

修士学位論文

放射線治療における投与線量検証を目的とした二次元検出器に入射する散乱線量に関する研究

平成 24 年 1 月 6 日 提出

首都大学東京大学院

人間健康科学研究科 博士前期課程 放射線科学域

学修番号：10897607

氏名：坂本 岳士

(指導教員名：齋藤 秀敏)

目次

要旨

1 章 序論

1.1 背景.....	1
1.2 目的.....	2
1.3 本論文の構成.....	3

2 章 理論

2.1 空気衝突カーマの測定.....	4
2.2 光子の物質による吸収・散乱過程.....	6
2.3 散乱線評価のための Scatter to primary ratio (<i>SPR</i>).....	12
2.4 発生源ごとの散乱線量の分離.....	14
2.4.1 治療器ヘッドからの散乱線量 ; SPR_{head}	15
2.4.2 患者からの散乱線量 ; SPR_{pat}	16
2.4.3 二次元検出器自身からの散乱線量 ; SPR_{2D}	18
2.4 まとめ.....	20

3章 使用機器

3.1 医療用直線加速器.....	21
3.2 検出器.....	22
3.2.1 空洞電離箱および電位計.....	22
3.2.2 二次元検出器.....	23

4章 治療器ヘッドからの散乱線量

4.1 目的.....	24
4.2 方法.....	24
4.2.1 治療器ヘッドからの一次線量の計測.....	24
4.2.2 治療器ヘッドからの一次線量および散乱線量の計測.....	27
4.2.3 治療器ヘッドからの散乱線量の分離.....	27
4.3 結果.....	28
4.4 考察.....	33
4.5 まとめ.....	34

5章 患者からの散乱線量

5.1 目的.....	35
5.2 方法.....	35
5.2.1 患者を通過してきた一次線量の計測.....	35
5.2.2 患者を通過してきた一次線量および散乱線量の計測.....	37
5.2.3 患者からの散乱線量の分離.....	37
5.3 結果.....	38
5.4 考察.....	45
5.5 まとめ.....	46

6章 二次元検出器自身からの散乱線量	
6.1 目的.....	47
6.2 方法.....	47
6.2.1 二次元検出器を用いた一次線量の計測	47
6.2.2 二次元検出器を用いた一次線量および散乱線量の計測	48
6.2.3 二次元検出器自身からの散乱線量の分離	49
6.3 結果.....	50
6.4 考察.....	57
6.5 まとめ.....	58
7章 まとめと結語.....	59

参考文献

謝辞

1章 序論

1.1 背景

厚生労働省発表の平成 22 年人口動態統計月報年計¹⁾では、平成 22 年の死亡数(人口 10 万人当たりの死亡率)を死因順位別にみると、第 1 位は悪性新生物で 35 万 3318 人(279.6)、第 2 位は心疾患で 18 万 9192 人(149.7)、第 3 位は脳血管疾患で 12 万 3393 人(97.6)となっている。主な死因の年次推移をみると、悪性新生物は一貫して上昇を続け、昭和 56 年以降死因順位第 1 位となり、平成 22 年の全死亡者に占める割合は 29.5%となっている。全死亡者のおよそ 3 人に 1 人は悪性新生物で死亡したことになる。その癌の治療法には、手術療法、化学療法、放射線治療法が 3 本柱としてあり放射線治療法は癌治療には欠かせないものとなっている。

現在、放射線治療法はコンピュータの計算速度の著しい向上とともに定位放射線手術的照射(Stereotactic radiosurgery; SRS), 定位放射線照射(Stereotactic radiotherapy; SRT)および強度変調放射線治療(Intensity modulated radiotherapy; IMRT)など高度な照射が可能となってきた。これらの治療法の意義は、正常組織への線量を低下させて標的に線量を集中させる事にある。そのため、複雑な条件下において照射を行わなければならない、正確に照射できるかを事前に確認する作業が重要となる。作業内容は、空洞電離箱線量計やフィルム等を用いて計測を行い、治療計画装置(Radiation treatment planning systems; RTPS)で計算された値と一致しているかを確認するというものである。現在、この確認作業は治療開始前に行っている場合が多く、治療開始後は行っていないのがほとんどである。この事に関して AAPM TG-62 の報告では、過去に行われた治療の実際のプランを使用して熱蛍光線量計(Thermoluminescent Dosimeter; TLD)を用いて再度確認を行ったところ、RTPS と実測との誤差が 5%を超えるような Treatment error がヨーロッパで約 1%前後、アメリカにおいては深刻な Treatment error の発生率が 0.002%程度であったとしている²⁾。これは非常に少ない確率ではあるが放射線治療の現場で過剰・過少照射などの重大な事故が起きていることを示している。

このような背景から最近では、実際に投与された線量が予定通りであったかを確認するための in vivo dosimetry の研究がなされている。In vivo dosimetry の代表的な手法としては TLD や半導体検出器等を直接挿入して計測する方法がある。しかし、この計測は、煩雑で毎回の照射で再現性よく計測する事が困難であるため、体内に投与された線量分布を簡便に取得する方法として、実際の照射による透過光子を二次元検出器で検出し、体内投与線量分布を再構成するような研究が必要とされている。

1.2 目的

体内に投与された線量分布を簡便に取得する方法として、治療器に付属されている Electron portal imaging device (EPID) を用いて透過光子を利用した方法が報告されている³⁻⁷⁾。この透過光子を利用した方法は、投与線量分布の算出を逆投影法と計測データを基にした補正法を用いて三次元線量分布を再構成するものである。

本研究では、この透過光子を用いた体内投与線量分布の再構成を EPID ではなく、電離量を計測できることや半導体検出器と比較してエネルギー依存性が少ないなど計測をするにあたり有利な点が多い二次元平面型空洞電離箱を用いて行う。この二次元検出器を用いて透過光子に対し空気衝突カーマの計測を行い、空気衝突カーマが吸収線量と近似的に等しい関係を用いて体内の線量分布を再構成する事を最終的な目的とした。物質を透過してきた光子を計測した場合、明らかにできるのはあくまでも一次線の体内での吸収・散乱による減弱である。よって、最終目的の前にまずコーンビーム CT の様に体内の 3 次元線減弱係数の分布を、二次元検出器を用いて得ることを第一目標とした。

しかし、透過光子を二次元検出器で計測した際には、ターゲットから発生する一次線のみではなく様々な個所から発生する散乱線が含まれることになる。ここで、散乱線の種類としては、治療器ヘッド、患者および検出器自身からの散乱線が考えられる。これらの散乱線成分は患者体内の線減弱係数の 3 次元分布を計算するために計測された値から除去する必要がある。

本研究では、様々な個所から発生して二次元検出器に入射する散乱線成分を計測された値から除去し、二次元検出器と透過光子を用いた体内線減弱係数の三次元分布を再構成するために、検出器に入射する一次線量に対するそれぞれの散乱線量の比を明らかにすることを目的とした。

1.3 本論文の構成

本研究では検出器に入射する散乱線量を、一次線量に対する散乱線量の比(Scatter to primary ratio ; *SPR*)として求めた。また計測量に関しては、空気衝突カーマに比例する電離量 M を計測した。

本論文の構成は、1章で本研究の背景および目的を示し、2章では検出器に入射する一次線に対する散乱線の割合を明らかにするために必要な理論を述べる。まず、目的の計測量である空気衝突カーマと実際に計測した電離量の関係について述べ、続いて光子の物質による吸収・散乱過程を述べた後に今回散乱線評価のために用いた *SPR* について述べる。さらに、散乱線の発生個所を分離する方法について述べることで実際に計測した電離量から一次線量に対する発生源ごとの散乱線量の比を明らかにすることができる事を示す。

3章では本研究での使用装置ならびに検出器について述べる。実際の計測として4章ではまず、患者のいない状態で空洞電離箱を用いて一次線量の計測を行う。次に一次線量と治療器ヘッドからの散乱線量の計測を行い、得られた電離量より治療器ヘッドからの散乱線量を、理論式を用いて明らかにする。5章ではまず、アイソセンターに固体水等価ファントムを設置し空洞電離箱を用いて一次線量の計測を行う。次に、一次線量と治療器ヘッドおよび患者からの散乱線量の計測を行い、得られた電離量より患者からのみの散乱線量を、理論式を用いて明らかにする。6章ではまず、患者のいない状態で二次元検出器を用いて一次線量の計測を行う。次に、一次線量と治療器ヘッドおよび二次元検出器からの散乱線量の計測を行い、得られた電離量より二次元検出器自身からのみの散乱線量を、理論式を用いて明らかにする。7章では結語を述べる。

2章 理論

2.1 空気衝突カーマの計測

本研究では物質を透過してきた光子に対して空洞電離箱を用いて空気衝突カーマの計測を行い、空気衝突カーマが吸収線量と近似的に等しい関係を用いて体内線量分布の再構成を最終的な目標としているので、まず、空洞電離箱を用いた空気衝突カーマの計測について述べる。

コバルト校正定数 N_c が以下の式

$$N_c = \frac{X_{\text{air}}}{M} \quad (2.1)$$

で与えられている空洞電離箱を用いて、空中で光子を計測した際に得られる電離量 M_{raw} に必要な補正、温度気圧 k_{TP} 、極性効果 k_{pol} 、イオン再結合 k_s 、および電位計校正定数 k_{elec} を施した値 M を

$$M = M_{\text{raw}} k_{\text{TP}} k_{\text{pol}} k_s k_{\text{elec}} \quad (2.2)$$

とすれば、空気衝突カーマ ${}_{\text{air}}K_{\text{col}}$ は以下の式

$${}_{\text{air}}K_{\text{col}} = X_{\text{air}} \frac{\overline{W}_{\text{air}}}{e} = M N_c \frac{\overline{W}_{\text{air}}}{e} \quad (2.3)$$

となる。よって空気衝突カーマ ${}_{\text{air}}K_{\text{col}}$ は、空洞電離箱を用いて計測した電離量 M から算出する事ができる⁸⁾。

ここでコバルト校正定数 N_c について、式(2.1)よりコバルト校正定数 N_c は空洞電離箱で計測された電離量 M に対する空中照射線量 X_{air} の比によって算出される。これは、校正された空洞電離箱を用いて得た電離量 M から正確な空中照射線量 X_{air} を換算するための定数である。コバルト校正定数 N_c を得るためには、まず国家標準として照射線量の絶対測定が必要となる。本邦では、産業技術総合研究所の⁶⁰Co γ 線場で照射線量の絶対測定をグラフアイト壁空洞電離箱によって行い、空中照射線量 X_{air} を求めている⁹⁾。同じ γ 線場に校正したい空洞電離箱を配置し、計測された電離量 M に対する既知の空中照射線量 X_{air} の比を求めることで目的とする空洞電離箱のコバルト校正定数 N_c は決定される。したがって、別

の X 線場においてコバルト校正定数 N_c を持つ空洞電離箱を用いて空中で計測を行った場合、得られた電離量 M にコバルト校正定数 N_c を乗じることにより、相対的に電離箱の幾何学中心での空中照射線量 X_{air} を求めることができる。そのようにして求めた空中照射線量 X_{air} に対して、式(2.3)に示すように、空気の電子に対する W 値である W_{air}/e 値を乗じることにより空気衝突カーマは算出される。ここで、 W_{air}/e 値は空气中で電子がイオン対 1 個を生成するのに必要な平均エネルギーであり、本邦では Boutillon と Perroche が示した $33.97 \pm 0.05 \text{ J/C}^{10}$ を採用している。

以上の事から、空気衝突カーマ $_{air}K_{col}$ を算出する式(2.3)において、コバルト校正定数 N_c および W_{air}/e 値は一定であることが分かる。よって、空気衝突カーマ $_{air}K_{col}$ は電離量 M に比例する事になる。

2.2 光子の物質による吸収・散乱過程

光子が物質中を伝播すると、物質中で様々な相互作用を多数繰り返して、散乱線を放出しつつそのエネルギーを失い、方向を変えながら減弱していく。本研究では検出器に入射する一次線に対する散乱線量の比を明らかにするものであるなので、発生要因である物質との相互作用による吸収・散乱過程について述べる。物質との相互作用の種類には、主として光電効果(Photoelectric effect)、コンプトン散乱(Compton scattering)、電子対生成(Pair production)の3種類がある。光子は主にこの3過程によって吸収と散乱を受ける事になる¹¹⁾。

光電効果は、光子が物質を構成する原子、分子の近くを通る時、光子のエネルギーが軌道電子と原子核との結合エネルギーより高い場合、光子が物質によって吸収されそのエネルギーのすべてを軌道電子に与えることで、図 2-1 に示すように軌道電子は、束縛されている原子核から放出される。光子が物質に入射し光電効果を起こした際の光子のエネルギーは、一部が軌道電子の電離に使われ、残りは全て光電子の運動エネルギーとして放出される。よって、入射光子のエネルギーは全て物質に吸収され光子自身は消滅する。

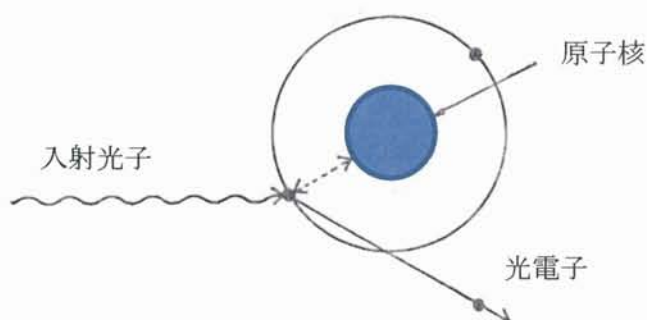


図 2-1 光電効果の説明図¹²⁾

次にコンプトン散乱は、光子が物質を構成する原子、分子の近くを通る時に、軌道電子と衝突して、電子にエネルギーの一部を与えて弾き飛ばし、同時に光子自身もその分だけエネルギーを失って別の方向に散乱される現象である。その様子を図 2-2 に示す。コンプトン散乱によって弾き飛ばされた電子を反跳電子、散乱された光子を散乱光子と言う。入射光子のエネルギーが高くなると、軌道電子に対する原子核の結合エネルギーが相対的に無視できるほど小さくなるので、光子と軌道電子との衝突には原子核が関与しなくなる。よって、コンプトン散乱は、1つの光子と1つの自由電子との衝突現象と見ることが出来る。

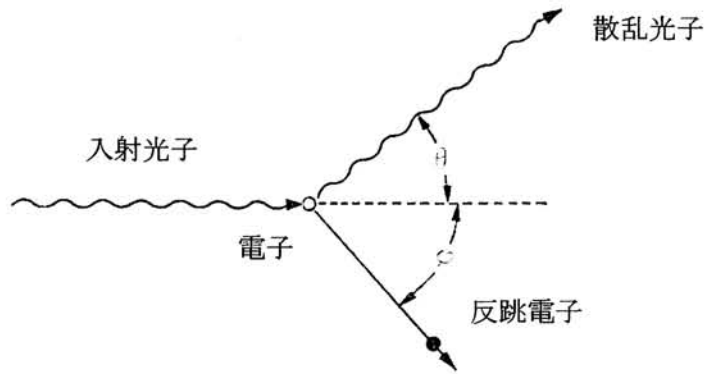
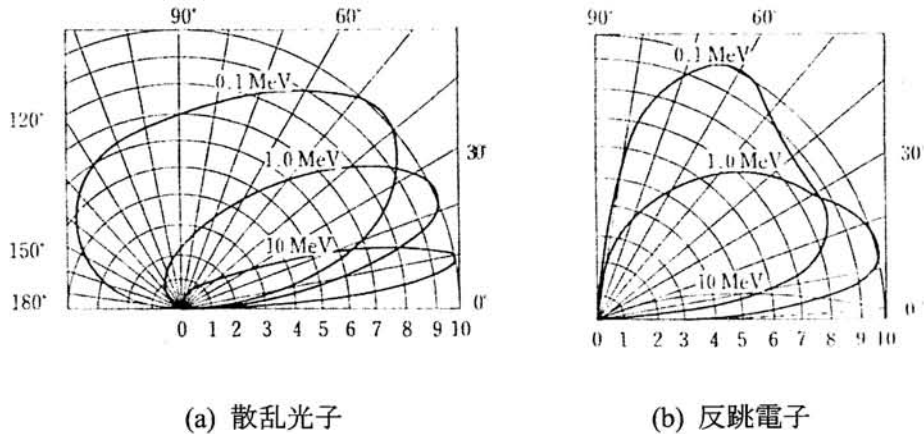


図 2-2 コンプトン散乱の説明図¹²⁾

散乱光子および反跳電子の散乱角度は入射光子のエネルギーによって変化する。その角度分布を図 2-3 に示す。入射光子のエネルギーが高くなると前方への散乱光子および反跳電子の割合が大きくなるのが分かる。



(a) 散乱光子

(b) 反跳電子

図 2-3 入射光子のエネルギーによる散乱光子と反跳電子の角度分布の変化¹³⁾

次に電子対生成は、1.02MeV 以上の光子が原子の近くを通る際に、原子核のクーロン電場の中で光子エネルギーが全て物質中に吸収され光子自身は消滅し、代わって一对の電子と陽電子が生成される現象である。その様子を図 2-4 に示す。

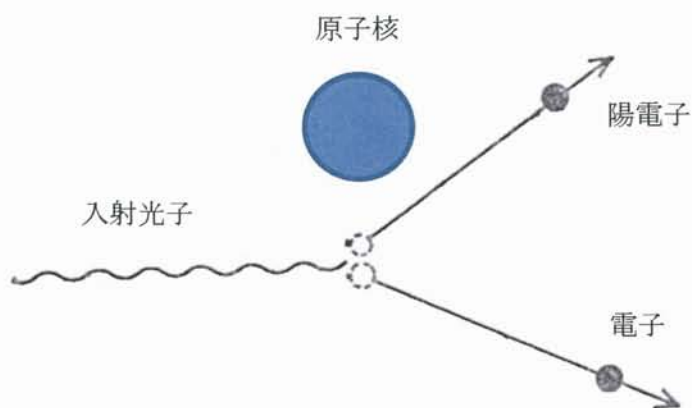


図 2-4 電子対生成の説明図¹²⁾

物質に光子が入射した場合、光子は前述した 3 種類の相互作用のいずれかを起こす。光子が物質に入射した際の挙動をまとめて図 2-5 に示す。

図 2-5 より、光子の物質入射後の挙動は次の 4 つに分類される。

- 1) 透過一次光子：物質中で相互作用を起こさずそのまま透過した光子
- 2) 透過散乱光子：物質中で相互作用を起こした結果、エネルギーや方向を変えて透過した光子
- 3) 物質に吸収された光子：物質中で相互作用を起こした結果、物質に吸収された光子
- 4) 後方散乱光子：物質中で相互作用を起こした結果、入射面から再び出てきた光子

