

2. 動きによる線量分布への影響

RTRT における許容値を設定した線量分布と固定照射による線量分布の違いをファントム実験によりシミュレーションした結果を Fig.6 に示す。固定時との線量分布の比較で、RTRT なしでは高線量域の減少と低線量域の広がりが認められる。

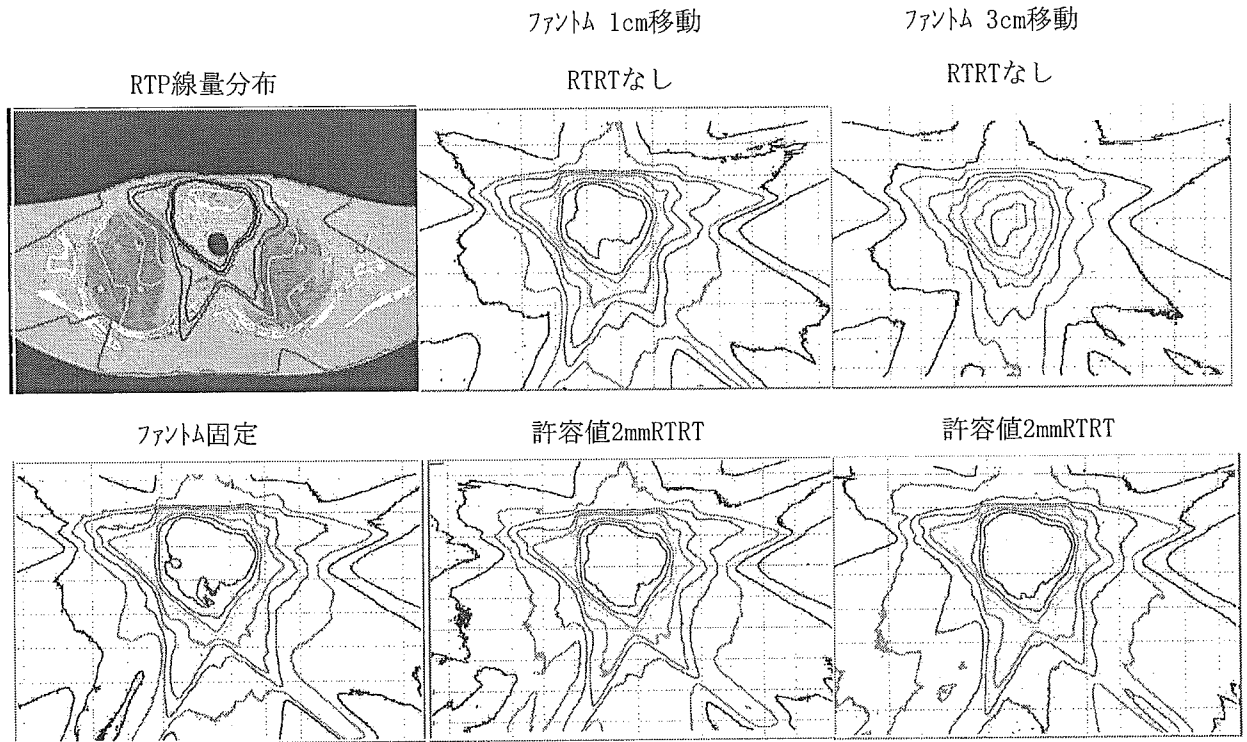


Fig.6 線量分布の比較

3. まとめ

体幹部における照射は、施設により照射方法も様々であるが、精度を確保するための基準として、

- 位置の精度、再現性を確認できる手段があること。
- 治療中の患者の動きを最小限にする方法をとること。
- 臓器の動きに即した治療方法がとれること。

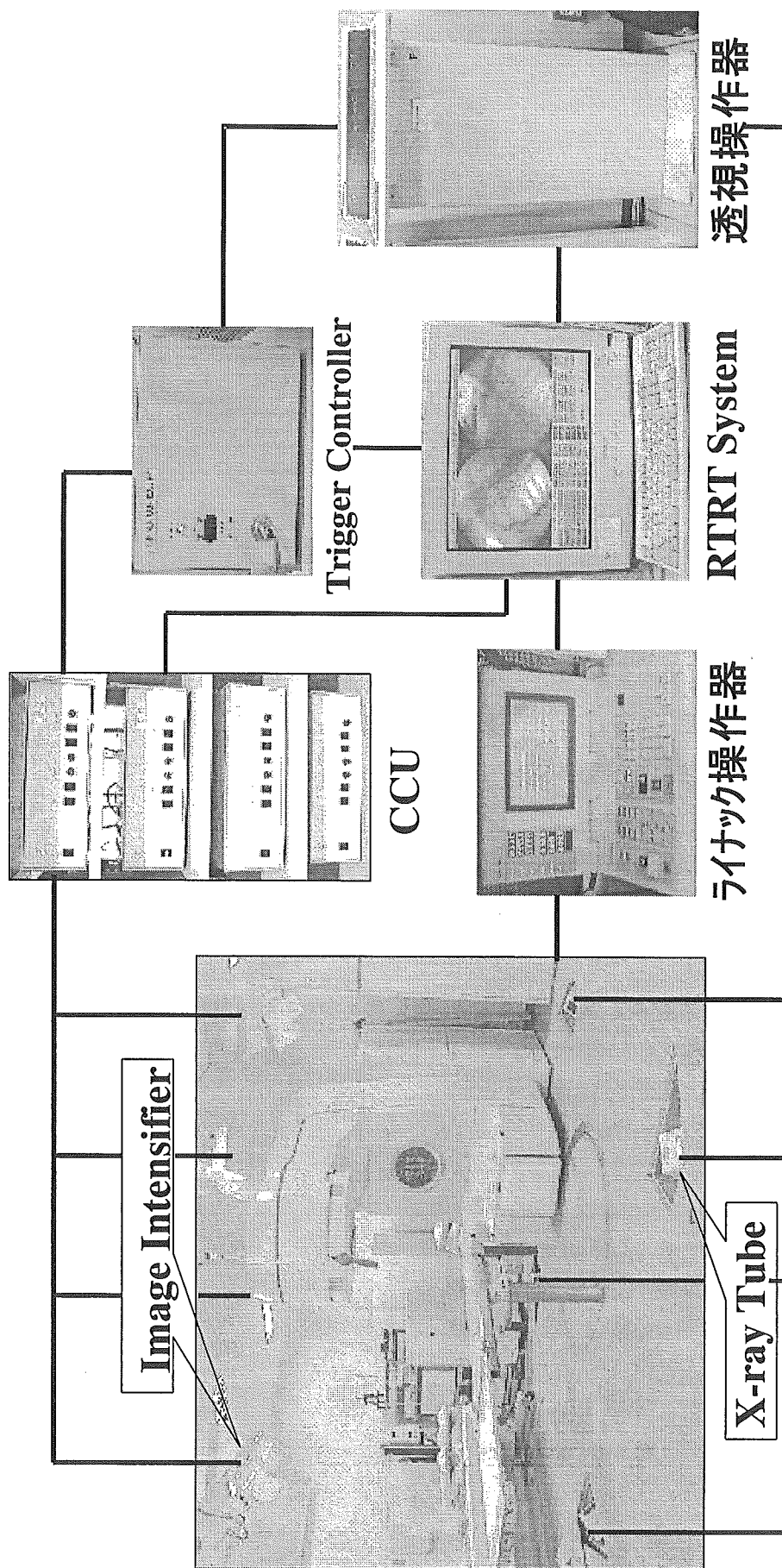
の3点が必要だと考える。

