

様式 C-19

科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成 24 年 5 月 28 日現在

機関番号：22604

研究種目：若手研究（B）

研究期間：2010～2011

課題番号：22791213

研究課題名（和文）

直線加速装置の電子線照射による高線量率制動 X 線ポータルイメージ撮像

研究課題名（英文）

High Dose Ratio Portal Imaging using Electron Beam of Linear Accelerator

研究代表者

明上山 温（MYOJOYAMA ATSUSHI）

首都大学東京・大学院人間健康科学研究科放射線科学域・助教

研究者番号：90347279

研究成果の概要（和文）：

MV X 線により生成された画像は濃度分解能の点で kV の画像に及ばない。これは直線加速装置のフラットニングフィルタによるビームハードニングと散乱線の増加に起因する。この問題を安価に解決するために、直線加速装置の電子線モードを用いた新しいポータルイメージ撮像機器を開発した。これは加速器のシャドートレイに設置することができ、低原子番号のターゲットで構成されるものである。

研究成果の概要（英文）：

The description of low density material reconstructed by mega voltage image doesn't reach kilo voltage one because the flattening filter of linear accelerator causes beam hardening and an increase of scattered photon. To solve this problem reasonable, we designed a new portal device used the electron beam mode of linear accelerator. This device is attached on the shadow tray of the accelerator, has a target consist of low atomic number material, and outputs bremsstrahlung X-ray by electron beam.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2010 年度	1,400,000	420,000	1,820,000
2011 年度	1,100,000	330,000	1,430,000
年度			
年度			
年度			
総計	2,500,000	750,000	3,250,000

研究分野：医歯薬学

科研費の分科・細目：内科系臨床医学・放射線科学

キーワード：ポータルイメージング，電子線，モンテカルロ法，画像取得システム，GPGPU

1. 研究開始当初の背景

現在の高精度放射線治療では原体照射、がん病巣にピンポイントで照射する定位放射線治療、そして強度変調放射線治療（Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT）が行われるようになった。このような照射法を使用して高精度放射線治療を実現するためには、がん患者を寝台に乗せた時点での腫瘍とリスク臓器（Organ at Risk, OAR）

の正確な位置を検出する必要がある。現在の kV-X 線ポータル画像撮影システムを持たない一般的な医用直線加速装置を用いた放射線治療では、別室の kV-X 線 CT で撮影した 3 次元画像を元に治療計画を行い、治療期間中の患者の腫瘍位置と OAR 位置の確認は骨照合や金マーカー照合を用いて低画質である高エネルギー X 線のポータルイメージ撮影で行われている。現在の直線加速装置の構造を変

更することなく高画質で人体臓器の高コントラストな描出が可能な撮影法が発案されれば、治療期間中の腫瘍の位置照合や治療計画の変更が容易になり、また治療時間の短縮にもつながるため非常に有用であるが、現状でそのような方法は提案されていない。そこで本研究では、X線照射可能な直線加速装置の多くが電子線照射を行うことも可能であることに着目し、直線加速装置の電子線照射モードによるX線高画質ポータルイメージおよびコンベームCT画像の生成法について実用化に向けて開発を行うことを目的とした。

X線リアックグラフィにより人体臓器の詳細な描出が困難である理由は、現在のX線直線加速装置には次ページの図1に示すように加速電子を制動X線に変換する高原子番号のターゲットの存在と、人体内部で吸収線量を平坦化させる機能を持つ高原子番号のフラットニングフィルタが存在するためである。特にフラットニングフィルタにより、臓器のコントラストを描出するのに大きく寄与する低エネルギーX線がカットされ、物質の密度に依存するコンプトン効果が支配的に起こる高エネルギーX線成分が多く人体に照射されるため、人体組織の画像コントラストは低下する。そこで、本研究では直線加速装置の電子線照射モードによりターゲットとフラットニングフィルタを排除し、新たに低原子番号で生成されるターゲットをセカンダリコリメータ下部に別に設置し、そこで発生する制動X線を用いてポータルイメージを撮像する。図2に示す構造により、加速器のヘッド部に簡単な部品を追加するのみで電子線照射モードによる低エネルギーX線成分を含むポータルイメージの撮像が可能となる。電子線を用いたポータルイメージの撮影は現在までに幾つか提案されているが、出力される電子線に含まれる制動X線を用いたものがほとんどであり、その場合、制動X線の発生確率は6~15MeVの電子線の出力に対して1~2%しか存在しないことが既に示されている。このような電子線を直接用いたポータルイメージでは、動かないもの、小動物、マイクロイメージングに利用することが限界である。本手法はターゲットの材質を最適に決定することにより低エネルギー成分を含んだ制動X線の発生確率を大幅に向上させ、ポータルイメージによる人体軟部組織の描出を可能にする新しい研究である。

