

坂口 寛¹⁾ 真貝 勝¹⁾ 齋藤 央¹⁾ 竹岡 孝晃¹⁾ 城野 良三²⁾

1) 小松島赤十字病院 放射線科部

2) 小松島赤十字病院 放射線科

要 旨

マントル照射等におけるライナックでの大照射野の必要性に駆られ、SAD (Source-Axis Distance 線源回転軸間距離 以下 SAD と略す) を100cmから130cmにする事により、従来の X 線シミュレーター法ではいくつかの問題点がでてきた。そこで CT のスカウト画像を利用する事で改善できると考え、従来の X 線シミュレーター法と比較検討を行った。結果、CT スカウト画像の歪みは最大で、体軸方向には1%、側方向には2.7%であった。中心軸から側方向に離れる場合、照射野幅は広がる傾向にあるが、実際の計画において問題はない。当院の X 線シミュレーションでは透視像の視野が狭く、照射野全体を一度に確認できない問題点があるので、広範囲での設定が可能な CT スカウト画像を、大照射野での位置決め方法のひとつとして応用していきたい。

キーワード：放射線治療計画、大照射野、CT スカウト画像、X 線シミュレーター法

はじめに

近年、放射線治療計画では、その照射野設定、線量計算、線量分布などに、CT 画像が多く利用されている¹⁾。ホジキン病、白血病などの造血器腫瘍、及び中枢神経系腫瘍などの放射線治療において、その照射には大照射野が必要となる²⁾。当院の放射線治療システムでは SAD を100cmに設定している。しかし、大照射野を得るためには SAD を100cmから130cmに設定しなければならないが、従来の X 線シミュレーター法ではいくつかの問題点がでてきた。そこで CT のスカウト画像を利用する事でいくつかの問題点を改善する事ができると考え、従来の X 線シミュレーター法と比較検討を行った³⁾。

使用機器

X 線シミュレーター：Toshiba LX-40B
CT：Toshiba TCT-900S
治療装置：Toshiba MEVATRON67

問題点

- ①Image・Intensifier (蛍光増倍管 以下 I・I と略す) の視野が9インチと小さく、I・I スライド方式でないため照射野の確認が困難である。
- ②X 線シミュレーター装置は、構造上、大角サイズ (35×35cm) でしか撮影できない。
- ③SAD 可変範囲が80~130cmである。
- ④シミュレート目盛盤の SAD130cm用がオプションである。

方 法

- ①CT の精度テストになるが、ファントムを CT のテーブル上に固定して、サイドポイントを表面に合わせる。スカウト画像を撮影して CT の 1 cm 間隔のスケールを表示させ、実際にスケールとして正確であるかを調べる。(図 1)

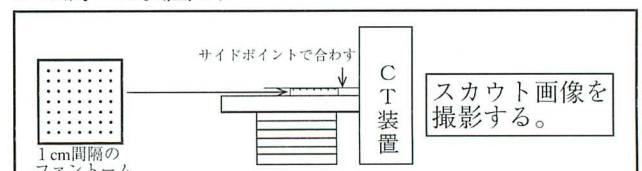


図 1

②スカウト画像中心軸から左右に照射 ROI (Region Of Interest 関心領域 ROI と略す) が外れた場合として、ゴルフボールを中心軸から 5 cm 間隔に並べて発泡スチロール板で挟む。CT のテーブル上に固定して、サイドポイントをゴルフボールの中心にあわせる。スカウト画像を撮影して、それぞれのゴルフボール位置での歪を計算する。(図 2)

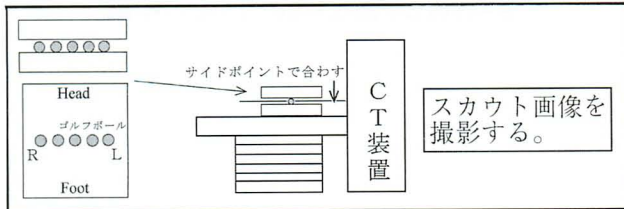


図 2

③体軸方向にも長い照射野が必要と成るため、ゴルフボールを頭方向から足方向に 5 cm 間隔に並べて発泡スチロール板で挟む。CT のテーブル上に固定して、サイドポイントをゴルフボールの中心にあわせる。スカウト画像を撮影して、それぞれのゴルフボール位置での歪を計算する。(図 3)

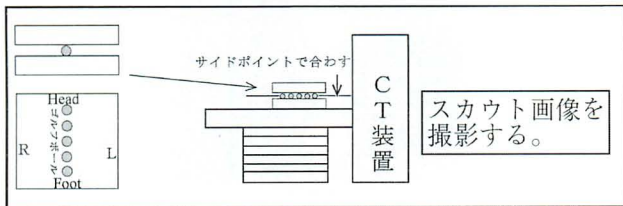


図 3

④CT スリットビームと X 線シミュレーター・ファンビームの違いによる画像の歪みを比較するために、X 線シミュレーターで位置確認写真を撮影し、

側方向と体軸方向でのゴルフボールの歪を各々計算する。(図 4)