位置の精度、再現性を確認するには、皮膚マークや固定具上での確認だけでなく、治療前の正側のリニアックグラフィーによる骨格での照合、CTによる確認、体内のマーカーによる位置合わせをおこなうことが必要である。

治療中の動きを最小限にするには、固定台、シェル、ボディーフレームなどの固定具を利用するのは勿論のこと、患者さんが不安を抱くことなくリラックスした状態でいられるように配慮したり、動きを抑える前投薬での処置をすることも考えられる。

臓器の動きに即した治療をおこなうには、治療計画時にCT、MRI、透視画像などを利用して呼吸等による動きを解析して適切なマージンを設定すること、または治療中の動きに合わせて呼吸同期、動体追跡などの方法をとることが必要だと考える。

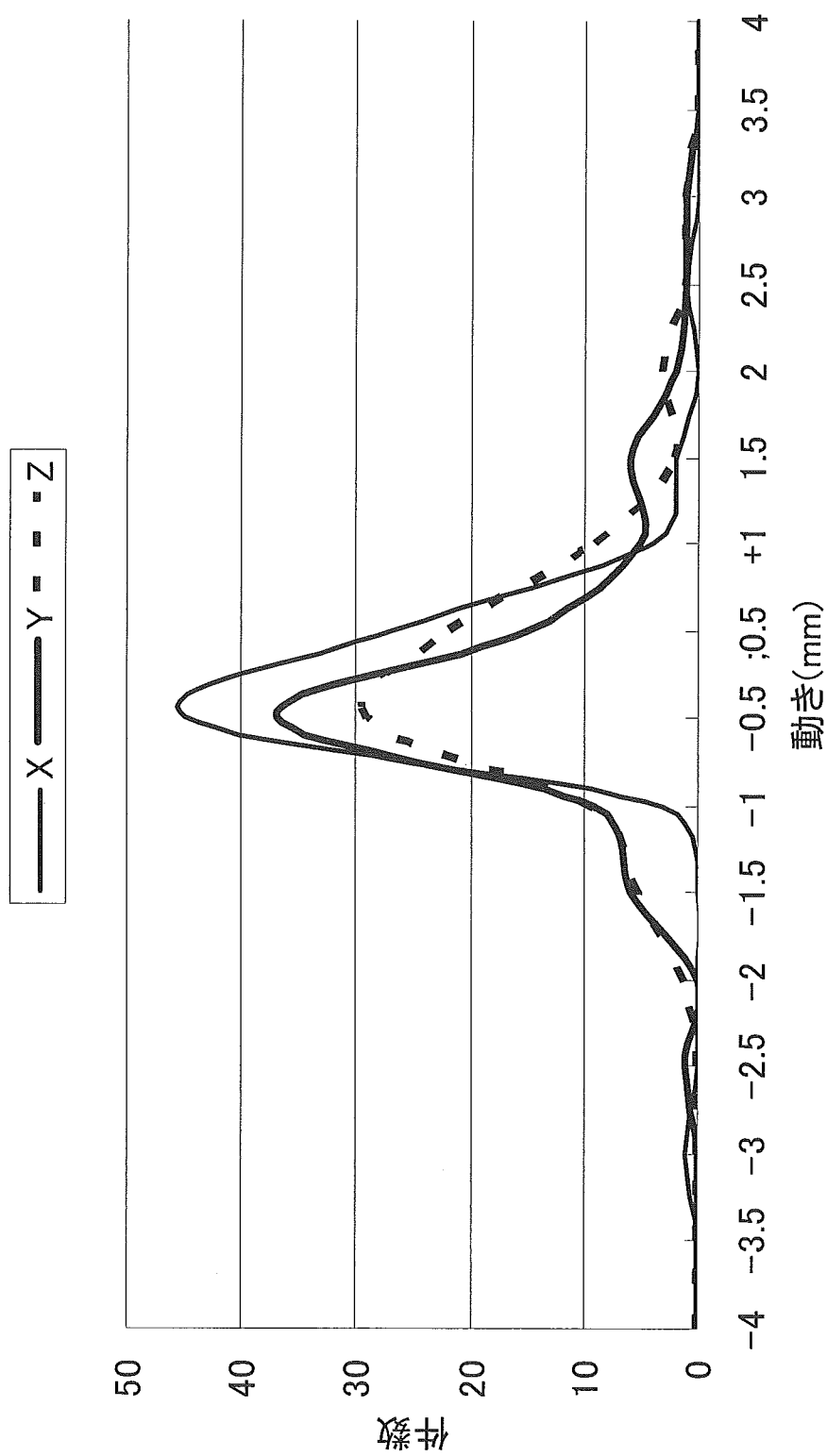
[RTRTシステム図]