2. 研究の目的

本研究では、電子線によるポータルイメージ撮像の最適な構造・方法の発見のために、効率的に制動X線を発生するための照射野のサイズ、ターゲット物質の選択、フィルム及び Elcecronic Potal Imaging Device : EPID

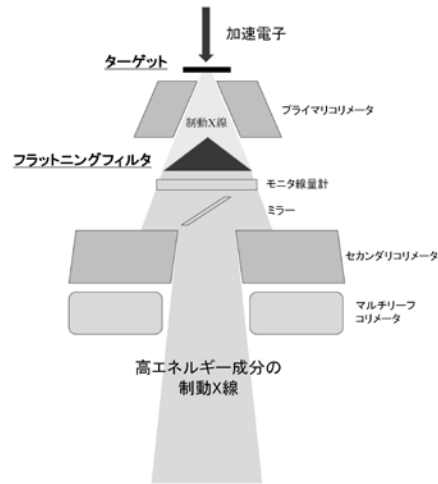


図1 直線加速装置のX線照射時の構造

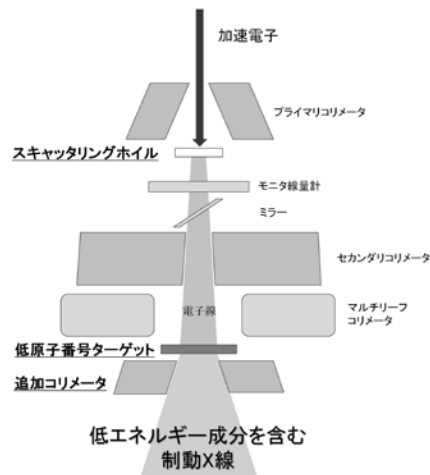


図2 電子線照射時の構造と提案手法

を入力装置とした場合の画質の向上の割合について検証を行った。人体に照射することにおける放射線防護の観点から、加速器ヘッド部において必要となる遮蔽の規模、人体表面における散乱線の増減についてモンテカルロシミュレーションと人体等価ファントムを用いた実験で明らかにし、実用化に必要なデータを収集した。また、kV-X線CT画像との3次元的な比較を行い、本提案手法の有用性を示した。

3. 研究の方法

本研究は電子線照射モードでのターゲットを用いた制動X線の出力について、大きく3種類の研究が必要となる。まず(1)ターゲットは、フルエンス分布、エネルギースペクトル分布についてモンテカルロシミュレーション

ンにより高精度に予測を行い、その結果から最適な材質、形状、厚さを決定した。次に(2)ポータルイメージの取得についてはシミュレーションで取得画像を推定し、フィルム、EPID による実際の取得画像と比較して画像処理方法を決定した。(3)人体の漏洩線・散乱線からの防護については体表面は人体等価ファントムを用い、平行平板電離箱線量計により行った。

ターゲットの材質・形状等を決定するために実際に純度の高い材料を購入することは多大な出費であるため、モンテカルロ計算により最適な材質・形状を推定し、これが決定次第、実際の材料を購入して撮像を行った。材質と加速電子のエネルギーについては条件が多く、モンテカルロ計算には膨大なコンピュータの計算能力を必要とするため、本研究では1台の General Purpose Graphics Processing Unit : GPGPU を並列搭載するワークステーションコンピュータを購入し、分散コンピューティングシステムを構築する。この分散コンピューティングシステムはモンテカルロ計算の高速化を行うだけでなく、取得画像の再帰的画像処理システムの実用化においても分散処理システムの有用性及びどの程度のコンピュータの計算能力が必要であるかを検討する。次に、本学に設置されている医用直線加速器及び測定器を用いて制動X線の測定を行いモンテカルロ計算の結果に対する精度検証を行う。検出器は本学に設置されている医療用直線加速器に装備されている EPID を使用した。

