theo năng lượng của tia gamma. Ví dụ, từ 0,26 cm đối với sắt ở 100 keV đến khoảng 1,06 cm đối với sắt ở 500 keV.

2.8 Phương pháp đo sử dụng liều kế quang phát quang

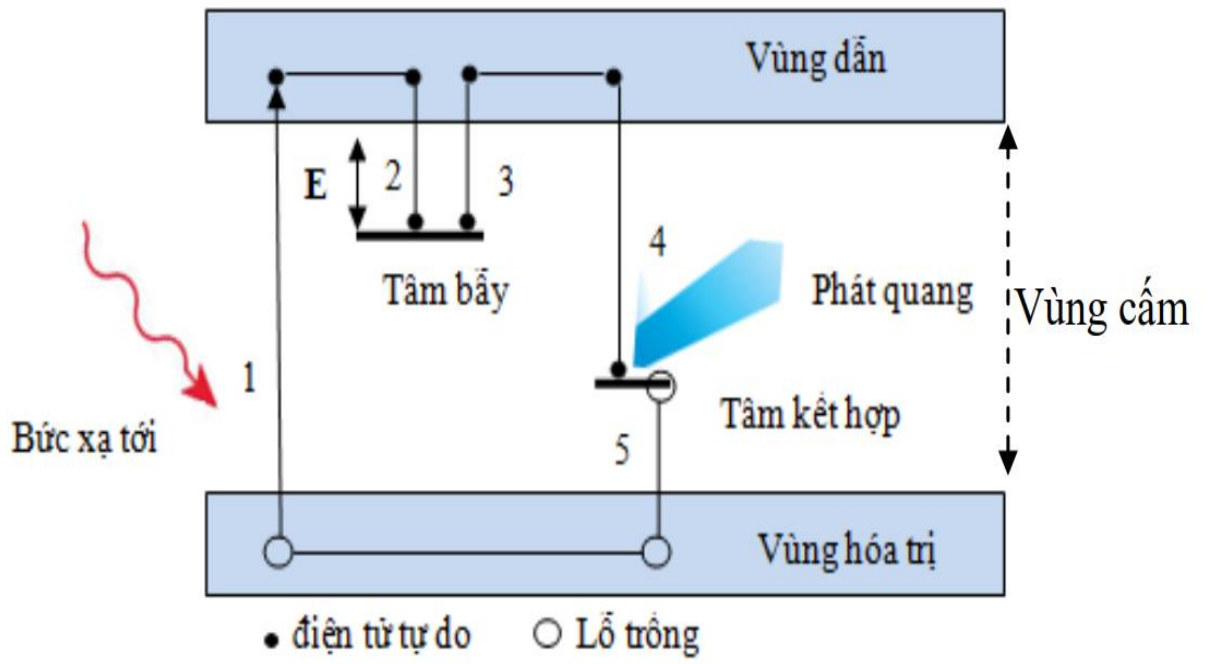
Hiện tượng phát quang là hiện tượng một số chất (rắn, lỏng, khí) hoặc vật liệu khi hấp thụ năng lượng dưới một dạng nào đó và phát ra bức xạ điện từ trong vùng ánh sáng nhìn thấy [15]. Hiện tượng phát quang có nhiều loại và được phân loại dựa vào phương pháp kích thích để nhận biết chúng.

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 [16]. Mô hình cấu trúc vùng năng lượng giải thích hiện tượng quang phát quang được mô tả trong hình 2.16.

- Vùng hóa trị là vùng có năng lượng thấp nhất theo thang năng lượng, là vùng mà điện tử liên kết mạnh với nguyên tử và không linh động.
- Vùng dẫn là vùng có mức năng lượng cao nhất, cũng là vùng mà điện tử sẽ linh động (như các điện tử tự do) và điện tử ở vùng này sẽ là điện tử dẫn, có nghĩa là chất sẽ có khả năng dẫn điện khi có điện tử tồn tại trên vùng dẫn. Tính dẫn điện sẽ tăng khi mật độ điện tử ở trên vùng dẫn tăng.
- Vùng cấm là vùng nằm giữa vùng hóa trị và vùng dẫn và không có mức năng lượng nào, do đó điện tử không thể tồn tại trên vùng cấm. Khoảng cách giữa đỉnh của vùng hóa trị và đáy của vùng dẫn được gọi là độ rộng vùng cấm, hay năng lượng vùng cấm. Tùy theo độ rộng của vùng cấm lớn hay nhỏ, mà chất có thể được chia thành chất dẫn điện hoặc không dẫn điện.

Tinh thể rắn bình thường chỉ có vùng hóa trị và vùng dẫn, còn đối với tinh thể dùng trong liệu kế quang phát quang có pha thêm tạp chất (Cr, Mg, Fe, C) để tạo tâm bẫy điện tử và lỗ trống ở vùng cấm.

Khi bức xạ ion hóa chiếu vào tinh thể gây ra hiện tượng ion hóa (tạo ra electron và lỗ trống tự do). Số hạt mang điện sinh ra tỉ lệ với năng lượng mà vật liệu hấp thụ. Các electron sau khi nhận được năng lượng của bức xạ ion hóa chuyển từ vùng hóa trị sang vùng dẫn và chuyển động tự do trong vùng này (1). Điện tử và lỗ trống tự do có thời gian sống rất ngắn, chúng lập tức bị bắt vào các tâm bẫy tương ứng (2 và 5). Nếu chiếu nguồn sáng có bước sóng thích hợp, electron rơi vào bẫy được tiếp năng lượng nhảy lên vùng dẫn (3). Thời gian điện tử ở vùng dẫn rất ngắn, khi rơi xuống có xu hướng tái hợp lỗ trống ở các tâm tái hợp để chuyển về trạng thái cân bằng. Quá trình này xảy ra kèm theo việc giải phóng năng lượng dưới dạng photon ánh sáng nhìn thấy (4). Ánh sáng kích thích dùng để đọc tín hiệu (3) có năng lượng thấp hơn so với ánh sáng phát ra (4).



