

## ĐẠI CƯƠNG VỀ XẠ TRỊ DƯỚI SỰ HƯỚNG DẪN CỦA HÌNH ẢNH – IGRT VÀ XẠ TRỊ HÌNH CUNG, ĐIỀU BIẾN LIỀU THEO THỂ TÍCH – VMAT

Nguyễn Xuân Kử<sup>1</sup>

### TÓM TẮT

Xạ trị dưới sự hướng dẫn của hình ảnh – **IGRT** (*Image-Guided Radiation Therapy*) là kỹ thuật sử dụng những hình ảnh hai hoặc ba chiều để hướng chùm tia bức xạ đúng với tọa độ thực của khối u như đã được khẳng định trong quá trình lập kế hoạch. Bằng cách đó, độ chính xác trong phân bố liều hấp thụ tại thể tích bia (khối u) được đảm bảo, giảm thiểu liều có hại cho các mô lành, nâng cao chất lượng và kết quả điều trị.

Xạ trị hình cung, điều biến liều theo thể tích – **VMAT** (*Volumetric Modulated Arc Therapy*) là kỹ thuật được phát triển kế tục theo chế độ phát tia theo hình cung của Elekta và đã tạo nên những chuẩn mực mới về tốc độ chiếu xạ cũng như giảm liều có hại cho bệnh nhân. Nó giúp BS xạ trị có thể quan sát trực tiếp thể tích khối u tại thời điểm máy phát tia điều trị mà qua đó đánh giá được cả về phân bố tối đa liều hấp thụ tại bia, liều tối thiểu tại các tổ chức lành.

Ở Việt Nam, những điều này còn khá mới mẻ trong ứng dụng lâm sàng. Bài báo nhằm cung cấp những kiến thức cơ bản nhất về hai kỹ thuật xạ trị tiên tiến này cho tất cả những ai quan tâm.

**Từ khóa:** Xạ trị dưới sự hướng dẫn của hình ảnh, Xạ trị hình cung, điều biến liều theo thể tích

### ABSTRACT

#### OUTLINE ABOUT IMAGE-GUIDED RADIATION THERAPY AND VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY

Nguyen Xuan Ku<sup>1</sup>

**Image-guided radiation therapy (IGRT)** is the process of frequent two and three-dimensional imaging, during a course of radiation treatment, used to direct radiation therapy utilizing the imaging coordinates of the actual radiation treatment plan. By improving precision and accuracy through IGRT, radiation is decreased to surrounding healthy tissues, allowing for increased radiation to the tumour for local control.

**Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT)** is Elekta's next generation arc therapy technique that establishes new standards for radiation therapy treatment that improves speed and dose reduction to the patient. This enables physicians to visualize the tumor target at the time of treatment and to guide therapy that both maximizes the radiation dose to the target and minimizes exposure to surrounding healthy tissues.

These concepts are still rather new in clinical application in Vietnam. The purpose of this paper is to address the most basic knowledges of these two advanced RT techniques for all those who are interested in.

**Key words:** Image-guided radiation therapy (IGRT), Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT)

1. Bệnh viện Trung ương Huế

- Ngày nhận bài (received): 10/7/2015; Ngày phản biện (revised):

- Ngày đăng bài (Accepted): 24/8/2015

- Người phản biện: .....