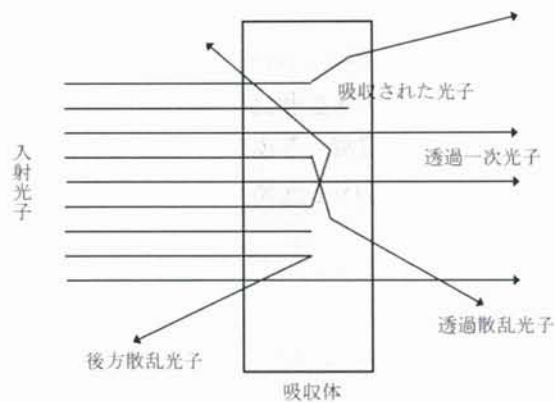


図 2-5 物質に入射した光子の挙動

物質中で相互作用を起こし、吸収・散乱を受けた光子の強度 I は指数関数的に減弱していく事になる。ここで、ある点での光子の強度 I はその点の単位面積、単位時間当たりに入射する個々の光子のエネルギーと光子数の積で表される。よって、光子のエネルギーが一定であれば光子の強度 I は、単位面積、単位時間当たりに入射する光子数とできる。

光子が物質に入射した場合の減弱の程度を調べるための計測として、図 2-6 に幾何学的配置を示す。

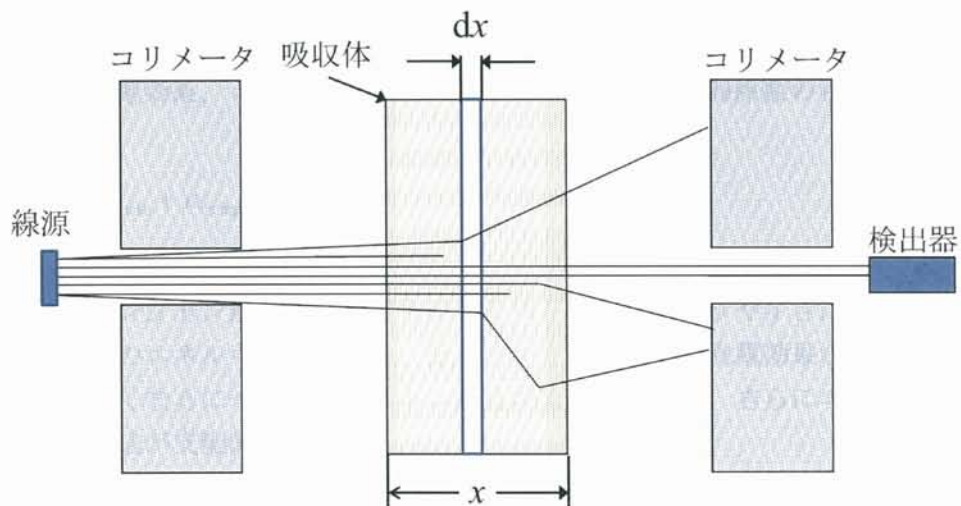


図 2-6 光子の吸収・散乱による減弱計測のための幾何学的配置図

入射光子の線源からコリメートされた細いビームを、図 2-6 の様に線源と検出器の間に置かれた一様な物質からなる厚さ x cm の物質に入射させ、透過してきた光子をさらにコリメートされた検出器で計測する。検出器で計測される光子は散乱も吸収も受けない、つまり相互作用を起こさない一次光子線のみである。物質中にビーム軸に垂直な微小な厚さ dx の層を考える。この層により減弱される一次光子の強度 $-dI$ は、その層の厚さ dx とその層に入射する光子の強度 I に比例するので

$$-dI = \mu I dx \quad (2.4)$$

となり、この式を積分して、厚さ x cm を透過した一次線の強度 I は

$$I = I_0 \exp(-\mu x) \quad (2.5)$$

となる。ここで、 μ は物質の線減弱係数(Linear attenuation coefficient)であり、 I_0 は物質に入射する光子の強度である¹⁴⁾。

線減弱係数は、一次光子の物質による吸収・散乱の程度を表している。物質の単位体積当たりの原子数を n とすると、線減弱係数 μ は

$$\mu = n\sigma \quad (2.6)$$

となる。ここで、 σ は光電効果、コンプトン散乱、電子対生成の各断面積の総和で物質構成原子の一個当たりの全断面積である。式(2.6)で明らかなように μ の単位は cm^{-1} となり、次式のように光電効果、コンプトン散乱、電子対生成の各線減弱係数の和で与えられる。

$$\mu = \mu_{\text{photo}} + \mu_{\text{comp}} + \mu_{\text{pair}} \quad (2.7)$$

光電効果、コンプトン散乱、電子対生成の各相互作用の起こりやすさは、図 2-7 に示すように入射光子のエネルギーに依存し、低エネルギー領域では光電効果が支配的であり、エネルギーが高くなるにつれてコンプトン散乱が支配的になり、さらにエネルギーが高くなると電子対生成が支配的となる。

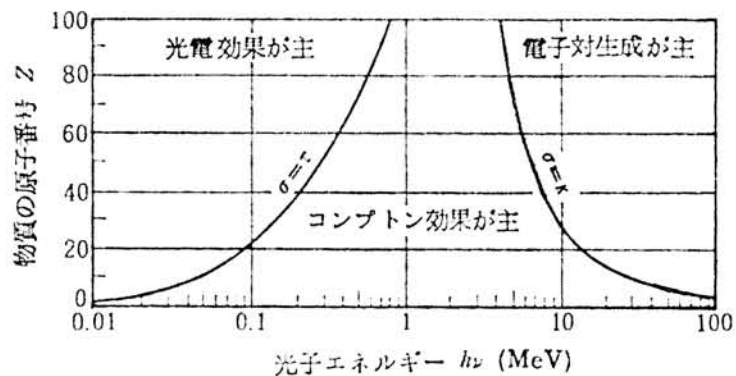


図 2-7 光子のエネルギーに対する各相互作用の起こりやすさ¹⁵⁾

図 2-7 より、放射線治療で用いられるエネルギー領域は相互作用のほとんどがコンプトン散乱である。よって本研究では、この吸収・散乱過程のうちコンプトン散乱によって発生した散乱光子が一次線に対してどの程度検出器に入射するかと言う事に着目した。

次に、その散乱線量を明らかにするために今回新たに導入した、一次線に対する散乱線の比である Scatter to primary ratio (SPR)について述べる。

2.3 散乱線評価のための Scatter to primary ratio (SPR)

本研究では、透過光子を二次元検出器で計測し、コーンビーム CT の様に体内の 3 次元線減弱係数の分布を、二次元検出器を用いて得ることを第一目標とした。しかし、透過光子を二次元検出器で計測した際には、ターゲットから発生する一次線のみではなく様々な個所から発生する散乱線が含まれることになる。よって、それら散乱線成分は、患者体内の線減弱係数の 3 次元分布を計算するために計測された値から除去する必要がある。

除去しなければならない散乱線量を明らかにするために、今回検出器に入射する一次線に対する散乱線量の比として Scatter to primary ratio (SPR)を導入した。これは、一次線の計測および一次線と散乱線が混在した状態での計測で得た空気衝突カーマ $_{\text{air}}K_{\text{col}}$ より、一次線に対する散乱線量の比を明らかにするものである。

まず、一次線の計測であるが、これは図 2-7 に示すように、まず線源から発生した光子をコリメートして細い線束を形成し、検出器の前面も同様にコリメートする事で、線束以外からの散乱線が検出器に入射するのを遮っている。次に検出器側のコリメータを取り去って同様の計測を行った場合、図 2-8 に示すように一次線と物質との相互作用により発生した散乱線が検出器に入射する事になる。

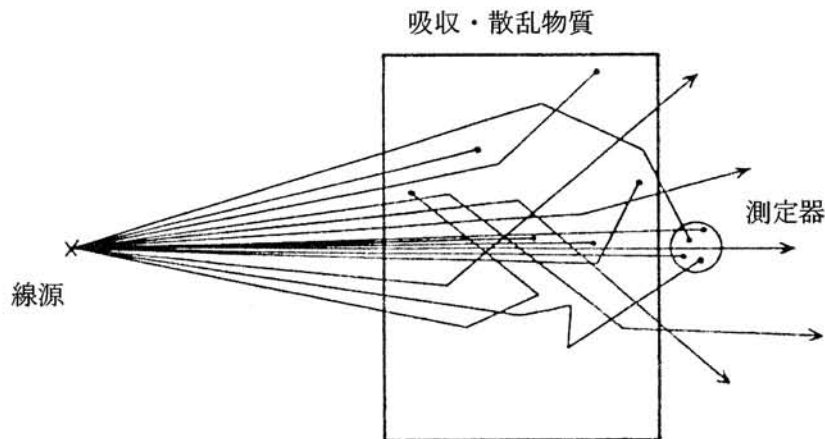


図 2-8 物質を透過してきた光子の計測¹⁴⁾

SPR は、一次線と散乱線が混在した状態での計測値から一次線の計測値を差分することで散乱線分の計測値が求まるので、その値を一次線の計測値で除する事により求めることができる。

ここで、一次線の計測により得た空気衝突カーマ K_p 、一次線および散乱線が混在した状態での計測で得た空気衝突カーマを K_{total} とすると、散乱線による空気衝突カーマ K_s は

$$K_s = K_{total} - K_p \quad (2.8)$$

で求められるので、実際の計測で得られる空気衝突カーマ K_p , K_{total} を用いて一次線に対する散乱線の比である SPR は

$$SPR = \frac{K_s}{K_p} = \frac{K_{total} - K_p}{K_p} \quad (2.9)$$

で表せられる。以上のようにして検出器に入射する散乱線量を算出した。ここで、空気衝突カーマ $_{air}K_{col}$ を算出する式(2.3)において、コバルト校正定数 N_c および W_{air}/e 値は一定であり、空気衝突カーマ $_{air}K_{col}$ は電離量 M に比例する事になる。電離量 M は、電離箱の空洞内で電子が空気を電離した際の電離電荷であり、その値は直接電位計の指示値となる。

よって本研究では計測を簡便に行うために、計測対象を空気衝突カーマ $_{air}K_{col}$ ではなく電位計の指示値である電離量 M とし式(2.8)、式(2.9)の K を M に置き換えて SPR を算出した。

次に、線源から検出器に到達するまでに、様々な個所から発生する散乱線量をその発生源ごとに分離する方法について述べる。

2.4 発生源ごとの散乱線量の分離

本研究では、物質を透過してきた光子を計測し一次線の吸収・散乱による減弱を、コーンビームCTの様に体内の3次元線減弱係数の分布として求める事を第一目標としている。透過光子は二次元検出器を用いて計測されるが、この時ターゲットから発生する一次線のみではなく様々な個所から発生する散乱線が含まれることになる。

実際の治療器を用いて患者を透過した光子を二次元検出器で計測した際の、検出器に入射する散乱線の発生源については、図 2-9 に示すように、①治療器ヘッド内から発生する散乱線、②患者から発生する散乱線、③二次元検出器自身から発生する散乱線の3種類が考えられる。これら3種類の散乱線は実際の計測においては全て同時に検出器に入射する事になる。しかし、SPRを明らかにするにはそれぞれ発生源ごとに一次線量に対する散乱線量の比を求める必要がある。ここでは、3種類の散乱線量を発生源ごとに分離する方法について述べる。

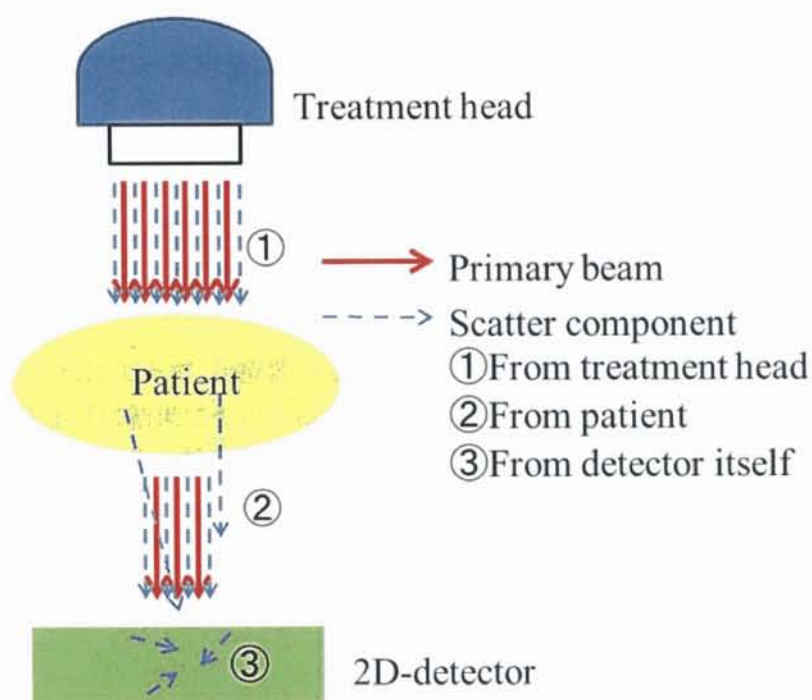


図 2-9 検出器に入射する一次線および散乱線

2.4.1 治療器ヘッドからの散乱線量； SPR_{head}

検出器に入射する一次線量に対して、治療器ヘッド内で発生し検出器に入射する散乱線量を明らかにするための SPR を SPR_{head} とした。

まず、使用する検出器について、治療器ヘッドからの散乱線量を明らかにするために、二次元検出器を用いてしまうと検出器自身からの散乱線が計測値に含まれてしまう可能性があるため、治療器ヘッドからの散乱線の評価に際しては空洞電離箱を選択した。また、今回は患者からの散乱線の割合は考えなくてよいので、患者のいない状態での計測となる。

計測に関しては、一次線量の計測と一次線量および治療器ヘッドからの散乱線量の計測を行う。まず、一次線量の計測では、患者のいない状態で照射野サイズを絞り細い線束を形成する。さらに、検出器前面にもコリメータを配置し、治療器ヘッド内で発生して検出器に入射する散乱線を遮へいする。この計測によって得られる電離量を、一次線による電離量 M_p とした。

次に、一次線量を計測した配置から検出器前面に配置してあったコリメータを取り去り、照射野サイズを広げることで、一次線だけでなく治療器ヘッド内で発生する散乱線も検出器に入射する事になる。この計測によって得られる電離量を、ある照射野サイズ A において一次線および治療器ヘッドからの散乱線による電離量 $M_{\text{head}}(A)$ とした。これは、式(2.8)、式(2.9)での K_{total} に相当する。以上の計測により得られた電離量 M_p と $M_{\text{head}}(A)$ を用いて、照射野サイズ A の時の一次線量に対する治療器ヘッドからの散乱線量の比である $SPR_{\text{head}}(A)$ は

$$SPR_{\text{head}}(A) = \frac{M_{\text{head}}(A) - M_p}{M_p} \quad (2.10)$$

で定義される。これによって、治療器ヘッドから発生する散乱線量を分離する事ができる。実際の計測方法並びに結果については4章を参照されたい。

次に、患者体内で発生し検出器に入射する散乱線量を分離する方法について述べる。

2.4.2 患者からの散乱線量； SPR_{pat}

検出器に入射する一次線量に対して、患者体内で発生し検出器に入射する散乱線量を明らかにするための SPR を SPR_{pat} とした。

まず、使用する検出器について、治療器ヘッドからの散乱線評価の時と同様に検出器自身からの散乱線無くすために空度電離箱を選択した。また、ここでは患者から発生して検出器に入射する散乱線のみを分離する事が目的であるので、計測の際は患者にみだてた固体水等価ファントムを配置した状態での計測となる。

計測に関しては、治療器ヘッドからの散乱線評価の時と同様、一次線量の計測と一次線量および散乱線量の計測を行う。まず、一次線量の計測では、患者にみだてた固体水ファントムをアイソセンターが中心になるように配置した状態で、照射野サイズを絞り細い線束を形成する。さらに、検出器前面にもコリメータを配置し、治療器ヘッド内および患者体内で発生して検出器に入射する散乱線を遮へいする。この計測によって得られる電離量はファントムによって減弱するので、ここでは患者を通過してきた一次線による電離量 $M_{p, pat}$ とした。

次に、一次線量を計測した配置から、検出器前面に配置してあったコリメータを取り去り、照射野サイズを広げることで、一次線だけでなく治療器ヘッド内で発生する散乱線および患者体内で発生する散乱線が検出器に入射する事になる。この計測によって得られる電離量を、ある照射野サイズ A において一次線と治療器ヘッド内および患者体内で発生した散乱線による電離量 $M_{head+pat}(A)$ とした。ここではこれが、式(2.8)、式(2.9)での K_{total} に相当する。以上の計測により得られた電離量 $M_{p, pat}$ と $M_{head+pat}(A)$ を用いて、まず、照射野サイズ A の時の一次線量に対する治療器ヘッドおよび患者体内からの散乱線量の比である $SPR_{head+pat}(A)$ は

$$SPR_{head+pat}(A) = \frac{M_{head+pat}(A) - M_{p, pat}}{M_{p, pat}} \quad (2.11)$$

で定義される。式(2.11)では、一次線量と治療器ヘッドからおよび患者体内からの合計の散乱線量とは分離できたが、患者からのみの散乱線量を明らかにするために治療器ヘッドからの散乱線分を除去する必要がある。ここで問題となるのは、治療器ヘッドからの散乱線量計測の配置にはファントムが存在しないため、それによる減弱が無いことである。

