

"CONE BEAM" VÀ ỨNG DỤNG TRONG LÂM SÀNG

Nguyễn Xuân Cừ

TÓM TẮT

Công nghệ Cone Beam lần đầu tiên được đưa vào sử dụng tại thị trường Châu Âu năm 1996 và Hoa Kỳ năm 2001. Chụp cắt lớp bằng Cone Beam (CBCT) là một kỹ thuật hình ảnh y tế bao gồm hệ thống chụp cắt lớp bằng tia-X mà tại đó, các tia -X được phân kỳ, tạo thành một hình nón. Có lẽ, do sự phát triển nhanh của công nghệ này mà các máy quét CBCT đang ngày càng trở thành một công cụ quan trọng trong lĩnh vực nha khoa và xạ trị ung thư.

Kỹ thuật chụp cắt lớp - CT theo ba trục của khối u đã giúp cho các thầy thuốc so sánh những hình ảnh này với những hình ảnh ban đầu lập kế hoạch xạ trị để xác định độ chính xác đến bao nhiêu trong việc khu trú khối u và đặt tư thế bệnh nhân. Nhờ đó, những hiệu chỉnh cần thiết sẽ được thực hiện để có thể phân bố chính xác chùm tia vào thể tích bia (khối u). Chúng ta hy vọng rằng, kỹ thuật này sẽ được áp dụng rộng rãi hơn trong lâm sàng, nhất là lĩnh vực xạ trị ung thư.

ABSTRACT

CONE BEAM AND CLINICAL APPLICATION

Nguyen Xuan Cu'

Cone beam technology was first introduced in the European market in 1996 and into the US market in 2001. Cone beam computed tomography (CBCT) is a medical imaging technique consisting of X-ray computed tomography where the X-rays are divergent, forming a cone. Perhaps because of the increased access to such technology, CBCT scanners are now finding many uses in clinical applications. CBCT has become increasingly important in radiation oncology and in dentistry.

The technology creates three-dimensional axial CT slices of a patient's tumor, enabling therapists and doctors to compare these images with initial treatment planning images to determine how precisely focused the radiation set-up is. They can then make position adjustments if necessary to deliver a more targeted therapy to the patient. The hope is that this technology will lead to more clinical application, especially in radiation oncology field.

I. CONE BEAM CT - CBCT LÀ GÌ?

Để giải thích một cách rõ ràng Cone Beam CT là gì, trước tiên chúng ta cần giải thích về CT thường quy là gì.

Hình ảnh chụp cắt lớp điện toán (Computed Tomography-CT) cũng đồng nghĩa với việc chụp cắt lớp quét theo trục (Computed Axial Tomography - CAT), trong đó sử dụng thiết bị phát tia-X quay

I. Bệnh viện K Hà Nội.

- Ngày nhận bài (received): 23/6/2013; Ngày phản biện (revised): 25/7/2013;
- Ngày đăng bài (accepted): 26/8/2013
- Người phản biện: TS. Phạm Nguyên Tường, TS. Nguyễn Đình Tùng
- Người phản hồi (corresponding author): Nguyễn Xuân Cừ
- Email: ngxuanku@gmail.com ĐT: 0904616279

quan trọng kết hợp với phần mềm máy tính kỹ thuật số để thu nhận, tái tạo các hình ảnh của cơ thể. Khi sử dụng hình ảnh CT, những tiết diện cắt ngang các vùng khối u, các tổ chức của cơ thể sẽ được tạo ra. Dù có nhiều kỹ thuật tạo ảnh khác nhau, hình ảnh CT là duy nhất có khả năng đưa ra được những hình ảnh rõ ràng của các loại mô khác nhau. Hình ảnh CT có thể giúp quan sát được các mô mềm, mô xương, mô cơ và cả các mạch máu...