体幹部臓器の位置合わせの精度

	位置合わせの精度	症例数
前立腺	±3.0mm	45
子宮	±5.0mm	5
脊髄	±1.5mm	3
肺	±2.5mm	38
縦隔	±2.0mm	8
気管	±2.0mm	1
肝臓	±3.0mm	35

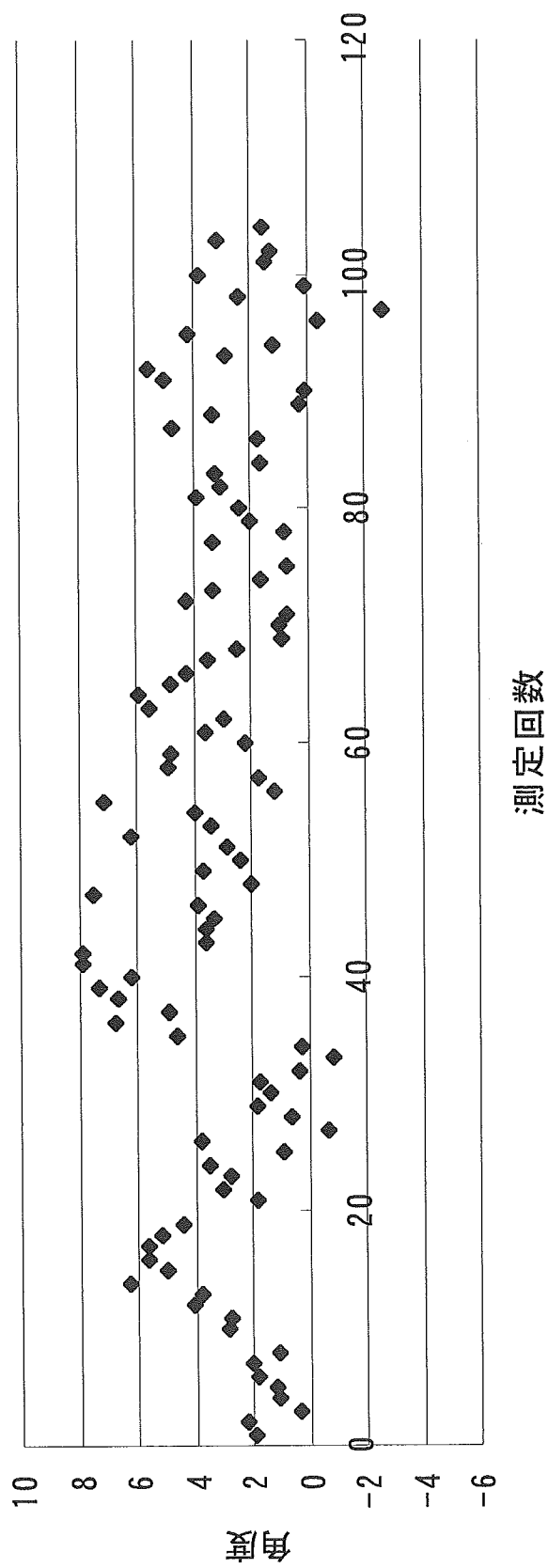
前立腺：治療開始から終了までの間にマーカーによる位置計算で、X軸、Y軸、Z軸方向それぞれの動きを解析した結果



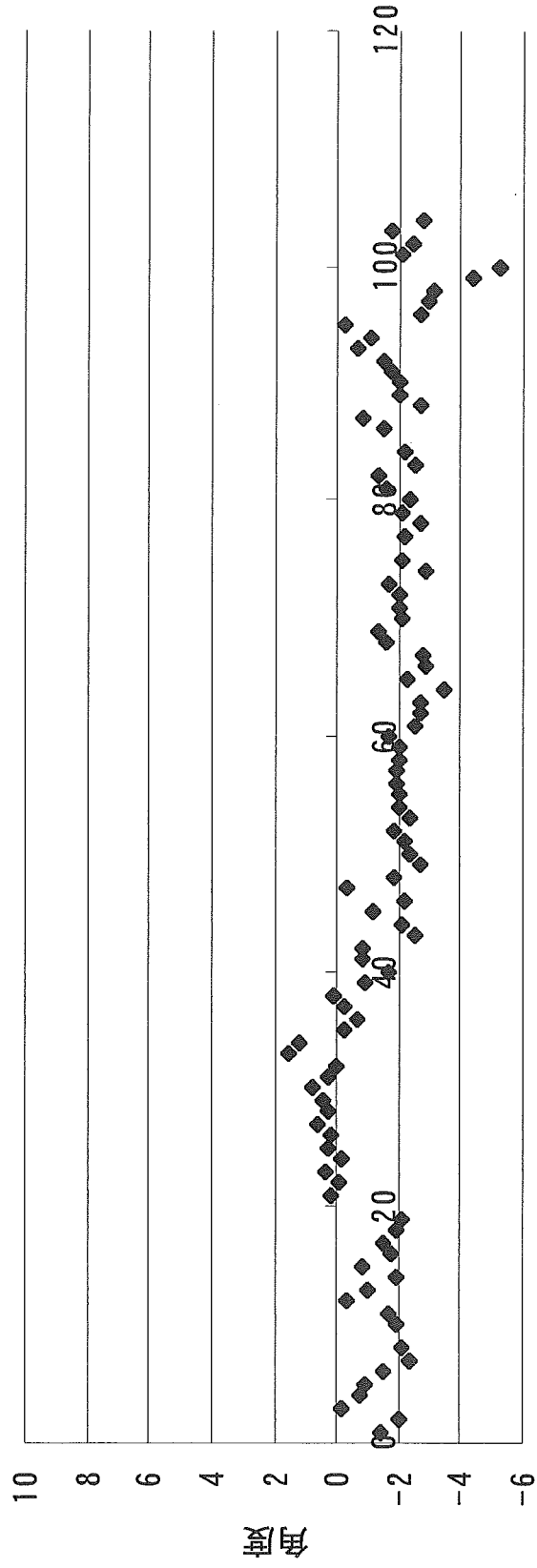
延べ症例数は83で、実際の治療では2mm以上動いた場合、再位置合わせを行っている