次の段階として、画像処理に特化した計算能力の高いワークステーションを用いて画像取得システムの開発と放射線防護のための遮蔽計算を行う。モンテカルロ計算による画像取得データと実測データとの比較により多くの条件で撮像を行い、最適な画像取得パラメータを決定する。また、kV-CT 画像と人体組織のコントラストを比較し、本手法の有用性を示す。次に、この画像取得システムの精度検証を行なう。模擬人体ファントムに提案手法によるビームを照射し、より人体に近い本学所有の人体ファントムを画像化し、計測と比較して精度を上げるアルゴリズムを開発した。

4. 研究成果

本研究では、まず加速器の電子線モードにより EPID で画像の生成が可能であるかを確認した。

加速器の電子線モードによる撮像では、モンテカルロ計算による結果と加速器のシャドートレイの高さを考慮しターゲット材質をアルミニウムとした。また、電子線のエネルギーは4, 6, 9, 12, 15 MeV から選択可能であるが、EPID はアモルファスシリコン半導

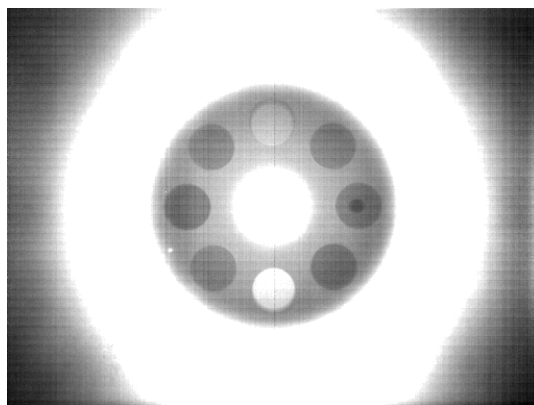


図 3-1 4 MeV ターゲットなしの画像

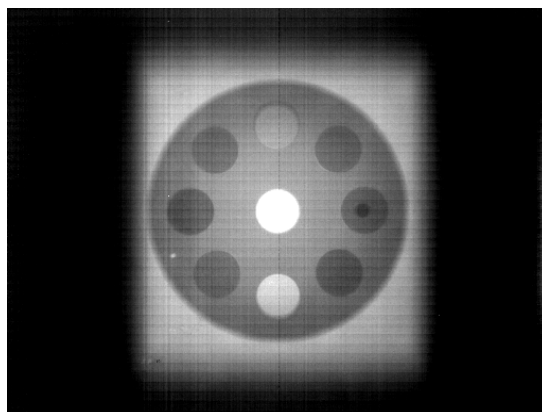


図 3-2 4 MeV 8 mm アルミニウムの画像

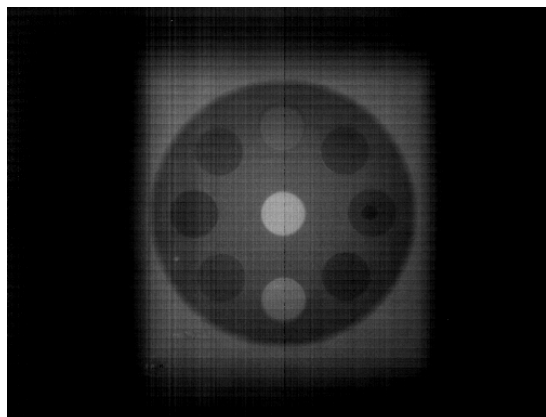


図 3-3 4 MeV 20 mm アルミニウムの画像

体検出器であり、低エネルギー光子に対して指数関数的に感度が上昇することを考慮し 4 MeV とした。照射 MU を 10 MU とし、照射野 $12 \times 12 \text{ cm}^2$ としたときのアルミニウムによる画像の取得結果を図 3-1~3-3 に示した。図 3-1 はアルミニウムターゲットなしの場合で、使用した電子密度計測用のファントム (Model 062 CIRS 製) の輪郭を表示すること