Để hiểu thêm sự khác nhau về hình ảnh CT và của những kỹ thuật khác, ta hãy xem xét về đầu phát tia-X. Khi kỹ thuật hình ảnh sử dụng tia-X, các cấu trúc xương của hộp sọ có thể được quan sát rõ hơn. Khi sử dụng hình ảnh cộng hưởng từ - MRI thì các mạch máu, các mô mềm sẽ thấy rõ hơn còn các cấu trúc xương không thấy rõ và chi tiết được. Mặt khác, chụp mạch bằng tia-X có thể cho phép quan sát được các mạch máu vùng đầu nhưng không thấy rõ được các mô mềm. Hình ảnh CT vùng đầu có thể thấy rõ được không những các mô mềm mà còn của các cấu trúc xương và mạch máu.

Hình ảnh CT thường được sử dụng cho các mục đích chẩn đoán. Thực tế, đó là kỹ thuật hình ảnh thông dụng nhất trong chẩn đoán các loại bệnh ung thư kể cả khi đã di căn vào phổi, tụy, gan v.v.. Bằng việc sử dụng hình ảnh CT, không chỉ giúp cho thầy thuốc lâm sàng khẳng định sự tồn tại của khối u mà còn xác định được chính xác vị trí, cũng như kích thước của nó, đồng thời còn đánh giá khả năng khối u đã xâm lấn, lan tỏa ra các vùng lân cận hay chưa.

Ngoài việc chẩn đoán một số loại ung thư cụ thể nào đó, hình ảnh CT còn được sử dụng cho mục đích lập kế hoạch xạ trị hoặc cho phẫu thuật... Nó còn rất hữu ích trong hướng dẫn sinh thiết và trong rất nhiều quy trình kỹ thuật không can thiệp khác. Nhờ khả năng cung cấp những hình ảnh rõ nét về các tổ chức xương, cơ, mạch máu... hình ảnh CT là công cụ rất có giá trị trong chẩn đoán và điều trị các tổn thương và rối loạn cơ xương. Nó thường được sử dụng để đo mật độ khoáng xương và phát hiện các tổn thương đối với các tổ chức bên trong. Hình ảnh CT thậm chí còn được sử dụng để chẩn đoán và điều trị một số bệnh về tim mạch mà trước đó không thể

phát hiện, không thể điều trị và đó là những nguy cơ dẫn đến suy thận, đột quỵ và tử vong...

Vậy chính xác, Cone Beam CT là gì?

Hiểu theo nghĩa thông thường, *cone beam CT-CBCT* là một phiên bản compact, an toàn và có tốc độ nhanh hơn thiết bị CT thường quy. Bằng việc sử dụng chùm tia-X hình nón (hình *cone*) nên kích thước của máy scanner (quét), liều bức xạ và thời gian cần thiết cho quy trình scanning (quét) được giảm đi đáng kể. Một CBCT scanner điển hình có thể dễ dàng lắp đặt như cho một máy chụp răng. Toàn bộ thời gian scanning thường chỉ dưới một phút và liều bức xạ nhỏ hơn hàng trăm lần so với các máy CT thông thường.

Thuật toán dùng tái tạo hình ảnh của CBCT

Các máy CT dùng trong xạ trị thường được trang bị phần mềm tái tạo hình ảnh bằng kỹ thuật số DSI - Digital Spots Imaging. DSI bao gồm bộ khuếch đại hình ảnh, bộ xử lý số, thiết bị truyền và hiện ảnh. Các tín hiệu hình ảnh được xử lý bằng kỹ thuật số theo mức 512 bits x 512 bits x 10 bits hoặc 1024 bits x 1024 bits x 10 bits. Tốc độ thu nhận ảnh khoảng 8 khung hình /giây. Với CBCT scanner, thuật toán được dùng trong quá trình tái tạo ảnh là theo phương pháp của Feldkamp. Về mặt lý thuyết, để tạo ra mô hình tái tạo tự do, hướng của nguồn tia-X phải thỏa mãn đầy đủ điều kiện là bất kỳ mặt phẳng nào đó thì chùm tia phải cắt ngang ít nhất một lần khi đi qua đối tượng được scan (hình 1).

