

平成 23 年 5 月 3 日現在

機関番号：22604
 研究種目：若手研究 (B)
 研究期間：2009 年 ~ 2010 年
 課題番号：21791206
 研究課題名 (和文) 光子線による外部放射線治療における投与線量検証システムの開発・実用化に関する研究
 研究課題名 (英文) A feasibility study on delivered dose verification system of photon beam therapy
 研究代表者
 藤田 幸男 (FUJITA YUKIO)
 首都大学東京・健康福祉学部・特任研究員
 研究者番号：10515985

研究成果の概要 (和文)：

我々は、近年急速に高精度化する放射線治療において、正確で安全な放射線治療の実現を目的として、投与線量検証システムの開発を行っている。この投与線量検証システムでは、非侵襲的に投与線量を取得するために、人体を透過した治療ビームの光子強度分布から実際に投与した線量分布を再構成することを目的としている。このため本研究では、透過光子情報から入射光子強度分布を再構成する方法に関して主に研究を行った。本研究により開発した再構成法と我々がこれまでの研究成果で開発してきたモンテカルロ法を適応した高精度線量計算システムとを統合することにより投与線量の算出が可能となった。

研究成果の概要 (英文)：

In recent years, it has been recognized that highly advanced radiotherapy including IMRT. To realize the safe and accurate dose delivery to patients, we are developing a non-invasive delivered dose verification system. In this study, a method that reconstructs delivered fluence distribution from transit therapy beams was developed. The method has made it possible to calculate the delivered dose verification by combining the reconstruction method into Monte Carlo based 3D absorbed dose calculation system developed by our privies research.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
平成 21 年度	1,500,000	450,000	1,950,000
平成 22 年度	700,000	210,000	910,000
年度			
年度			
年度			
総計	2,200,000	660,000	2,860,000

研究分野：医科歯学

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：放射線治療物理学、モンテカルロ法

1. 研究開始当初の背景

近年、コンピュータの進歩とともに放射線治療装置も高精度化し、原体照射、がん病巣をピンポイントでねらい打ちする定位放射線治療、さらに究極の外照射法とも言うべき

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、放射線治療に対する品質管理及び品質保証が非常に重要と

なっている。現在、このような高精度放射線治療に対する品質管理及び品質保証は、関連学会によってガイドライン等により勧告されている。特に IMRT では、患者個々の照射計画について評価点吸収線量および線量分布を測定し、事前に検証することがガイドラインで義務付けられている。しかし、実際に人体に照射を行い、投与線量を取得することは不可能であるため、これらの検証は模擬人体ファントムを使用して検証作業が行われている。このため、現在は治療期間中に実際の患者に照射されている投与線量に対する検証は行なわれていない。しかし、腫瘍の治療効果を正確に検討するためには治療期間中に実際に投与されている線量の取得が必要である。また、近年放射線治療において放射線の過剰照射による医療事故が多数報告されているが、投与線量検証が行なわれていればこのような事故は防止することが可能である。投与線量検証システムが開発され、実用化されれば、線量処方の違いに対する腫瘍の治療効果の正確な検討が可能になるだけでなく、より高精度で安全な放射線治療の実現が可能となる。

近年、投与する線量の計算精度に関する高精度化に関しては非常に多くの研究が行なわれている。しかし、光子線を用いた放射線治療における治療時に投与した線量の検証に関する研究例は少なく、実用化には至っていない。一部の研究では体内に放射線測定器を挿入して投与線量を取得することが試みられている。しかし、複数回に分割して行われている治療期間中に毎回測定器を体内に挿入し投与線量を取得することは、非常に侵襲的で人体に過重な負担をかけたため、非侵襲的に毎回の治療で腫瘍に投与された線量を取得可能な検証システムの開発が必要とされている。

2. 研究の目的

本研究では、治療に使用されて人体を透過した光子線を測定し、人体に負担をかけることなく非侵襲的に投与した線量を取得可能な投与線量検証システムを開発することを目的とした。