3点マーカー位置計測による治療中の体の回転に伴う動きの解析

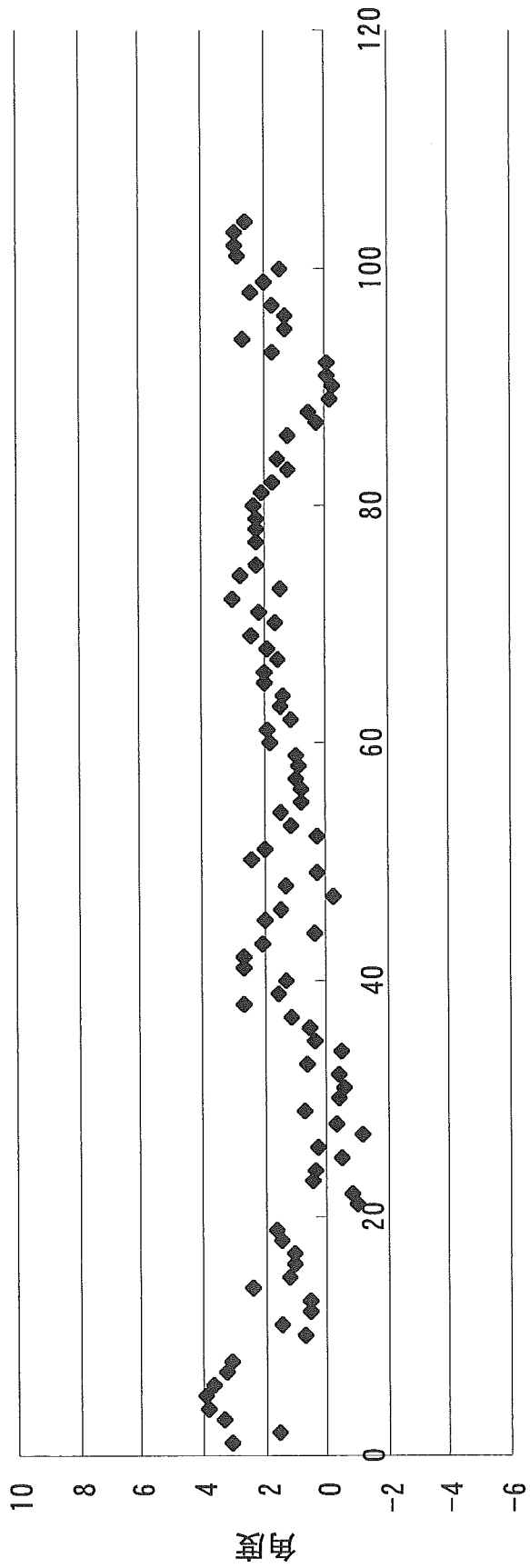
α (X軸回転) の動き

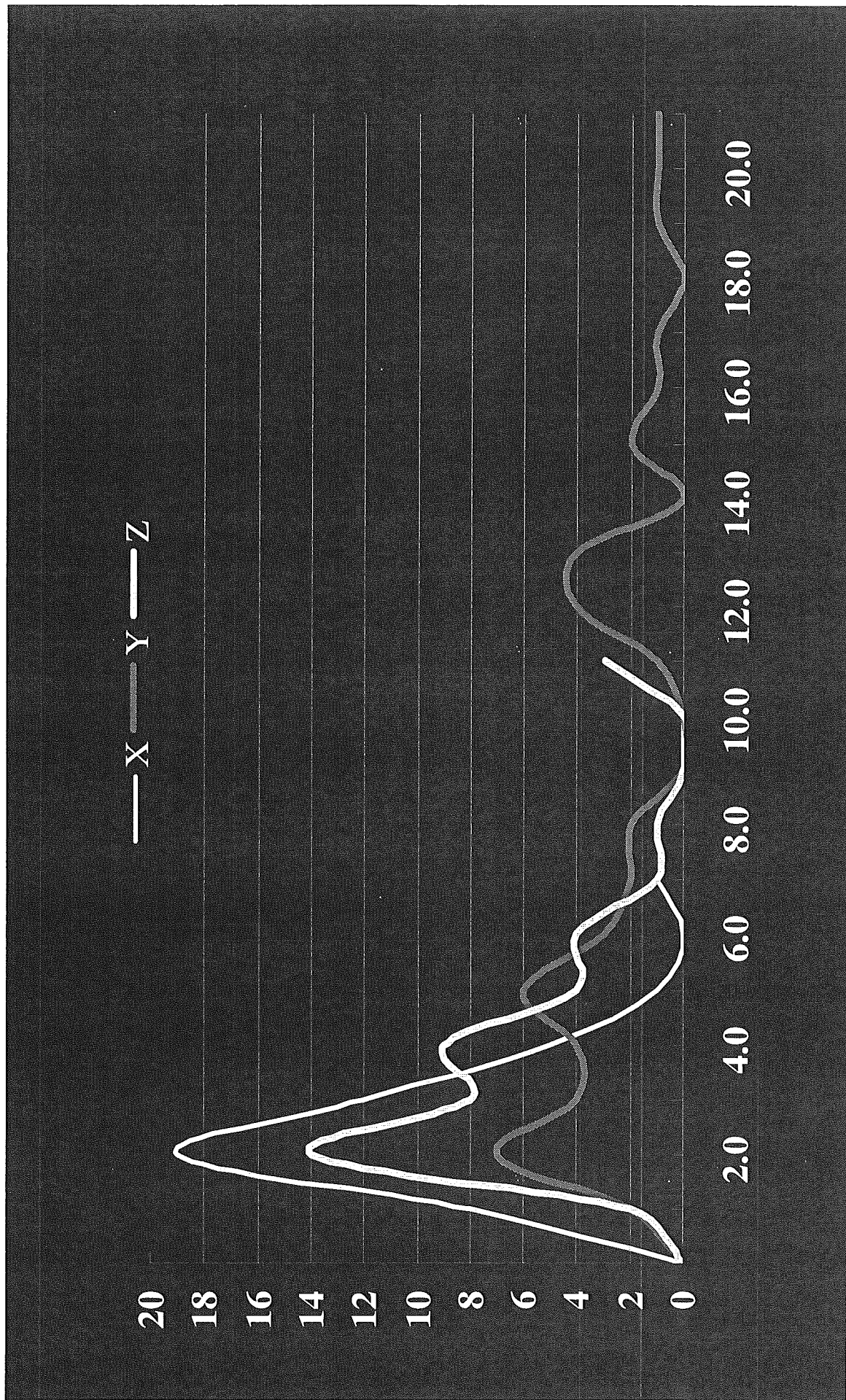


β (Y軸回転) の動き