一次線量の計測はファントムが存在する場合としない場合と両方計測してあるので、治療器ヘッド内で発生した散乱線量もファントム内で一次線量と同じだけ減弱するとして、式(2.10)で求めた $SPR_{\text{head}}(A)$ に、ファントムが存在しない時の一次線による電離量 M_p に対するファントムによって減弱した一次線による電離量 $M_{p, \text{pat}}$ の比を乗じることで $SPR_{\text{head+pat}}(A)$ の内の治療器ヘッド成分を再現した。

式(2.11)で求めた $SPR_{\text{head+pat}}(A)$ とファントムによる減弱分を加味した $SPR_{\text{head}}(A)$ を用いて一次線量に対する患者体内からのみの散乱線量の比である $SPR_{\text{pat}}(A)$ は

$$SPR_{\text{pat}}(A) = SPR_{\text{head+pat}}(A) - \frac{M_{p, \text{pat}}}{M_p} \times SPR_{\text{head}}(A) \quad (2.12)$$

で定義される。これによって、患者から発生する散乱線量を分離する事ができる。実際の計測方法並びに結果については5章を参照されたい。

次に、検出器自身内で発生し検出器に入射する散乱線量を分離する方法について述べる。

2.4.3 二次元検出器自身からの散乱線量； SPR_{2D}

検出器に入射する一次線量に対して、二次元検出器自身内で発生し検出器に入射する散乱線量を明らかにするための SPR を SPR_{2D} とした。

まず、使用する検出器について、ここでは二次元検出器自身からの散乱線量を分離する必要があるため二次元検出器を選択した。また、ここでは治療器ヘッドの時と同様、患者からの散乱線の割合は考えなくてよいので、患者のいない状態での計測となる。

計測に関しては、治療器ヘッドからの散乱線評価の時と同様、一次線量の計測と一次線量および散乱線量の計測を行う。まず、一次線量の計測では、患者のいない状態で照射野サイズを絞り細い線束を形成する。さらに、検出器前面にもコリメータを配置し、治療器ヘッド内および二次元検出器内で発生して検出器に入射する散乱線を遮へいする。この計測によって得られる電離量を、二次元検出器を用いた場合の一次線による電離量 $M_{p, 2D}$ とした。

次に、一次線量を計測した配置から、検出器前面に配置してあったコリメータを取り去り、照射野サイズを広げることで、一次線だけでなく治療器ヘッド内で発生する散乱線および検出器自身内で発生する散乱線が検出器に入射する事になる。この計測によって得られる電離量を、ある照射野サイズ A において一次線と治療器ヘッド内および二次元検出器内で発生した散乱線による電離量 $M_{\text{head}+2D}(A)$ とした。ここではこれが、式(2.8)、式(2.9)での K_{total} に相当する。以上の計測により得られた電離量 $M_{p, 2D}$ と $M_{\text{head}+2D}(A)$ を用いて、まず照射野サイズ A の時の一次線量に対する治療器ヘッドおよび二次元検出器内からの散乱線量の比である $SPR_{\text{head}+2D}(A)$ は

$$SPR_{\text{head}+2D}(A) = \frac{M_{\text{head}+2D}(A) - M_{p, 2D}}{M_{p, 2D}} \quad (2.13)$$

で定義される。式(2.13)では、一次線量と治療器ヘッドからおよび二次元検出器自身からの散乱線量とは分離できたが、二次元検出器自身からのみの散乱線量を明らかにするために治療器ヘッドからの散乱線分を除去する必要がある。

ここでは、検出器が異なるのみで治療器ヘッドからの散乱線は同じ割合だけあるとする。よって、式(2.13)で求めた $SPR_{\text{head}+2D}(A)$ と式(2.10)の $SPR_{\text{head}}(A)$ をそのまま用いて、一次線量に対する二次元検出器自身からのみの散乱線量の比である $SPR_{2D}(A)$ は

$$SPR_{2D}(A) = SPR_{\text{head}+2D}(A) - SPR_{\text{head}}(A) \quad (2.14)$$

で定義される。これによって、二次元検出器自身から発生する散乱線量を分離する事ができる。実際の計測方法並びに結果については6章を参照されたい。

以上の方法により、 SPR を明らかにする際に必要となる散乱線量を、その発生源ごとに分離することができる。

2.5 まとめ

本研究では物質を透過してきた光子に対して二次元配列の空洞電離箱を用いて空気衝突カーマの計測を行い、空気衝突カーマが吸収線量と近似的に等しい関係を用いて体内線量分布の再構成を最終的な目標としている。その第一段階としてまずは、透過光子の計測からコンビーム CT の原理を利用して線減弱係数 μ の 3 次元分布を再構成することを目標とした。

本来の計測対象は空気衝突カーマであるが、式(2.3)よりコバルト校正定数 N_c と空気の電子に対する W 値である W_{air}/e 値は一定であるので、今回の計測対象を空気衝突カーマに比例し、電位計の指示値となる電離量 M とした。

また、光子と物質との吸収・散乱による減弱について述べ、今回は治療のエネルギー領域で主な相互作用となるコンプトン散乱による散乱線量に着目した。

線減弱係数 μ の 3 次元分布を再構成するために必要な、二次元検出器に入射する一次線以外の散乱線量を明らかにするために今回導入した Scatter to primary ratio (SPR) について述べ、散乱線量の発生源ごとに分離する方法を理論的に示した。

3章 使用機器

3.1 医療用直線加速器

今回の計測では、杏林大学医学部附属病院に設置されている医療用直線加速器 (ONCOR Impression Plus, SIEMENS 社製) を使用した。使用したエネルギーは 10 MV の X 線で 100 MU の照射を行った。



図 3-1 医療用直線加速器(ONCOR Impression Plus, SIEMENS 社製)の外観

3.2 検出器

3.2.1 空洞電離箱および電位計

今回使用した空洞電離箱には、二次元検出器の各検出器位置に合わせた細かいポイントで計測できるような電離体積の小さな電離箱を選択する必要があるが、極小電離体積の指頭型電離箱にはビルドアップキャップが無い。そのため、表 3-1 に示すように極小電離体積かつ簡便にビルドアップ材が装着できる平行平板形空洞電離箱(Advanced Markus, PTW 社製)を使用した。また、電位計には空洞電離箱と一緒に校正された電位計(RAMTEC 1000 plus, 東洋メディック社製)を使用した。



平行平板形空洞電離箱
(Advanced Markus, PTW 社製)



電位計
(RAMTEC 1000 plus, 東洋メディック社製)

図 3-2 空洞電離箱と電位計の外観

表 3-1 平行平板型電離箱(Advanced Markus, PTW 社製)の仕様

Sensor type	Vented parallel plate ion chamber
Chamber diameter	5 mm
Chamber height	1 mm
Chamber volume	0.02 cc
Absorber material on top	polyethylene
absorber thickness	0.03 mm

3.2.2 二次元検出器

今回使用した二次元検出器には、EPID に比べてエネルギー依存性が小さく、後方散乱の検出器位置依存が小さい状態^{16, 17)}で電離量を収集する事で線量による評価ができるという理由から二次元平面形空洞電離箱(I'mRT MatriXX, iba 社製)を使用した。

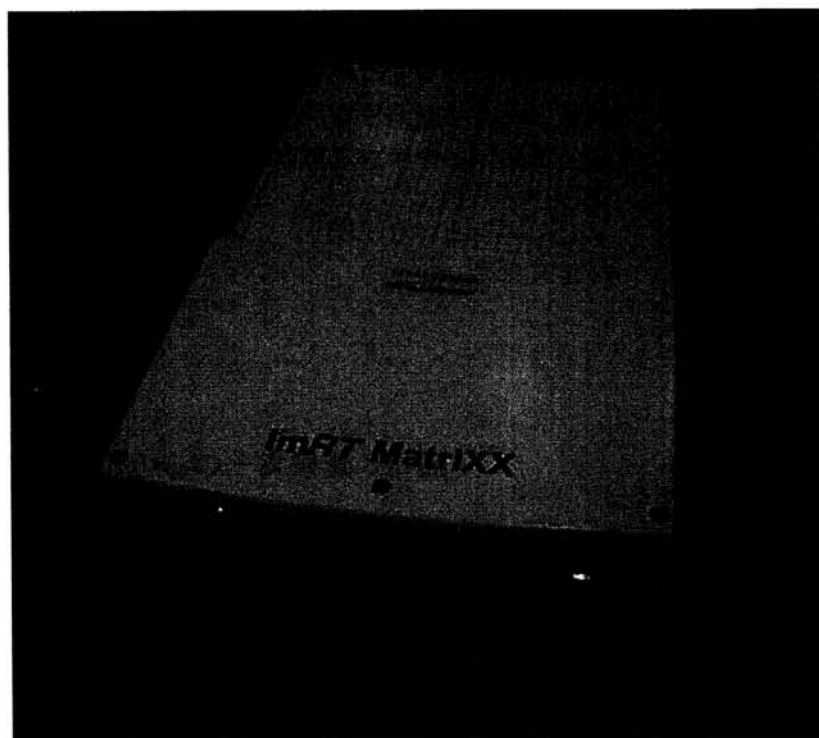


図3-3 二次元平面形空洞電離箱(I'mRT MatriXX, iba社製)の外観

表3-2 二次元平面形空洞電離箱(I'mRT MatriXX, iba社製)の仕様

Sensor type	Vented parallel plate ion chamber
Number of sensors	1020, arranged in a 32x32 grid
Charge resolution	0.1 pC/count
Chamber interval	7.6 mm
Chamber diameter	4.6 mm
Chamber height	5 mm
Chamber volume	0.08 cc
Absorber material on top	ABS
absorber thickness	3 mm

4章 治療器ヘッドからの散乱線量

4.1 目的

放射線治療器ヘッドから発生する光子にはターゲットから発生する一次線とその他コリメータやフラットニングフィルタから発生する散乱線が含まれている。これら散乱線は一次線の減弱を算出するのに影響を与える可能性がある。よって、検出器で得られる計測値から除去する必要があるため、一次線量に対する治療器ヘッドから発生する散乱線量を明らかにする。

4.2 方法

4.2.1 治療器ヘッドからの一次線量の計測

治療器ヘッドからの散乱線量評価のためにまず、一次線量の計測を行った。検出器は空洞電離箱として、平行平板形電離箱(Advanced Markus, PTW 社製)を使用した。

図 4-1 に治療器ヘッドからの一次線量の計測をするための幾何学的配置を示す。SCD150 cm とし、水等価厚 2.4 g cm^{-2} の銅板をビルドアップのために使用した。

図 4-1 に示すように、患者のいない状態で照射野サイズを小さくし、かつ検出器の前面に SRS 用 $1.2 \text{ cm } \phi$ のコーンを設置する事で治療器ヘッドからの散乱線を遮へいしている。よって、この計測によって得られる電離量を、一次線による電離量 M_p とした。

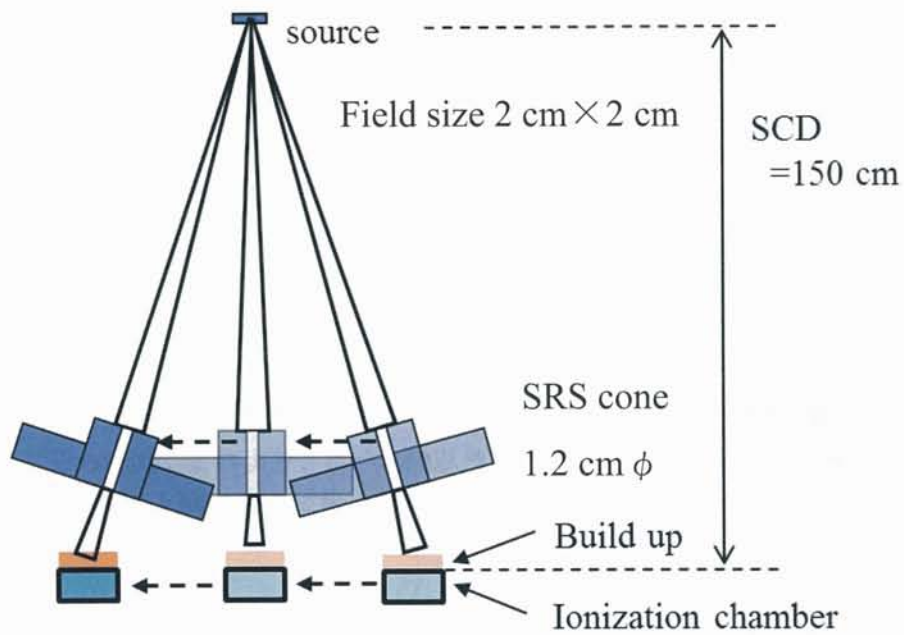


図 4-1 治療器ヘッドからの一次線量計測の配置図

また、図 4-2 に示すように計測ポイントは、ビーム軸を中心とした X 軸、Y 軸で、ポイント間距離は 6 章の計測で用いる二次元検出器の検出器間隔に合わせて 0.76 cm 間隔とした。

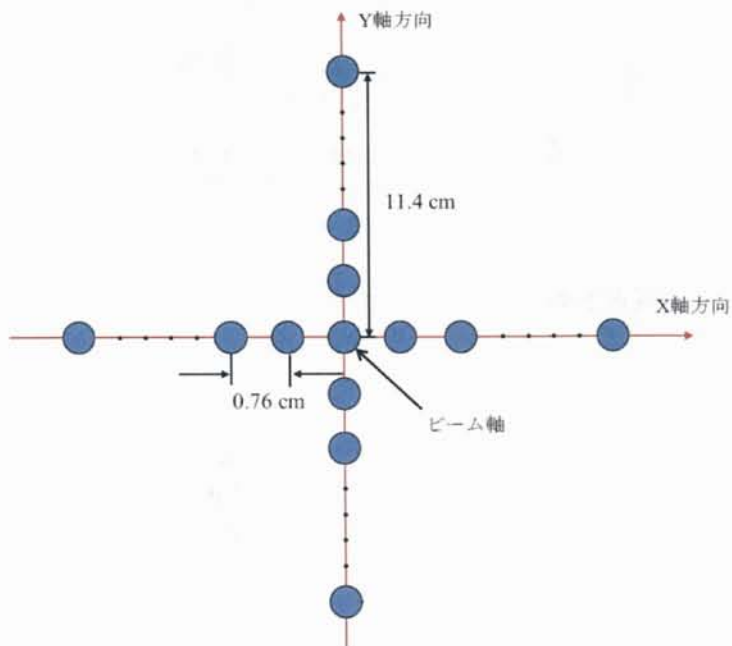


図 4-2 計測ポイントの座標

図 4-1 から、ビーム軸から外れたポイントを計測する場合には、コーンを傾ける必要がある。コーンの傾き角 θ は図 4-3 より、線源から検出器までの距離 Z 、ビーム軸から計測するポイントの検出器のまでの距離 x を用いて

$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{x}{Z} \right) \quad (4.1)$$

で求めた。

ビーム軸から最も離れた計測ポイントである 11.4 cm でのコーンの傾き角 θ は式(4.1)より約 4.3° となった。これより、ビーム軸以外の計測ポイントにおいても傾きは小さいのでビーム軸での計測と同じように扱うことができる。

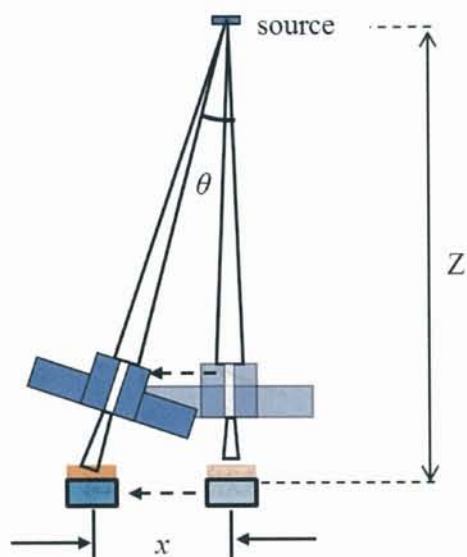


図 4-3 一次線量計測のためのコーンの傾き角算出

4.2.2 治療器ヘッドからの一次線量および散乱線量の計測

図 4-4 に治療器ヘッドからの一次線量および散乱線量の計測をするための幾何学的配置を示す。一次線量を計測した配置から SRS 用 1.2 cm ϕ のコーンを取り去り、照射野サイズを広げることで一次線だけでなく治療器ヘッド内で発生する散乱線も検出器に入射する事になる。よって、この計測によって得られる電離量を、ある照射野サイズ A において一次線および治療器ヘッド内で発生した散乱線による電離量 $M_{\text{head}}(A)$ とした。

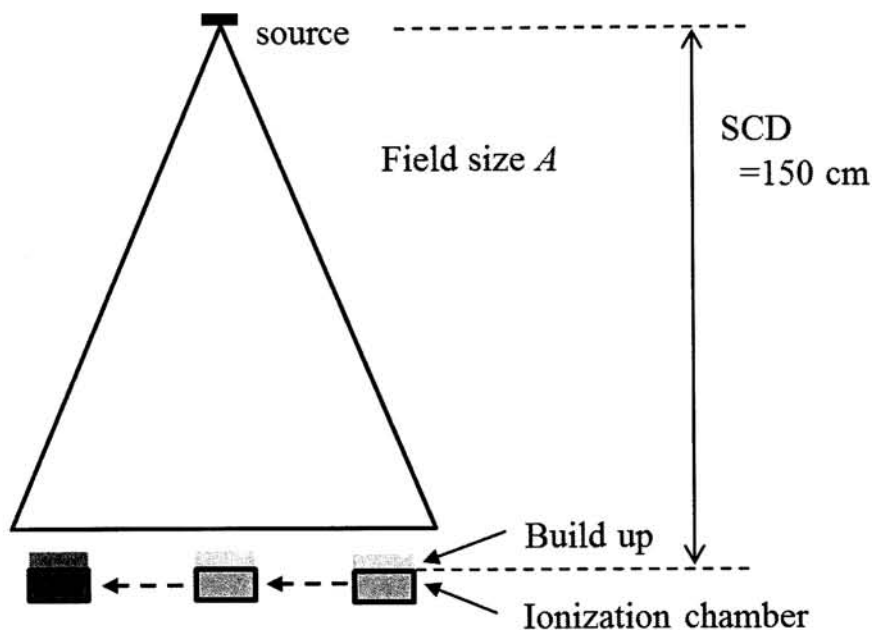


図 4-4 治療器ヘッドからの一次線量および散乱線量計測の配置図

4.2.3 治療器ヘッドからの散乱線量の分離

患者のいない状態で、ある照射野サイズ A の時に計測された電離量 $M_{\text{head}}(A)$ には一次線および治療器ヘッド内で発生した散乱線が含まれている。よって、照射野サイズ A の時の一次線量に対する散乱線量の比である $SPR_{\text{head}}(A)$ を、計測した M_p および $M_{\text{head}}(A)$ を用いて式(2.10)から算出した。