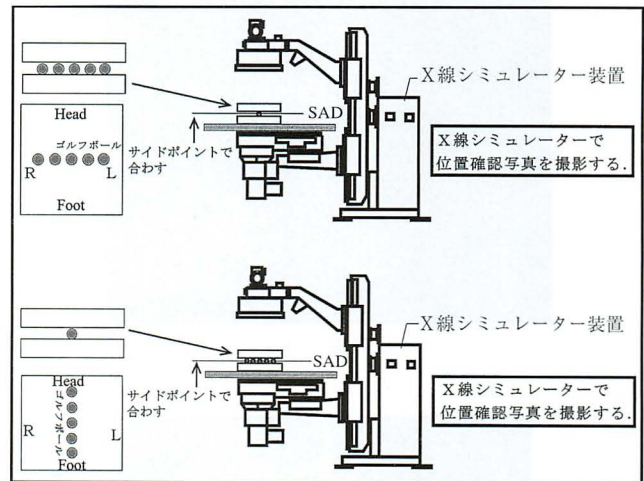


図 4

⑤方法②③で撮影したスカウト画像に照射計画をして、照射野を 5 cm × 30 cm、30 cm × 5 cm に設定した。ライナックグラフィでの画像の歪を比較するために、側方向と体軸方向の歪を各々計算する。(図 5)

結果

①方法①で撮影したスカウト画像に CT の表示スケールを重ねると、写真 1 になり、ほぼ一致している。したがってスカウト画像上の表示スケールは信頼できるものとする。

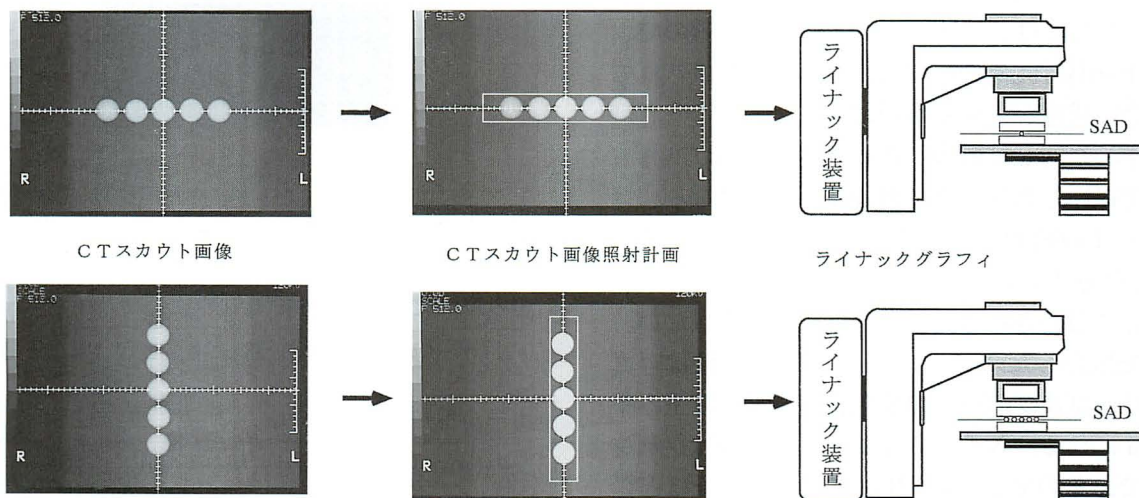


図 5

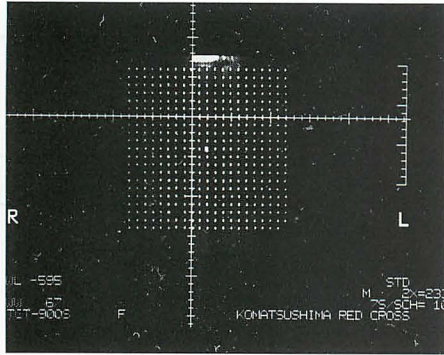


写真 1

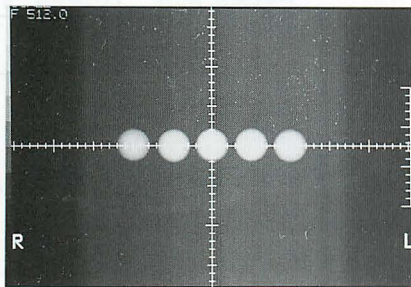


写真 2

表 1

ボール番号	1	2	3	4	5
横幅(mm)	22.5	22.2	22	22.4	22.6
歪み率(横幅)	2.3%	0.9%		1.8%	2.7%

(ボールの番号は、R側より1.2.3.4.5とする)