- Người phản hồi (Corresponding author): Nguyễn Xuân Kử

- Email: ngxuanku@gmail.com; ĐT: 0983301952

## **I. XẠ TRỊ DƯỚI SỰ HƯỚNG DẪN CỦA HÌNH ẢNH (IGRT)**

### **1.1. Mục đích và giá trị lâm sàng của IGRT**

Mục đích của IGRT là cải thiện độ chính xác trong phân bố các trường chiếu xạ và bảo vệ tối đa các tổ chức lành. Trong những năm qua, khi lập kế hoạch xạ trị người ta thường lựa chọn một thể tích PTV có đường biên rộng hơn nhằm bù trừ cho những sai số hình học. Tuy nhiên, điều này dẫn đến việc nhiều mô lành phải nhận những mức liều chiếu xạ không đáng có. Với kỹ thuật IGRT, các mép đường biên của PTV đã được hiệu chỉnh chính xác, liều hấp thụ đối với các mô lành xung quanh đã được giảm đến tối thiểu và tăng liều bức xạ tại thể tích bia, qua đó làm tăng xác suất kiểm soát khối u. Về lợi ích lâm sàng, IGRT có khả năng đánh giá chất lượng xạ trị trên một bệnh nhân, trên quần thể số lượng lớn các bệnh nhân và qua đó cho phép tiếp tục củng cố và hoàn thiện các kỹ thuật khác. Ngoài ra, IGRT cho việc kiểm soát những thay đổi trên bệnh nhân và điều chỉnh kịp thời ngay trong quá trình điều trị. Những thay đổi thường xảy ra là sự thu nhỏ hay phát triển to hơn hay thay đổi về hình dạng và thể tích của khối u và cả của những cấu trúc xung quanh liên quan.

### **1.2. Lịch sử phát triển của IGRT**

#### **Port film (chụp phim kiểm tra trường chiếu trước khi chiếu xạ)**

Ban đầu có những khó khăn khi áp dụng kỹ thuật port film để kiểm tra sự phân bố trường chiếu xạ. Từ đầu những năm 1950 với sự xuất hiện của các máy Cobalt-60, năng lượng bức xạ gamma ( $\gamma$ ) có độ đâm xuyên mạnh hơn các tia X cỡ vài trăm KV nhưng những hình ảnh port film vẫn chưa có được độ tương phản rõ nét như mong muốn. Ngày nay, kỹ thuật hình ảnh hiện đại đã thay thế công việc vẽ trường chiếu thủ công và kỹ thuật port film truyền thống và qua đó quan sát được vị trí, kích thước khối u, kiểm tra độ chính xác của trường chiếu, đó là công cụ đảm bảo chất lượng điều trị - QA, đó là thiết bị port film điện tử - EPID. EPID là quá trình sử dụng hình ảnh kỹ thuật số chẳng hạn video camere bằng thiết bị tích điện kép - CCD (Charge Couple Device), hay detector tấm phẳng bằng các diod silicon để tạo ra những hình ảnh có chất lượng cao. Lợi ích của hệ thống EPID là tốc độ thu nhận, xử

lý tín hiệu và tái tạo ảnh bằng kỹ thuật số. Những thiết bị loại này được sử dụng hết sức phổ biến trong thực tế lâm sàng. Nó cho phép quan sát trực tiếp hình ảnh khối u và phân bố trường chiếu xạ đã hợp lý hay chưa.

#### **Chụp cắt lớp điện toán - Computed tomography (CT)**

Kỹ thuật hình ảnh kỹ thuật số bằng chụp cắt lớp CT cho phép tái tạo cấu trúc giải phẫu khối u theo không gian 3-D và xác định độ tương phản của chúng qua độ suy giảm khác nhau của chùm tia. Với sự phát triển của kỹ thuật hình ảnh của CT, nó đã được sử dụng vào việc hướng dẫn chùm tia bức xạ cho phù hợp với thể tích cần chiếu xạ. Thời gian đầu, người ta sử dụng thiết bị CT tạo ảnh 2-D được lắp đặt trong phòng máy điều trị. Nó đem lại sự thuận tiện trong việc lấy tín hiệu ảnh 2-D thường quy mà CT tạo ra để đo đạc một cách chính xác độ suy giảm của các mô và đó là điều rất quan trọng trong tính toán phân bố liều bức xạ một cách phù hợp.