近年、体内線量分布計算の高精度化の研究が盛んに行われており、我々の研究グループにおいてもモンテカルロ法を線量計算アルゴリズムとして応用することで体内の線量

分布を正確に算出することが可能であることを明らかにしてきた。さらにこの研究では、体内の線量分布を正確に計算するためには、体内に入射する光子のエネルギー分布と強度分布が重要であることが明らかになった。つまり、人体に入射した光子強度を明らかにすることができれば、これまでの研究成果で開発したシステムと統合することで投与線量分布を計算することが可能となる。このため、本研究では透過光子強度分布から実際に人体に入射した光子強度分布を再構成する方法を開発するために次の研究を行った。

(1) 加速器ヘッドからの光子ビームの特性を明らかにするために、実際の治療ビームを再現可能なモンテカルロ計算システムの開発を行った。

(2) 透過光子の強度分布取得のための EPID 検出器の線量特性を検討した。

(3) 透過光子の特性を明らかにするために、実際の人体内の光子の減弱・散乱をシミュレーション可能なモンテカルロ計算システムの開発を行った。

以上について報告する。

3. 研究の方法

3.1 加速器シミュレーションコードの開発

まず初めに、加速器ヘッドの構造と材質をシミュレーションコード上に詳細に再現した加速器モデルを構築した。次に、この加速器モデルを用いてターゲットに入射する電子のエネルギー分布と空間強度分布を決定した。治療ビームの加速電子を正確に再現するために、二つの分布のパラメータを変化させて水吸収線量分布の計算を繰り返し、計算した吸収線量分布と実際の加速器を用いて計測した水吸収線量分布が一致するまでパラメータを調整した。

本研究ではさらに、高精度放射線治療である IMRT にも対応したシステムとするために、マルチリーフコリメータ (MLC) を用いた IMRT をシミュレーション可能なモンテカルロ計算コードを開発した。このシミュレーションコードが正確に IMRT ビームを再現しているのか検証するために、前立腺がんに対する 10 MV 光子照射を用いた 7 門の IMRT ビームを例として、フィルム法によって取得した各門及び全門時の吸収線量分布とシミュレーションコードで計算した線量分布との比較を行った。

3.2 EPID 検出器の線量特性

EPID (Electronic portal imaging device) は治療ビームに対向するようにリニアックの架台に装備された間接変換型のフラットパネルディテクタである。最新 EPID では、ピクセルサイズが約 0.5 mm であり、1024×1024 ピクセルの高解像度画像の取得が可能である。EPID は従来、位置確認の画像取得に用いられてきたが、現在では連続的に画像取得を行うことで積算データの取得も可能となっている。近年、導入されている新しいタイプの医療用直線加速器では EPID が標準的に装備されてきているため、EPID を強度分布計測に応用できれば、新しい検出器を購入する必要がない。したがって、我々は EPID を光子強度分布測定に応用する方法を検討した。

本研究では、EPID を使用して光子強度を計測するために線量-検出器応答の直線性および検出器応答の再現性、検出器応答の光子エネルギー依存性を明らかにした。検出器応答の直線性と再現性は実際の EPID を用いて測定して評価した。この測定には Clinac 21EX (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) に装備されている EPID である aS500 を使用した。また、検出器応答のエネルギー依存性は EPID 検出器の構造と材質をモンテカルロコード上に詳細に再現した検出器モデルを用いて、単一エネルギーの光子に対する応答の変化を算出した。

3.3 人体透過光子のエネルギースペクトルおよび強度分布計算コードの開発

人体を透過した一次光子および散乱光子のエネルギー分布および強度分布を解析するために、人体情報をモンテカルロ計算コード上に詳細に再現し、計算可能なシミュレーションコードを開発した。この計算コードでは、CT 画像から三次元の人体モデルを再現可能とした。

