

放射線治療における照合画像の画質改善

川崎医療短期大学 放射線技術科 川崎医科大学附属病院 中央放射線部*

川崎医科大学 放射線医学(治療)教室**

松宮 昭 成廣 直正* 長瀬 尚巳* 沼口 健治* 山本美貴子**
平塚 純一** 今城 吉成** 西村 明久 西下 創一

(平成5年8月23日受理)

Improvement of Image Quality in Radiotherapy Portal Imaging

Akira MATSUMIYA, Naomasa NARIHIRO*, Naomi NAGASE*
Kenji NUMAGUCHI*, Mikiko YAMAMOTO**, Junichi HIRATSUKA**
Yoshinari IMAJO**, Akihisa NISHIMURA and Soichi NISHISHITA

Department of Radiological Technology, Kawasaki College of Allied Health Professions

*Department of Radiology, Kawasaki Medical School Hospital**

*Department of Radiotherapy, Kawasaki Medical School***

Kurashiki, Okayama 701-01, Japan

(Received on Aug. 23, 1993)

Key words : 照合画像, 画質改善, 制動放射スペクトル

概 要

放射線治療における照合画像は、一般に治療ビームを用いて取得される。しかし、治療ビームは高エネルギーの故に画像コントラストが得難い。そこで、ライナックから得られる制動放射X線のうち低エネルギー成分を積極的に取り出し、コントラストの改善を試みる基礎実験を行った。

4 MeV の電子をステンレス0.2mm厚のターゲットに衝突させ、無ろ過のビームを取出すことに成功した。深部率を治療ビームと比較し、低エネルギー成分含有率の高いことが確認された。

画像取得法として、X線フィルムおよびX線TVを用い画像評価を行った。バーガーファントムによる定量評価、頭部ファントムによる視覚的評価、共に本実験ビームの方が治療ビームよりコントラストに優ることが明確に示された。

実験ビームで得られたファントム画像に、ヒストグラム均一化処理を施し、一層コントラストのよい画像を得ることができた。

I. はじめに

放射線治療では、標的容積を正確に照射し、周囲健康組織への照射野マージンを可能な限り少なくすることが基本である。これを達成するためには毎回の照射に際し、計画した照射野と患者の解剖学的な位置関係をリアルタイムで、直観的に観察することのできる照合画像システムが必要である。

放射線治療の主力はコバルト60の時代が去り、直線加速器(ライナック)へ代わった。高エネルギー化で十分な深部率が得られ、更に焦点が小さいので半影の少ないシャープな照射野が得られるようになった。このような治療の高精度化に伴い、照合画像にも画質改善が望まれるようになった。

上記の変遷を照合画像の立場から観ると、小焦点になったことで空間分解能は飛躍的に向上

した。しかし、光子エネルギーに関しては線スペクトルから連続スペクトルに変わったが、コンプトン効果支配域のエネルギーであることに変わりはなく、画像コントラストに改善はみられなかった。

近年、画像コントラストの向上を目指して多くの研究が進められている^{1)~4)}。その主流は従来のフィルム法ではなく、電子照合画像装置 EPID (Electronic Portal Imaging Device) である。画像検出器として蛍光板および電離箱、シンチレータ、フォトダイオード等の配列が用いられ、画像信号をオンラインでコンピュータに入力し、画像処理によってコントラストを増し、ほとんどリアルタイムで映像化するシステムである。

しかし、このような装置が開発されてもなお、画質は臨床的に十分満足すべきとは云い難い。高エネルギーの治療ビームを用いる限り、原理的に検出器へ入射する画像情報が乏しいので、いくら画像処理技術を駆使してもそれにはおのずと限界がある。

著者らは、これ以上の画質改善を望むには治療ビームを用いることを断念し、制動放射 X 線のうち、光電効果域の低エネルギー光子を積極的に利用すべきであると考えた。検出器へ入射する画像情報を少しでも豊富にした上で信号を取得し、更に画像処理を施すことにより、一層の画質改善が期待できると考え基礎実験を行った。