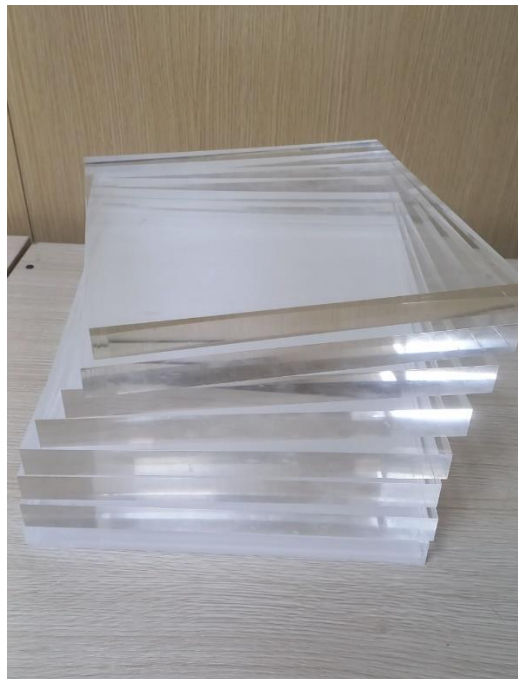
Hình 2.16 Cấu trúc vùng năng lượng và quá trình dịch chuyển

CHƯƠNG 3. PHƯƠNG PHÁP LUẬN

3.1 Thiết bị và dụng cụ đo

3.1.1 Vật liệu PMMA

Vật liệu PMMA, hay còn có tên là Poly(methyl methacrylate) là một loại nhựa nhiệt dẻo trong suốt, có độ cứng, độ bền và độ chịu va đập cao, đồng thời còn nhẹ, khó rạn nứt, bền thời tiết và nhiều tính chất tốt khác[17]. Những tấm vật liệu PMMA này được xử lý đặc biệt để trở nên giống với mô của cơ thể con người, và tương đương với nước. Mục đích của những tấm PMMA này là để thay thế cho bệnh nhân khi thực hiện những khảo sát, đánh giá về liều tác dụng lên cơ thể con người.

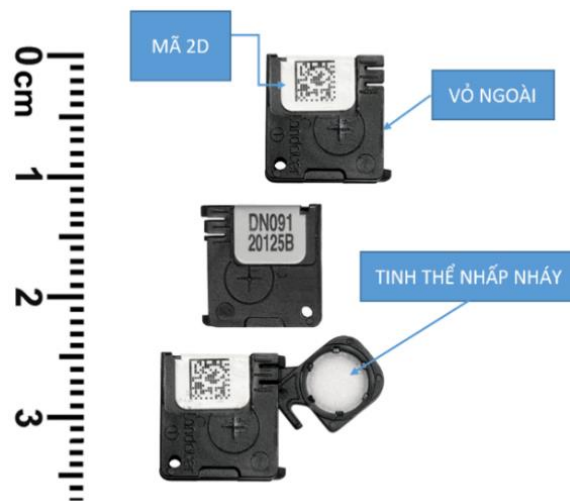


Hình 3.1 Vật liệu PMMA

3.1.2 Liều kế nanoDot

NanoDot là liều kế OSL đo bức xạ photon và beta. Cấu tạo gồm vỏ ngoài với kích thước 10mm x 10mm x 2mm có mã quét 2D cho biết độ nhạy, số hiệu của liều kế và tinh thể nhấp nháy làm từ nhôm oxit pha tạp cacbon ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$). Đây là chất có độ nhạy bức xạ cao, gấp 40 – 60 lần so với LiF và đáp ứng tuyến tính với liều bức xạ lên đến 50 Gy. NanoDot đo được dải năng lượng từ 5 keV đến 20 MeV, giá trị liều ghi nhận ở liều kế nanoDot là ESD tại vị trí gắn và nanoDot có giới hạn đo là 50 μGy đối

với các phép đo thu được bằng cách sử dụng liều mạnh (phạm vi liều thấp) và 500 μGy đối với các phép đo thu được bằng cách sử dụng liều yếu (phạm vi liều cao).



Hình 3.2 Cấu tạo liều kế nanoDot

Nguồn: Landauer-

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

3.2 Máy đọc liều kế Microstar

Máy đọc liều kế Microstar [19] gồm các bộ phận chính: nguồn sáng, hệ thu nhận ánh sáng, tấm lọc quang học, thiết bị quét mã QR và hệ máy tính kèm theo.



Hình 3.3 Cấu tạo máy đọc liều kế Microstar

Nguồn: Landauer

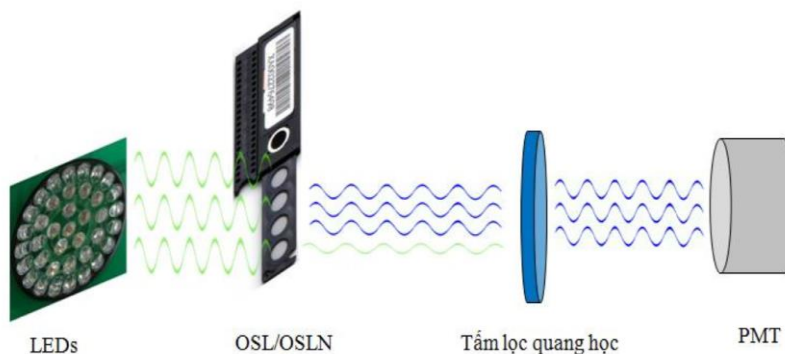
- Nguồn sáng: sử dụng 36 đèn LED phát ánh sáng xanh lá có bước sóng 525 nm để kích thích các điện tử thoát khỏi bẫy trong các tinh thể OSL từ vị trí E_1 đến E_4 .