#### **Cone beam CT - CBCT**

CBCT được dựa trên nguyên lý của hệ thống hướng dẫn hình ảnh và thiết bị được lắp trực tiếp trên cùng một khung máy gia tốc xạ trị đã tạo ra những thành công vô cùng to lớn. Với bộ phận tiếp nhận hình ảnh là một tấm phẳng bao gồm tổ hợp của ma trận các diode bán dẫn, CBCT có khả năng tạo ra những ảnh điểm thể tích và cho phép giám sát cấu trúc khối u ở chế độ soi (fluoroscopic) hoặc chụp (radiographic) trong suốt quá trình điều trị. CBCT có khả năng thu nhận hàng loạt các hình chiếu của ảnh trên toàn bộ thể tích cần khảo sát. Bằng việc sử dụng kỹ thuật tạo ảnh mà Feldkamp đi tiên phong, các hình chiếu 2-D sẽ được tái tạo thành các thể tích nguyên tố 3-D tương tự như bộ dữ liệu của CT từ bước lập kế hoạch.

#### **Chụp cắt lớp với điện áp triệu vôn - MVCT**

MVCT là kỹ thuật hình ảnh y tế sử dụng bức xạ tia-X ở giải điện áp lên tới hàng triệu vôn để tạo ra những hình ảnh của các cấu trúc xương hoặc các cấu trúc đại diện cho một số cơ quan trong cơ thể. Ban đầu, tính hợp lý của MVCT đã được khích lệ từ những yêu cầu về việc cần đánh giá chính xác mật độ các tế bào cho quy trình lập kế hoạch điều trị. Cả về tư thế bệnh nhân lẫn định vị lại khối u đều cần đến sự trợ giúp của MVCT. Thiết bị thu nhận ảnh

## Bệnh viện Trung ương Huế

thường được gắn trực tiếp trên máy gia tốc và dùng hệ 75 detector tinh thể cadmium.

### 1.3. Các phương pháp hiệu chỉnh tư thế bệnh nhân của IGRT

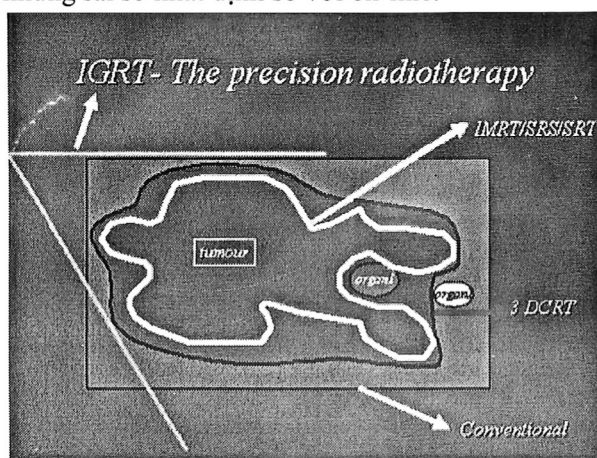
Có hai phương pháp cơ bản, hiệu quả nhất được sử dụng để xác định và hiệu chỉnh tư thế bệnh nhân khi chiếu xạ, đó là; hiệu chỉnh trực tuyến (on-line) và ngoại tuyến (off-line). Trong lâm sàng, cả hai phương pháp đều có những lợi ích riêng nhưng người ta thường kết hợp cả hai cách với nhau. Thông thường, tại buổi chiếu xạ đầu tiên bệnh nhân được điều chỉnh trong tư thế một cách phù hợp nhất qua on-line và các nhân viên kỹ thuật sẽ đánh dấu tại các mốc giải phẫu tương ứng bằng chụp phim (off-line).

#### Phương pháp on-line

Phương pháp điều chỉnh on-line được dựa trên nguyên tắc của sự cập nhật thông tin một cách liên tục. Phương pháp on-line đòi hỏi cấu hình cao của cả phần mềm và phần cứng của hệ máy tính. Ưu điểm của phương pháp này là giảm được các sai số hệ thống và sai số ngẫu nhiên.

#### Phương pháp off-line

Phương pháp off-line xác định tư thế phù hợp nhất của bệnh nhân từ những thông tin thu thập được qua một số buổi chiếu tia. Bác sỹ xạ trị cùng nhân viên kỹ thuật đo đạc và đánh dấu một cách chính xác các mốc giải phẫu liên quan từ những phim chụp. Cách này mất nhiều thời gian hơn và có những sai số nhất định so với on-line.



Hình 1. Mô tả các vùng thể tích được bao trùm bằng những kỹ thuật xạ trị khác nhau.