この計算コードを用いて、人体透過後の一次光子と散乱光子のエネルギースペクトルを様々なエネルギーの光子線に対して検討した。

4. 研究成果

4.1 加速器シミュレーションコードの開発

本研究で構築した加速器モデルで計算された吸収線量分布と実際の加速器で測定された吸収線量分布の比較を図 1 に示した。図 1 では測定した深部量百分率 (PDD) と計算した PDD を比較している。計算値と測定値

は非常に良い一致を示しており、構築した加速器モデルは実際の治療ビームを正確に再現できていることが示されている。

また、図 2 は構築した加速器モデルを用いて計算した IMRT ビームの線量分布とフィルム法を用いて測定した線量分布を比較している。計算値と測定値は非常に良い一致を示しており、本研究で構築した加速器モデルでは非常に高度な照射技術である IMRT ビームも非常に精度良く計算することが可能であることが示された。

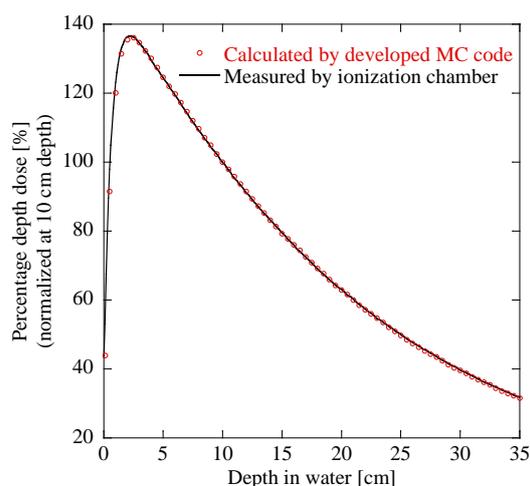


図 1 10MV 光子線に対する計算値と測定値の比較。計算値は本研究で構築した加速器モデルで算出した深部線量分布であり、測定値は実際の加速器で電離箱線量計によって測定した深部線量分布である。

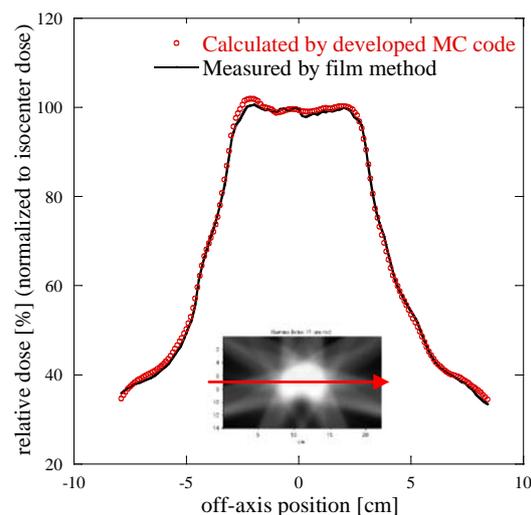


図 2 7 門照射の前立腺がんに対する IMRT に対する計算値と測定値の比較。計算値は本研究で開発した計算コードで算出した吸収線量分布であり、測定値は実際の加速器でフィルム法によって測定した深部線量分布である。

4.2 EPID 検出器の線量特性

・検出器応答の直線性

図 3 に EPID の照射線量に対する検出器応答の変化を示した。取得したピクセル値とその一次関数で近似した直線との一致性を計るために R^2 値を評価した。測定値から求められた R^2 値は 0.99 であり、照射線量に対して検出器応答は良好な直線性を示すことが明らかになった。

