

94602453

脳腫瘍に対する定位的放射線治療における
核磁気共鳴画像の有用性に関する研究

(10670818)

平成10年度～平成11年度科学研究費補助金
(基盤研究(C)(2)) 研究成果報告書

平成12年 7月

研究代表者 吉田 弘
(旭川医科大学医学部講師)

脳腫瘍に対する定位的放射線治療における
核磁気共鳴画像の有用性に関する研究

(10670818)

平成10年度～平成11年度科学研究費補助金
(基盤研究(C)(2)) 研究成果報告書

平成12年 7月

研究代表者 吉田 弘
(旭川医科大学医学部講師)

(研究発表)

(A) 学会誌等

- 1) Aoyama H. Yoshida H. et al. Pathologically-proven intracranial germinoma treated with radiation therapy. *Radiotherapy & Oncology*, 47 (2), 201-5, 1998.
- 2) Aoyama H. Yoshida H. et al. Retrospective multi-institutional study of radiotherapy for intracranial non-germinomatous germ cell tumors. *Radiotherapy & Oncology*, 49 (1), 55-59, 1998.
- 3) 東 寛、吉田 弘 他、CD34陽性細胞輸注を行ったPNETの1例. *日本小児血液学会誌*, 12 , 120-125, 1998.
- 4) N Shuke, H Yoshida, et al. Focal Nodular Hyperplasia of the Liver. Scintigraphic Demonstration Using Three Hepatic Imaging Agents. *Clinical Nuclear Medicine*, 24 (6), 451-453, 1999.

(B) 口頭発表

- 1) 吉田 弘 他、頭頸部粘膜原発メラノーマの初回放射線治療成績、日本医学放射線学会北日本地方会、1998.
- 2) 吉田 弘 他、頭頸部粘膜原発メラノーマの初回放射線治療成績、日本医学放射線学会総会、1999.
- 3) 吉田 弘 他、当院の術中照射システムの特徴と問題点、日本医学放射線学会北日本地方会、1999.
- 4) 吉田 弘 他、声門癌根治的放射線治療症例の検討、北海道頭頸部腫瘍研究会、1998.
- 5) 吉田 弘 他、網膜芽細胞腫の治療(総説)、北日本放射線腫瘍学研究会、1999.
- 6) 吉田 弘 他、食道癌放射線治療におけるDVH比較のためのNTCPモデルの有用性、日本医学放射線学会総会、2000.

は し が き

(研究組織)

研究代表者 吉田 弘 (旭川医科大学医学部講師)

研究分担社 油野民雄 (旭川医科大学医学部教授)

研究分担社 瀬尾雄二 (旭川医科大学医学部助手)

(研究協力者 宮野 卓)

(研究経費)

平成10年度 1,400千円

平成11年度 700千円

計 2,100千円

(はじめに)

悪性腫瘍の放射線治療において、その治療線量は周囲正常組織の急性もしくは晩発性放射線障害によって制限される事が多い。定位放射線照射は肉眼的腫瘍を含むclinical target volume (CTV) に対し、空間的により高い精度の照射を行うことで周囲正常組織被曝容積及び線量を低減させ、その結果治療可能比を高めようとする方法である。

通常、頭蓋内病変の定位放射線照射において用いられる画像として、空間的座標精度が高く、かつ放射線治療計画に必要な電子密度補正が計算可能なCT画像が用いられる。しかし経静脈性造影剤等を用いた場合でも、CTによる病変部位及び範囲の特定は困難であることはしばしば経験される。この点軟部組織のコントラスト分解能に優れ、かつ隣接する骨による影響を受けにくい磁気共鳴画像(MRI)はCTVの決定に大変有用である。一方、MRIは撮像に際しての磁場の不均一性に基づく画像の歪みが生じるため、高い空間的精度を要求される定位放射線照射にそのまま用いることができない。以上からCTとMRIを同一部位に施行し、各々の画像を重ね合わせることでCTの空間的座標精度及び電子密度情報とMRIの軟部組織コントラスト分解能を共に利用する方法は今後更に発展すると考えられる。

今回、我々はMRIにおける画像の歪みを検証するため、アクリルファントームを用いた実験を行ったので報告する。

(方法)

使用したファントームはGammasonics社(オーストラリア)製Uniformity and Linearity Phantomである。本ファントームの実測による形態を図1に示す。本ファントームは厚さ約10 mmのアクリル製の容器内に、X-Y方向各々20枚の格子状のプラスチック板が固定されている。その反対側にはMRI用の液体注入孔がある。格子の一部には位置確認用にマーカーが挿入されている(黒印)。格子の全長を実測すると、図に示すごとくX-Y軸方向で3mmの差があるものの、4辺及び対角線の測定では誤差0.5 mm以内で直交性が保たれていた。また、各格子のサイズも0.5mm以内の精度で均等と確認された。