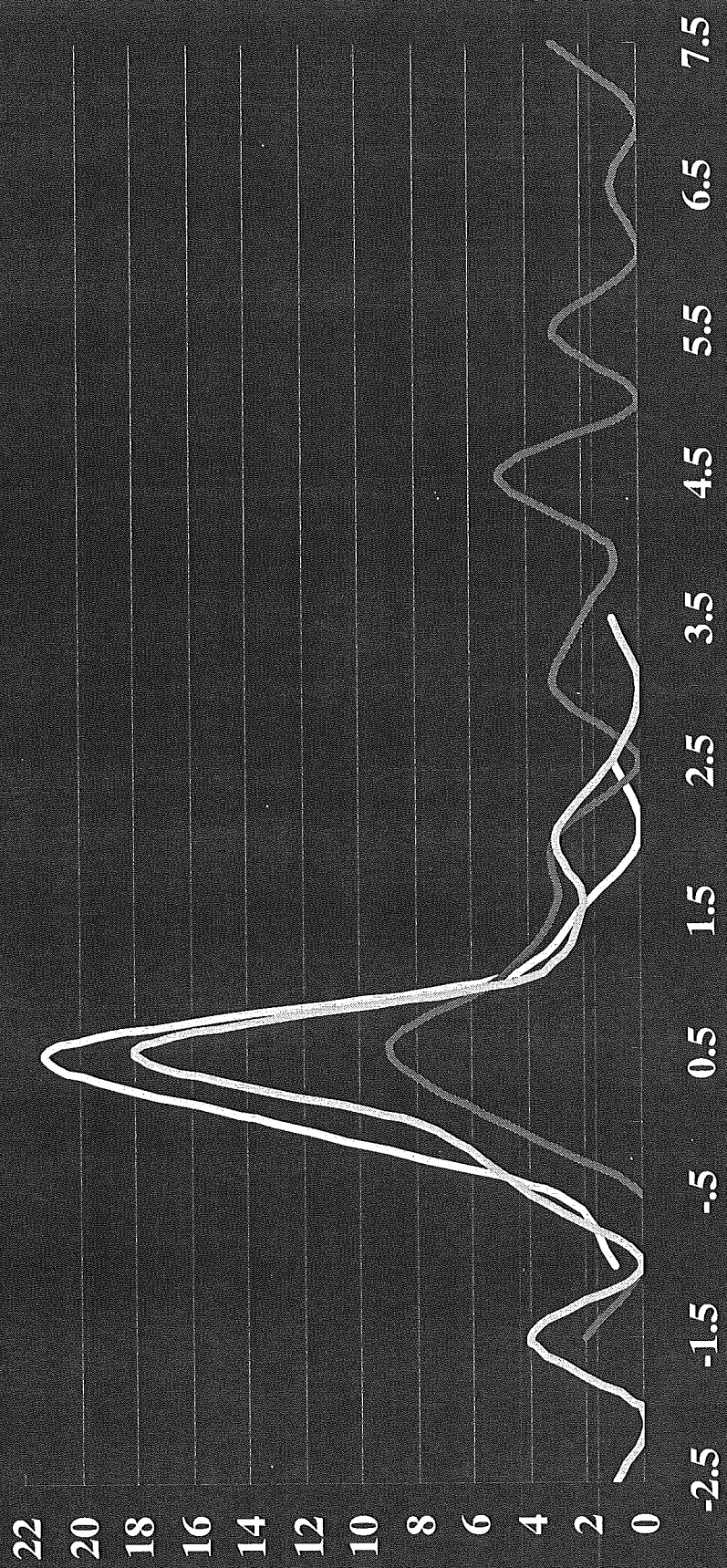
γ (Z軸回転) の動き



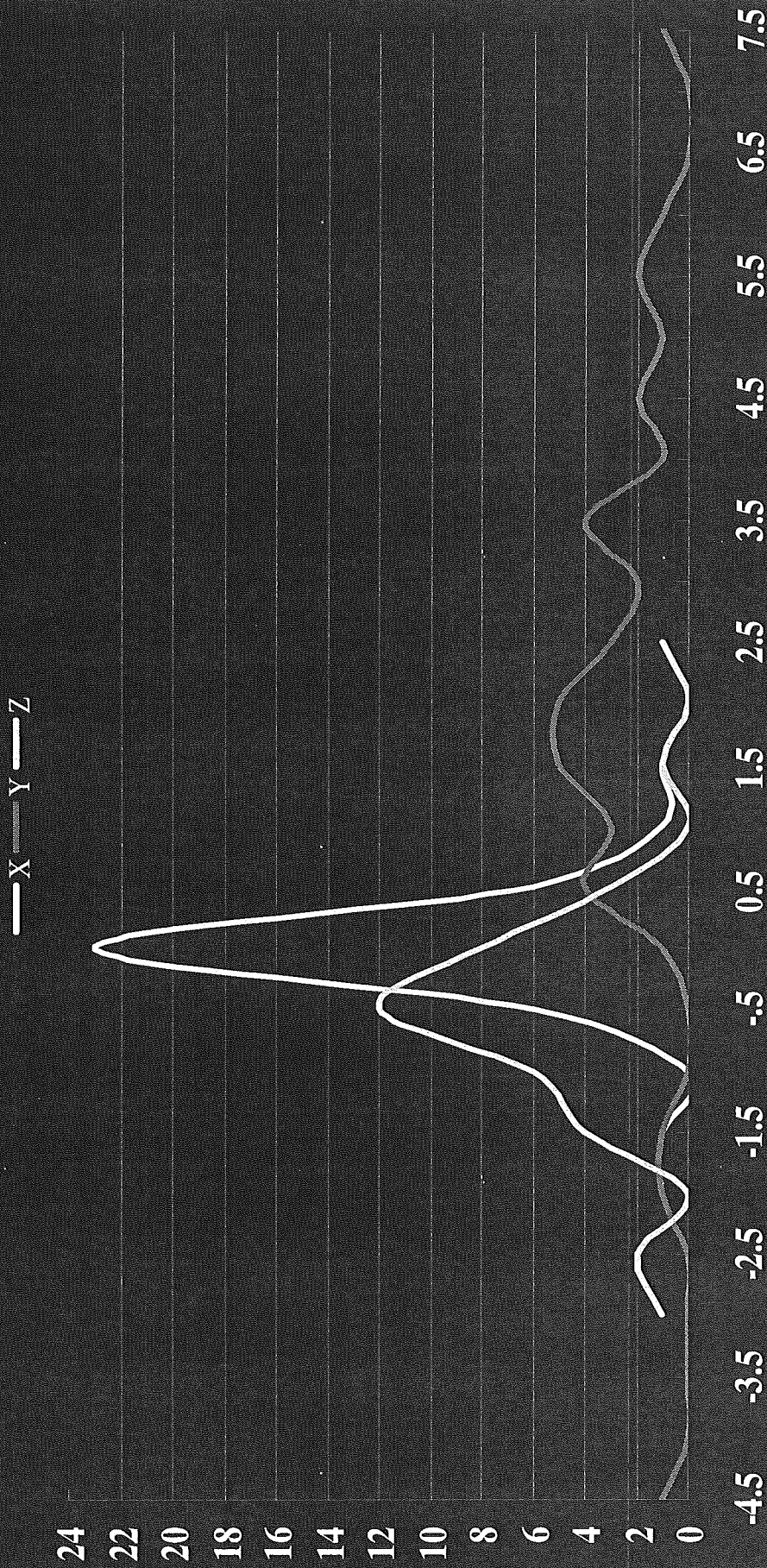


* 動きの幅は、X方向で2mm前後、Z方向で4mm前後と10mm程度に収まっているが、Y方向では10mm～20mmを超える場合がある。