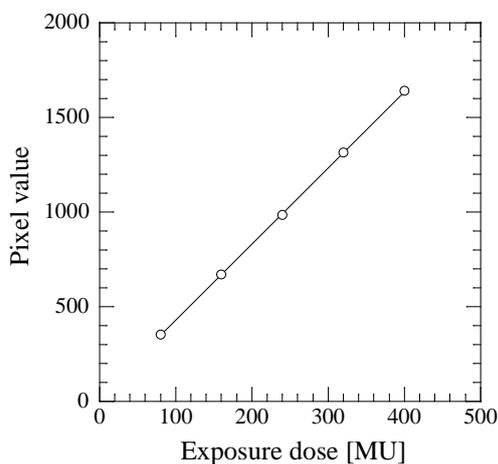


図 3 照射線量に対する EPID の検出器応答の直線性。

・検出器応答の再現性

表 1 に EPID 画像の平均ピクセル値とピクセル値の標準偏差 (SD)、変動係数 (CV) を示す。それぞれの結果は 5 回の画像取得結果から算出した。全ての照射条件において CV が 1.0% 以下となり、EPID の検出器応答の再現性は高いといえる。低線量照射時の出力のばらつきの影響を受けて低照射線量の想定条件では再現性が低下したが、照射線量が 5MU 以上では再現性の高いデータが取得可能であることが明らかになった。

表 1 検出器応答の再現性。

MU	Average PV*	SD	CV [%]
1	1016.2	8.27	0.81
5	1521.9	2.65	0.19
10	1720.5	1.07	0.13
50	1962.3	1.36	0.07
100	2006.8	0.92	0.05
300	2021.0	1.58	0.08

*PV : pixel value

・検出器応答の光子エネルギー依存性

図 4 はモンテカルロ法で算出した光子エネルギーの変化に対する検出器応答の変化を示している。この結果より EPID は、低エネルギー光子に対して大きな感度上昇があることが示された。つまり EPID 検出器の応答は光子のエネルギースペクトルに依存して大きく変化するため、透過光子の強度分布測定にはエネルギー依存性に対する補正が必要であることが明らかになった。

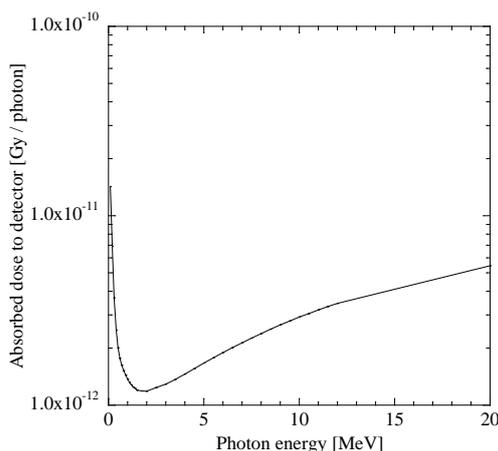


図 4 光子エネルギーに対する EPID の検出器応答の変化。

4.3 人体透過光子のエネルギースペクトルおよび強度分布計算コードの開発

EGS コードの LATCH 機能を使用し、人体を透過した光子を一次光子と散乱光子に分類可能な計算コードを開発した。図 5 に計算コードで算出した 10MV 光子線に対する一次光子と散乱光子のエネルギースペクトルを示した。散乱光子のフルエンスは全フルエンスの約 3% であるが、低エネルギー光子が大部分を占めているため検出器応答は大きくなる。また図 6 から、その他のエネルギーの光子線でも同様に、散乱光子は低エネルギー光子が大部分を占めていることが示された。人体透過による一次光子フルエンスのみの変化量を算出するためには散乱光子による信号を除去する必要があることが明らかになった。また、人体を透過した一次光子はビームハードニング効果により低エネルギー光子が減少して、検出器応答が大きく変化することが明らかになった。