まず、CT画像自体に空間的な歪みが無いかを検証するため、アクリルファントーム内を空気としてCT画像を撮影した。使用したCT装置は、東芝製X-Visionであり、FOVは40 x 40 cm、マトリックスサイズ512 x 512、スライス厚2mm、スライス間隔2mmとした。まず、X軸及びY軸方向（CT撮像面の方向）の歪みを検討するため、図1のようにファントームをX-Y平面の方向に立てた状態とし、格子面全体が描出されるようにCTを撮影した。CT画像上の格子点間距離（X軸方向・Y軸方向、及び対角線45度・135度方向）は、各々CT装置に内蔵された距離計測ソフトによる計測値及び寝台移動距離情報を使用し、実測値と比較した。次に、CT装置の表示上での寝台移動距離（Z方向）と実際の寝台移動距離のずれを測定するため、ファントームをZ-X平面の方向に寝かせた状態で、格子の両端が通るスライスでCTを撮像した。なお、各々の計測値としてはX及びY軸ではCT上の異なる3格子点間距離の平均値を、寝台移動距離も3回の平均値を採用した。

次にファントーム内に、水1リットル当たり硫酸銅1.25 g、塩化ナトリウム3.60 g、濃塩酸（発泡抑制剤）5滴、Kodak Photo-Flo 200（湿潤剤）3 mlを含む溶液を満たし、MRIを撮像した。使用MRI装置はGE社製Signa Horizon 1.5Tで、撮像条件はFOV 45 x 45 cm、マトリックスサイズ512 x 512、スライス厚3 mm、スライス間隔 3 mm、pulse sequenceとしてはTR = 500 msec, TE = 22 msecのT1強調画像を用いた。MRでは任意の断面で撮像することが可能である。従って、X-Y平面での計測はCTと同様に行ったが、ファントームをY-Z平面及びZ-X平面に平行に置き、その各々の方向で撮像を行い、X,Y,Z軸の全方向について格子点間距離（X軸方向・Y軸方向・Z軸方向、及びX-Y平面・Y-Z平面・Z-X平面对角線45度・135度方向）を測定した。従って、X,Y,Zの全方向で各々計6回、45度・135度方向では各々計3回の計測を行った事になる。これらの平均値を算出した。

（結果）

CT画像及びMR画像によるX,Y,Z軸方向の計測値と実測値の差を表1に示す。CT画像において、装置及びソフトの都合上X及びY軸方向における計測値は画像のピクセルサイズの整数倍をとり、またZ軸方向では寝台移動距離の不安定性が懸念されたが、実測値との差はいずれも1 mm以内であり、充分満足すべき値であった。以上から、CTでは画像上

の計測値が臨床に使用される25 cm（一般成人の頭部縦横径）程度の範囲において、1 mm以内の誤差で空間的精度が確保されており、かつ画像の歪みも許容範囲と結論した。

次にMR画像によるX,Y,Z軸方向の計測値と実測値の差を表2に示す。実測値と画像ソフトを用いた計測値の差は最大4.2mmにもなった。この誤差を生じる最大の因子としては、図2に示すように画像辺縁部でのゆがみがあり、このために精度低下を招いているものと考えられた。

（考察）

我々が今回行った実験から、2つの結論が得られる。まずCTについては適切なQAを行っている限り、定位放射線照射に必要とされる1 mm未満の検査精度は確保されるという事である。現在我々が臨床で用いている定位放射線照射用のシステム(Radionics社製X-knife system)では、CT装置に付属する距離計測ソフトを用いず、代わりにあらかじめ相互の距離が正確に測定された数本の支柱を頭部周囲に立ててCT画像を採取し、この支柱との関係から腫瘍の中心座標及びサイズを計測している。この方法によればCT画像内の各ピクセル間の相対的位置にゆがみがなければ、距離計測ソフトは必要とされない。このような方法は他社でも用いている。以上から、CTに関しては、日常臨床における画像の歪みに関する問題点は無いとされる。