II. 実験方法および装置

1. 低エネルギー成分含有制動放射 X 線の取出し
ライナックから得られる治療ビームは、使用目的上できるだけ実効エネルギーが高く、かつ高線量率で X 線を発生させるべく設計されている。したがってターゲットには、発生効率を上げるために高原子番号でしかも厚い金属が用いられている。更にビーム通路には、照射野内線量分布を均一化するために高原子番号で厚いフラットニングフィルターが置かれている。その結果治療ビームは著しくハードニングを受け、低エネルギー成分はほとんど含まれていないと云える (図 2 参照)。

低エネルギー成分をできるだけ損わずに制動放射 X 線を取り出すには、図 1 に示すように、原理的には低原子番号で薄いターゲットを用いる必要がある。このようにすれば X 線の発生効率は著しく低下するが、発生した X 線はターゲット中でハードニングを受けることなく取出すことができる。ただし、この場合ターゲットを透過した電子を除去する対策を構想する必要がある。

実験にはライナック (三菱製 ML-15 MDX) の 4 MV X 線を使用した。ヘッドの概略を図 2 に示した。治療ビームは白金製 1.0mm 厚のターゲットで発生し、鉛のフラットニングフィルターおよび薄いアルミ製のモニター線量計を通して取出される。

一方、4 MeV の電子線モードに切換えると、

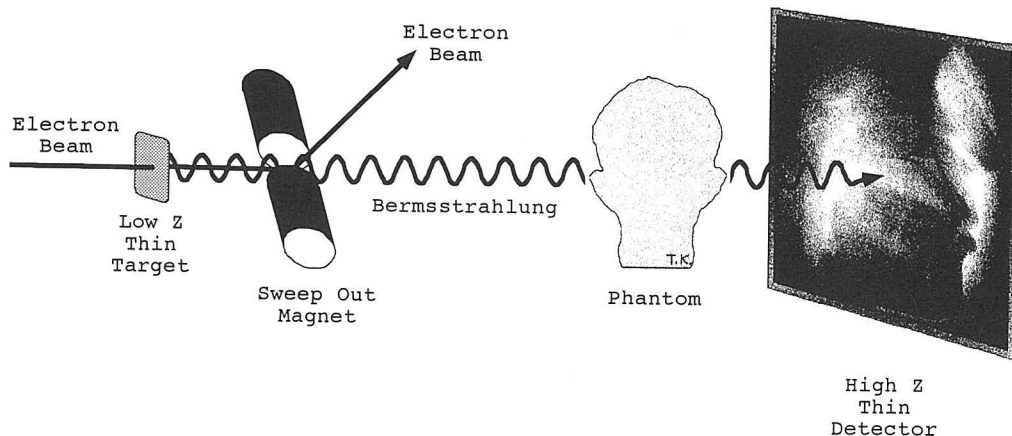


Fig. 1 Extraction of low energy containing bremsstrahlung.

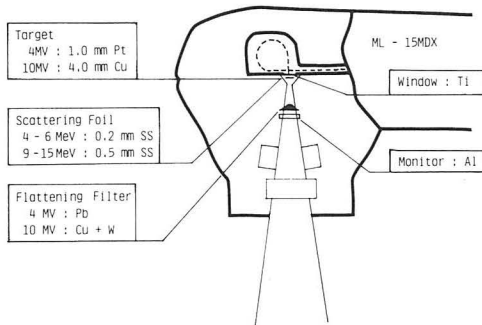


Fig. 2 Schematic diagram of the LINAC head.