- Hệ thu nhận ánh sáng: sử dụng các ống nhân quang điện (PMT) để thu nhận ánh sáng phát ra từ các tinh thể nhấp nháy trong quá trình đọc để lấy thông tin về liều bức xạ. Các PMT sử dụng trong các máy đọc Microstar thường có photocathode nhạy với ánh sáng có bước sóng trong khoảng từ 160 đến 650 nm và độ nhạy cực đại xung quanh 400 nm.

- Tấm lọc quang học: Microstar thường sử dụng các tấm lọc Hoya B – 370 cho ánh sáng có bước sóng dự định được đo từ 300 đến 450 nm truyền qua.

- Thiết bị quét mã QR: số hiệu riêng của liều kế có thể tự nhập trên phần mềm hoặc quét mã QR, cho biết độ nhạy riêng của từng liều kế.

- Hệ máy tính: cung cấp phần mềm tính toán liều dựa trên các thuật toán tính liều NVLAP/DOELAP dành riêng cho liều kế InLight của hãng Landauer.



Hình 3.4 Nguyên lý hoạt động của máy đọc liều kế Microstar

Trước khi đọc liều kế, máy đọc liều luôn có phép chiếu thử. Nếu ở phép chiếu thử này ghi nhận tín hiệu thấp trong liều kế thì ở phép chiếu thật, toàn bộ đèn LED được sử dụng để kích thích tối đa các tín hiệu đang có trong liều kế. Ngược lại, nếu ghi nhận tín hiệu cao ở phép chiếu thử thì ở phép chiếu thật bật ít đèn LED hơn. Chế độ này giúp tránh gây hư hại cho thiết bị khi sử dụng thời gian dài.

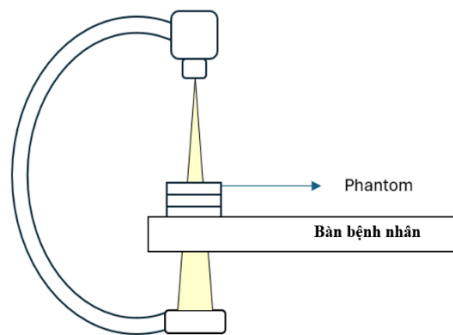
Các đèn LED sẽ phát ra ánh sáng xanh lá bước sóng 525 nm để kích thích điện tử giải phóng khỏi các bẫy từ các tinh thể nhấp nháy, tái hợp với lỗ trống tại tâm phát quang và phát ra ánh sáng xanh dương với bước sóng khoảng 415 nm. Các ánh sáng này đi qua các tấm lọc quang học để loại bỏ các ánh sáng không mong muốn như ánh sáng rò từ các đèn LED hoặc ánh sáng không phải do quá trình quang phát quang phát ra, sau đó được ghi nhận bởi PMT. Lượng ánh sáng thu được sau khi qua photocathode ngay đầu PMT được chuyển đổi thành điện tích hoặc số đếm. Tín hiệu này sau đó được chuyển thành liều cá nhân tương ứng thông qua việc sử dụng thuật toán tích hợp có sẵn trong máy.

3.3 Phương pháp thực hiện

- Sử dụng các tấm slab phantom làm bằng vật liệu PMMA có mật độ là 1,045 g/cc. Đây là vật liệu tương đương với nước và thường được sử dụng để thực hiện các phép đo về liều trong chẩn đoán hoặc dùng để thay thế cho bệnh nhân. Sử dụng tổng cộng là 11 tấm PMMA, trong đó 9 tấm có kích thước 24cm x 24cm và dày 2cm, 1 tấm kích thước 24cm x 24cm và dày 1cm, 2 tấm cũng cùng kích thước và dày 0.5cm. Chọn một tấm trong đó với kích thước 24cm x 24cm, dày 2cm và tiến hành khoan lỗ, khoan lỗ dọc theo hai trục trung tâm của cái phantom này, mỗi lỗ có kích thước 1cm x 1cm và cách nhau 1cm. Tổng cộng có 24 lỗ và 1 lỗ trung tâm (hình 3.7).
- Quy ước chiều đặt liều kế trên phantom như hình 3.8. Với O là tâm của hai trục chính theo chiều dọc và chiều ngang, các trục được quy ước như sau: Trục ZOZ' là trục theo chiều dọc, hướng dọc theo bàn bệnh nhân và OZ được quy ước là chiều dương hướng lên đầu bàn bệnh nhân, OZ' được quy ước là chiều âm hướng xuống phía dưới chân bàn bệnh nhân. Trục XOX' là trục theo chiều ngang, hướng vuông góc với chiều dọc, hướng ngang với bàn bệnh nhân và OX được quy ước là chiều dương hướng bên phải, OX' được quy ước là chiều âm hướng bên trái theo hình 3.10.
- Thiết lập đầu bóng phát tia X ở phía trên bàn bệnh nhân, sau đó đặt slab phantom lên bàn bệnh nhân để mô phỏng bệnh nhân. Khoảng cách từ tiêu điểm tới bộ thu nhận ảnh là 120cm, khoảng cách từ tiêu điểm tới bề mặt phantom là 75cm.

Trường nhìn (FOV) trong thiết bị soi chiếu được quy ước là chiều dài đường chéo của độ mở trường tại điểm thu nhận. FOV ở nghiên cứu này được ghi nhận là 48 cm. Từ đó có thể tính toán và biết được trường chiếu tại bề mặt phantom là 21cm x 21cm. Đặt slab phantom lên bàn bệnh nhân, canh chỉnh tâm phantom trùng với tâm của trường chiếu như hình 3.5.