一方、我々の実験では、MR画像では実測値と距離計測ソフトを用いた計測値との間に最大5 mmものが観察された。更にこの誤差は検査部位の中心座標からの距離の関数として補正できるような、再現性の高いものではなく、予想困難な空間的歪みとして生じていた。この歪みの原因は主に被検体表面を流れるEddy currentと考えられ、現在数学的な手法によりそのゆがみを補正することは困難である。MRIとCTの画像の重ね合わせの方法として、van Herkらはchamfer matching technique¹⁾を発表し、Kooyらがこの理論を用いて、ImageFusion system (Radionics社)²⁾を開発しているが、これはMR画像が比較的均等に歪んでいる事を前提としており、今回検討されたような画像片縁部での部分的な歪みに充分対応しているとは言えない。

では、MRIの良好な軟部組織コントラスト分解能は定位放射線照射に使用する事ができないのか。今回の検討からは以下のような仮定が得られる。すなわち、もし腫瘍が数cm

程度以下のサイズの場合、その中心付近のある1点の座標が正確に測定できれば、その座標に対する腫瘍表面の各点の相対的位置決定にはMR画像を用いても問題ないものと考えられる。従って、治療目的の腫瘍内の中心部付近に微小な金属マーカ等を埋め込み、再現性の高い方法でCT及びMRIを撮像し、得られた各々の画像上、CTでそのマーカの座標を正確に測定し、かつMRIではそのマーカと腫瘍表面の位置関係を測定すれば、臨床応用可能な程度の精度は確保されるものと考えられる。今後はこの方面での研究を進めていきたい。

(参考文献)

- 1) van Herk M, Kooy HM: Automatic three-dimensional correlation of CT-CT, CT-MRI, and CT-SPECT using chamfer matching. Med Phys 21: 1173-8, 1994.
- 2) Kooy HM, van Herk M, Barnes PD, et al.: Image fusion for stereotactic radiotherapy and radiosurgery treatment planning. Int J Radiat Oncol Biol Phys 28: 1229-34, 1995

	実測値	CT画像	誤差(実測-CT)
X軸	274.0	273.5	0.5
Y軸	271.0	271.1	0.1
Z軸(寝台移動)	271.0	272	1.0
X-Y軸平面 45度方向	385.2	384.5	0.7
X-Y軸平面 135度方向	385.2	384.5	0.7

表1 格子点間距離のCT算出値及び実測値 (mm)

	実測値	X-Y平面	Y-Z平面	Z-X平面	誤差
X	274.0	272.7		271.0	1.7-3.0
Y	271.0	269.7	270.0		1.0-1.3
Z	271.0		271.3	269.7	0.3-1.3
X-Y軸平面 45度方向	385.2	382.0			3.2
X-Y軸平面 135度方向	385.2	384.0			1.2
Y-Z軸平面 45度方向	385.2		381.0		4.2
Y-Z軸平面 135度方向	385.2		383.0		2.2
Z-X軸平面 45度方向	385.2			382.0	3.2
Z-X軸平面 135度方向	385.2			382.0	3.2

表2 格子点間距離のMR算出値及び実測値 (mm)