### 1.4. Kỹ thuật xạ trị IGRT

Để hiểu rõ IGRT là gì cần phải tìm hiểu về quá trình phát triển của kỹ thuật xạ trị theo bốn giai đoạn:

- **Giai đoạn 1. Kỹ thuật xạ trị 2D truyền thống** (Conventional Radiotherapy), trong đó sử dụng collimator với hai cặp ngàm (jaws) để tạo ra những trường chiếu cạnh thẳng, góc vuông. Để có thể bao được hết khối u, mép đường biên bao quanh cần phải lấy rộng hơn và vì thế mà nhiều vùng tế bào lành liền kề cũng bị chiếu xạ. Về vấn đề này, người ta phải xét đến giới hạn tổng liều chịu đựng của các mô lành. Do đó, việc lập kế hoạch xạ trị không chỉ tính đến mục đích phân bố liều cao tại khối u mà còn phải thận trọng cân nhắc đến giới hạn chịu đựng của các mô lành quanh u. Đây là một kỹ thuật xạ trị đơn giản, còn rất nhiều hạn chế mà yêu cầu thực tế cần vượt qua. Vì đôi khi khối u có những hình thù tự nhiên, rất phức tạp và cần phải có những collimator tạo ra trường chiếu có hình dạng tương ứng. Như vậy, chỉ có những kỹ thuật xạ trị hiện đại sau đây mới đáp ứng khả năng tạo ra được những vùng phân bố liều cao phù hợp với thể tích, hình dạng tự nhiên của khối u.

- **Giai đoạn 2. Phát triển kỹ thuật xạ trị theo không gian 3 chiều** bằng các thiết bị gia tốc thể hệ collimator đa lá – MLC đồng thời với sự phát triển của các thiết bị hình ảnh công nghệ cao. Xạ trị ba chiều theo hình dạng khối u (**3D-CRT**) trở nên rất ưu việt nhờ chương trình máy tính đặc biệt tạo hình ảnh khối u theo không gian 3D. Các thiết bị hình ảnh như máy CT hay CAT (Computer Assisted Tomography), máy cộng hưởng từ - MRI, máy PET hoặc PET/CT có khả năng tạo dựng thể tích khối u theo 3D và các tổ chức liền kề. Kỹ thuật xạ trị 3D-CRT có ưu điểm vượt trội so với kỹ thuật 2D truyền thống về phân bố liều cao theo hình dạng khối u và các tổ chức lành liền kề ít bị ảnh hưởng hơn rất nhiều.

- **Giai đoạn 3. Xạ trị điều biến liều - IMRT** được phát triển. Kỹ thuật xạ trị 3D-CRT dù sao cũng vẫn còn những hạn chế. Kỹ thuật này chỉ phù hợp cho những khối u có hình dạng bình thường, không thích hợp cho những khối u có bề mặt lồi

lỗm, những hình dạng như ngón tay kéo dài. Xạ trị điều biến liều IMRT có hai đặc tính khác biệt so với kỹ thuật 3D-CRT, đó là:

1) Chương trình phần mềm lập kế hoạch nghịch đảo (inverse planing), nghĩa là ấn định liều lượng cần phân bố tại một vùng thể tích nào đó rồi máy tính sẽ tự động tính toán, lập kế hoạch để đạt được yêu cầu tối ưu nhất.

2) Máy tính tự động kiểm soát liều lượng phát ra của mỗi chùm tia, nghĩa là điều khiển sự khác nhau về liều lượng ngay trong mỗi chùm tia phân bố như đã tính toán tại thể tích khối u và bảo vệ cho các mô lành liên kề.

- **Giai đoạn thứ tư phát triển kỹ thuật Xạ trị dưới sự hướng dẫn của hình ảnh –IGRT.** Trong thực tế, có những khối u thường xê dịch trong quá trình chiếu xạ do nhịp thở (phổi), do sự căng đầy (bàng quang)...Điều này có thể dẫn đến sự thay đổi vị trí, tư thế của bệnh nhân từ ngày này qua ngày khác. Điều đó dễ nhận thấy liều bức xạ phân bố tại khối u sẽ bị sai khác.