4.3 結果

図 4-5 に X, Y 軸に沿った M_p を示す。横軸はビーム軸からの距離を、縦軸は一次線量の計測で得られた電離量 M_p を示している。

図 4-5 より各計測ポイントでの M_p は、ビーム軸で最も小さくなり、分布としてはほぼ平坦になることが示された。また、この傾向は X 軸、Y 軸ともに同様であった。

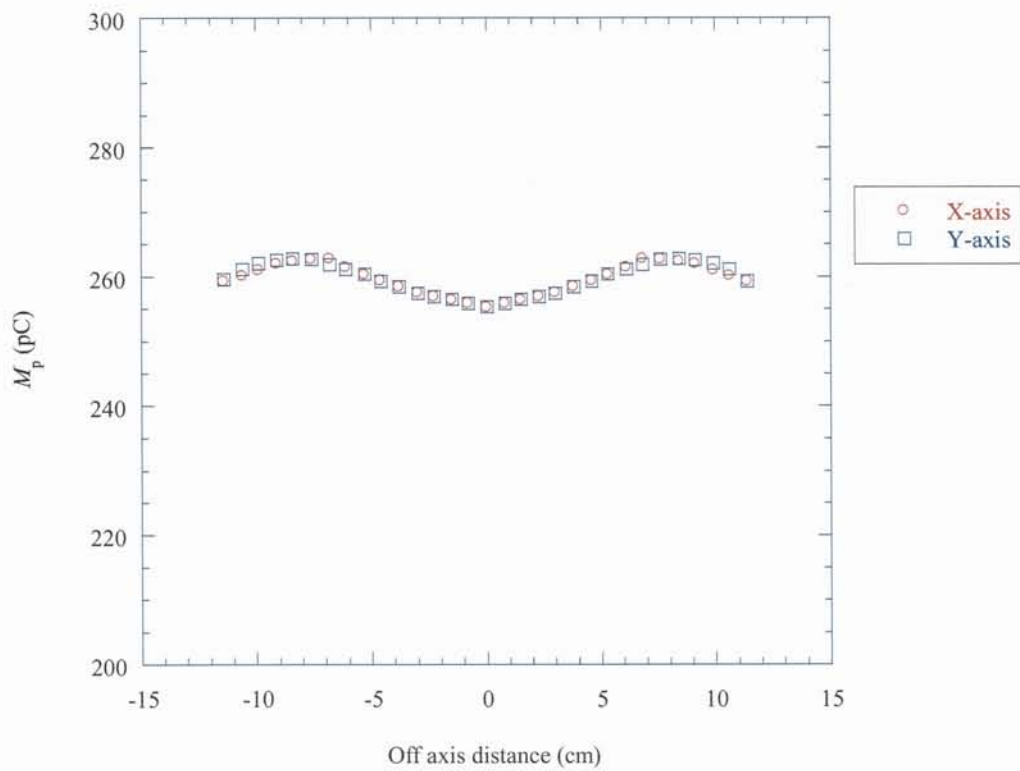
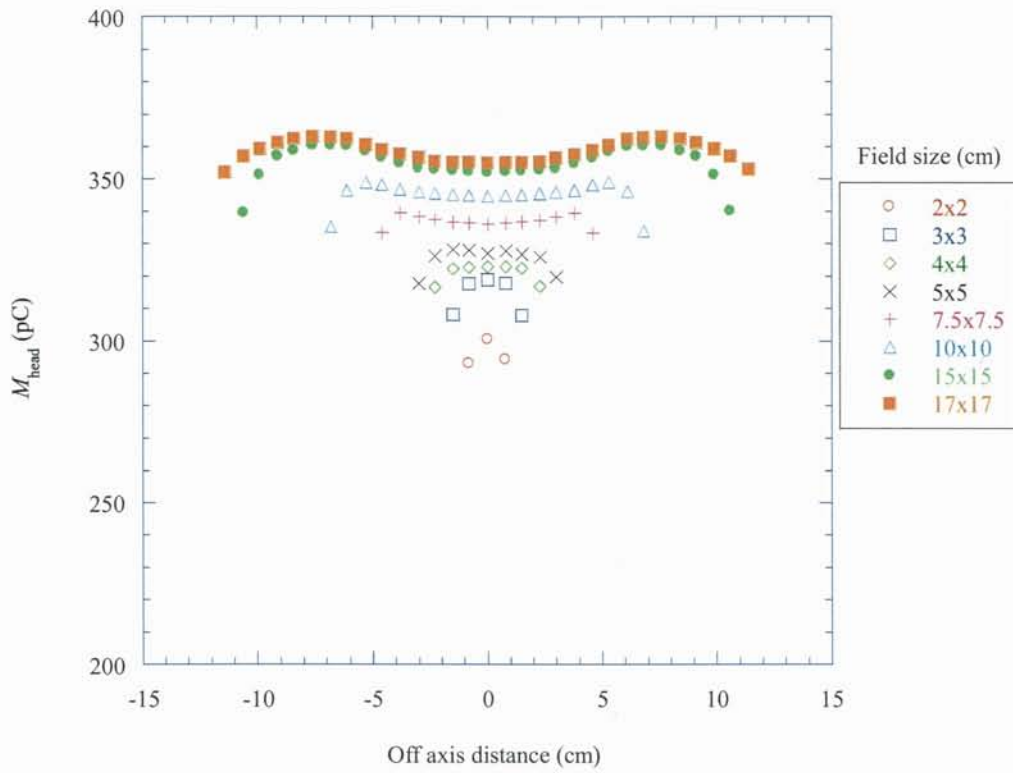


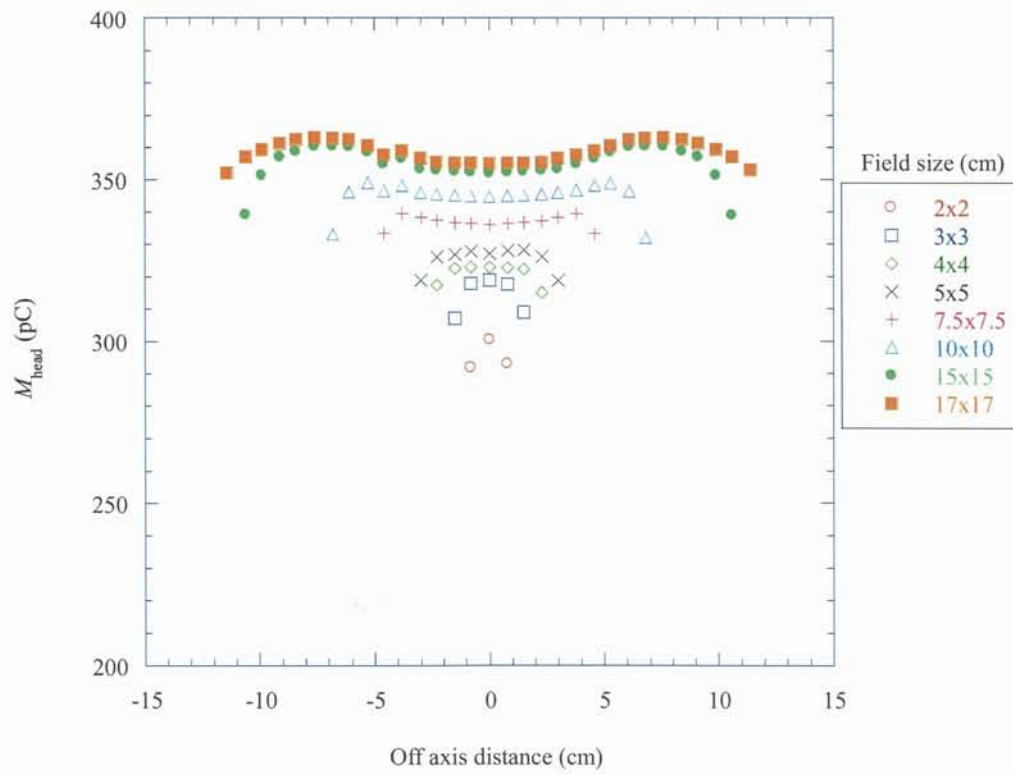
図 4-5 X, Y 軸に沿った M_p

次に、図 4-6(a)に X 軸, (b)に Y 軸に沿った様々な照射野サイズでの $M_{\text{head}}(A)$ の変化をそれぞれ示す。横軸はビーム軸からの距離を、縦軸は一次線量および治療器ヘッドからの散乱線量の計測で得られた電離量 $M_{\text{head}}(A)$ を示している。照射野サイズは、一次線量の計測で用いた $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$ を始めとして $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$ 、 $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ 、 $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ 、 $7.5\text{ cm} \times 7.5\text{ cm}$ 、 $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ 、 $15\text{ cm} \times 15\text{ cm}$ および最も大きい照射野サイズとして、6 章で二次元検出器を用いた際にすべての検出器を覆う照射野サイズである $17\text{ cm} \times 17\text{ cm}$ とした。

図 4-6 より $M_{\text{head}}(A)$ は、照射野サイズが大きくなるにしたがって増加し、分布としてはどの照射野サイズもほぼ平坦になることが示された。また、この傾向は X 軸、Y 軸ともに同様であった。



(a) X 軸



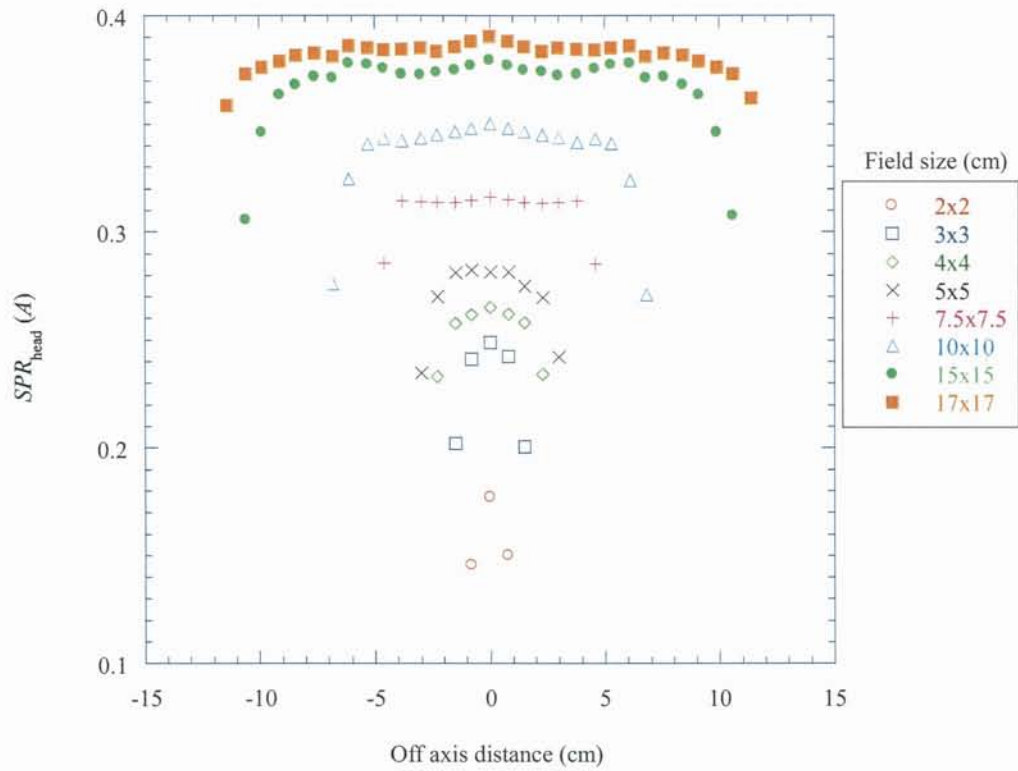
(b) Y 軸

図 4-6 X, Y 軸に沿った様々な照射野サイズでの M_{head} (A) の変化

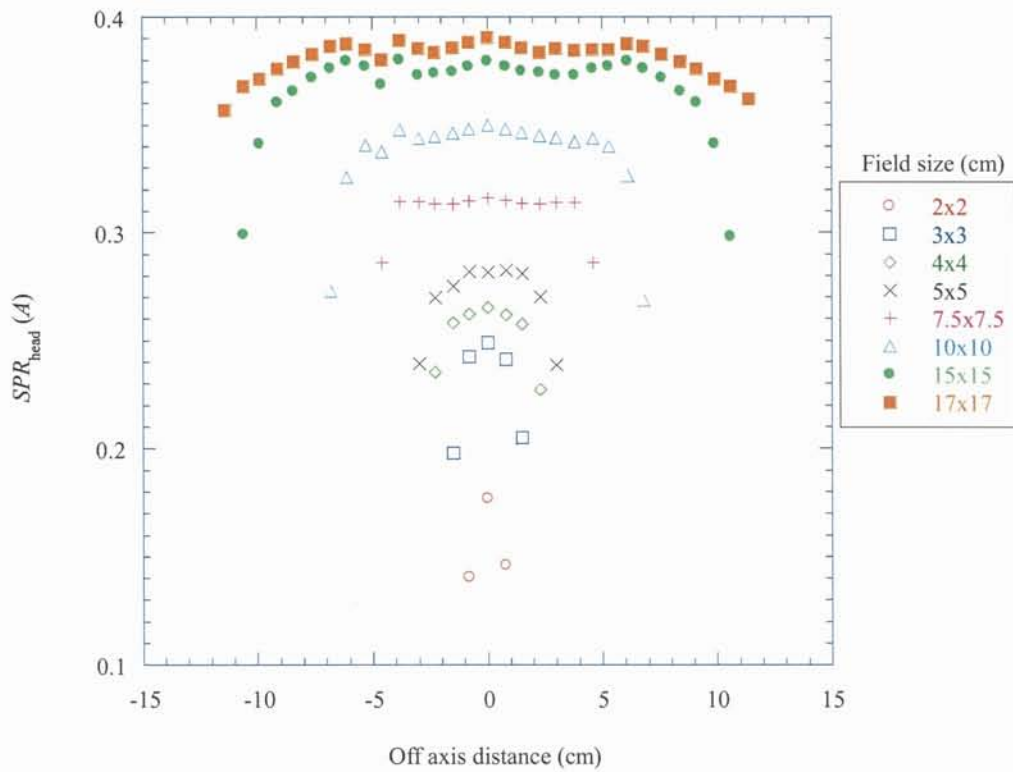
次に、図 4-7(a)に X 軸, (b)に Y 軸に沿った様々な照射野サイズでの $SPR_{\text{head}}(A)$ の変化をそれぞれ示す。横軸はビーム軸からの距離を、縦軸は一次線量に対する治療器ヘッドからの散乱線量の比である $SPR_{\text{head}}(A)$ を示している。照射野サイズは $M_{\text{head}}(A)$ の時と同様である。

図 4-7 より $SPR_{\text{head}}(A)$ は、照射野サイズが大きくなるにしたがって増加し、分布としてはどの照射野サイズもほぼ平坦になることが示された。また、この傾向は X 軸、Y 軸ともに同様であった。よって、最も大きい照射野である 17 cm×17 cm の時に $SPR_{\text{head}}(A)$ は最大となり、0.39 という結果になった。

$SPR_{\text{head}}(A)$ は X 軸、Y 軸ともに同じ傾向を示したので半径方向に等しいとして 5 章の計測では X 軸のみとした。



(a) X 軸



(b) Y 軸

図 4-7 X, Y 軸に沿った様々な照射野サイズでの $SPR_{\text{head}}(A)$ の変化

4.4 考察

本研究の目的である検出器に入射する散乱線量の内、治療器ヘッド内で発生した散乱線について M_p および $M_{\text{head}}(A)$ を用いて $SPR_{\text{head}}(A)$ を式(2.10)から明らかにした。本方法は患者の存在しない状態で一次線量および散乱線量の計測で得た電離量から一次線量の計測で得た電離量の差が散乱線による電離量になるとして一次線量に対する散乱線量の比を求めるものである。その結果は図 4-5 から図 4-7 が示す様にいずれもほぼ平坦な分布を示し、その傾向は X 軸、Y 軸ともに同様であった。また、 $M_{\text{head}}(A)$ および $SPR_{\text{head}}(A)$ では照射野サイズが大きくなるにつれて増加する傾向にあった。治療器ヘッドからの散乱線は治療器ヘッド内を見込む角度が大きくなると増加する。今回の結果は照射野サイズが大きくなることで検出器から治療器ヘッド内を見込む角度が大きくなった事から治療器ヘッドからの散乱線量が増加し、それによって $M_{\text{head}}(A)$ および $SPR_{\text{head}}(A)$ が増加したと考えられる。

本研究では物質を透過してきた光子を、二次元検出器を用いて計測し一次線の吸収・散乱による減弱を、コーンビーム CT の様に体内の 3 次元線減弱係数の分布として求める事を第一目標としている。この時ターゲットから発生する一次線のみではなく様々な個所から発生する散乱線が含まれることになる。これらの散乱線は実際の計測においては全て同時に検出器に入射する事になる。治療器に付属の EPID に入射する散乱線に関してはモンテカルロシミュレーションを用いたものが紹介されている¹⁸⁻²⁴⁾。これらは実際の放射線治療に適合するようなジオメトリーを組んでありファントムの厚さおよびアイソセンターから検出器までの距離が変化した際の一次線に対する散乱線の比を示している。その比較に用いた実際の計測には EPID を用いている。しかし、正確な SPR を明らかにするにはそれぞれ発生源ごとに一次線量に対する散乱線量の比を求める必要があるので、ファントムが存在している状態での EPID を用いての計測では様々な個所から発生する散乱線を、その発生源ごとに分離する事は難しくなる。