②方法②で撮影したスカウト画像は写真2になり、ゴルフボールの横幅、及び歪み率は、表1になる。CTは、左右に対してはファンビームであるので、スカウト画像中心軸から左右に照射ROIが外れていく場合、横幅が広がる傾向になる。

しかし中心に対して最大2.7%となり問題はない。

③方法③で撮影したスカウト画像は写真3になり、ゴルフボールの縦幅、及び歪み率は、表2になる。CTは、体軸方向にはスリットビーム方式であり、常に中心で撮影されるためにほとんど歪みはない。

④方法④で撮影したX線シミュレーション像は写真4になり、ゴルフボールの縦幅、横幅、及び歪み率は、表3になる。X線シミュレーション像はファンビームであるので、照射ROIが外れていくほど歪みは大きくなるが、側方向より体軸方向に対して大きくなる傾向がある。

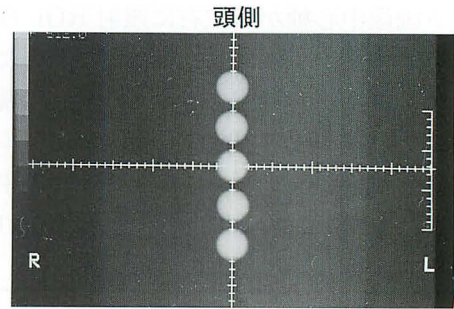


写真 3

表 2

ボール番号	1	2	3	4	5
縦幅(mm)	22	21.8	22	22	21.8
歪み率(縦幅)	0.0%	0.9%		0.0%	0.9%

(ボールの番号は、頭側より1.2.3.4.5とする)

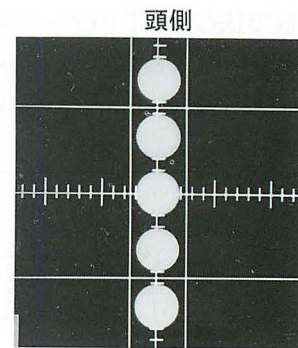


写真 4

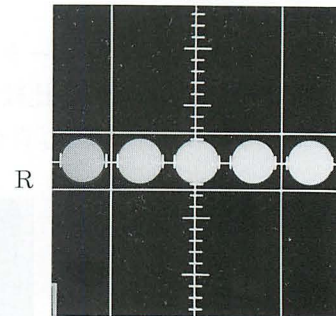


表 3

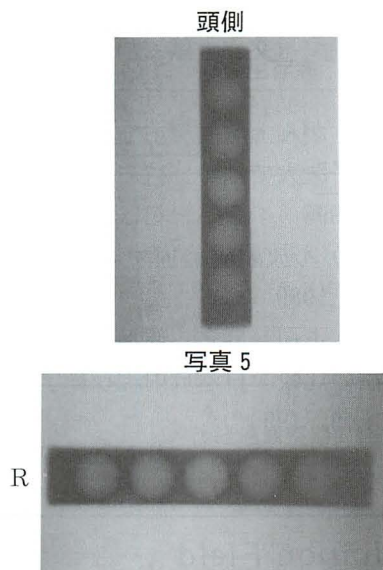
ボール番号	1	2	3	4	5
縦幅(mm)	52	51.5	51	51.5	52
歪み率(縦幅)	1.96%	0.98%		0.98%	1.96%

(ボールの番号は、頭側より1.2.3.4.5とする)

ボール番号	1	2	3	4	5
横幅(mm)	52	51.6	51.4	51.8	52.2
歪み率(横幅)	1.17%	0.39%		0.78%	1.56%

(ボールの番号は、R側より1.2.3.4.5とする)

⑤方法⑤で撮影したライナックグラフィは写真5になり、ゴルフボールの横幅、縦幅、及び歪み率は、表4になる。ライナックグラフィはファンビームであり、照射ROIが外れていくほど歪みは大きくなるが、側方向、体軸方向にも同じ歪み率であり広がる傾向も同じである。



⑥CTスカウト画像計画による照射野と、ライナックグラフィの大きさは、中心のゴルフボールの拡大率と、照射野の拡大率で比較した(表5)。又、写真6を見て照射野の一致性はある。

表 4

ボール番号	1	2	3	4	5
縦幅(mm)	46	45.5	45	45.5	46
歪み率(縦幅)	2.22%	1.11%		1.11%	2.22%

(ボールの番号は、頭側より1.2.3.4.5とする)