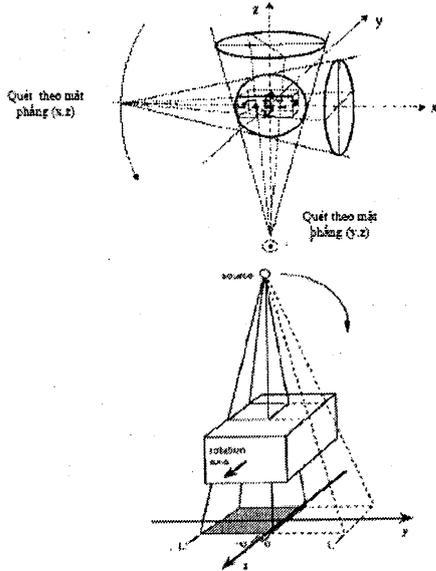
Theo thuyết quỹ đạo, thuật toán Feldkamp coi những ảnh điểm nằm ngoài của mặt phẳng trung tâm này thì lại thuộc trung tâm của mặt phẳng khác và những hiệu chỉnh cần thiết về mặt hình học sẽ được tiến hành để làm phù hợp sự sai khác giữa thực tế và lý thuyết. Mật độ ảnh điểm tái tạo được tính toán theo tổng các ảnh điểm thành phần thu được qua chế độ quét (scan) 360°. Trong thuật toán Feldkamp, những ảnh điểm nằm ngoài mặt phẳng trung tâm sẽ được coi như dư thừa và loại bỏ. Giả sử có một bộ dữ liệu các ảnh điểm theo 2-D có tọa độ $P(\Phi, Y, Z)$, trong đó Φ là góc chiếu, còn $Y; Z$ là tọa độ của detector, trong đó Z song song với trục quay. Các ảnh điểm sẽ được chiếu trên trục Y sao cho lớn

hơn một nửa độ rộng của σ (hình 1). Trong quá trình tính toán thực tế, bộ dữ liệu thu được theo phương pháp “*làm xoắn*” hoặc “*cắt xén*” hoặc “*tích hợp*” để làm tăng độ trung thực của mô hình tái tạo ảnh.

Để giải quyết những thiếu hụt thông tin, người ta sử dụng công thức:

$$P^*(\Phi, Y, Z) = P(\Phi + \pi \pm 2\alpha, -Y, Z), \quad (1)$$

Ở đây, α là góc đặc trưng cho chùm tia tương ứng của mặt phẳng chứa nguồn và trục quay. Góc α được xác định theo hướng quay của nguồn.



Hình 1. Kỹ thuật scan của CBCT

Đối với mặt phẳng trung tâm, quá trình này là tương đương với sự khôi phục những dữ liệu bị sai lệch do tín hiệu phản xạ. Những sai số về dữ liệu thông tin dự tính là do những điểm nằm ngoài mặt phẳng trung tâm tạo ra. Điều này được khắc phục bằng thuật toán “*làm tròn số*” mật độ $P^*(\Phi, Y, Z)$ theo trục Y. Giả sử, với các giá trị cho trước của Φ và Z thì ảnh điểm cuối cùng của bộ dữ liệu $P(\Phi, cuối cùng, Z)$ sẽ được tính với ảnh điểm đầu tiên trong công thức $P^*(\Phi, Y, Z)$. Khi đó, sự hiệu chỉnh sẽ được tính theo:

$$P^*(\Phi, Y, Z) = P^*(\Phi, Y, Z) + \Delta\delta \cos(\pi\gamma/2k) \text{ khi } 0 \leq \gamma < k = P^*(\Phi, Y, Z) \text{ khi } \gamma \geq k \quad (2)$$

Ở đây, k là hằng số; $\Delta\delta = P(\Phi, cuối cùng, Z) - P^*(\Phi, 0, Z)$.