モニター線量計のみを残してX線ターゲットとフラットニングフィルターがビーム通路から取除かれ、代わりにX線ターゲットと同一の場所へステンレス製0.2mm厚のスキヤタリングフォイルが挿入される構造になっている。著者らはこのスキヤタリングフォイルを低エネルギー成分含有制動放射X線発生用のターゲットと見立て実験を試みた。要は4 MeVの電子線モードに切換え、放射口に接して電子線をスイープアウトするための磁石⁵⁾を置いた。磁極断面7.5cm ϕ 、磁極間隔7.5cm、磁束密度0.16Tの永久磁石を使用した。

磁界によって電子ビームが除去される様子は、磁極間にX線フィルム(Kodak, X-O mat V)を挟み、電子ビームの進路変化を直接撮影する方法により確認した。

(以下、上記の状況下で得たX線を照合画像ビームと称する)

2. 照合画像ビームのエネルギー評価

照合画像ビームにどの程度の低エネルギー成分が含まれているかを評価するために、深部率を測定し、治療ビームのそれと比較する方法をとった。SSD 100cm, 照射野6 \times 6 cm²について、アクリル板積層ファントム中の深部電離量を、フラット型線量計(PTW-171033)およびラドコン500(Victoreen)を用いて測定した。

3. 画像の取得と画質評価

画像取得には、X線フィルム(Kodak X-O mat TL)およびX線TV装置(島津 IA-9W)を使用した。フィルム法は、低エネルギー光子による画像取得が目的であるので、スクリーンは用いずペーパーバック単独で使用した。X線TV

は、小さは出力下でリアルタイムの画像取得を試みることを目的に使用した。

はじめに画質を定量的に評価するために、バーガーファントムを製作した。厚さ1mmのアクリル板を10枚貼り合わせて階段を作り、それぞれの段に直径1~10mmまで1mm間隔の穴を貫通させた構造である。得られた画像で識別できる穴の直径、厚さから画質を評価できる。このファントムを厚さ5cmのアクリル板に重ねて撮影を行った。

次に、臨床上の画質を評価するために、頭部ファントム(Alderson)を用い、側面像の撮影を試みた。この場合、視野寸法がカバーできるまで距離(約2cm)をとった。

上記いずれの場合も同一の幾何学的条件下で、照合画像ビームおよび治療ビームを用いて画像を取得し比較した。

最後に、照合画像ビームによって得られた結果に画像処理を試みた。画像処理システム(Macintosh II fx)への入力は、フィルムの場合はCCDカメラ経由で、X線TV画像はビデオ信号から直接行った。空間分解能256 \times 256、濃度レベル255段階にてヒストグラム均一化処理(Ultimage⁶⁾)を試みた。

III. 結 果

磁界による電子ビームのスイープアウトの状況は図3に示した。直進する制動放射X線に対し、偏向を受けた電子ビームが明瞭に判別でき、完全に分離されていることが確認された。

エネルギー評価の結果は図4に示した。低エネルギー成分の含有率を求めるのが目的である

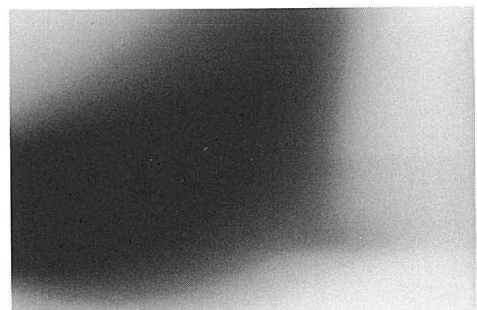


Fig. 3 Radiographic representation of electron sweep out.