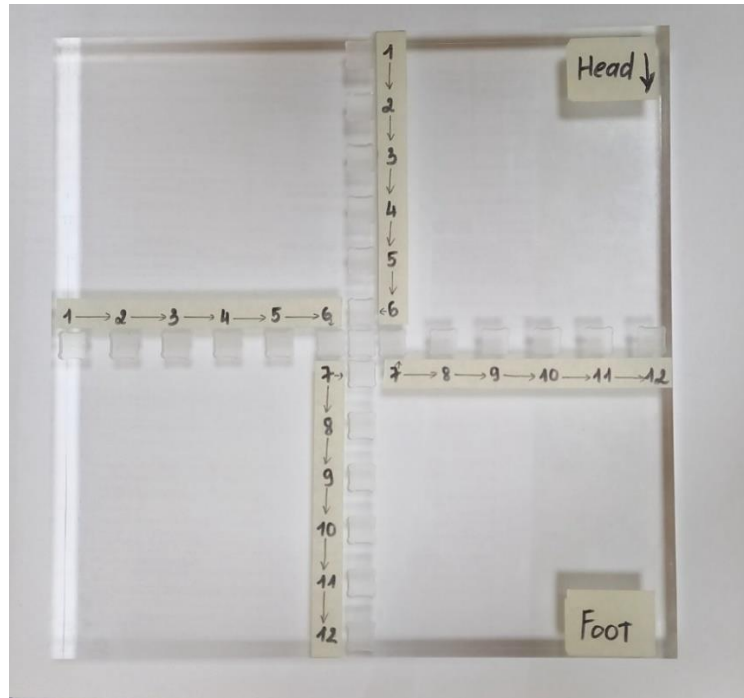
- Trước khi thực hiện khảo sát, sử dụng thiết bị đo đa chức năng để kiểm tra chất lượng chùm tia.
- Thiết lập chế độ soi tim mạch, cao thế 80 kVp, lọc bổ sung 0.3 mmCu, HVL 0.628 mmAl. Thực hiện phát tia tại bốn độ sâu trong slab phantom gồm 0cm, 1cm, 5cm và 10cm. Tại mỗi độ sâu, thực hiện phát tia hai lượt, với thời gian phát tia cho mỗi lượt là 1 phút. Sau mỗi lượt phát tia tại một độ sâu nhất định, bộ 25 liều kế được thay mới. Các liều kế được đánh số kí hiệu để phân biệt vị trí đo, lượt đo và chiều đo (chiều ngang hay chiều dọc).
- Beam profile theo trục dọc (trục ZOZ') sẽ được lấy số đọc của các liều kế nằm trên các lỗ được khoan dọc theo trục ZOZ' tại các độ sâu 0cm, 1cm, 5cm và 10cm.
- Beam profile theo trục ngang (trục XOZ') sẽ được lấy số đọc của các liều kế được đặt ở các lỗ nằm ngang vuông góc với trục dọc tại các độ sâu 0cm, 1cm, 5cm và 10cm.
- Dữ liệu về PDD sẽ lấy số đọc của liều kế đặt tại trung tâm của slab phantom tại các độ sâu khác nhau.



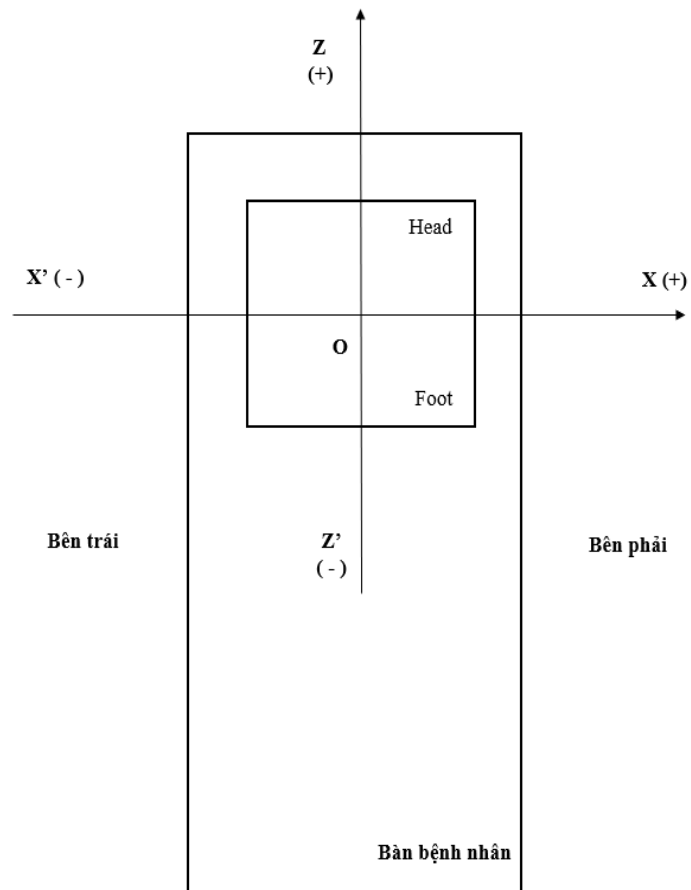
Hình 3.5 Bố trí thí nghiệm với 11 tấm PMMA với tổng bề dày 20 cm trên bàn