## **II. Xạ trị hình cung, điều biến liều theo thể tích**

- **VMAT (Volumetric - Modulated Arc Therapy).**

### **2.1. Tổng quan**

Thuật ngữ này được sử dụng có vẻ khác nhau giữa một số trung tâm xạ trị. Chẳng hạn, tên gọi thương mại của hãng Elekta là **VMAT** (Volumetric-Modulated Arc Therapy), hãng Varian dùng khái niệm **RapiArc**, trong khi đó hãng Siemens sử dụng là **Cone-Beam-Therapy** (CBT). Hệ thống phần mềm thực thi kỹ thuật này cũng có đôi chút khác nhau giữa các nhà sản xuất tuy nhiên, nội dung cơ bản của thuật toán thì đều được dựa trên những nguyên tắc chung. Chẳng hạn, nguyên lý điều khiển hệ MLC để tạo hình dạng trường chiếu, hay việc kiểm soát liều lượng phát ra liên tục tại từng thời điểm được thực hiện theo kỹ thuật chia nhỏ chùm tia, gọi là các *segment* và được tạo bởi chuyển động cơ khí của hệ thống thân máy, đầu máy, collimator...

VMAT sử dụng phương pháp phát chùm tia liên tục khi quay thân máy qua một hay nhiều cung. Trong khi quay như vậy, rất nhiều thông số kỹ thuật được điều chỉnh và thay đổi. Chẳng hạn, (i): hệ MLC chuyển

động, tạo hình dạng chùm tia; (ii): suất liều máy “dose rate” thay đổi liên tục; (iii): tốc độ quay của thân máy và (iv): góc nghiêng của hệ MLC cũng thay đổi... Kỹ thuật này được bắt nguồn từ ý tưởng xạ trị theo hình cung, biến liều lượng – IMAT (Intensity Modulated Arc Therapy) của Cedric Yu, năm 1995 nhưng VMAT đã bổ sung thêm 3 yếu tố thay đổi (ii), (iii) và (iv) vì thế mà đã làm giảm được việc sử dụng qua nhiều cung phát tia để tạo ra số lượng lớn các trường chiếu tương ứng. Kỹ thuật VMAT đã được Art Boyer hoàn thiện và triển khai từ 2001.

Điều không thể bàn cãi là VMAT có thể tạo ra sự phân bố liều theo hình dạng khối u với độ chính xác cao, tương tự như kỹ thuật IMRT, bao gồm cả kỹ thuật MLC phát chuỗi chùm tia tĩnh, kỹ thuật MLC động - DMLC (Dynamic Multi Leaf Collimator), xạ trị cắt lớp tĩnh hoặc quay (static or helical tomotherapy), CyberKnife v.v.. mà ta thường hiểu là kỹ thuật IMRT truyền thống. Vì vậy, có thể nói rằng VMAT là một kỹ thuật hết sức có giá trị và vượt trội bởi lẽ dù cho các trường chiếu theo kỹ thuật VMAT (VMAT không điều biến) thì cũng vẫn tạo ra được các trường chiếu với sự phân bố tương đương về liều lượng như những kỹ thuật vừa nêu.

### **2.2. Kỹ thuật VMAT**

Việc lập kế hoạch điều trị theo kỹ thuật VMAT vẫn trong giai đoạn phát triển và hoàn thiện, mặc dù cũng có một vài công ty đã đưa ra được những chương trình phần mềm mang tính hệ thống. Tuy nhiên, trong số này lại có những sự khác nhau về phương pháp luận và có chương trình lại dựa chủ yếu vào những nghiên cứu về đề tài tiền sử của họ. Về bản chất, hầu hết các chương trình đều dựa trên kỹ thuật điều biến liều từ những trường chiếu cố định rồi gán sang các thành phần biến đổi của hệ MLC, tái phân bố các liều lượng đó trên một số các cung nhỏ và cuối cùng là tái tối ưu chúng thành kết quả ước định. Trong quá trình đó, VMAT có thể sẽ rất lợi thế từ quy trình 4 bước vừa nêu nhưng cũng phải tuân theo những chuyển động hạn chế do hệ thống cơ khí của máy gia tốc và bản thân hệ MLC chẳng hạn tốc độ quy tối đa của thân máy, tốc độ dịch chuyển của các lá MLC, góc quay collimator và suất liều cần liên tục được chia nhỏ v.v.. Vì vậy

mà bước thứ nhất và bước thứ tư của quy trình bắt buộc phải thực hiện.