ボール番号	1	2	3	4	5
縦幅(mm)	46	45.5	45	45.5	46
歪み率(縦幅)	2.22%	1.11%		1.11%	2.22%

(ボールの番号は、R側より1.2.3.4.5とする)

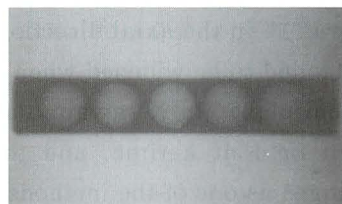
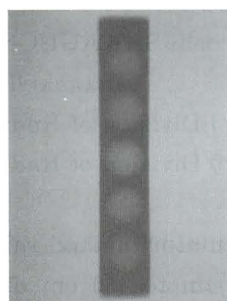
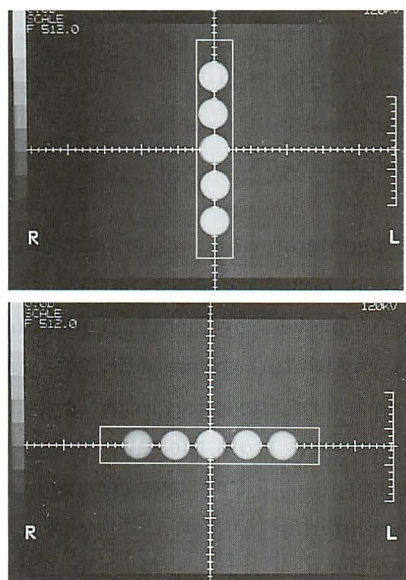


写真 6

表 5

	ゴルフボール	照射野 5 × 30		照射野 30 × 5	
		横(cm)	縦(cm)	横(cm)	縦(cm)
実測(cm)	4.07	5	30	30	5
中心での長さ(cm)	4.5	5.4	32.5	32.6	5.4
拡大率(%)	1.11%	1.08%	1.08%	1.09%	1.08%

考察 及び 結語

今回実験により、CT スカウト画像が実際に信頼できるものかどうかを調べた結果、十分に信頼できるものであった。さらに歪みの実験によってもスリットビームのため、周知されたとおりに体軸方向には問題はなかった。懸念されていた側方向の歪みであるが、最大で2.7%である。照射 ROI がスカウト画像中心軸から側方向に離れる場合、照射野幅は広がる傾向にあるが、実際の計画において問題はない。ライナックグラフィとは、線束入射角の違いにより画像の写り具合は異なるが、照射野の違いはほとんどみられない。

しかし、今回の実験方法としての、精度の点において問題を残した感は免れず、今後の課題として検討していかなければならない。

現在、当院の X 線シミュレーションでは透視像の視野が狭く、I・I スライド方式でないため、照射野

全体を一度に確認できない問題があり、大照射野の治療計画は困難である。CT スカウト画像を利用した放射線治療計画は広範囲での設定が可能で、線量分布評価も容易な利点があるので、大照射野の位置決め方法のひとつとして、今後、臨床応用していきたいと考えている。

文 献

- 1) 大川 智彦：がん・放射線治療 照射法マニュアル—東京女子医大ではこう行っている—。金原出版，東京，1996
- 2) 柄川 順：がん放射線治療マニュアル。中外医学社，東京，1989
- 3) 横田 典和、下司 博之、佐々木 俊一 他：治療計画法の比較。日本放射線技術学会四国支部雑誌 3：19，1999

Irradiation Plan for A Large Irradiation Field — Application of CT in A Scout Image —

Hiroshi SAKAGUCHI¹⁾, Masaru SHINGAI¹⁾, Hiroshi SAITO¹⁾
Takaaki TAKEOKA¹⁾, Ryoza SHIRONO²⁾

1) Division of Radiology, Komatsushima Red Cross Hospital

2) Division of Radiology, Komatsushima Red Cross Hospital

Traditional X-ray simulator method raised a number of problems when the source-axis distance (SAD) was extended from 100 cm to 130 cm due to necessity of a large irradiation field by linac in mantle irradiation. We considered that the situation could be improved by using scout images of CT and examined the method in comparison with the traditional X-ray simulator method. As a result, distortion of CT scout images was 1% in the axial direction and 2.7% in lateral direction at the maximum. Although the irradiation field tended to be widened when it deviated sideways from the central axis, it does not raise a problem in the actual plan. In X-ray simulation at our hospital, a fluoroscopic field is too small to see the whole irradiation field at a time, and thus we are planning to use CT scout images which are applicable to wide ranges as one of the methods for deciding the position in a large irradiation field.

Key words : Radiotherapy plan, large irradiation field, CT scout image, X-ray simulator method

Komatsushima Red Hospital Medical Journal 5:46-50,2000