Hình 3.6 Bố trí thí nghiệm thực



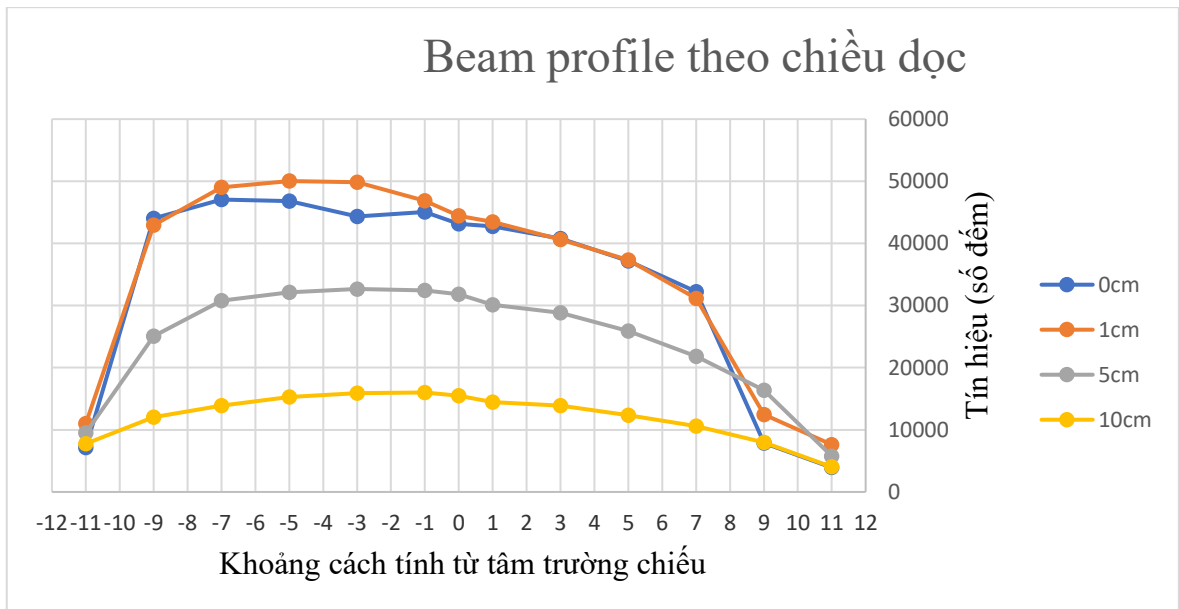
Hình 3.7 Quy ước về chiều và vị trí đặt liều kế trên phantom



Hình 3.8 Quy ước về hướng trên phantom

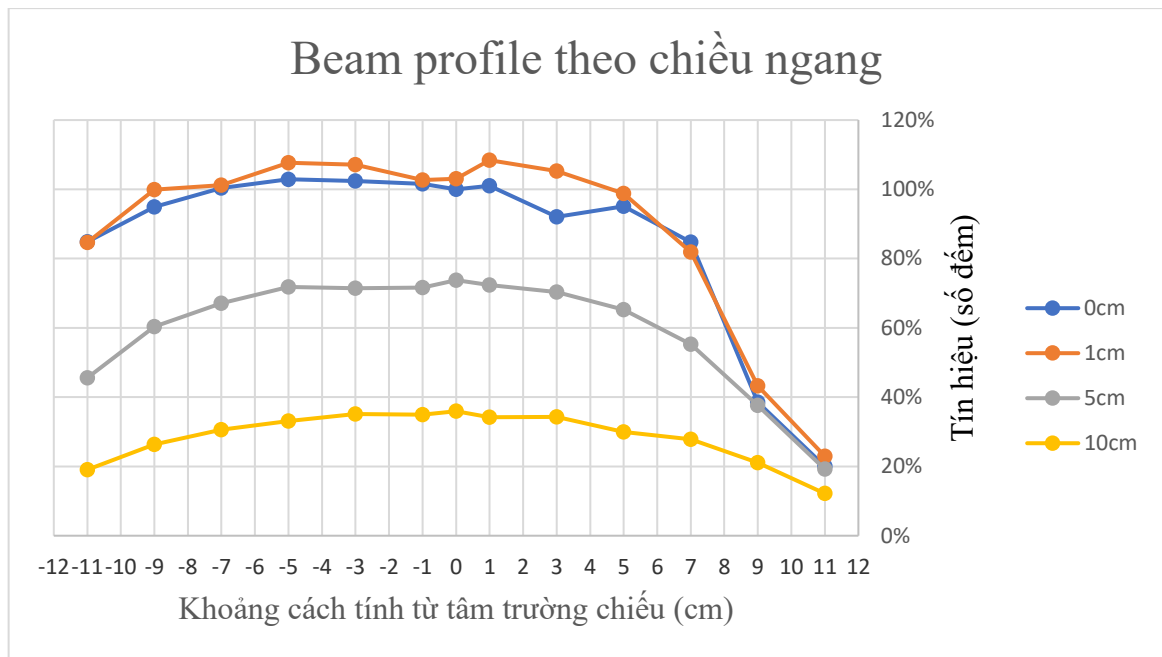
CHƯƠNG 4. KẾT QUẢ VÀ BÀN LUẬN

Beam profile trên từng độ sâu được thể hiện qua hình (4.1), (4.2). Qua hai hình, có thể thấy được sự phân bố liều trên trục dọc (ZOZ') và trục ngang (XOX'). Đối với đồ thị biểu diễn beam profile theo chiều dọc với trục ZOZ' (hình 4.1), ta thấy được rằng ở độ sâu 5cm và 10cm, liều được phân bố khá đồng đều. Tuy nhiên, ở bề mặt và ở 1cm, liều lại được phân bố về phía OZ' có hình cao hơn so với phía OZ, như ở độ sâu 1cm, từ vị trí -7 đến vị trí số 7 chênh lệch về liều khoảng 38%. Sự chênh lệch này có thể hiểu là do hiệu ứng góc chân gây nên. Hiệu ứng góc chân là hiệu ứng mà cường độ chùm tia cao hơn ở cathode và thấp dần về phía anode. Kết quả trong thí nghiệm này hoàn toàn khớp với thiết kế thực tế của thiết bị - cathode nằm về phía OZ' và anode nằm về phía OZ.



Hình 4.1 Biểu đồ thể hiện beam profile theo chiều dọc.