Tuy rằng tốc độ quay thân máy có thể thay đổi một cách liên tục nhưng người ta cũng không yêu cầu phải liên tục thay đổi suất liều của máy theo từng độ. Suất liều tối thiểu và tốc độ tối đa của thân máy xác định việc hạn chế suất liều tối thiểu trên từng độ. Khi đạt được suất liều tối đa và tốc độ quay tối thiểu của thân máy thì sẽ xác định được suất liều tối đa trên từng độ. Không giống như những phương pháp tối ưu hóa liều lượng theo kỹ thuật IMRT kinh điển (tức những kỹ thuật đã nêu ở phần trên), quy trình lập kế hoạch xạ trị theo kỹ thuật này vẫn chưa được hoàn thiện và xem xét một cách đầy đủ. Dù sao chăng nữa, điều quan trọng là cả vấn đề lập kế hoạch lẫn phát tia điều trị theo kỹ thuật VMAT giờ đây đã sẵn có trên thương trường. Cũng có những quan điểm cho rằng phần lớn những tài liệu nói về VMAT thường tập trung vào việc so sánh về phần mềm chương trình lập kế hoạch giữa VMAT và những kỹ thuật IMRT khác (thường dùng những trường chiếu cố định). Theo đó, sự so sánh chỉ đơn thuần dựa trên những thực thi đơn lẻ của từng kỹ thuật nên tính ưu việt của VMAT sẽ không kết luận được một cách rõ ràng. Trong hoàn cảnh cụ thể người ta cho rằng, VMAT quả thực ưu việt hơn so với các kỹ thuật IMRT với trường chiếu cố định, nhưng trong những điều kiện khác có thể xảy ra điều ngược lại, nghĩa là VMAT sẽ kém ưu việt hơn. Ai đó cho rằng VMAT hoàn toàn vượt trội thì hơi vội vàng. Hiện tại, lợi ích về mặt lâm sàng của VMAT vẫn chưa có được những số liệu chứng minh cụ thể. Ngay cả việc điều trị với VMAT được thực hiện nhanh chóng hơn cho mỗi ca điều trị thì lợi ích cũng có thể là nhỏ. Những trung tâm đã lắp đặt những thiết bị để triển khai kỹ thuật IMRT truyền thống và đang sử dụng một cách hiệu quả trong thực tế lâm sàng hay thậm chí đang trong giai đoạn thử nghiệm thì hãy cứ yên tâm rằng hệ thống thiết bị đó vẫn chưa hề bị lạc hậu.

Cuối cùng, điều được khẳng định rằng đến nay cũng vẫn chưa thể có một lý thuyết siêu việt nào khẳng định được tính ưu việt của VMAT và kết quả của nó còn tùy thuộc vào rất nhiều yếu tố. Điều

này cũng khác với một số kỹ thuật IMRT dùng các trường chiếu cố định mà đã từng được công bố, xuất bản trong nhiều tài liệu, sách báo... Chẳng hạn, có một số bài báo giải thích kỹ thuật IMRT theo phương thức phát tia theo nhịp gián đoạn (step-and-shoot) sẽ tùy thuộc vào số lượng các trường chiếu, vào độ dẫn cách giữa các trường chiếu... Người ta nhận thấy không có sự tương đồng về lý thuyết VMAT và đáng tiếc thay là tác giả của những công bố về so sánh về các kế hoạch xạ trị với nhau đã không tiếp tục giải thích chi tiết hơn về “bản chất và tính phức tạp của vấn đề”. Điều này đơn giản chỉ là người ta còn thiếu thông tin để giải thích một cách thỏa đáng những kết quả đã quan sát được. Trong khi VMAT đưa ra nhiều lợi thế không cần phải bàn cãi cho nhiều trường hợp nhưng lại không có sự giải thích về những đặc tính và không nên coi là sự thay thế cho các kỹ thuật IMRT “thường quy” hiện nay.