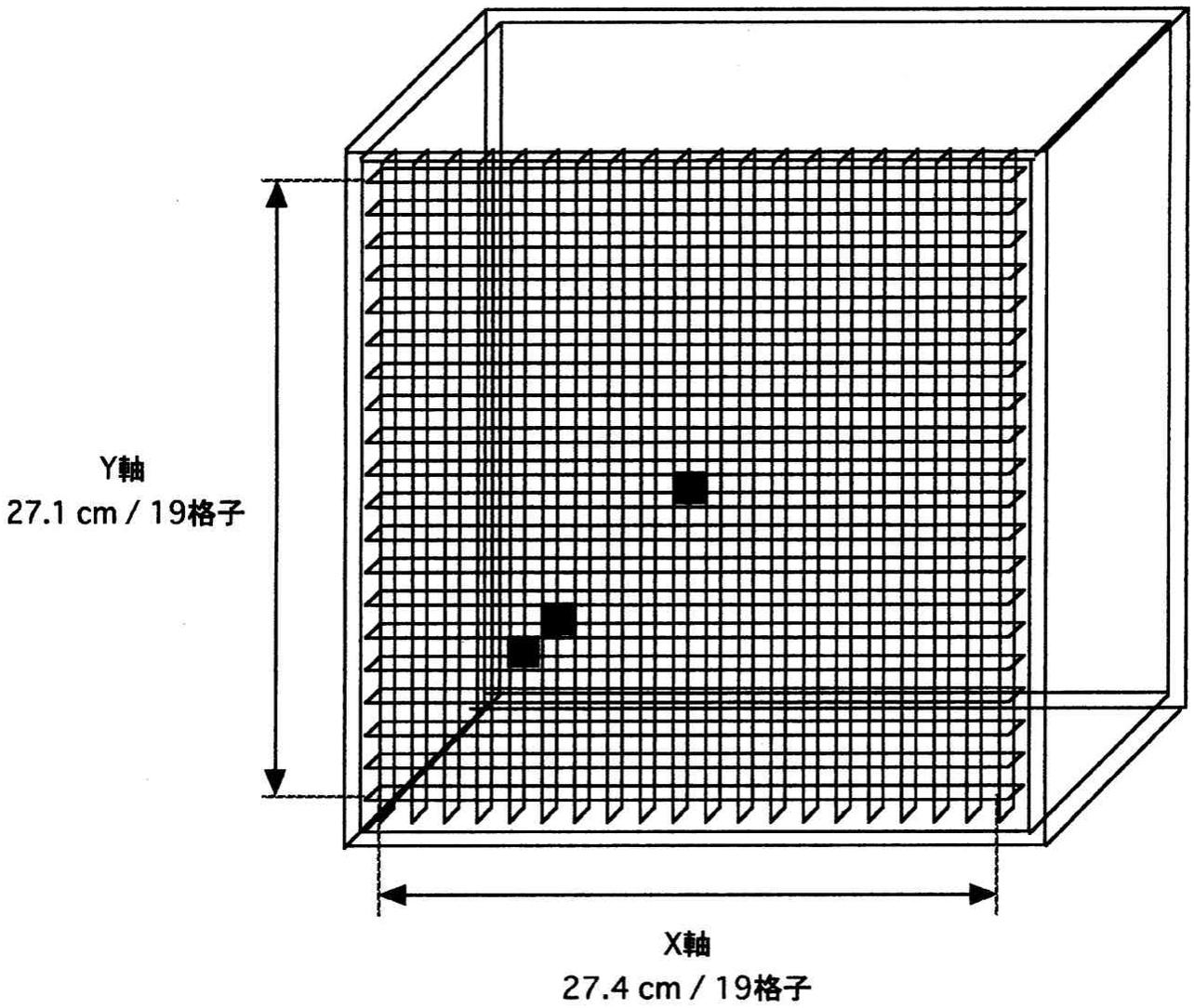


図1 MRI用Uniformity and Linearity Phantom (Gammasonics社製)

黒印：位置確認用マーカ一挿入部

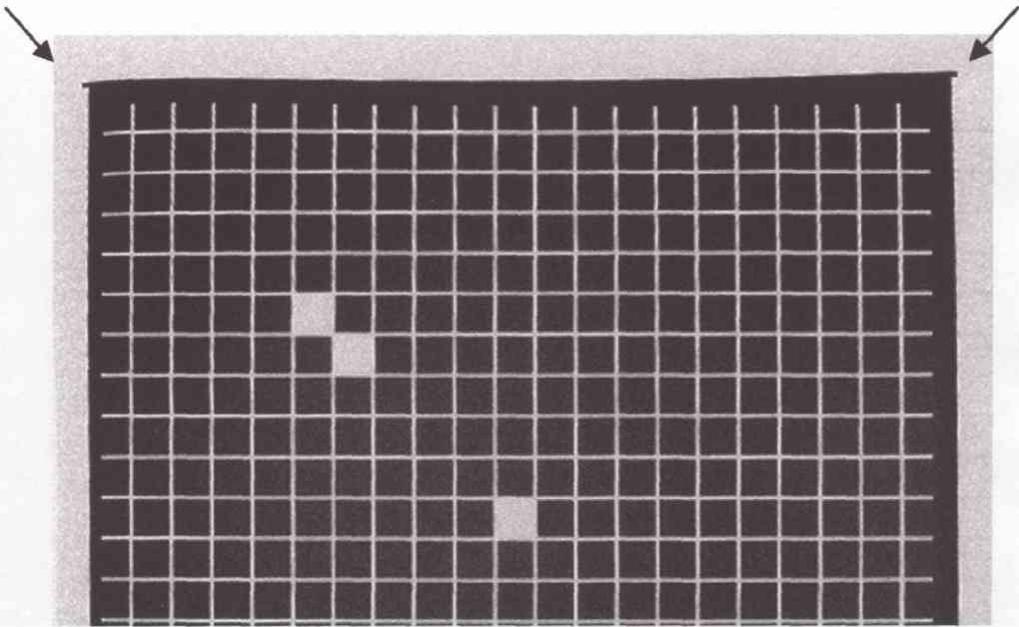


図2 ファントームのMR画像における辺縁部の空間的ゆがみ(矢印)