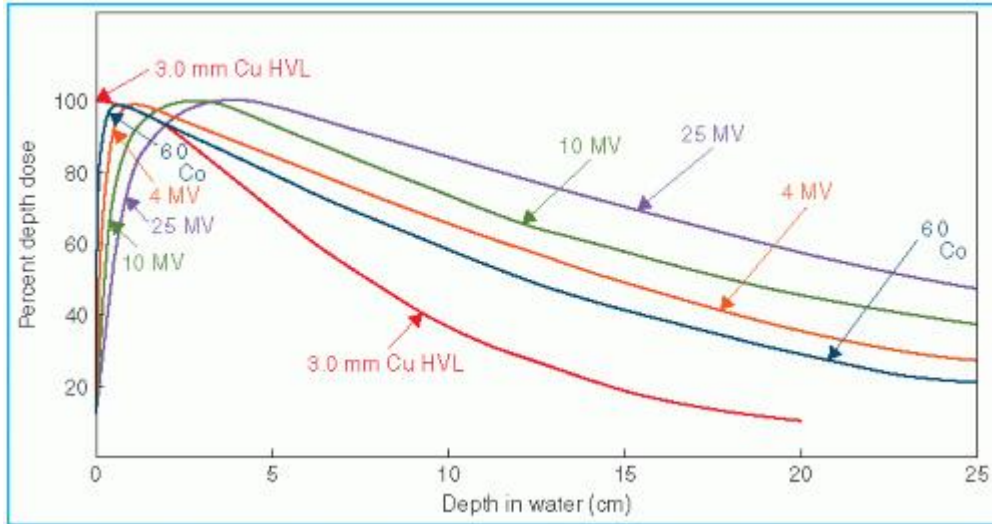
Đối với beam profile theo chiều ngang với trục XOX' được thể hiện trên hình 4.2, liều được phân bố khá đồng đều. Nhưng ở vị trí -11 trên trục OX', đường liều tại tất cả các độ sâu bị dừng lại khá đột ngột, lí do là khi thiết lập phantom bị đặt lệch so với tâm của trường chiếu và khi so sánh dữ liệu tại các điểm, có thể thấy tâm trường chiếu đang ở vị trí -3.



Hình 4.2 Biểu đồ thể hiện beam profile theo chiều ngang.

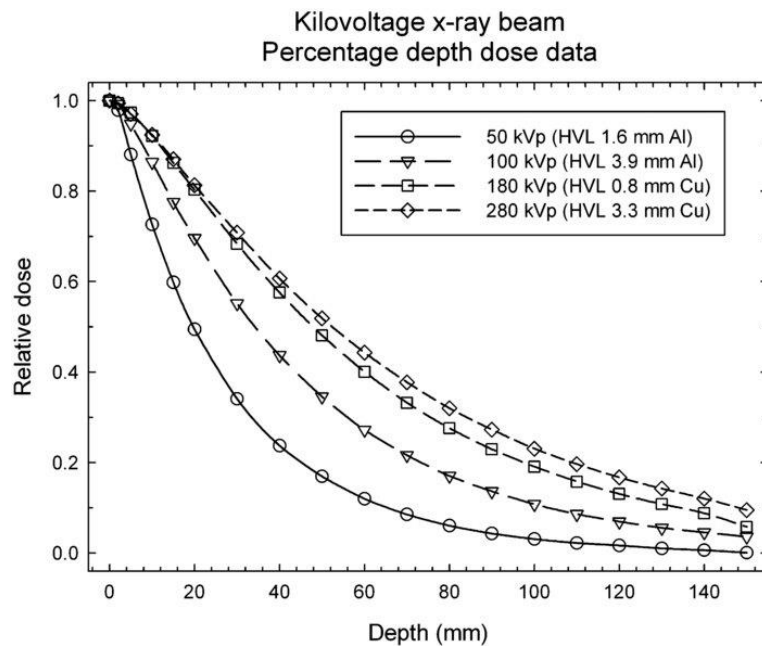
Đối với PDD của một chùm tia MV thì đường PDD của nó được minh họa như hình 4.3, qua đó ta có thể thấy được đoạn đầu của đường cong phân bố liều theo độ sâu này có một khoảng buildup. Khoảng buildup này là do các electron năng lượng cao hơn bị phân tán đi sâu vào phantom. Có nghĩa là các electron tới phía trên của điểm đo ít có khả năng đóng góp vào liều lượng tại điểm đó nếu chúng có năng lượng cao hơn. Sự tích tụ xảy ra do phần lớn năng lượng được truyền từ chùm photon ban đầu và được hấp thụ bởi các electron di chuyển sau một khoảng cách nhất định. Năng lượng này cuối cùng được lắng đọng dưới dạng liều lượng ở độ sâu sâu hơn bề mặt phantom. Vùng buildup kết thúc khi lượng năng lượng được lấy bởi các electron được giải phóng bằng với năng lượng được tích tụ tại vị trí đó. Đây được gọi là trạng thái cân bằng hạt tích điện (CPE). Độ sâu mà tại đó liều cực đại đối với chùm MV lúc nào cũng sẽ ở dưới bề mặt của phantom hay da của bệnh nhân một khoảng. Tùy theo năng lượng, đối với chùm 6MV khoảng cách là khoảng 1.5cm, chùm 10MV có khoảng cách khoảng 2.5cm. Còn đối với chùm kV, do năng lượng photon thấp, hầu hết electron được giải phóng từ tương tác với photon bỏ lại năng lượng ngay tại điểm mà nó tạo ra. Hay nói cách khác, khi đi vào môi trường vật chất thì liều cực đại tại bề mặt của vật bị chiếu xạ. PDD phụ thuộc vào độ sâu quan tâm, năng lượng chùm tia, kích thước trường và SSD (khoảng cách từ nguồn tới bề mặt). PDD giảm khi độ sâu

tăng do sự suy giảm của chùm tia bức xạ trong môi trường vật chất, PDD tăng khi kích thước trường bức xạ tăng do các photon sơ cấp và tán xạ lớn hơn từ môi trường được chiếu xạ. Điều này được minh họa trong hình 4.4.