Để bù trừ một cách hợp lý sự thiếu hụt thông tin gây ra do sự suy giảm của tổng các bức xạ thành phần, hàm trọng số $W(\gamma)$ cần phải được “*làm tròn*

số” và có thể áp dụng theo tổng:

$$W(\gamma) + W(-\gamma) = 2$$

Khi đó ta có:

$$W(\gamma) = \int_0^{\pi} \cos((\gamma + \delta)/2\delta) / \pi + 1 \quad (3)$$

Từ các công thức (1); (2) và (3) sẽ tính được đầy đủ, trung thực mọi thông tin phục vụ cho quá trình tạo ảnh.

Chụp cắt lớp bằng cone beam

Chụp cắt lớp điện toán bằng cone beam, viết tắt là CBCT là một kỹ thuật hình ảnh sử dụng chùm tia-X phân kỳ, dạng hình nón. CBCT đang trở nên hết sức quan trọng chẩn đoán và điều trị các bệnh về răng và nhiều bệnh khác. Về mặt lịch sử, công nghệ cone beam lần đầu tiên xuất hiện tại các thị trường châu Âu vào năm 1996 và sau đó sang Hoa Kỳ vào năm 2001.

Trong quá trình CBCT scanning, thiết bị sẽ quay quanh đầu bệnh nhân và đồng thời sẽ ghi được xấp xỉ 600 hình ảnh khác nhau. Phần mềm của CBCT scanner sẽ thu nhận các dữ liệu và tái tạo ảnh dựa trên thuật toán *thể tích số* theo không gian ba chiều-3D của các thông số giải phẫu.

Có lẽ do sự phát triển nhanh về công nghệ này mà các thiết bị CBCT đang được sử dụng rất phổ biến trong các lĩnh vực nội khoa răng miệng và răng hàm mặt chỉnh hình... Khi chụp răng, bằng sự thể hiện theo 3D, CBCT cho phép quan sát hình ảnh của răng không bị méo dạng. Nó có thể giúp nhận biết một cách rõ ràng những chiếc răng mọc thẳng, răng mọc không thẳng, chân răng bị nghiêng... và những cấu trúc bất thường mà những hình ảnh 2D thông thường trước đây không thể phát hiện được.

II. ỨNG DỤNG CBCT (CONE BEAM CT) TRONG XẠ TRỊ UNG THƯ

Thông thường, các bác sỹ xạ trị sử dụng kỹ thuật tạo ảnh theo không gian 3-D của các máy CT trong quá trình lập kế hoạch và xác định sự phân bố liều hấp thụ một cách chính xác vào thể tích bia (khối u) và bảo vệ được các tổ chức lành. Nhưng gần đây, cone beam đang được áp dụng như một phương tiện

để kiểm tra độ chính xác của các chùm tia mà máy phát ra. Người ta cho rằng, *cone beam* là một kiểu mẫu về công nghệ trong kiểm tra độ chính xác của chùm tia xạ trị. Với *cone beam*, hệ thống chụp cắt lớp-CT cũng được gắn trên khung quay. Trước khi phát chùm tia điều trị, các hình ảnh 3-D CT từ *cone beam* được tạo ra và đem so sánh với những hình ảnh của CT thường quy mà trước đó đã sử dụng trong quá trình lập kế hoạch. Nếu có sự sai lệch nào đó về kích thước chùm tia và vị trí, tư thế của bệnh nhân thì cần phải điều chỉnh cho chuẩn xác và đó là vai trò của *cone beam*. Bước này nhằm mục đích cho việc đảm bảo chất lượng xạ trị. Về mặt lý thuyết, *cone beam* đảm bảo độ chính xác hơn và các chùm tia có thể được định vị chuẩn xác hơn, nghĩa là giảm được liều chiếu xạ vào những mô lành ngoài khối u. Về quy trình lập kế hoạch xạ trị, nó giúp cho giảm được ít nhất 2,5 mm- 5 mm các mép đường biên của trường chiếu và nếu tính cho một kỹ thuật xạ trị theo 3-D thì điều này hết sức có ý nghĩa trong việc bảo vệ các mô lành xung quanh u. *Cone beam* có thể áp dụng cho bất kỳ loại ung thư nào.