本方法で明らかにされた一次線量に対する散乱線量の比である $SPR_{\text{head}}(A)$ は、患者が存在しない状態での計測を行う事によって、患者が存在する際の治療器ヘッドからの散乱線量分を取り除き患者からのみの散乱線量分を明らかにするために、また検出器に二次元検出器ではなく空洞電離箱を用いることによって、検出器自身からの散乱線量分を取り除き二次元検出器からのみの散乱線量分を明らかにするためのベースとなる。よって本方法は 5 章、6 章で明らかにする一次線量に対する患者からおよび二次元検出器自身からの散乱線量である $SPR_{\text{pat}}(A)$ および $SPR_{2D}(A)$ を求めるために必要であり、今回の計測からその分布を明らかにした。

4.5 まとめ

小照射野および SRS 用コーンを用いて一次線量の計測を行い、その後一次線量および治療器ヘッドからの散乱線量の計測を行う事で治療器ヘッドからの一次線量に対する散乱線量の比である $SPR_{\text{head}}(A)$ が最大で 0.39 となり、分布がほぼ平坦になることを明らかにした。

5章 患者からの散乱線量

5.1 目的

放射線治療器ヘッドから発生した光子は患者に照射される。患者を通過してきた光子には治療器ヘッドから発生した光子の他に患者体内で相互作用を起こして発生した散乱線が含まれることになる。これら散乱線は一次線の減弱を算出するのに影響を与える可能性がある。よって、検出器で得られる計測値から除去する必要があるため、一次線量に対する患者から発生する散乱線量を明らかにする。

5.2 方法

5.2.1 患者を通過してきた一次線量の計測

患者からの散乱線量を明らかにするためにまず、一次線量の計測を行った。検出器は空洞電離箱として、平行平板形電離箱(Advanced Markus, PTW 社製)を使用した。また、患者にみたてたファントムとして、図 5-1 に示す様な固体水等価ファントム(Solid Water, Gammex 社製)を使用した。



図5-1 固体水等価ファントム(Solid Water, Gammex社製)の外観

4章の $SPR_{head}(A)$ の計測から、散乱線量の分布は半径方向に等しいとし、計測ポイントはビーム軸を中心としてX軸のみを、ポイント間距離は6章の計測で用いる二次元検出器の検出器間隔に合わせて0.76 cm間隔とした。

図5-2に示すように、患者にみたてた固体水等価ファントムをアイソセンターが中心となるように置かれた状態で照射野サイズを小さくしかつ検出器の前面にSRS用1.2 cm ϕ のコーンを設置する事で治療器ヘッドからの散乱線およびファントムからの散乱線を遮へいしている。よって、この計測によって得られる電離量を、患者を通過してきた一次線による電離量 $M_{p, pat}$ とした。

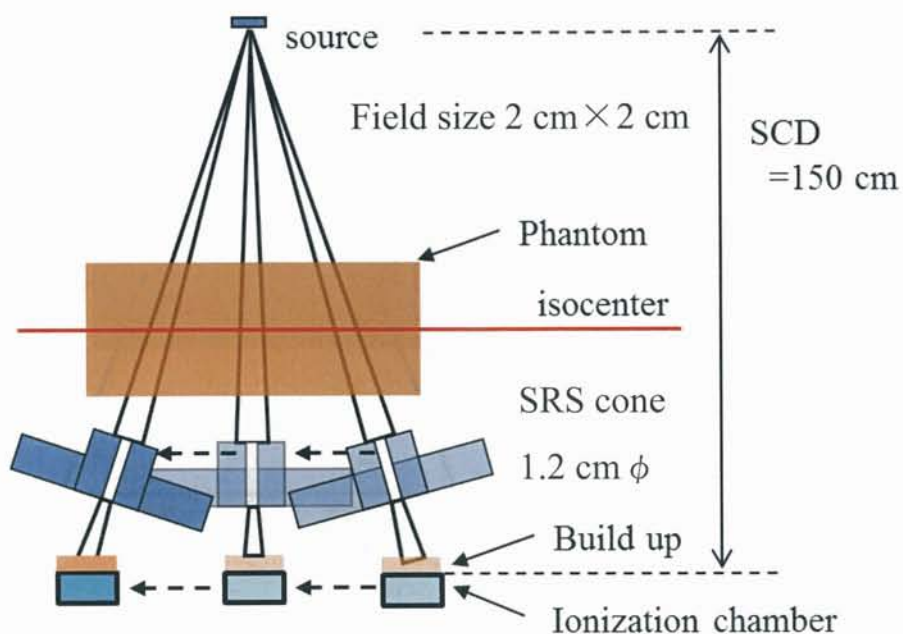


図5-2 患者を通過してきた一次線量計測の配置図

5.2.2 患者を通過してきた一次線量および散乱線量の計測

図 5-3 に患者を通過してきた一次線量と治療器ヘッドおよび患者からの散乱線量の計測をするための幾何学的配置を示す。一次線量を計測した配置から SRS 用 1.2cm φ のコーンを取り去り、照射野サイズを広げることで一次線だけでなく治療器ヘッド内および患者体内で発生する散乱線が検出器に入射する事になる。よってこの計測によって得られる電離量を、ある照射野サイズ A における一次線、治療器ヘッド内および患者体内で発生した散乱線による電離量 $M_{\text{head+pat}}(A)$ とした。

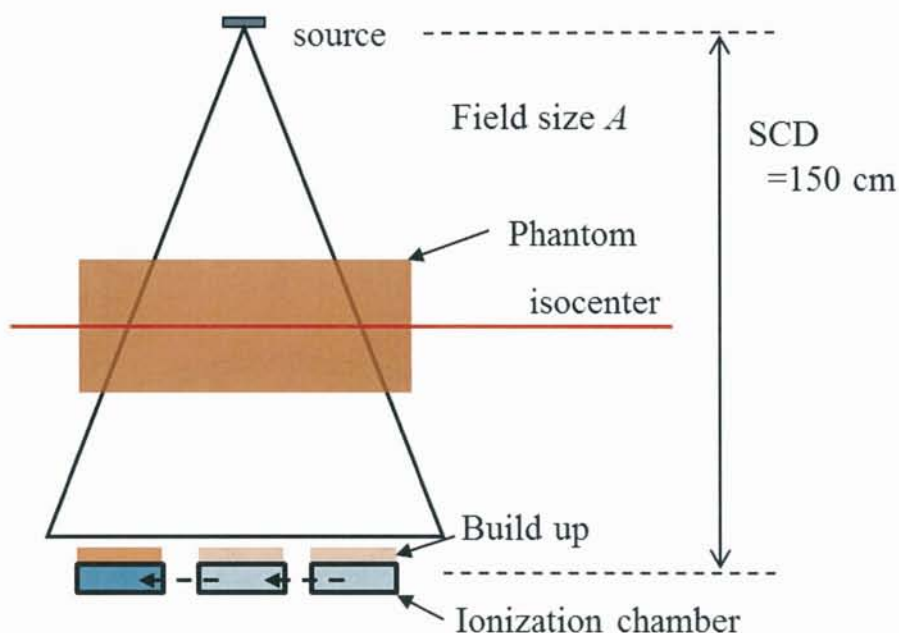


図 5-3 患者を通過してきた一次線量および散乱線量計測の配置図

5.2.3 患者からの散乱線量の分離

患者のいる状態で、ある照射野サイズ A の時に計測された電離量 $M_{\text{head+pat}}(A)$ には一次線の他に治療器ヘッド内で発生した散乱線に加えてファントム内で発生した散乱線も含まれている。そこでまずは、照射野サイズ A の時の一次線量に対する治療器ヘッドおよび患者からの散乱線量の比である $SPR_{\text{head+pat}}(A)$ を、計測した $M_{\text{p, pat}}$ および $M_{\text{head+pat}}(A)$ を用いて式(2.11)から算出した。次に、治療器ヘッドからの散乱線量を除去して一次線量に対する患者からのみの散乱線量の比である $SPR_{\text{pat}}(A)$ を $SPR_{\text{head}}(A)$, $SPR_{\text{head+pat}}(A)$ および M_{p} , $M_{\text{p, pat}}$ を用いて式(2.12)より算出した。

5.3 結果

図 5-4 にそれぞれのファントム厚さが 10 cm, 20 cm, 30 cm のときの X 軸に沿った $M_{p, pat}$ を示す。横軸はビーム軸からの距離を、縦軸は患者を通過してきた一次線による電離量 $M_{p, pat}$ を示している。

図 5-4 より、ファントム厚が厚くなるにつれて $M_{p, pat}$ は減少していく事が示された。また、各計測ポイントでの $M_{p, pat}$ は M_p と同様、ビーム軸でのポイントが最も小さく、分布としてはほぼ平坦になることが示された。また、この傾向は 10 cm, 20 cm, 30 cm のいずれも同様であった。

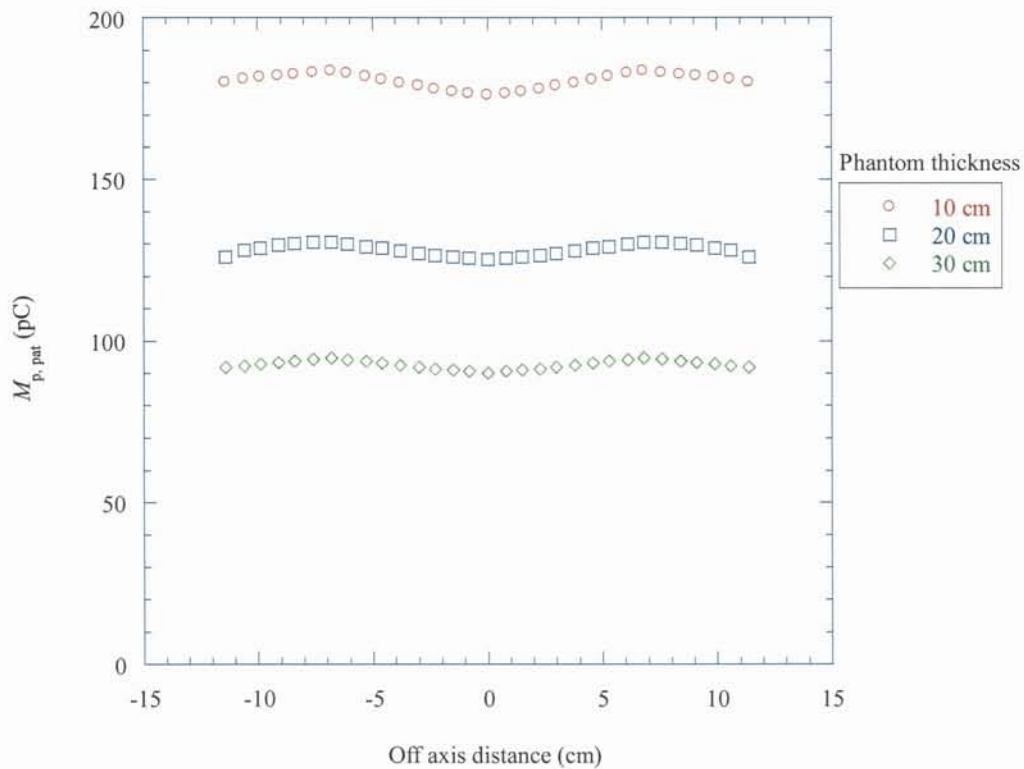
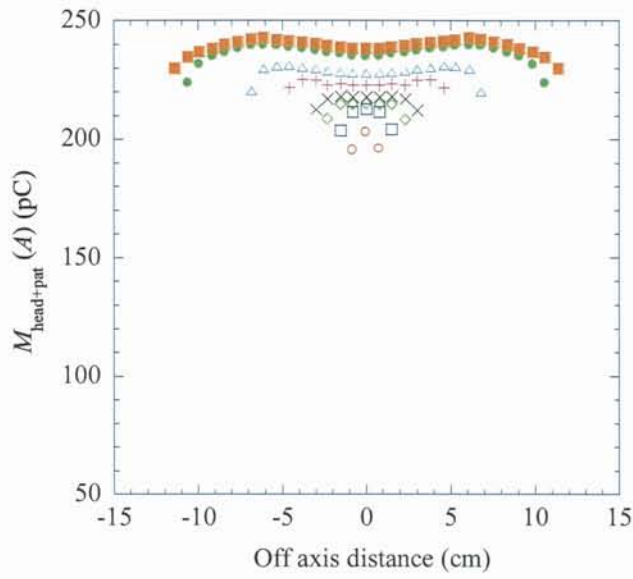


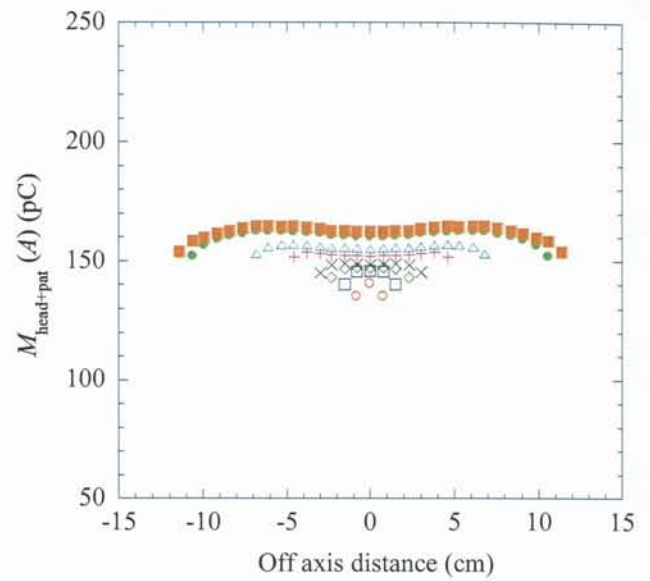
図 5-4 各ファントム厚での $M_{p, pat}$ の変化

次に、図 5-5(a)にファントム厚 10 cm、(b)にファントム厚 20 cm、(c)にファントム厚 30 cm のときの X 軸に沿った様々な照射野サイズでの $M_{\text{head+pat}}(A)$ の変化をそれぞれ示す。横軸はビーム軸からの距離を、縦軸は患者を通過してきた一次線量と治療器ヘッドおよび患者からの散乱線量の計測で得られた電離量 $M_{\text{head+pat}}(A)$ を示している。照射野サイズは、一次線量の計測で用いた 2 cm×2 cm を始めとして 3 cm×3 cm、4 cm×4 cm、5 cm×5 cm、7.5 cm×7.5 cm、10 cm×10 cm、15 cm×15 cm および最も大きい照射野サイズとして、6 章で二次元検出器を用いた際にすべての検出器を覆う照射野サイズである 17 cm×17 cm とした。

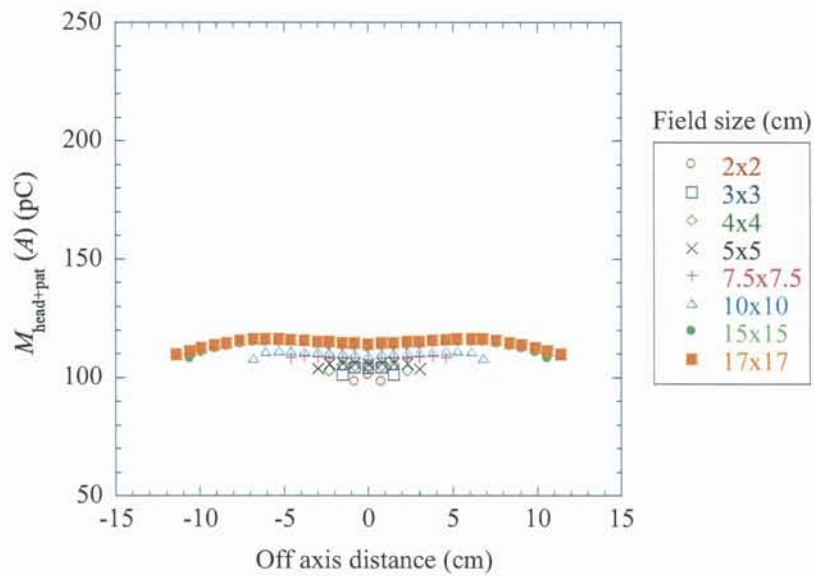
図 5-5 より $M_{\text{head+pat}}(A)$ は、ファントム厚が厚くなるにしたがって減少していく事が示された。また、照射野サイズが大きくなるにしたがって増加し、分布としてはどの照射野サイズもほぼ平坦になることが示された。また、この傾向はファントム厚が 10 cm、20 cm、30 cm のいずれも同様であった。



(a) ファントム厚 10 cm



(b) ファントム厚 20 cm

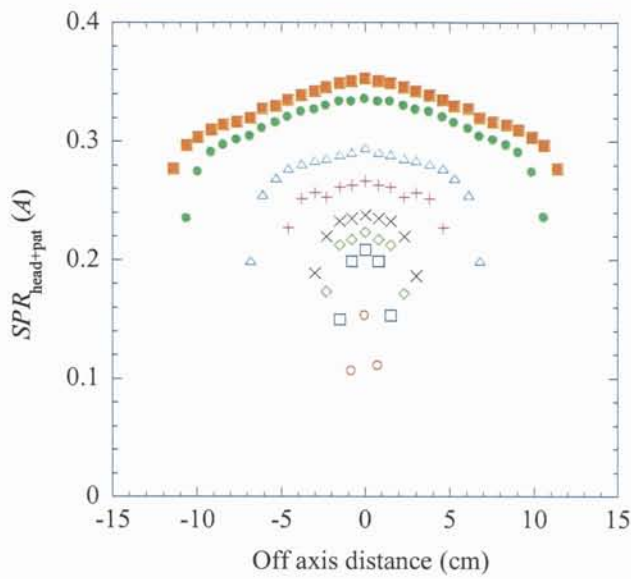


(c) ファントム厚 30 cm

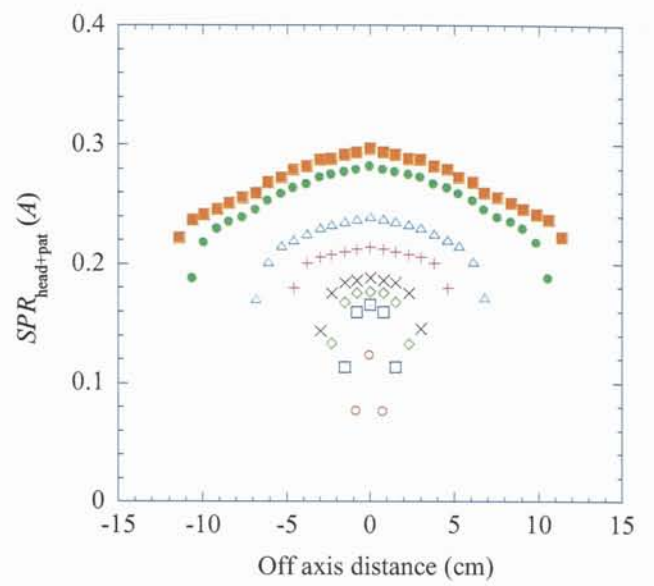
図 5-5 各ファントム厚での様々な照射野による $M_{\text{head+pat}}(A)$ の変化