— X — Y — Z

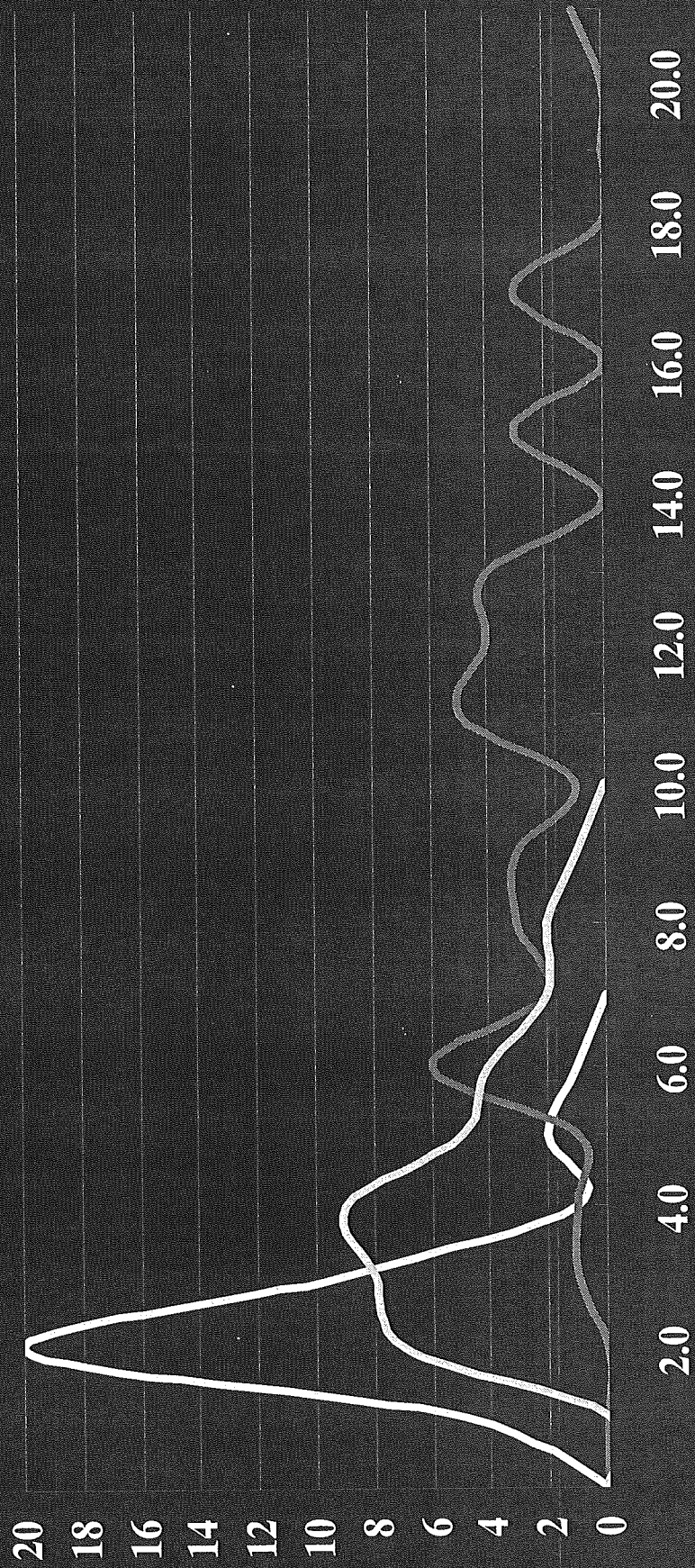


* 振幅の中心を 0 とした時のマーカー座標の最頻値のヒストグラムは、X方向で±1.5mm、Z方向で±2.5mm 以内に収束しているが、Y方向では-1.5～+7.5mmに分散し呼気時に偏っている。