III. XẠ TRỊ ĐÁP ỨNG DỰA TRÊN HÌNH ẢNH CỦA CONE BEAM- CBCT

CBCT đang trở thành một công cụ hữu hiệu trong lĩnh vực xạ trị ung thư. Điển hình là trong hiệu chỉnh những sai số về căn chỉnh tư thế bệnh nhân dựa trên những thông tin được ghi nhận đồng thời từ cấu trúc của xương. Sẽ là lý tưởng nếu như những thông tin mà CBCT ghi nhận bao gồm toàn bộ cả khối u. Tuy nhiên, những hình ảnh trên CBCT của các mô mềm thường không được rõ nét cho lắm. Gần đây, người ta đã áp dụng phương pháp làm tăng độ tương phản cho các hình ảnh trên CBCT. Trong khoảng năm buổi chiếu xạ đầu tiên, ban đầu quá trình quét hình trên CBCT không sử dụng và sau đó sử dụng chất tăng sáng có thành phần *iodinate*. Hình ảnh về khối u khi đó sẽ được làm rõ nét bằng cách so sánh những gì thể hiện khi có và không có chất tăng sáng. Sự tương phản của những hình ảnh như vậy được sử dụng để mô tả thể tích khối u thô - GTV. Những bản đồ liều lượng cho kỹ thuật IMRT

cũng từ đó được tạo ra. Có bốn bước cơ bản khác nhau cần tiến hành:

1. Kế hoạch xạ trị lập ra được chỉnh sửa hoàn thiện trên hàng chuỗi các hình ảnh thu được từ CBCT.

2. Kế hoạch xạ trị dựa trên các hình ảnh thu được từ buổi chiếu xạ đầu tiên và tư thế bệnh nhân được điều chỉnh hợp lý theo các cấu trúc giải phẫu của xương được ghi nhận đồng thời trong quá trình scanning.

3. Tương tự bước 2, nhưng tư thế bệnh nhân được điều chỉnh dựa theo những hình ảnh có sự trợ giúp của chất tăng sáng.

4. Có ý nghĩa rất quan trọng, nghĩa là chỉ tiếp tục xạ trị chừng nào đã có sự điều chỉnh tư thế của bệnh nhân, điều chỉnh về kỹ thuật phân bố các chùm tia...

Việc tính toán về liều lượng đồng dạng tương đương - EUD (Equivalent Uniform Doses) và xác suất kiểm soát khối u - TCP (Tumor Control Probably) sẽ giúp đánh giá về kết quả điều trị cho từng kỹ thuật áp dụng. Người ta thấy rằng, bước 1) đã tạo ra được các kết quả về EUDs sát thực nhất được tiên đoán và TCPs là cao nhất. Bước 2) và 3) đưa ra kết quả EUDs và TCPs tương tự bước 1) nhưng kết quả của bước 3) phần nào tốt hơn bước 2). Ngay cả với những lợi ích của các bước 1) và bước 3) thì vẫn luôn cần quan tâm đến sự cử động và thay đổi hình dạng có thể xảy ra với khối u trong quá trình chiếu xạ. Không có sự thực hiện của bước 4) thì kết quả của các bước 1), 2) và 3) chắc chắn sẽ không có giá trị. Qua đó, CBCT được khẳng định là có vai trò rất lớn trong cải thiện và nâng cao chất lượng xạ trị ung thư.