次に、図 5-6(a)にファントム厚 10 cm、(b)にファントム厚 20 cm、(c)にファントム厚 30 cm のときの X 軸に沿った様々な照射野サイズでの $SPR_{\text{head+pat}}(A)$ の変化をそれぞれ示す。横軸はビーム軸からの距離を、縦軸は患者を通過してきた一次線量に対する治療器ヘッドおよび患者からの散乱線量の比である $SPR_{\text{head+pat}}(A)$ を示している。照射野サイズは $M_{\text{head+pat}}(A)$ の時と同様である。

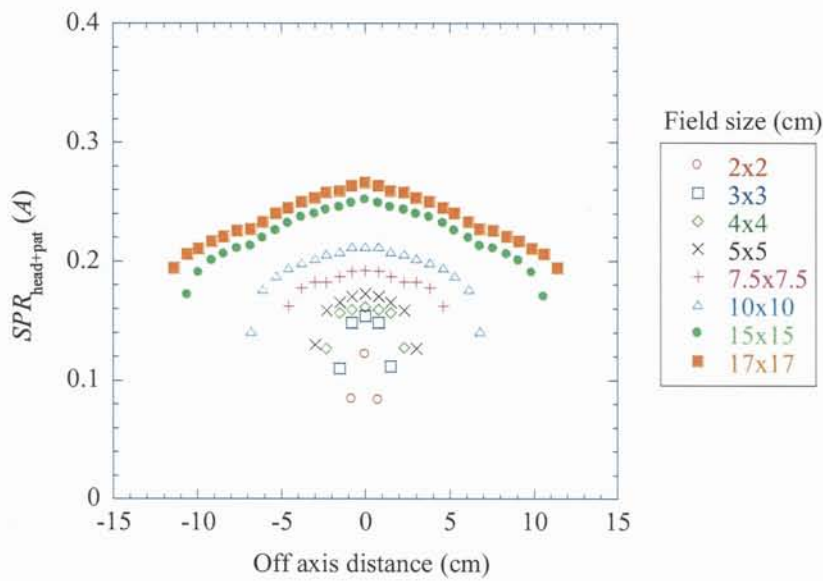
図 5-6 より $SPR_{\text{head+pat}}(A)$ は、ファントム厚が厚くなるにしたがって減少していく事が示された。また、照射野サイズが大きくなるにしたがって増加し、分布としてはビーム軸で最大となり、ビーム軸からの距離が離れるほど減少していく事が示された。また、この傾向はファントム厚が 10 cm、20 cm、30 cm のいずれも同様であった。よって、最も大きい照射野である 17 cm×17 cm かつファントム厚が 10 cm の時のビーム軸での $SPR_{\text{head+pat}}(A)$ が最大となり、0.35 という結果になった。



(a) ファントム厚 10 cm



(b) ファントム厚 20 cm

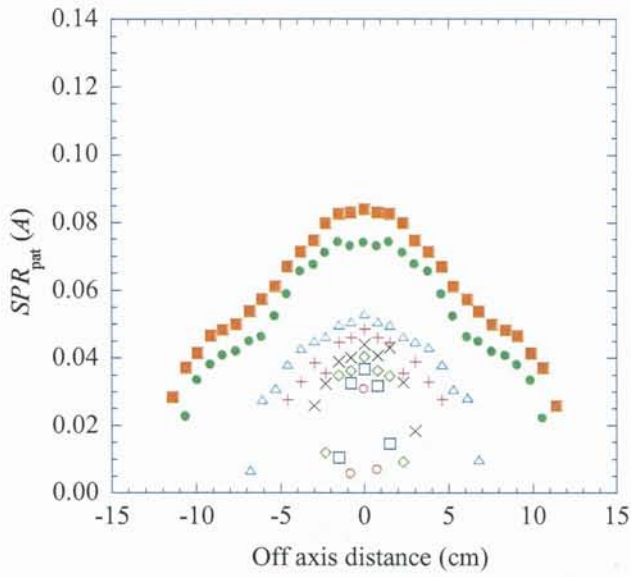


(c) ファントム厚 30 cm

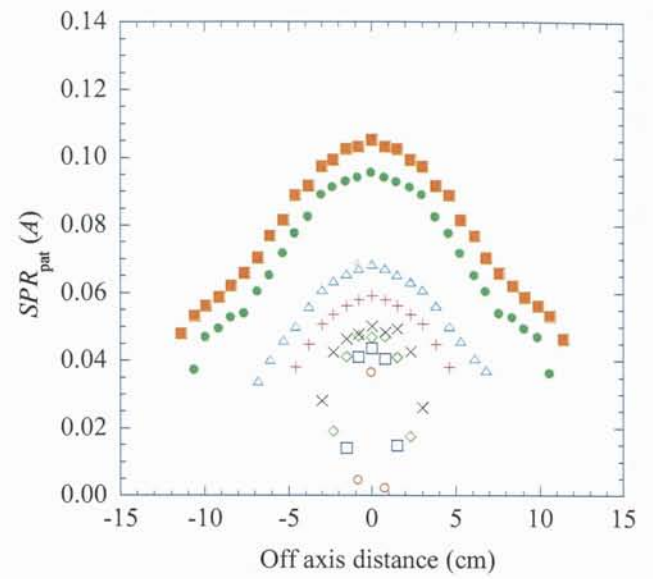
図 5-6 各ファントム厚での様々な照射野による $SPR_{\text{head+pat}}(A)$ の変化

次に、図 5-7(a) にファントム厚 10 cm、(b)にファントム厚 20 cm、(c)にファントム厚 30 cm のときの X 軸に沿った様々な照射野サイズでの $SPR_{pat}(A)$ の変化をそれぞれ示す。横軸はビーム軸からの距離を、縦軸は患者を通過してきた一次線量に対する患者からのみの散乱線量の比である $SPR_{pat}(A)$ を示している。照射野サイズは $M_{head+pat}(A)$ の時と同様である。

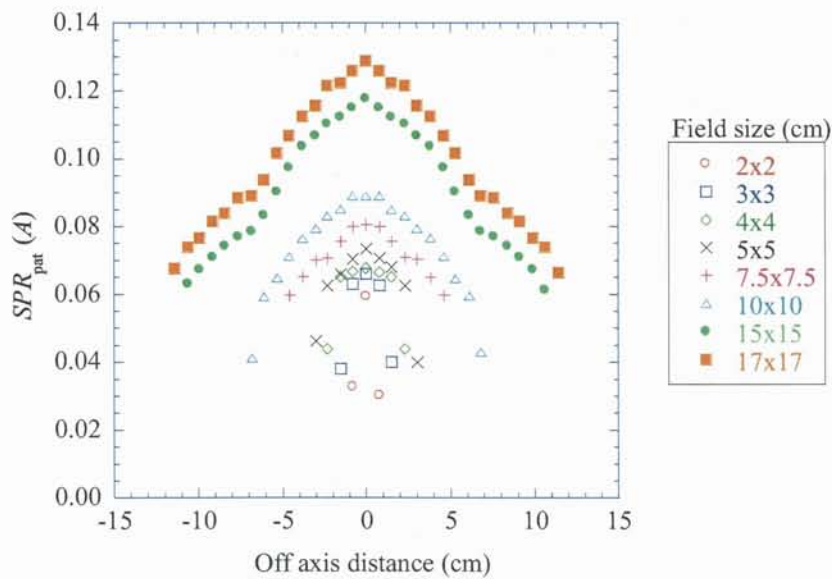
図 5-7 より $SPR_{pat}(A)$ は、ファントム厚さが厚くなるにしたがって増加していく事が示された。また、照射野サイズが大きくなるにしたがって増加し、分布としてはビーム軸で最大でビーム軸からの距離が離れるほど減少していく事が示された。また、この傾向はファントム厚が 10 cm、20 cm、30 cm のいずれも同様であった。よって、最も大きい照射野である 17 cm×17 cm かつファントム厚が 30cm の時のビーム軸での $SPR_{pat}(A)$ が最大となり、0.13 という結果になった。



(a) ファントム厚 10 cm



(b) ファントム厚 20 cm



(c) ファントム厚 30 cm

図 5-7 各ファントム厚での様々な照射野による $SPR_{pat}(A)$ の変化

5.4 考察

本研究の目的である検出器に入射する散乱線量の内、患者にみたてたファントム内で発生した散乱線量について $M_{p, pat}$ および $M_{head+pat}(A)$ を用いた $SPR_{head+pat}(A)$ とファントムによる減弱を補正した $SPR_{head}(A)$ を用いて $SPR_{pat}(A)$ を式(2.12)から明らかにした。本方法は患者にみたてたファントムが存在している状態で、一次線量および散乱線量の計測で得た電離量から一次線量の計測で得た電離量の差が、ファントムからおよびファントムにより減弱した治療器ヘッドからの散乱線による電離量になるとして、まず、一次線量に対する散乱線量の比である $SPR_{head+pat}(A)$ を求め、そこからファントムによる減弱を補正した $SPR_{head}(A)$ を差分することによって、一次線量に対する患者からのみの散乱線量の比である $SPR_{pat}(A)$ を求めるものである。その結果は図 5-6 および図 5-7 が示す様にいずれも照射野サイズが大きくなるにしたがって増加し、分布としてはビーム軸で最大となり、ビーム軸からの距離が離れるほど減少していく事が示された。また、この傾向はファントム厚が 10 cm、20 cm、30 cm のいずれも同様であった。分布がビーム軸から離れるほど減少するのは散乱体であるファントムを見込む角度がビーム軸で最も広く、その分散乱線量が増加していると考えられる。

$SPR_{head+pat}(A)$ と $SPR_{pat}(A)$ との違いは、図 5-6 の $SPR_{head+pat}(A)$ ではファントム厚が厚くなるほど SPR は減少したが、図 5-7 の $SPR_{pat}(A)$ ではファントム厚が厚くなるほど SPR は増加した点である。これは式(2-12)より $SPR_{head+pat}(A)$ から差分される $SPR_{head}(A)$ にはファントム厚さごとに減弱補正がされており、ファントム厚が厚くなるほど差分する $SPR_{head}(A)$ が小さくなる。これによってファントムが厚くなるにしたがって治療器ヘッドからの散乱線量が減少したためと考えられる。

今回の $SPR_{pat}(A)$ の結果に関して、W. Swindell らの報告では今回の計測と同じジオメトリでファントム厚 20 cm とした時の 6 MV の X 線でのモンテカルロシミュレーションを行っている。照射野が約 15 cm × 15 cm の時に二次元平面上に到達した一次光子数およびファントムで発生した散乱光子数をカウントして一次光子数に対する散乱光子数の比をとりそれを SPR として算出したところ、ビーム軸が最大で 0.12 であり、分布としてはビーム軸から離れていくにしたがって減少すると言う事が示されている¹⁸⁾。この結果と今回計測から求めた $SPR_{pat}(A)$ の内、ファントム厚が 20 cm での照射野 15cm × 15 cm の結果とを比較すると、ビーム軸で 0.10 であり分布はビーム軸から離れていくにしたがって減少すると言う事からほぼ同じ傾向であったといえる。この事から、本方法によりファントムからのみの散乱線量を分離して計測できたと考えられる。

5.5 まとめ

$SPR_{\text{head}}(A)$ と同様の実験系で患者にみたてたファントムを挿入し計測を行う事で一次線量に対する治療器ヘッドおよび患者からの合計の散乱線量の比である $SPR_{\text{head+pat}}(A)$ を明らかにし、そこから治療器ヘッドからの散乱線がファントムを通過する事によって一次線と同じように減弱するとして補正をかけた $SPR_{\text{head}}(A)$ を差分することで一次線量に対する患者からのみの散乱線量の比である $SPR_{\text{pat}}(A)$ が最大で 0.13 となり、分布はビーム軸が最大でビーム軸から離れるほど減少する傾向があることを明らかにした。

6章 二次元検出器自身からの散乱線量

6.1 目的

放射線治療器ヘッドから発生した光子を二次元検出器で計測した場合、二次元検出器には治療器ヘッドから発生した光子の他に検出器内で相互作用を起こして発生した散乱線が含まれることになる。この散乱線は一次線の減弱を算出するのに影響を与える可能性がある。よって、検出器で得られる計測値から除去する必要があるため、一次線量に対する二次元検出器自身から発生する散乱線量を明らかにする。

6.2 方法

6.2.1 二次元検出器を用いた一次線量の計測

二次元検出器自身からの散乱線量を明らかにするためにまず、一次線量の計測を行った。検出器は空洞電離箱として、二次元平面形空洞電離箱(I'mRT MatriXX, iba社)を選択した。図6-1に二次元検出器を用いた一次線量の計測をするための幾何学的配置を示す。SCD150 cmとし、水等価厚 2.4 g cm^{-2} の銅板をビルドアップのために使用した。今回の計測では二次元検出器を用いているため、検出素子間同士の均一性が保たれている事を確認する必要がある。そのため計測ポイントは4章の時と同様、ビーム軸を中心としたX軸, Y軸で行った。また、ポイント間距離は二次元検出器の各検出器間隔である0.76 cmとした。

図6-1に示すように、患者がいない状態で照射野サイズを小さくしかつ検出器の前面にSRS用1.2 cm ϕ のコーンを設置する事で治療器ヘッドからの散乱線を遮へいしている。よって、この計測によって得られる電離量を、二次元検出器を用いた場合の一次線による電離量 $M_{p, 2D}$ とした。

図6-1において、ビーム軸外の検出器に一次線を入射させる場合、目的とする検出器以外に一次線が入射されるかどうか問題となるが、今回用いている二次元検出器の検出器間距離は最大でもビーム軸から11.4 cmまでで、SCDが150 cmなので式(4-1)より角度を求めると約 4.3° となり、目的とする単一の検出器に入射する事が確認された。

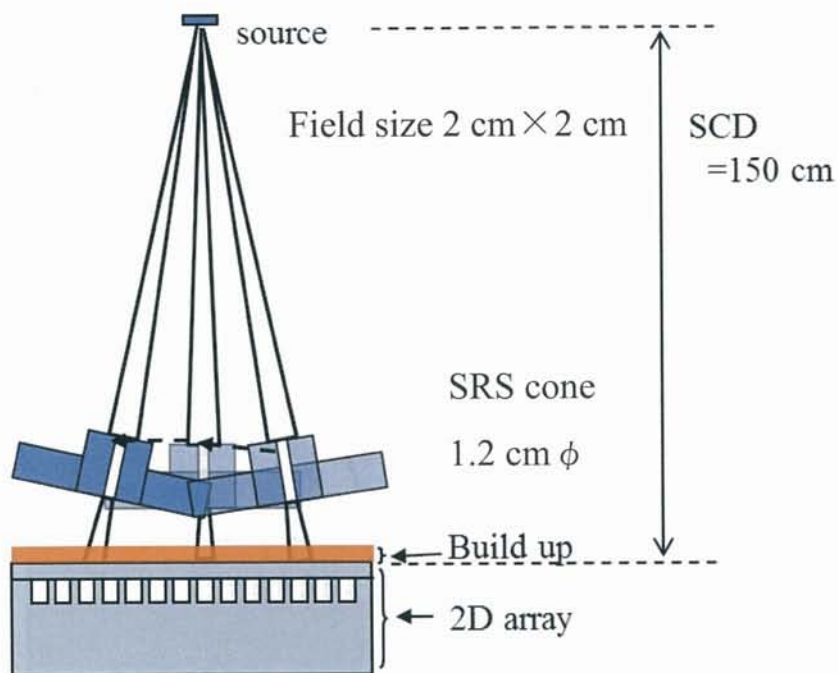


図6-1 二次元検出器を用いた一次線量計測の配置図

6.2.2 二次元検出器を用いた一次線量および散乱線量の計測

図 6-2 に一次線量と治療器ヘッドおよび二次元検出器自身からの散乱線量の計測をするための幾何学的配置を示す。一次線量を計測した配置から SRS 用 $1.2\text{ cm } \phi$ のコーンを取り去り、照射野サイズを広げることで一次線だけでなく治療器ヘッド内で発生する散乱線および二次元検出器内で発生する散乱線も検出器に入射する事になる。よって照射野サイズ A において、この計測によって得られる電離量がある照射野サイズ A における一次線、治療器ヘッド内および検出器内で発生した散乱線による電離量 $M_{\text{head}+2\text{D}}(A)$ とした。