* X方向、Y方向の傾向は肺の場合と似ているが、Z方向の最頻値が左(マイナス座標)側に偏移しているのは、腹式呼吸により呼吸時に腹部が膨らむためだと考えられる。

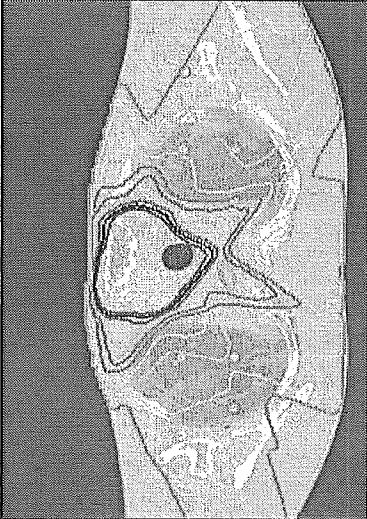
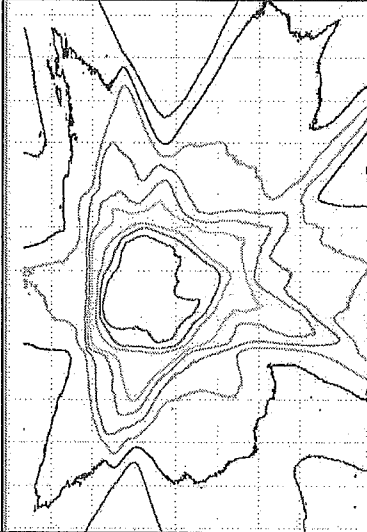
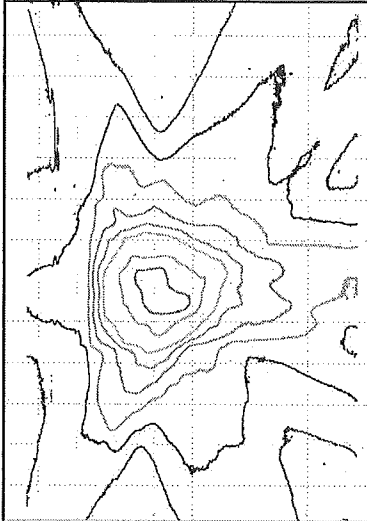
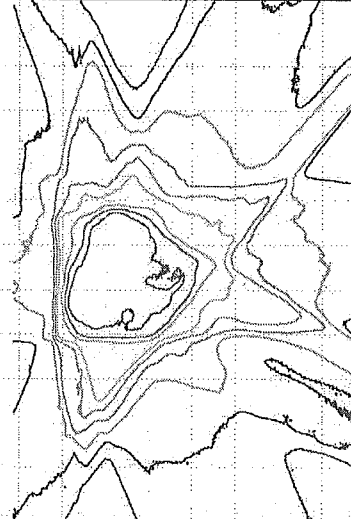
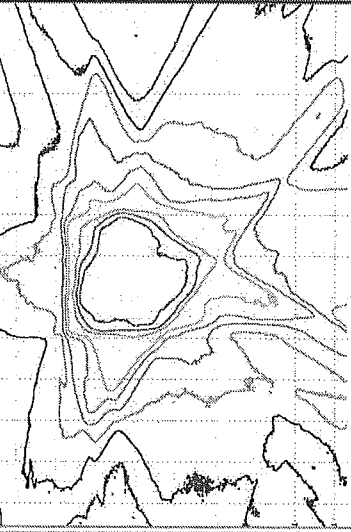
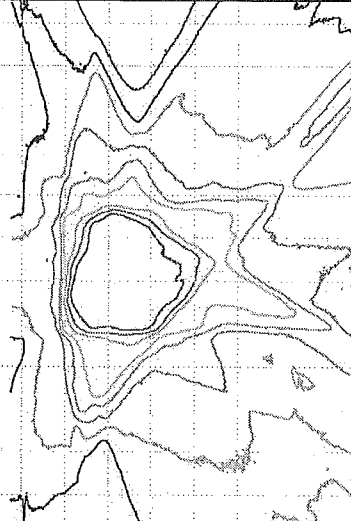
— X — Y — Z



* 横隔膜付近でのY方向の動きが大きく、肺に比べてZ方向の動きが大きい

ランドファントム中のAxial面で比較した線量分布

RTRTなしでは、明らかかな違いが見られるが、許容値2mmでは固定時と比べて大きな差は見られない。

<p>RTP線量分布</p> 	<p>ファントム 1cm移動</p> <p>RTRTなし</p> 	<p>ファントム 3cm移動</p> <p>RTRTなし</p> 
<p>ファントム固定</p> 	<p>許容値2mmRTRT</p> 	<p>許容値2mmRTRT</p> 

分担課題 定位照射における精度保証技術を中心に
高精度放射線治療の技術評価に関する研究

分担班員 舘岡 邦彦 札幌医科大学附属病院 放射線管理室
精度研究項目 3：肺の体幹部定位放射線治療における肺腫瘍の動きの解析

1. はじめに

近年、肺腫瘍に対する新しい局所療法である体幹部定位放射線治療 (Stereotactic Body Radiation Therapy, 以下 SBRT) が行われ、局所制御率が向上している¹⁻³⁾。しかし、肺腫瘍は呼吸や心臓運動と連動した動きが存在し、系統的な誤差の把握が必要とされている。特に呼吸による腫瘍の動きが問題点とされ、従来は腫瘍の運動状態を合算し擬似的に静止状態を作成して治療を行ってきた⁴⁾¹³⁾。しかし、この方法で同定される腫瘍のサイズはより大きなものとなる。これに伴い照射野サイズも大きくなるため、周囲正常組織の線量増化につながり、有害事象の危険性が增大することが危惧されている⁹⁾¹³⁾。今回は、より精度の高い SBRT を可能とすることを目的とし呼吸に伴う腫瘍の動きを研究し、治療計画時の腫瘍輪郭の決定と照射時の位置照合法につき検討した。

2. 方法および使用機材

肺の体幹部定位放射線治療は固定、治療用 CT 撮像、治療計画、照射位置照合および治療と時系列な過程で実行される。これらの過程において、呼吸による腫瘍の位置移動の同定が必要である。方法は呼吸量を計測し、吸気時および呼気時での CT 撮像および照射位置照合につき検討を行った。