IV. ĐỊNH VỊ TỰ ĐỘNG KHỐI U TUYẾN TIỀN LIỆT BẰNG CBCT

Trước đây, khi áp dụng kỹ thuật xạ trị dưới sự hướng dẫn của hình ảnh, người ta đã từng áp dụng phương pháp ghi nhận tự động độ xám -GR (Gray-value Registration) theo không gian 3-D để khu trú khối u tuyến tiền liệt. Phương pháp mới sử dụng CBCT đã được nhiều trung tâm xạ trị tiên tiến trên thế giới triển khai và được khẳng định là rất chính

Bệnh viện Trung ương Huế

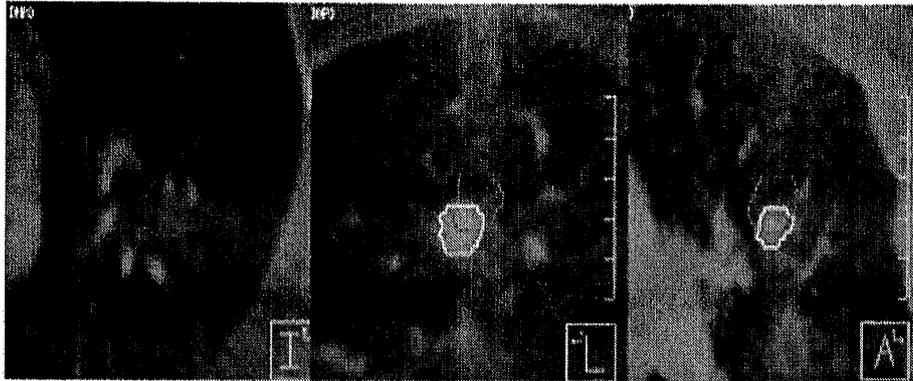
xác và hiệu quả. Có một công trình khoa học đã công bố trên hơn 30 bệnh nhân ung thư tuyến tiền liệt được áp dụng công nghệ mới – CBCT. Theo quy ước của kỹ thuật FOV (Field Of View), tư thế scan được áp dụng từ phía đầu về phía chân bệnh nhân. Kết quả cho thấy, chất lượng hình ảnh được cải thiện rất đáng kể trong đánh giá chính xác kích thước, vị trí của khối u. Tỷ lệ thành công đã tăng từ 65% lên 83% giữa kỹ thuật GR so với CBCT. Sai số của GR theo trục trái-phải; đầu-chân và trước-sau tương ứng là 1.0, 2.4 và 2.3 mm. Tóm lại, khả năng thực thi và tính ưu việt định vị tự động khối u tuyến tiền liệt bằng CBCT là rất rõ ràng so với GR.

V. XẠ PHẪU ĐỊNH VỊ (SBRT) UNG THƯ PHỔI DƯỚI SỰ HƯỚNG DẪN CỦA CBCT, KHÔNG CẦN KHUNG CỐ ĐỊNH

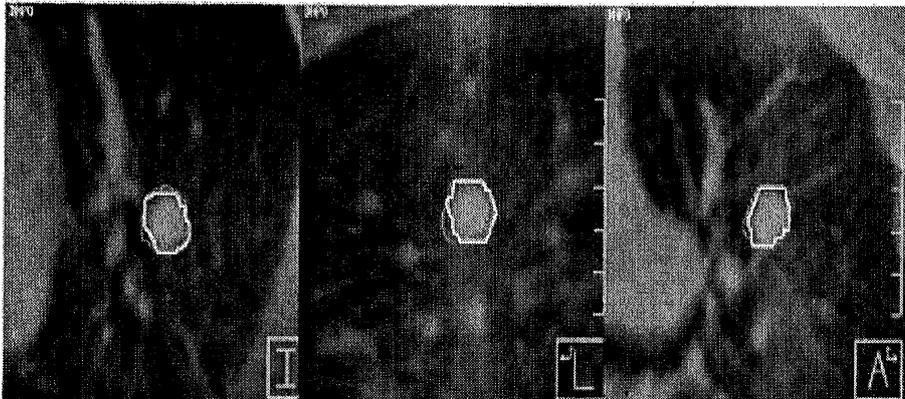
Để định vị một cách chính xác và ổn định tư thế bệnh nhân xạ trị ung thư phổi, không cần khung cố định, người ta đã sử dụng CBCT. Kỹ thuật này còn