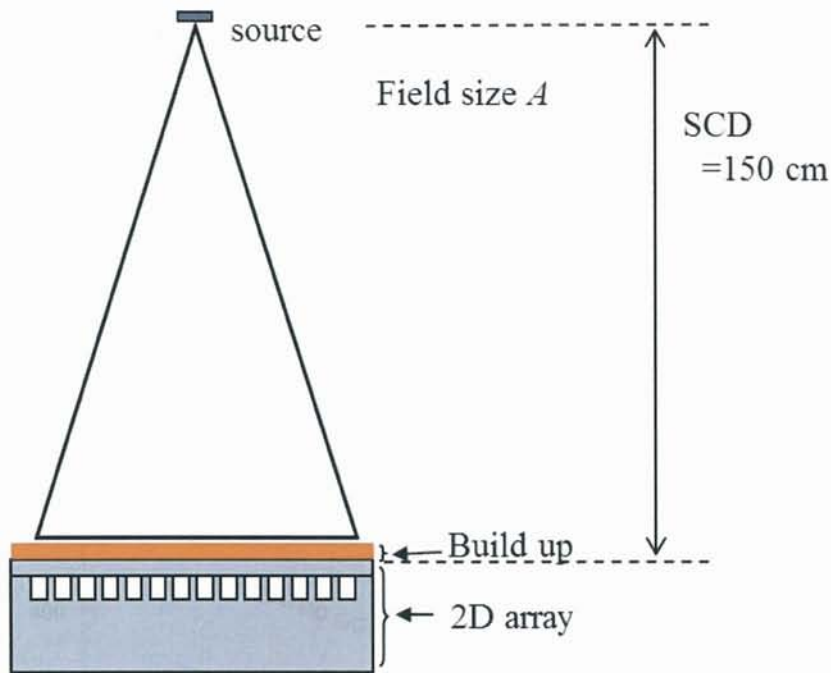


図 6-2 二次元検出器を用いた一次線量および散乱線量の計測

6.2.3 二次元検出器自身からの散乱線量の分離

患者のいない状態で、二次元検出器を用いてある照射野サイズ A の時に計測された電離量 $M_{\text{head}+2\text{D}}(A)$ には一次線の他に治療器ヘッド内で発生した散乱線に加えて二次元検出器内で発生した散乱線も含まれている。そこでまずは、照射野サイズ A の時の一次線量に対する治療器ヘッドおよび二次元検出器自身からの散乱線量の比である $SPR_{\text{head}+2\text{D}}(A)$ を、計測した $M_{\text{p}, 2\text{D}}$ および $M_{\text{head}+2\text{D}}(A)$ を用いて式(2.13)から算出した。次に、治療器ヘッドからの散乱線を除去し一次線量に対する二次元検出器自身からのみの散乱線量の比である $SPR_{2\text{D}}(A)$ を $SPR_{\text{head}}(A)$ および $SPR_{\text{head}+2\text{D}}(A)$ を用いて式(2.14)より算出した。

6.3 結果

図 6-3 に X, Y 軸に沿った $M_{p, 2D}$ を示す。横軸はビーム軸からの距離を、縦軸は二次元検出器を用いた場合の一次線による電離量 $M_{p, 2D}$ を示している。

図 6-3 より各計測ポイントでの $M_{p, 2D}$ は、ビーム軸で最も小さくなり、分布としてはほぼ平坦になることが示された。また、この傾向は X 軸、Y 軸ともに同様であった。

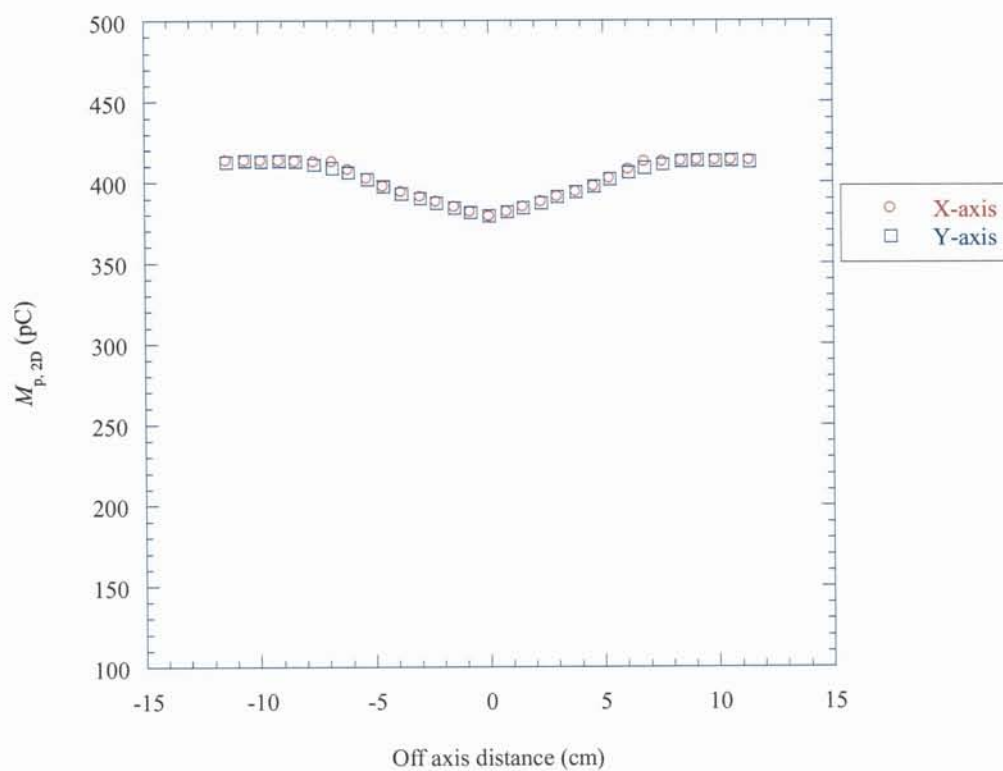
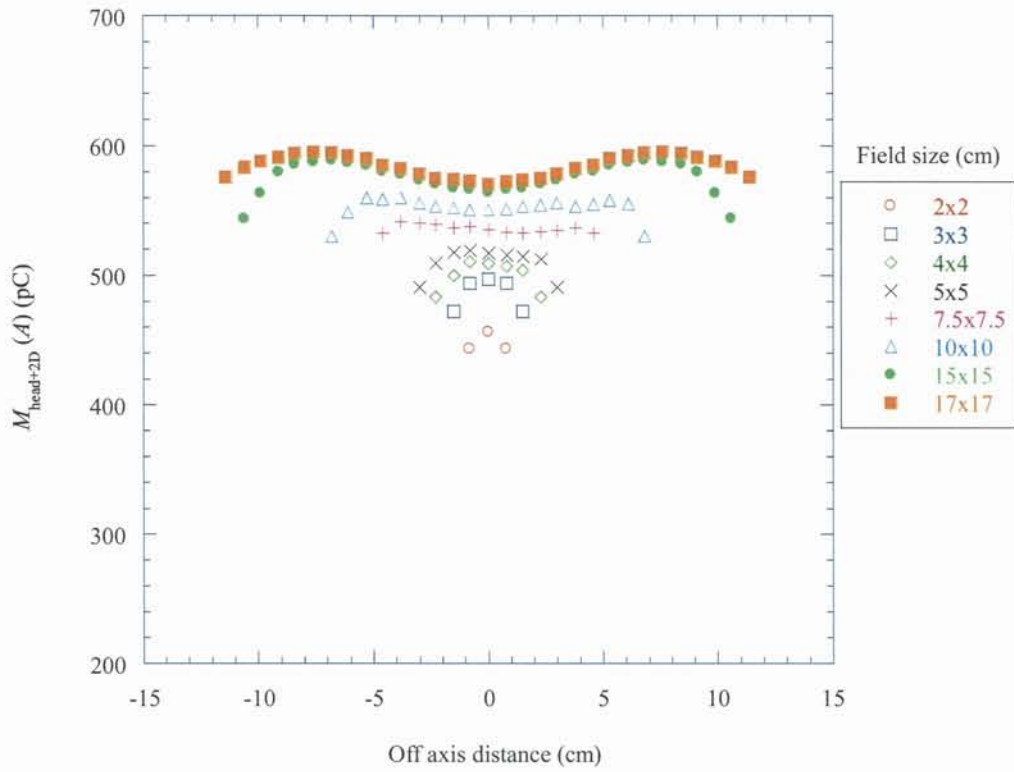


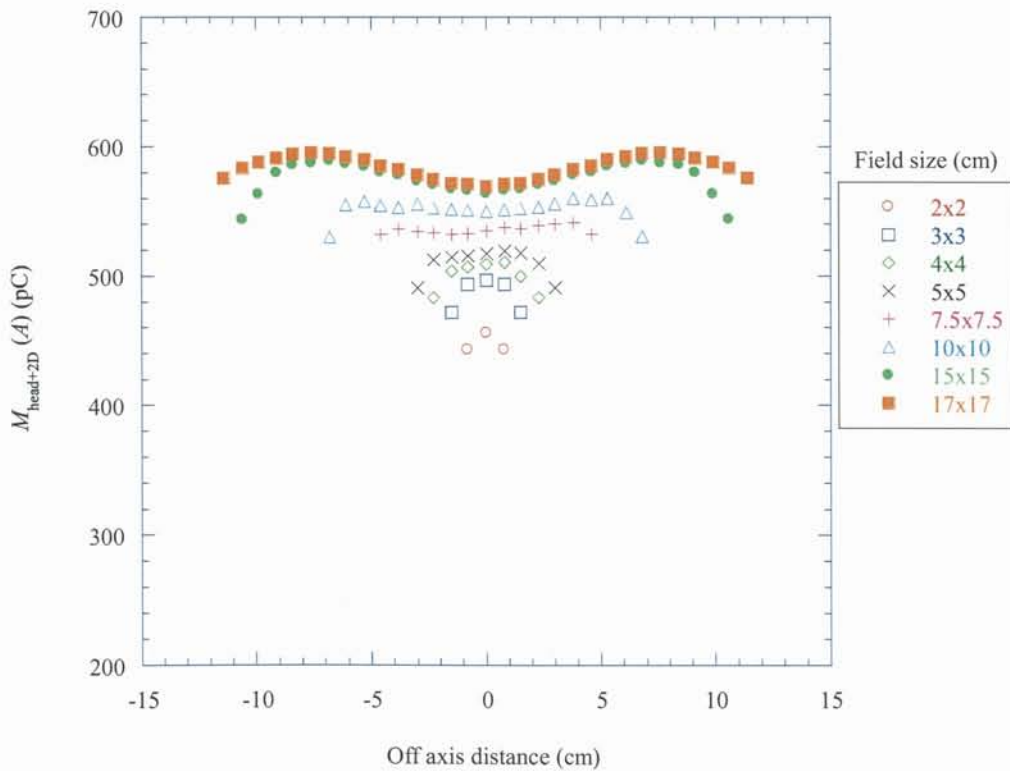
図6-3 X, Y軸に沿った $M_{p, 2D}$ の変化

次に、図 6-4(a)に X 軸, (b)に Y 軸に沿った様々な照射野サイズでの $M_{\text{head}+2\text{D}}(A)$ の変化をそれぞれ示す。横軸はビーム軸からの距離を、縦軸は一次線量と治療器ヘッドおよび二次元検出器自身からの散乱線量の計測で得られた電離量 $M_{\text{head}+2\text{D}}(A)$ を示している。照射野サイズは、一次線量の計測で用いた $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$ を始めとして $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$ 、 $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$ 、 $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ 、 $7.5\text{ cm} \times 7.5\text{ cm}$ 、 $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ 、 $15\text{ cm} \times 15\text{ cm}$ および最も大きい照射野サイズとして、二次元検出器を用いた際にすべての検出器を覆う照射野サイズである $17\text{ cm} \times 17\text{ cm}$ とした。

図 6-4 より $M_{\text{head}+2\text{D}}(A)$ は照射野サイズが大きくなるにしたがって増加し、分布としてはどの照射野サイズもほぼ平坦になることが示された。また、この傾向は X 軸および Y 軸で同様であった。二次元検出器を用いた場合、検出器同士の均一性が保たれている事を確認するために $SPR_{\text{head}}(A)$ の時と同様 X, Y 軸に沿ったポイントでの計測を行ったが、結果より X 軸、Y 軸ともに同様の傾向を示したので検出器同士の均一性が保たれている事が確認された。



(a) X軸

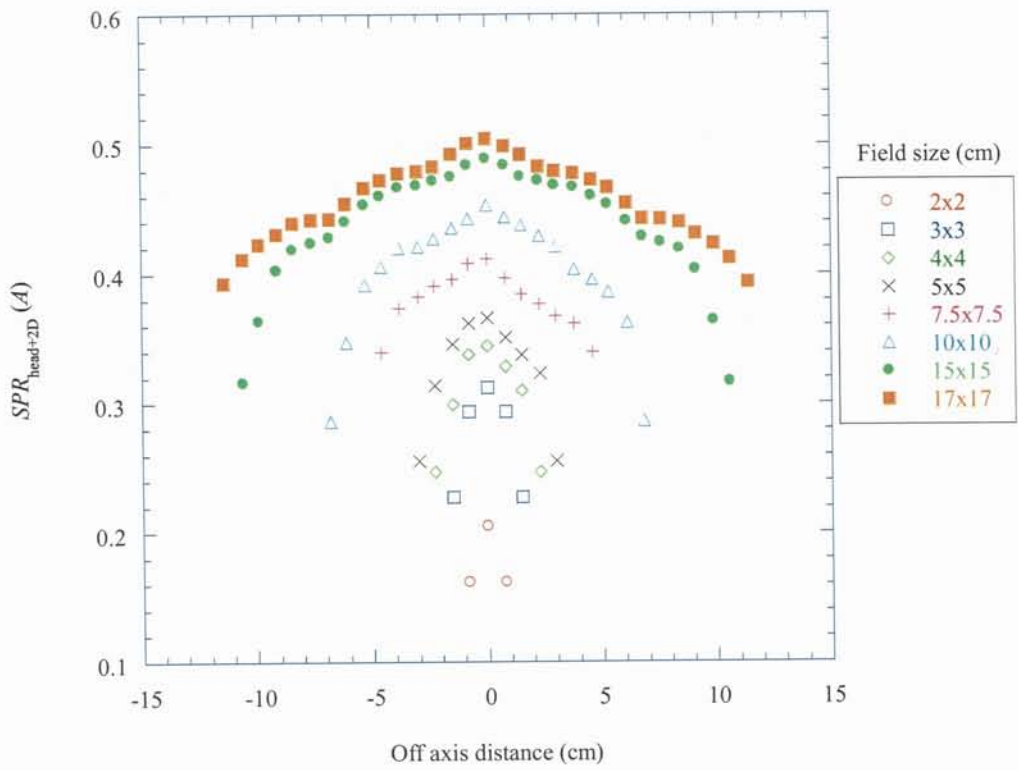


(b) Y軸

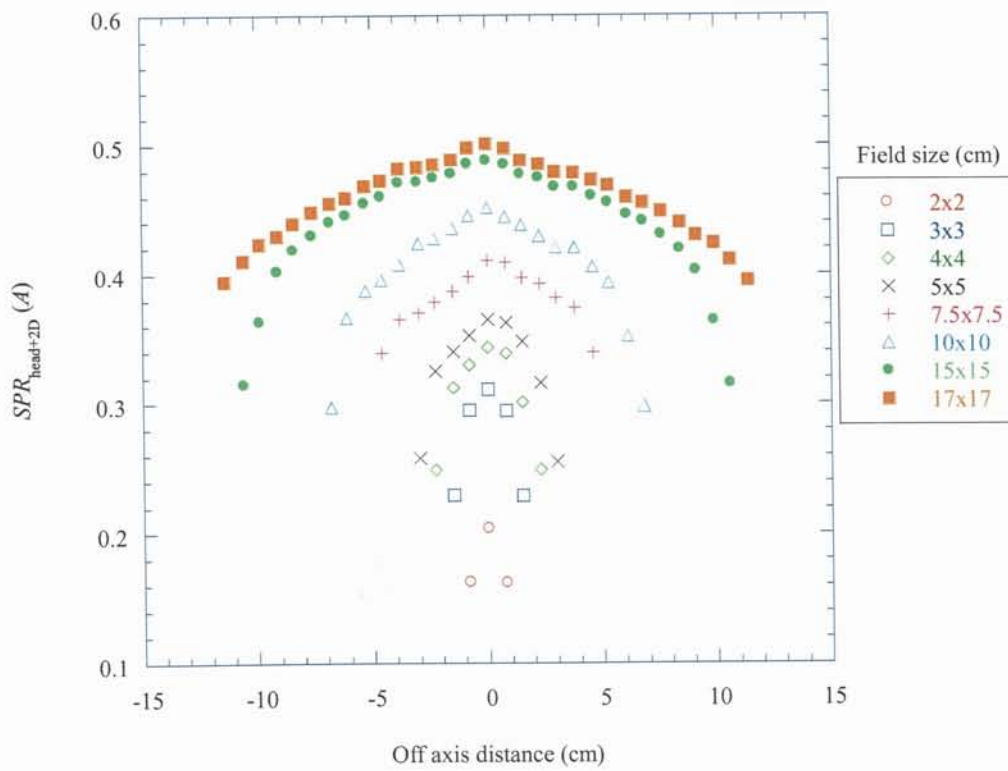
図6-4 X, Y軸に沿った様々な照射野サイズでの $M_{\text{head}+2\text{D}}(A)$ の変化

次に、図 6-5(a)に X 軸, (b)に Y 軸に沿った様々な照射野サイズでの $SPR_{\text{head}+2D}(A)$ の変化をそれぞれ示す。横軸はビーム軸からの距離を、縦軸は一次線量に対する治療器ヘッドおよび二次元検出器自身からの散乱線量の比である $SPR_{\text{head}+2D}(A)$ を示している。照射野サイズは $M_{\text{head}+2D}(A)$ の時と同様である。

図6-5より $SPR_{\text{head}+2D}(A)$ は、照射野サイズが大きくなるにしたがって増加し、分布としてはビーム軸で最大となり、ビーム軸からの距離が離れるほど減少していく事が示された。また、この傾向はX軸、Y軸ともに同様であった。よって、最も大きい照射野である17 cm×17 cmの時のビーム軸での $SPR_{\text{head}+2D}(A)$ が最大となり、0.50という結果になった。