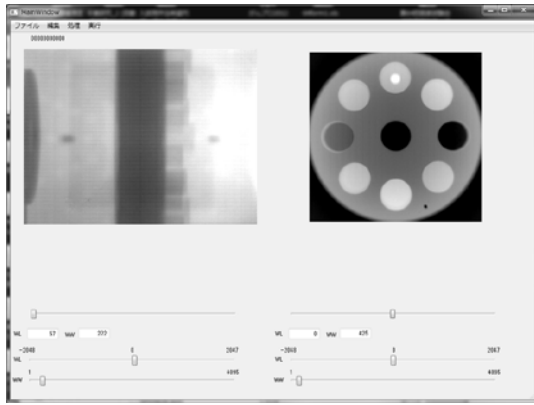


図4 コーンビーム CT 再構成画像例

ができなかったが、図 3-2 に示すように 2 mm 厚のアルミニウムをターゲットとしたときから輪郭を描出することが可能となり、制動 X 線による画像の取得が可能であることが示された。図 3-3 はモンテカルロ計算により算出された本学の 4MeV 電子線の飛程程度である 20 mm のアルミニウム厚で撮像したものである。制動 X 線がターゲット自体に吸収され、EPID への入射光子が減少していることが確認された。人体の表面線量を減少するためには電子線の飛程を超えるアルミニウム厚が必要であるが、本結果から 2 mm 厚の画像と同様のコントラストを得るためには 5 倍の MU が必要であることが示され、画質と表面線量にはトレードオフがあることが確認された。本研究で、電子の混入を容認した場合の最適アルミニウム厚は 8 ~ 12 mm であると算出された。

次に、EPID により取得された画像に対してソフトウェアを作成し、コーンビーム CT として 3 次元再構成を行った。一般の直線加速装置では 1 MU 未満の照射が不可能なため、本研究では線束の平行変換は行わず、直接再構成を用いた。これにより撮像数が少ない場合でも CT 画像の出力が可能となる。この結果を図 4 に示した。ポータルイメージの取得のみに対して再構成画像では s/n の向上が顕著に表れている。本成果より、少数方向再構成により EPID 取得による線量を減らすことが可能であることが確認された。今後はさらに軟物質ファントムによる実験を行うことで X 線と比較して密度分解能の向上についての確認が可能であると考えられる。また、少ない MU 値で高画質を得るための照射法の最適化と、散乱線による人体への影響を考慮した装置の設計を行うことが必要である。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[学会発表] (計 8 件)

- 1). 明上山 温, 齋藤 秀敏, “直線加速装置の電子線モードによる EPID 画像取得法”, 医学物理, Vol.32, Sup. No.1, p108, 4 月 1 日, 2012.
- 2). Shuhei Noguchi, Satoshi Kitou, Makio Onodera, Katsuyuki Karasawa, Atsushi Myojoyama and Hidetoshi Saitoh, “Improvement of Tumor shape for 4DCT Images,” The 11th Asia-Oceania Congress of Medical Physics (11th AOCMP), CD-ROM 4 pages, 10 月 1 日, 2011.
- 3). Atsushi Myojoyama and Hidetoshi Saitoh, “Development of Attachable Portal Imaging Device using Electron Beam of Linear Accelerator,” 23rd European Congress of Radiology (ECR2011), EPOS, 3 月 1~5 日, 2011.
- 4). Atsushi Myojoyama and Hidetoshi Saitoh, “Fast Monte Carlo Dose Calculation using GPGPU,” SNA+MC2010, No.10345, 4 pages, 10 月 17~21 日, 2010.
- 5). Atsushi Myojoyama and Hidetoshi Saitoh, “GPU-Based Monte Carlo Calculation,” the 10th Asia-Oceania Congress of Medical Physics (10th AOCMP), P0-42, pp131-132, 10 月 15, 16 日, 2010.
- 6). 明上山 温, 齋藤 秀敏, “電子線による高画質 EPID のシミュレーション,” PR-108, Japanese Journal of Medical Physics, Sup.5, Vol.31, 2 pages, 9 月 23~25 日, 2010.
- 7). T. Kodama, A. Myojoyama, H. Saitoh, “Fundamental Study for 3-Dimensional Dose Verification from Compton Scattered Photons Using EGS Simulation,” KEK Proceedings 2010-9, 50-57, 8 月 3 日, 2010.
- 8). 明上山 温, 齋藤 秀敏, “MV-CBCT のハードウェアによる高速再構成,” 0-172, Japanese Journal of Medical Physics, Sup.2, Vol.30, 414-415, 4 月 11 日, 2010.

6. 研究組織

(1) 研究代表者

明上山 温 (MYOJOYAMA ATSUSHI)

首都大学東京・大学院人間健康科学研究科
放射線科学域・助教

研究者番号：90347279