giúp tính toán và xác định PTV được tối ưu trong quá trình lập kế hoạch xạ trị. Công trình khoa học này đã công bố 65 bệnh nhân ung thư phổi được điều trị bằng SBRT-4D không cần dùng đến khung cố định. Trước điều trị, phương pháp này trợ giúp trong việc đo và tính toán ảnh hưởng sự di lệch của khối u theo thời gian do nhịp thở. Sau điều trị, nó giúp cho sự hiệu chỉnh và đánh giá sự ổn định giữa các phân liều. Các đường biên của PTV được đánh giá sai số bằng mô phỏng Monte Carlo. Kết quả cho thấy, sai số của CBCT là: 1.8, 0.8 và 0.9 mm tương ứng theo các trục trái-phải, đầu-chân và trước-sau. Với GR, sai số tương ứng là: 1.3, 1.5 và 1.8 mm. Tóm lại, SBRT không cần khung cố định đảm bảo cho sự chính xác, an toàn và ổn định với sự trợ giúp của CBCT-4D. Với những bệnh nhân có khối u lớn hơn cũng vẫn sử dụng được kỹ thuật này.

Sai số mép đường biên của GTV của một khối u phổi trước và sau hiệu chỉnh bằng CBCT được minh họa trên hình 2(a) và 2(b).



Hình 2(a). GTV trước hiệu chỉnh. Mặt phẳng cắt ngang (hình trái), mặt phẳng thẳng đứng theo trục dọc (giữa) và mặt phẳng nằm ngang (hình phải)



Hình 2(b). GTV Sau hiệu chỉnh: mặt phẳng cắt ngang (trái), mặt phẳng thẳng đứng dọc (giữa) và mặt phẳng nằm ngang (hình bên phải).

Bảng 1. Những sai số hệ thống và ngẫu nhiên của PTV được đánh giá trên CBCT

Sai số		Phía bên (M-L)	Trục dọc (S-I)	Trục đứng (A-P)
Sai số hệ thống (Σ)	Trước hiệu chỉnh	2.7 mm	3.4 mm	2.5 mm
	Sau hiệu chỉnh	0.4 mm	0.6 mm	0.4 mm
	Sau điều trị	0.6 mm	1.2 mm	0.9 mm
Sai số ngẫu nhiên (σ)	Trước hiệu chỉnh	2.3 mm	2.7 mm	1.7 mm
	Sau hiệu chỉnh	0.7 mm	0.9 mm	0.8 mm
	Sau điều trị	0.9 mm	1.1 mm	1.1 mm

Ký hiệu viết tắt: A-P: Trước – Sau

M-L: Giữa – Sang bên

S-I : Trên – Dưới

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. J Can Dent Assoc (2006), *Technical Description of CBCT from University of Manchester*.
2. Hatcher, DC. (2010), “Operational principles for cone-beam computed tomography”, *JADA*.
3. New AAOMR, *Guidelines on CBCT Use in Implant Planning*.
4. Mah, JK; et al. (2010), “Practical applications of cone-beam computed tomography in orthodontics”, *JADA*.
5. Vos, W; et al. (2009), “Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature”, *Int J Oral Maxillofac Surg*, 38.
6. Swennen, GRJ; Schutyser, F.(2006), “Three-dimensional cephalometry: spiral multislice vs cone-beam computed tomography”, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*.
7. Armstrong RT. (2006), “Acceptability of cone beam ct vs. multi-detector CT for 3D Anatomic model construction”, *AAOMS*.
8. Miles DA, Danforth RA. (2007), “A clinician’s guide to understanding cone beam volumetric imaging (CBVI)”, Available from: www.ineedce.com/.
9. Ganz SD. (2005), “Conventional CT and cone beam CT for improved dental diagnostics and implant planning”. *Dent Implantol Update*.