(a) X軸

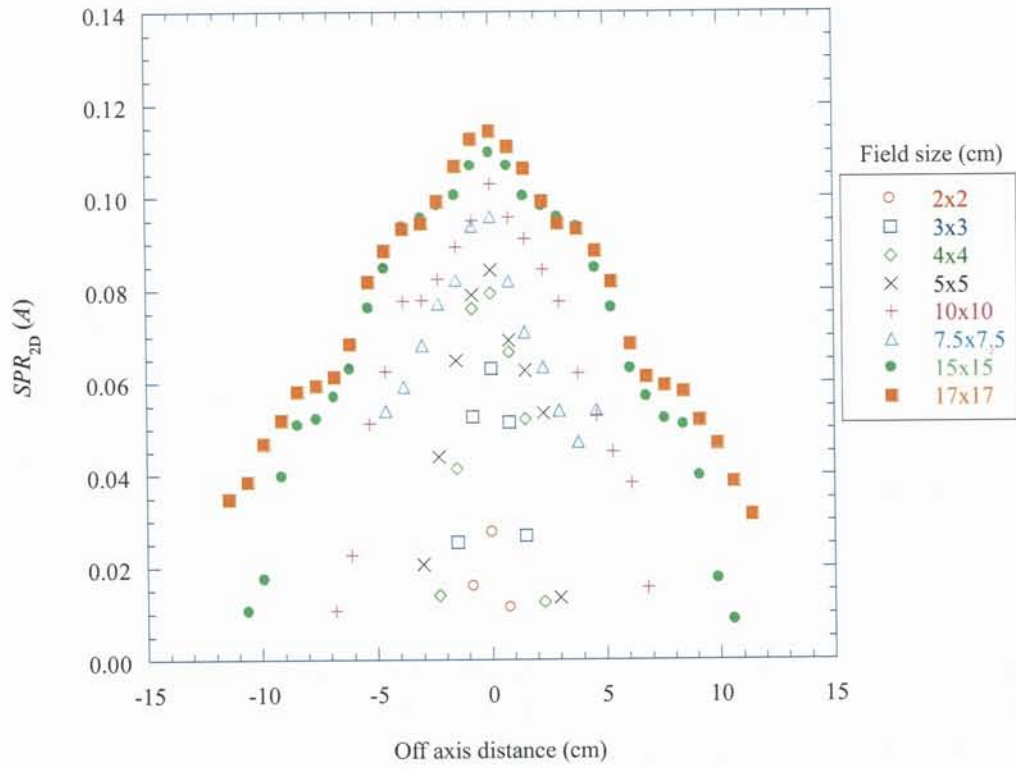


(b) Y軸

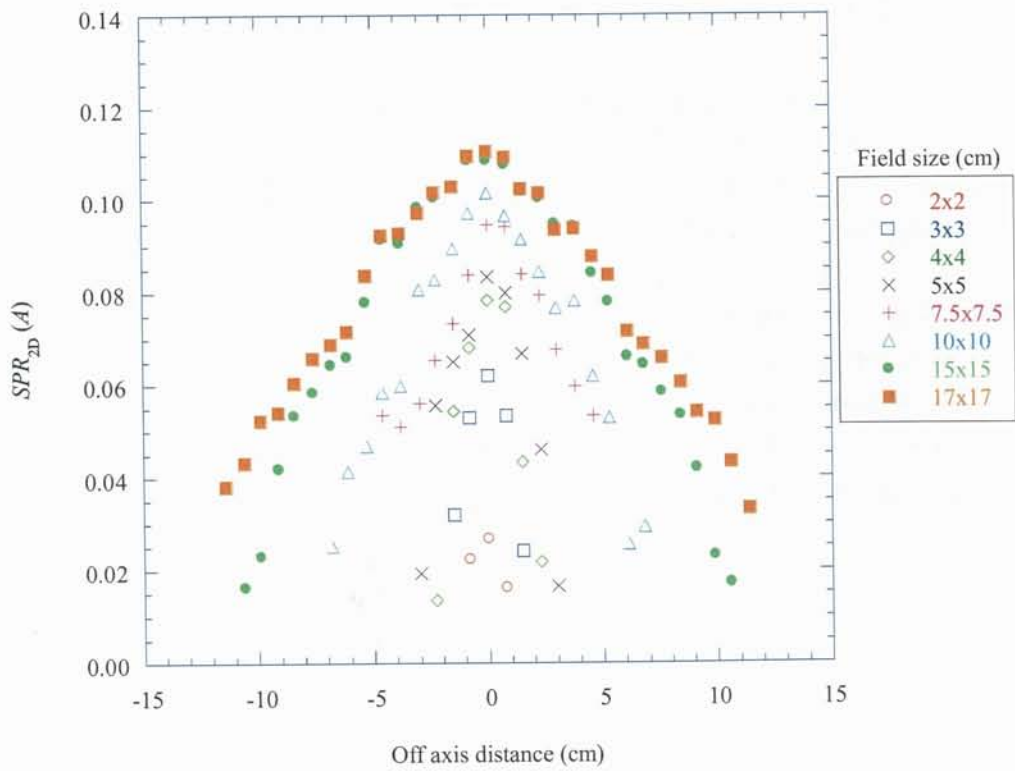
図6-5 X, Y軸に沿った様々な照射野サイズでの $SPR_{\text{head}+2D} (A)$ の変化

次に、図 6-6(a)に X 軸, (b)に Y 軸に沿った様々な照射野サイズでの $SPR_{2D}(A)$ の変化をそれぞれ示す。横軸はビーム軸からの距離を、縦軸は一次線量に対する二次元検出器自身からのみの散乱線量の比である $SPR_{2D}(A)$ を示している。照射野サイズは $M_{\text{head}+2D}(A)$ の時と同様である。

図6-6より $SPR_{2D}(A)$ は、照射野サイズが大きくなるにしたがって増加し、分布としてはビーム軸で最大でビーム軸からの距離が離れるほど減少していく事が示された。また、この傾向はX軸、Y軸ともに同様であった。よって、最も大きい照射野である17 cm×17 cmの時のビーム軸での $SPR_{2D}(A)$ が最大となり、0.12という結果になった。



(a) X軸



(b) Y軸

図6-6 X, Y軸に沿った様々な照射野サイズでのSPR_{2D}(A)の変化

6.4 考察

本研究の目的である検出器に入射する散乱線量の内、二次元検出器内で発生した散乱線について $M_{p,2D}$ および $M_{head+2D}(A)$ を用いた $SPR_{head+2D}(A)$ と $SPR_{head}(A)$ を用いて $SPR_{2D}(A)$ を式(2.14)から明らかにした。本方法は患者の存在しない状態で、二次元検出器を用いて一次線量および散乱線量の計測を行い $SPR_{head+2D}(A)$ を求めておいて、既知の $SPR_{head}(A)$ が治療器ヘッドからの散乱線量分であるからそれを差分することにより二次元検出器自身からのみの散乱線量分である $SPR_{2D}(A)$ を求めるものである。その結果は図6-5および図6-6が示す様にいずれも照射野サイズが大きくなるにしたがって増加し、分布としてはビーム軸で最大となり、ビーム軸からの距離が離れるほど減少していく事が示された。また、この傾向はX軸、Y軸ともに同様であった。

本方法は、空洞電離箱および二次元検出器で同一のビルドアップ材を使用しているので一次線量に対する検出器前面から以外の側面および後方からの検出器自身の散乱線量の比であるといえる。今回用いた二次元検出器は空洞電離箱に比べて空洞体積が大きく、特に空洞の厚さが5 mmと空洞電離箱の1 mmと比較し厚いため側面からの散乱線が入射しやすいと考えられる。また、空洞電離箱の様に保護電極を有していないことも前方以外からの散乱線入射の原因と考えられる。さらに、検出器の後方物質の厚さも空洞電離箱に比べて二次元検出器の方が厚いために、後方物質を発生源とした散乱線が二次元検出器の方がより入射すると考えられる。

EPIDによるコーンビームCTでの除去すべき散乱線の研究についてはモンテカルロシミュレーションおよび実機を用いた計測がなされている¹⁸⁻²⁴⁾。これらは主にファントムが発生源の散乱線に注目しており、これは本論文での5章にあたる。しかしながら二次元検出器自身が発生源の散乱線についての研究は少ない、またはやられていない可能性がある。Song Wangらは照射野の違いによるEPIDのレスポンスの違いについてモンテカルロシミュレーションをベースにした研究を行っている²¹⁾が、これは本研究の様に一次線量と散乱線量の比を明らかにするものではない。二次元検出器を用いて透過光子を計測し体内の線減弱係数の3次元分布を再構成するためには検出器に入射する一次線以外の散乱線を除去する必要がある。二次元検出器自身からの散乱線も除去しなければならないので本研究の様に一次線量に対する検出器自身からの散乱線量の比を明らかにすることは重要であり、本方法により明らかにされた。

6.5 まとめ

$SPR_{\text{head}}(A)$ と同様の実験系で検出器を空洞電離箱から二次元検出器に交換して計測を行う事で一次線量に対する治療器ヘッドおよび二次元検出器自身からの散乱線量の比である $SPR_{\text{head}+2\text{D}}(A)$ を明らかにし、そこから治療器ヘッドからの散乱線量である $SPR_{\text{head}}(A)$ を差分することで一次線量に対する二次元検出器自身からのみの散乱線量の比である $SPR_{2\text{D}}(A)$ が最大で0.12となり、分布はビーム軸が最大でビーム軸から離れるほど減少する傾向があることを明らかにした。

7章 まとめと結語

現在、放射線治療においてRTPSが計算した値と、空洞電離箱線量計やフィルム、および水ファントムや水等価ファントム等を用いて計測を行った値とが一致しているかを確認する作業は重要である。この確認作業は治療開始前に行っている場合が多く、治療開始後に行っていないのがほとんどである。しかし、実際に投与された線量が予定通りであったかを確認する事も重要である。そのための手法として本研究は体内投与線量分布を、二次元検出器を用いて透過光子を計測する事で再構成する事を最終目標とし、その第一段階として二次元検出器を用いて治療器から発生した一次線の減弱を再構成するために計測値から除去すべき散乱線量を一次線に対する散乱線量の比として SPR を用いて明らかにするものである。二次元検出器に入射する一次線以外の散乱線には治療器ヘッドで発生するもの、患者から発生するもの、そして二次元検出器自身から発生するものがある。今回一次線に対し、この3つの散乱線量を発生源ごとに明らかにした。

発生源ごとの散乱線量をまとめたものを図7-1に示す。図7-1で示すグラフは、ビーム軸での各 SPR の照射野サイズ A による変化を示している。いずれも照射野サイズ A が大きくなるほど増加しており最大照射野である $17\text{ cm} \times 17\text{ cm}$ で SPR_{head} は0.39、 SPR_{patient} はファントム厚が 10 cm の時に0.08、 20 cm で0.11、 30 cm では0.13となり、 SPR_{2D} は0.12と言う結果となった。このグラフより照射野サイズおよび患者の体厚が分かれば検出器に入射する散乱線量が求められることになる。したがって、体内線減弱係数の3次元分布を計算するために二次元検出器で得られるシグナルから除去すべき散乱線量の関数化ができるという事が示された。これにより、患者を通過してきた一次線量を、二次元検出器を用いて抽出することができると考えられる。過去の文献では、モンテカルロシミュレーションによる SPR を算出している研究があるが実際の計測において散乱線量を明らかにしたような研究は他になく、本研究により重要な結果が得られたと考えられる。

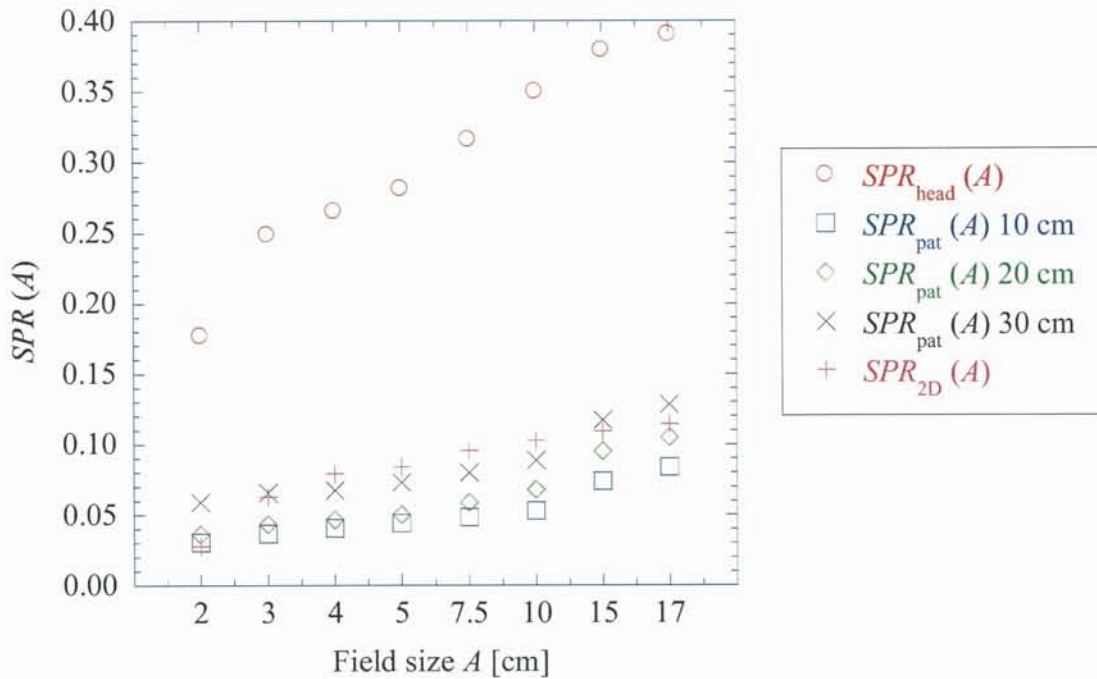


図7-1 発生源ごとの散乱線量のまとめ

本研究より、二次元検出器を用いて透過光子を計測した際に検出器に入射する散乱線量を分離する事で患者を通過してきた一次線量を抽出できることが示された。よって、実際に二次元検出器を用いてコーンビームCTの様に回転データを取得すれば正確な一次線量の減弱を再構成できると考えられる。本報告では一次線量の減弱にとどまっているが、最終目的は体内の線量分布を再構成する事にあるため、一次線量の減弱が再構成できるかを確認したのちに体内線量分布再構成に向けて研究を重ねていく必要がある。

参考文献

- 1) 厚生労働省. 平成22年人口動態統計月報年計(概数)の概況.
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/geppo/nengai09/kekka3.html>, (参照 2011-11-01).
- 2) AAPM TG-62. Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy. AAPM Report. No. 87, 2005.
- 3) Markus Wendling.; Robert J. W. Louwe. et al. Accurate two-dimensional IMRT verification using a back-projection EPID dosimetry method. Phys. Med. 33(2), 2006.
- 4) Markus Wendling.; Leah N. McDermott. et al. A simple backprojection algorithm for 3D in vivo dosimetry of IMRT treatment. Phys. Med. 36(7), 2009.
- 5) Francois P, et al. In vivo dose verification from back projection of a transit dose measurement on the central axis of photo beams. Physica Medica, 2010, doi:10.1016/j.ejmp.2010.06.002.
- 6) Anton Mans.; Peter Remeijer. et al. 3D Dosimetric verification of volumetric-modulated arc therapy by portal dosimetry. Radiotherapy and Oncology. 94(2), 2010.
- 7) L. N. McDermott.; M. Wendling. et al. Clinical experience with EPID dosimetry for per-treatment dose verification. Phys. Med. 33(10), 2006.
- 8) 日本医学物理学会編. 外部放射線治療における吸収線量の標準測定法(標準測定法01). 第2版, (株)通商産業研究社, 2003.
- 9) 黒澤忠弘.; 計量標準総合センター. ガンマ線空気カーマ標準の設定. 産業技術総合研究所計量標準総合センター, 2005
- 10) Boutillon M. and Perroche A.M. Re-evaluation of the W value for electrons in dry air. Phys. Med. Biol. 32, 1987.
- 11) 大塚徳勝. Q&A 放射線物理. (株)共立出版, 1995.
- 12) 野口正安. 実習と演習 γ 線スペクトロメトリー. 日刊工業新聞社, 1980.

- 13) J. R. Grening, 森内和之.; 高田信久訳. 放射線量計測の基礎. (株)地人書館, 1988.
- 14) 中村尚司. 放射線物理と加速器安全の工学. 第2版, (株)地人書館, 2001.
- 15) 飯田博美. 放射線物理学. 第5版, (株)通商産業研究社, 1998.
- 16) Rowshanfarzad, et al. Measurement and modeling EPID arm backscatter. *Phys. Med.* 37, 2010.
- 17) M.W.D. Grattan and C.K. McGarry. Mechanical characterization of eight Varian EPIDs. *Phys. Med.* 37, 2010.
- 18) William Swindell and Philip M. Evans: Scattered radiation in portal images: a Monte Carlo simulation and a simple physical model. *Med. Phys.* 23, 1996.
- 19) L. Spies, P.M. Evans, M. Partridge et al: Direct measurement and analytical modeling of scatter in portal imaging. *Med. Phys.* 27, 2000.
- 20) B.M.C. McCurdy and S. Pistorius: Photon scatter in portal images: accuracy of a fluence based pencil beam superposition algorithm. *Med. Phys.* 27, 2000.
- 21) Song Wang, Joseph K. Gardner, John J. Gordon et al: Monte Carlo-based adaptive EPID dose kernel accounting for different field size responses of imagers. *Med. Phys.* 36, 2009.
- 22) Steven F. Petit, Wouter J.C. van Elmpt, Sebastiaan M.J.J.G. Nijsten et al: Calibration of megavoltage cone-beam CT for radiotherapy dose calculations: Correction of cupping artifacts and conversion of CT numbers to electron density. *Med. Phys.* 35, 2008.
- 23) Burkhard A. Groh, Lothar Spies, Bernd M. Hesse et al: Scatter rejection methods in megavoltage imaging with an amorphous silicon flat panel array. *Proc. SPIE* 3977, 2000.
- 24) L. Spies, M. Ebert, B.A. Groh et al: Correction of scatter in megavoltage cone-beam CT. *Phys. Med. Biol.* 46, 2001.

謝辞

まず、研究場所となりました杏林大学医学部附属病院 放射線部 池田郁夫氏をはじめ、職員の方々のご協力に感謝申し上げます。私の研究に対しご理解を頂き、夜遅くに及ぶリニアック実験も手伝っていただきました。

本稿を終えるにあたり、御指導、御校閲を賜りました首都大学東京大学院 人間健康科学研究科 齋藤秀敏教授に深く感謝いたします。先生を通して、研究に対する姿勢や、臨床現場における心構えなど、将来の私にとって非常に大切なことを学ぶことが出来たと思います。