ので、深部率曲線は深さ 8 cm の値に正規化して示した。治療ビーム（実線）に対し照合画像ビーム（破線）は、ピークで約 10% 以上も高い値を示し、ファントムの比較的浅い部分で吸収される低エネルギー成分を含んでいることが確認された。

バーガーファントムによる画質評価の結果は図 5 に示した。フィルム法、TV 画像共に照合画像ビームの方が治療ビームよりコントラストに優れていることが示された。また、フィルムと TV とを比較すると、TV 画像はフィルムにはおよばないことが判った。

頭部ファントムの撮影結果は、フィルム法は

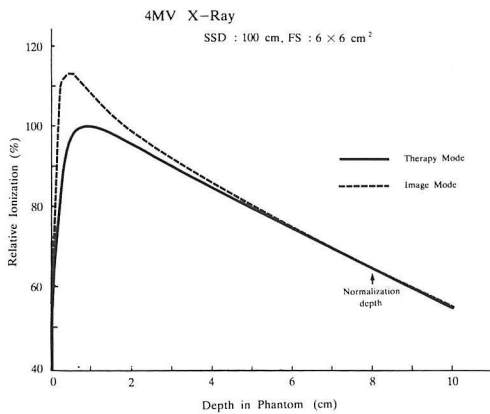


Fig. 4 Depth dose curves comparing image and therapy beam.

図 6 (a), (b) に、TV 画像は図 7 (a), (b) にそれぞれ示した。いずれの場合もコントラストに関しては、照合画像ビームの方(a)が優れた結果を示した。照合画像ビームに関し、フィルム法と TV 画像とを比較すると、TV 画像はコントラストには優るが、量子ノイズの強い粗い画質を呈した。

照合画像ビームによって得られた画像、図 6 (a) および図 7 (a) に、ヒストグラム均一化処理を施した結果を図 8 (a), (b) に示した。両画像共コントラストが強調され、原画像より読影しやすい画像が得られると判断された。

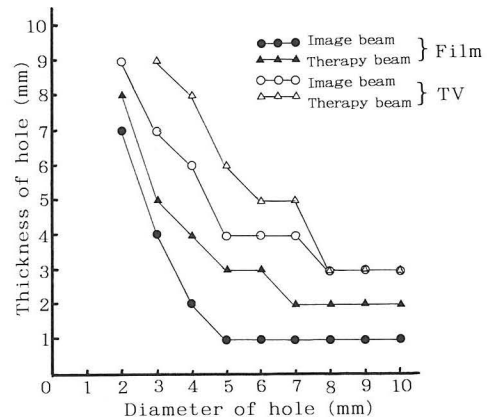
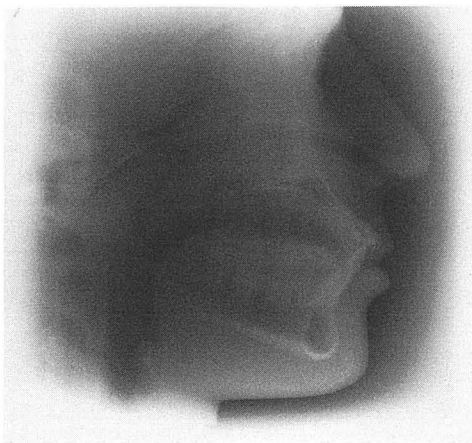
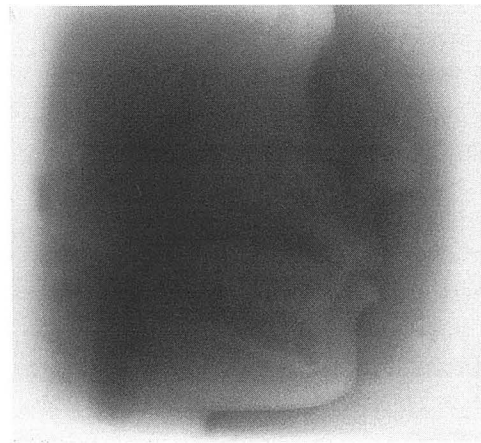


Fig. 5 Contrast detail curves measured using Burger phantom.



(a)



(b)

Fig. 6 Film images obtained with (a) image and (b) therapy beam.