Hình 4.3 PDD của chùm MV

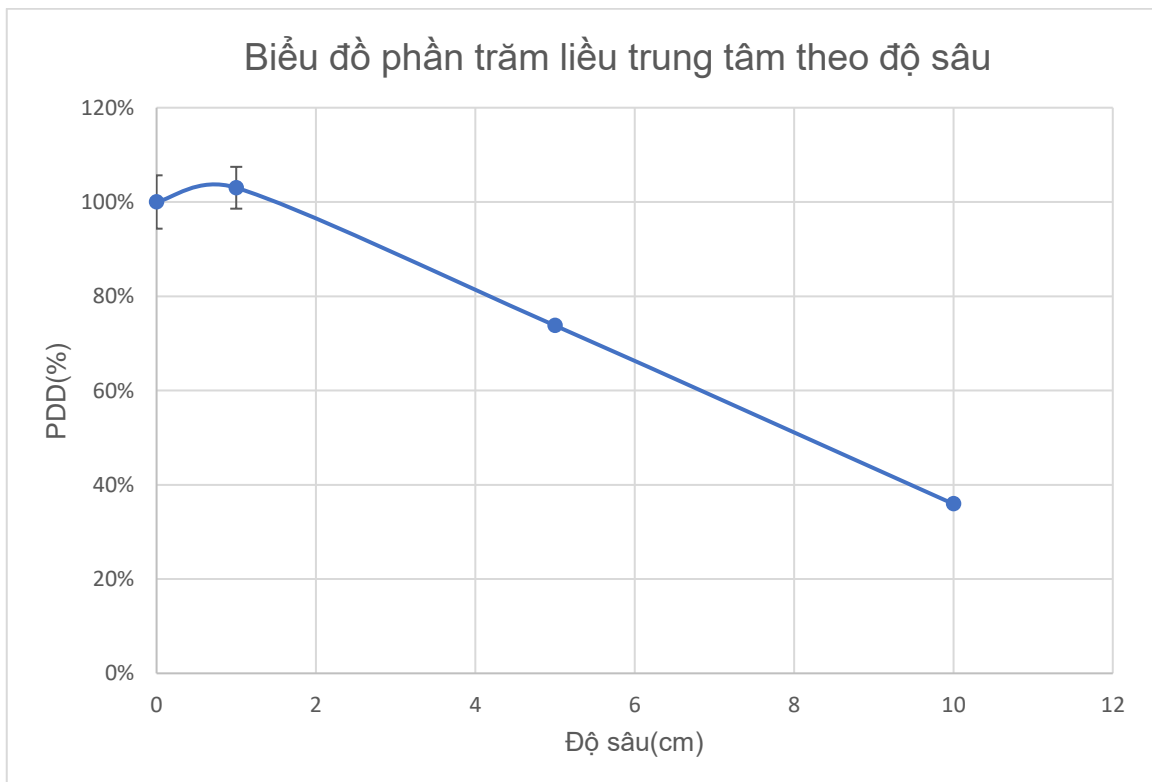
Nguồn: <https://radiologykey.com/dose-distribution-and-scatter-analysis/>



Hình 4.4 PDD của chùm kVp

Nguồn: https://www.researchgate.net/figure/Percentage-depth-dose-curves-for-kilovoltage-x-ray-beams-with-energies-50-280-kVp-at-an_fig1_260445582

Đối với việc khảo sát PDD tại thí nghiệm này (hình 4.5), liều tại các điểm 1cm, 5cm, 10cm được chuẩn hóa về cho giá trị liều tại 0cm vì theo như lý thuyết, đối với chùm tia X có năng lượng trong dải kilovolt khi đi vào môi trường vật chất thì liều cực đại được xác định tại bề mặt của vật bị chiếu xạ. Do đó liều tại điểm 0cm được lựa chọn là giá trị chuẩn hóa. Từ hình 4.3 ta có thể thấy ở độ sâu 1cm phần trăm liều được xác định là 103% so với liều ở bề mặt. Điều này có phần khác biệt so với lý thuyết cũng như các công trình nghiên cứu khác. Còn tại 5cm, phần trăm liều khoảng 74%, còn phần trăm liều tại 10cm khoảng 34%. Trong một nghiên cứu của tác giả Kevin A.Wunderle và cộng sự vào năm 2017 [20] cho thấy rằng phần trăm liều tại 1cm khoảng 95% - 97% liều tại bề mặt. Còn tại vị trí 5cm, liều ở vị trí đó là 60%, tại vị trí 10cm là 30% liều cực đại. Như vậy có thể thấy kết quả từ khóa luận có một chút khác biệt so với kết quả nghiên cứu của Wunderle. Sự khác biệt này có thể đến từ những khác biệt về thiết bị đo, các thiết lập về phép đo như trường chiếu, chất lượng chùm tia...