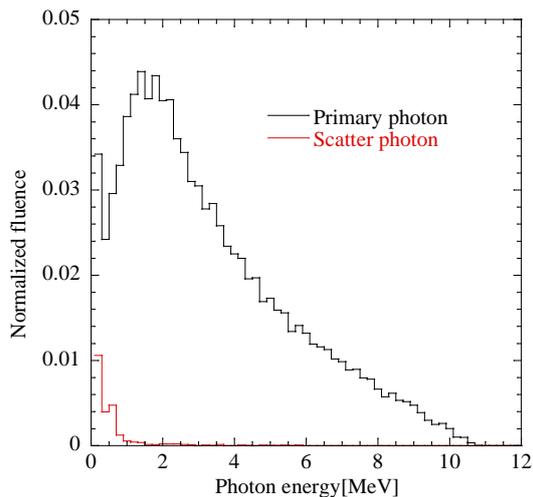


図 5 20 cm 厚のファントムを透過した 10MV 光子線に対する一次光子と散乱光子のエネルギースペクトル。

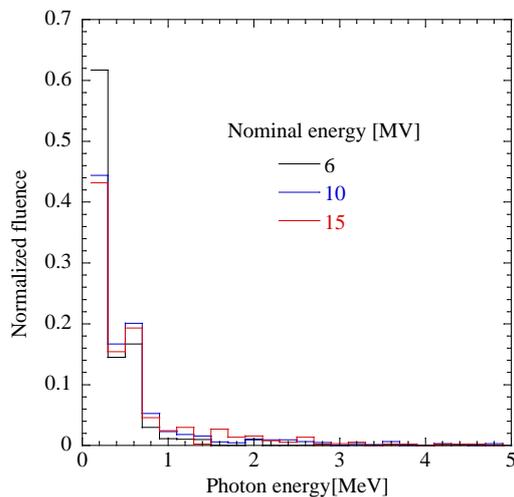


図 6 20 cm 厚のファントムを透過した様々エネルギーの光子線に対する散乱光子のエネルギースペクトルの変化。

4.4 入射光子強度分布の再構成

人体透過後の EPID で取得した積算画像は一次光子と体内からの散乱線の信号が存在している。したがって、入射光子強度分布を再構成するために、この積算画像から透過一次光子の強度分布を再構成する。透過一次光子の強度分布再構成では、まず初めに、4.1 および 4.3 に示した計算コードにより、取得した積算画像から散乱光子の信号を除去する。このようにして積算画像から得られた一次光子のみの信号に対して、4.2 に示した光子スペクトルの変化による検出器応答の変化を補正し、透過一次光子の強度分布を再構成する。

人体内で光子線は指数関数的に減弱するので、EPID の積算画像から算出した透過光子強度 Φ から、任意の点 (x,y) における入射光子フルエンス Φ_0 は次式で算出できる。

$$\Phi_0(x, y) = \frac{\Phi(x, y)}{e^{-\mu_w x}} \quad (1)$$

ここで、 μ_l は水の実効線減弱係数、 x は一次光子が通過した人体の水等価厚である。本研究で明らかにした研究成果を適用しながら以上に示した方法により、入射光子強度分布の再構成が可能である。

最後に、本研究で開発した再構成法により算出した入射光子強度分布とモンテカルロ法を用いた線量計算システムにより、実際の放射線治療で投与した線量の算出が可能となった。

以上の研究成果の一部は [雑誌論文 1 および 2] で報告した。

5. 主な発表論文等

[雑誌論文] (計 2 件)

1. 藤田幸男, EPIDポータルドシメトリ. 日本放射線技術学会 放射線治療分科会誌, p.41-48, 2011. 査読無.

2. Yukio Fujita, Naoki Tohyama, Atsushi Myojoyama and Hidetoshi Saitoh, Depth Scaling of Solid Phantom for IntensityModulated Radiotherapy Beams. Journal of Radiation Research, p.707-713, 2010. 査読有.

[学会発表] (計 1 件)

1. Yukio Fujita, Naoki Tohyama, Toru Kawachi, Toru Kojima, Atsushi Myojoyama and Hidetoshi Saitoh, Determination of IMRT Beam Characteristics with Monte Carlo simulation. IUPESM, 2009.

6. 研究組織

(1) 研究代表者

藤田 幸男 (FUJITA YUKIO)

首都大学東京・健康福祉学部・特任研究員
研究者番号：10515985