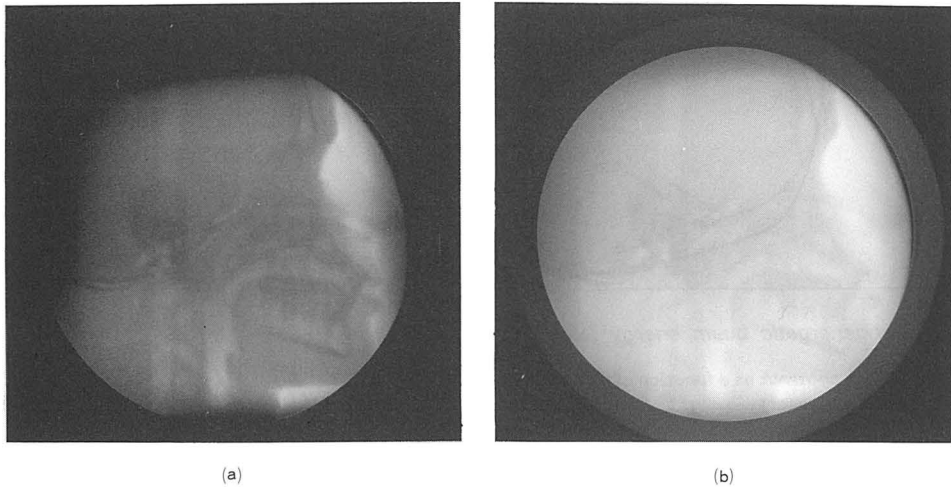


Fig. 7 TV images obtained with (a) image and (b) therapy beam.

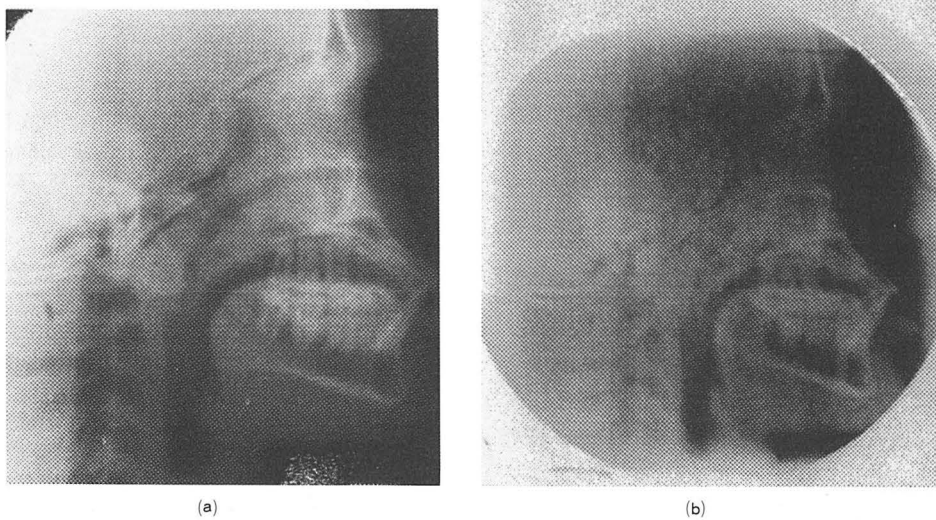


Fig. 8 Images after contrast enhanced by histogram equalization, (a) film and (b) TV.

IV. 考察およびまとめ

放射線治療における照合画像は、実際の治療ビームによって得られ、リアルタイムで治療中の患者の動きまで監視できるのが理想である。しかし、高エネルギーの治療ビームでコントラストの優れた画像を得ることは原理的に困難である。

図9に、コントラストと単一光子エネルギーとの関係を、文献³⁾から引用して示した。これは

厚さ1cmの骨と空洞を深さ20cmの水ファントム中に置いた場合に得られるコントラストの計算値である。骨については、50KeVでは18.5%ものコントラストが得られるが、1.25MeV(コバルト60- γ 線)では1.8%、6MeVでは1.0%とエネルギーの上昇と共に、診断領域で得られるコントラストの1/10~1/20にまで低下することが分析されている。