Hình 4.5 Biểu đồ thể hiện phần trăm liều trung tâm theo độ sâu

CHƯƠNG 5. KẾT LUẬN VÀ KIẾN NGHỊ

Trong khóa luận này, chúng tôi đã xác định được beam profile của hệ máy soi chiếu bằng phương pháp đo sử dụng liều kế quang phát quang. Kết quả cho thấy liều được phân bố khá đồng đều theo chiều ngang. Theo chiều dọc, do sự ảnh hưởng của hiệu ứng gót chân, liều ở bề mặt và độ sâu gần bề mặt không đồng đều ở hai phía so với trục trung tâm. Khóa luận này đã thực hiện được việc khảo sát beam profile của thiết bị soi chiếu với trường chiếu là 21cm x 21cm tại bốn độ sâu khác nhau là 0cm, 1cm, 5cm, 10cm theo hai hướng theo trục dọc theo bàn bệnh nhân và trục ngang vuông góc với bàn bệnh nhân. Ngoài ra còn khảo sát được phân bố liều theo độ sâu tại trục trung tâm của trường chiếu với các độ sâu 0cm, 1cm, 5cm, 10cm. Do hạn chế về mặt thời gian, nên khóa luận chỉ dừng lại ở việc kiểm tra beam profile tại các độ sâu khác nhau trong phantom mà chưa xét tới các yếu tố khác như lọc chùm tia làm ảnh hưởng đến beam profile. Vì vậy nên khảo sát này cần được phát triển thêm nữa và để có một bộ dữ liệu đầy đủ hơn thì cần phải kiểm tra chất lượng chùm tia ở các cao thế khác nhau với các bộ lọc khác nhau, và độ lớn trường chiếu khác nhau. Đây là cơ sở để thực hiện các biện pháp ước tính liều cơ quan cho bệnh nhân trong soi chiếu.

Với những kết quả thể hiện và sự tiện dụng khi khảo sát beam profile, có thể thấy các bước thực hiện khảo sát beam profile còn có thể được phát triển thêm nữa, thành một phép kiểm tra cần thiết trong quy trình đảm bảo chất lượng cho thiết bị X quang trong chẩn đoán nói chung và trong soi chiếu nói riêng.

DANH MỤC TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1] TS. Trần Minh Quỳnh. “Thông kê thiết bị y tế”.
<https://www.vista.gov.vn/news/khoa-hoc-ky-thuat-va-cong-nghe/ung-dung-cong-nghe-buc-xa-nhung-giai-phap-1948.html>. Update at 23/09/2019 17:52
- [2] UNSCEAR, SOURCES, EFFECTS AND RISKS OF IONIZING RADIATION, New York: 2022, 2020/2021.
- [3] Balter S, Hopewell JW, Miller DL, Wagner LK, Zelefsky MJ. Fluoroscopically guided interventional procedures: a review of radiation effects on patients skin and hair. *Radiology*. 2010;254:326–341
- [4] Johnson PB, Borrego D, Balter S, Johnson K, Siragusa D, Bolch WE. Skin dose mapping for fluoroscopically guided interventions. *Med Phys*. 2011;38:5490–5499.
- [5] “Fluoroscopy”. Available at:
<https://www.fda.gov/radiation-emitting-products/medical-x-ray/imaging/fluoroscopy>. Accessed May, 2024.
- [6] Rami Mosheiff. “First Generation Computerized Fluoroscopic Navigation in Percutaneous Pelvic Surgery”. Orthopedic Surgery Department, The Hadassah-Hebrew University Medical School, Israel, 2003.
- [7] Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Philadelphia, PA, Lippincott Williams & Wilkins; 3rd ed, 2012. Available at:
<http://books.google.com/books?id=RKcTgTqeniwC&printsec=frontcover&dq=The+Essential+Physics+of+Medical+Imaging,+3rd+Edition&hl=en&sa=X&ei=LtIVLbCIs6zyASEioK4Bw&ved=0CDIQ6AEwAA#v=onepage&q=The%20Essential%20Physics%20of%20Medical%20Imaging%2C%203rd%20Edition&f=false> .
Accessed May, 2024.
- [8] “X-Ray Tube Working Principle”. <http://www.gpmanesar.ac.in/GPContent/X-RAY%20MACHINE-converted.pdf>. Accessed May, 2024.

- [9] Joshua Kogan. “Image intensifier”. Available at: <https://www.u-d-s.com/products/c-arm-x-ray-machines/ge-c-arm-x-ray-machines/ge-oec-9900-elite-c-arm-x-ray-machine>. 14 May 2024.
- [10] “Radiation protection”. Available at: <https://www.radiologycafe.com/frcr-physics-notes/radiation-dosimetry-protection-and-legislation/radiation-protection/>. Accessed May, 2024.
- [11] Kevin A Wunderle, Andrew R Godley, Zhilei Liu Shen, Frank F Dong. “Technical Note: Characterization of x-ray beam profiles for a fluoroscopic system incorporating copper filtration”, 2019 Nov;46(11):4918-4922.
- [12] Kevin A Wunderle, Andrew R. Godley, Zhilei Liu Shen, Joseph T. Rakowski, Frank F Dong. “Percent Depth Doses and X-ray Beam Characterizations of a Fluoroscopic System Incorporating Copper Filtration”, 2017.
- [13] V. Karami et al. “Evaluation of the anode heel effect on the testes dose during pelvic radiography”. Tehran University Medical Journal TUMS Publications (2017).
- [14] SARU GOSAIN. “X-RAY FILTERS”. BSC.MIT 2ND YEAR (2017)
- [15] Karl-Dietrich Gundermann . “luminescence”. Jul 26, 1999
- [16] W. Shockley, J. Bardeen. “Energy Bands and Mobilities in Monatomic Semiconductors”. Phys. Rev. 77, 407, Published 1 February 1950
- [17] “What is PMMA plastic used for?”. Available at: <https://europas.com.vn/en-US/blog-1/what-is-pmma-plastic-used-for>. Accessed May, 2024.
- [18] H. Okino, H. Hayashi, K. Takegami, N. Kimoto, I. Maehata, Y. Kanazawa, T. Okazaki, T. Hashizume, I. Kobayashi less. “Compact irradiation system for evaluation of basic characteristics of the nanoDot OSL dosimeter toward direct measurement of exposure dose of patients”. Published 2 March 2016.
- [19] “MICROSTAR”. Available at: <https://epsmedtech.com/en/dosimetry-mesaurement-service/products/microstar/> Accessed May, 2024.
- [20] Kevin A Wunderle, Andrew R Godley, Zhilei Liu Shen, Frank F Dong. “Technical Note: Characterization of x-ray beam profiles for a fluoroscopic system incorporating copper filtration”, 2019 Nov;46(11):4918-4922.