Một bài báo mới xuất bản gần đây của Webb và McQuaid có giải thích một vài khía cạnh đáng lưu ý của kỹ thuật VMAT như sau:

- Tại sao hệ thống MLC gắn trên một cơ cấu đang chuyển động mà vẫn có thể thực hiện được kỹ thuật IMRT theo phương pháp DMLC;
- Tại sao những trường chiếu thiết yếu được lập kế hoạch theo những góc máy quay riêng biệt mà vẫn có thể đồng thời phát chùm tia như một nguồn chuyển động (tương tự như “*những cung nhỏ*”);
- Tạo sao những trường chiếu *không điều biến* theo VMAT có thể xem như tương đương với những trường chiếu được điều biến tái sắp xếp. Tại sao VMAT đôi khi lại có lợi thế hơn.

### 2.3. Kết luận

Tuy nhiên, điều cần hết sức chú ý rằng chúng ta không nên vội xem đây là lý thuyết tổng quát của VMAT. Đây chỉ là những “tảng đá lát đường” để bước tiếp, thậm chí chúng chỉ là những “mảnh nhỏ của bức tranh ghép hình”... lý thuyết. Chúng tôi hy vọng rằng, theo đà phát triển, cả về quy trình lập kế hoạch và phát tia điều trị, kỹ thuật VMAT sẽ được cải tiến và hoàn thiện. Sẽ có nhiều báo cáo khoa học so sánh giữa hai kỹ thuật VMAT và IMRT “truyền thống”, vai trò của VMAT sẽ được khẳng định và ứng dụng một cách tin cậy trong lâm sàng.

**TÀI LIỆU THAM KHẢO**

1. IGRT, or Image Guided Radiation Therapy, is a sophisticated method of radiation treatment. RA, Nelson JA (2012). "Invention of the N-localizer for stereotactic neurosurgery and its use in the Brown-Roberts-Wells stereotactic frame". *Neurosurgery*.
2. Nguyễn Xuân Kử. Cone Beam và ứng dụng trong lâm sàng. Tạp chí Y học thực hành, HT PCUT-Huế, tháng 9-2013
3. Nguyễn Xuân Kử. Những tiến bộ về kỹ thuật xạ trị ung thư. Tạp chí Y học thực hành, HT PCUT-thành phố HCM, tháng 9-2013.
4. Brown RA (2013). "The mathematics of the N-localizer for stereotactic neurosurgery". *Cureus* 5 (10): e142. doi:10.7759/cureus.pp.142.
5. Brown RA, Nelson JA (2013). "The origin of the N-localizer for stereotactic neurosurgery". *Cureus* 5 (9): e140. doi:10.7759/cureus.pp.140.
6. Otto K: Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys* 2008, 35(1):pp.310-317.
7. Cozzi L, Dinshaw KA, Shrivastava SK, Mahantshetty U, Engineer R, Deshpande DD, Jamema SV, Vanetti E, Clivio A, Nicolini G, et al.: A treatment planning study comparing volumetric arc modulation with RapidArc and fixed field IMRT for cervix uteri radiotherapy.
8. Kjaer-Kristoffersen F, Ohlhues L, Medin J, Korreman S: RapidArc volumetric modulated therapy planning for prostate cancer patients. *Acta Oncol* 2009, 48(2):pp.227-232.
9. Korreman S, Medin J, Kjaer-Kristoffersen F: Dosimetric verification of RapidArc treatment delivery. *Acta Oncol* 2009, 48(2):185-191.
10. Ling CC, Zhang P, Archambault Y, Bocanek J, Tang G, Losasso T: Commissioning and quality assurance of RapidArc radiotherapy delivery system.