また、D. M. Galbraith⁷⁾は4~6 MeVの電子を、ベリリウムやグラファイト製で電子の飛

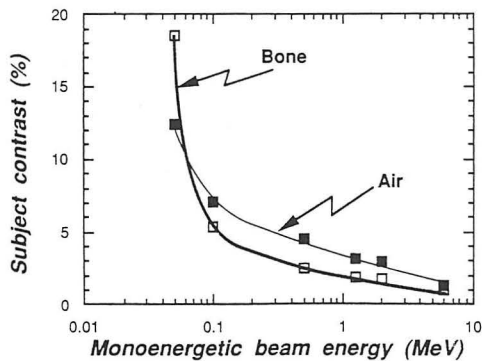


Fig. 9 Subject contrast as a function of monoenergetic beam energy.

程に相当する厚さのターゲットに衝突させ、画像形成に有効な150KeV以下のX線を含む制動放射X線の取出しに成功している。このビームを利用することにより、特殊な金属スクリーンを用いることなく、通常診断領域で使用されるフィルム/スクリーンで十分な照合写真が得られると報告している。

上記のことから、いくら画像処理技術が進歩したとは云え、低エネルギー成分を積極的に利用して、検出器へ入射する画像情報を豊富にした上で信号を取出し、画像処理を施せばより優れた画質が得られると考えられる。

著者らは、照合画像取得の即時性を多少犠牲にしても、治療モードとは別に照合画像モードを設ける方針で基礎実験を行った。その結果、4 MeVの電子をステンレス製0.2mm厚のターゲットに衝突させて発生した制動放射線を、低エネルギー成分を損うことなく取出す方法に成功した。このビームを利用することにより、フィルム法およびX線TV法のいずれにおいても、治療ビームよりもコントラストの良い画像の得られることが確かめられた。これに更に画像処理を施すことにより一層コントラストが増強され、臨床に十分使用できると判断された。

しかし、本実験は日常臨床に用いているライ

ナックを使用するの試みであり、ヘッドの内部にまで手を加えることはできず、ターゲットの種類や厚さ等に関して検討することはできなかった。また実用化に際し、電子線除去用マグネットは、ターゲット直下に置けば磁極間隙が狭くてすみ、小型電磁石をヘッドの中へ組込むことは十分可能であると考えられた。更に、治療モードから照合画像モードへ速やかに切替えることが出来れば、近実時間で照合が可能になると考えられた。

いずれにせよ今後は、ライナックメーカー技術者の協力を得て、実用化を目指して検討を進めていきたい。

本研究は、川崎医療短期大学放射線技術科卒業研究の一環として行われた。

本論文の要旨は、日本医放会、第61回物理部会大会（京都）および同第76回中国・四国地方会（岡山）において発表した。

文 献

- 1) Visser A. G., et al : Performance of a Prototype Fluoroscopic Radiotherapy Imaging System. *Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys.*, **18**, 43—50, (1990)
- 2) 高井道勝 : 放射線治療の照合を目的としたデジタル蛍光TV画像装置, *日本医放会誌*, **50**(9), 1119—1126, (1990)
- 3) Boyer A. L., et al : A Review of Electronic Portal Imaging Devices (EPIDs). *Med. Phys.*, **19** (1), (1992)
- 4) Crooks I., et al : Contrast Enhancement of Portal Images by Selective Histogram Equalization. *Med. Phys.*, **20** (1), (1993)
- 5) 松宮 昭, 他 : 多目的実験用電磁石の試作と応用, *川崎医療短期大学紀要*, **9**, 23—28, (1989)
- 6) ULTIMAGE : Image Processing and Analysis Software. For the Apple Macintosh™ II, User's Manual.
- 7) Galbraith D. M. : Low-Energy Imaging with High-Energy Bremsstrahlung Beams. *Med. Phys.*, **16** (5), (1989)