2-1 呼吸量一定における CT 撮像

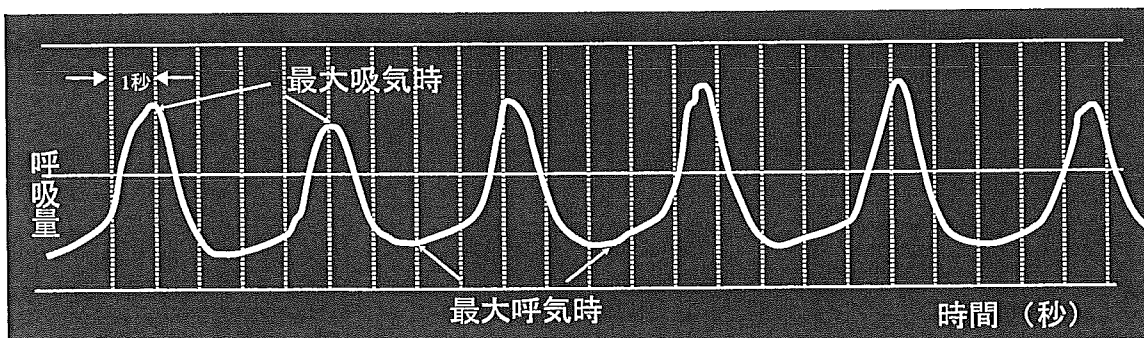


Fig. 1 安静呼吸時における呼吸周期
肺活量計 (MICROSPIRO HI-701) での呼吸波形

実際の人体においてCT装置（Asteion superr4、東芝社製）および肺活量計（MICROSPIRO HI-701、日本光電工業株式会社製）を用いた。CT 撮像前に呼吸波形を計測した。Fig.1 に肺活量計で計測した呼吸波形を示す。

次に、呼吸波形を計測しながら、呼気時および吸気時にて呼吸を停止し 2 次元画像であるスキヤノグラム撮影を行った（Fig.2）。同様の条件でCT 画像を収集した。CT の撮像条件は1 スライス当たり 0.75 秒とし、肺野全体をスパイラス撮影にて5 回行った（Fig.3）。得られた画像を放射線治療計画装置：RTP（Xio、CMS 社製）に転送し各呼吸時における腫瘍の位置と形状の変化について調べた。

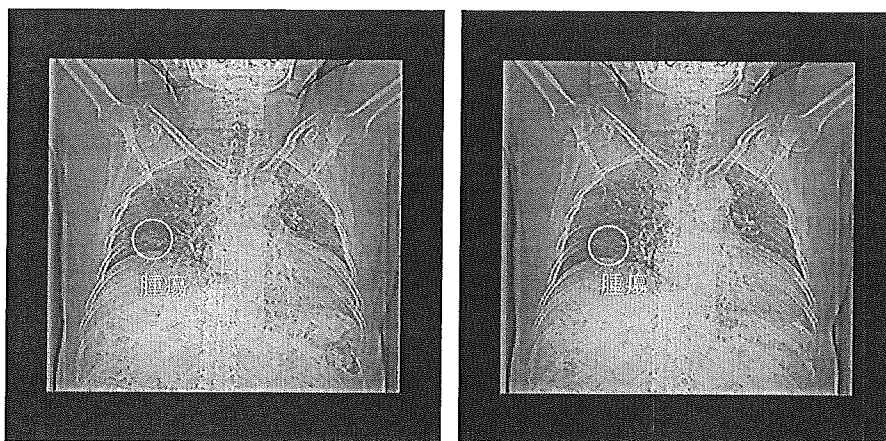


Fig. 2 吸気(左)および呼気(右)時におけるCT装置でのスキヤノグラム画像

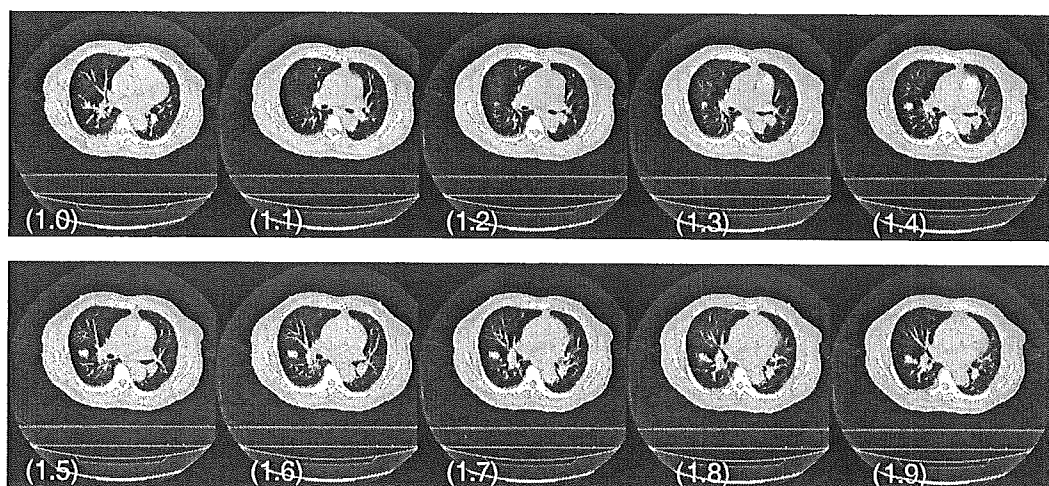


Fig. 3 腫瘍中心領域におけるCT画像。()内はCT装置の寝台位置(mm)である。

2-2 呼吸量一定における照射位置照合

上記の肺活量計を用い、呼吸位相を確認し呼気時（後述）において呼吸を停止し CT 装置で画像を収集し RTP へ転送し治療計画を行った (Fig.4)。RTP 上で照射位置における正側 2 方向の DRR (Digitally Reconstructed Radiograph) 画像 (Fig.5a) を作成する。同様に肺活量計を用い呼気時において呼吸を停止し実際の照射位置に放射線治療装置 (Varian2100C, Varian 社製) の X 線ビームを一致させ、正側 2 方向の Port-Grapy 撮影を行った (Fig.5b)。

次に、DRR 画像および Port-Grapy 画像を独自に開発したソフトウェアへ転送し照射位置の照合を行った。DRR および Port-Grapy 画像の両者で認識可能な骨などに対してランドマークを設け、これらを一致させることで DRR と Port-Grapy 画像を重ね合わせた。両画像の照射位置中心における座標の相違を計測した (Fig.6)。座標系は照射位置を原点とした XYZ 座標系を用い、照合は放射線治療毎に計 4 回行った。

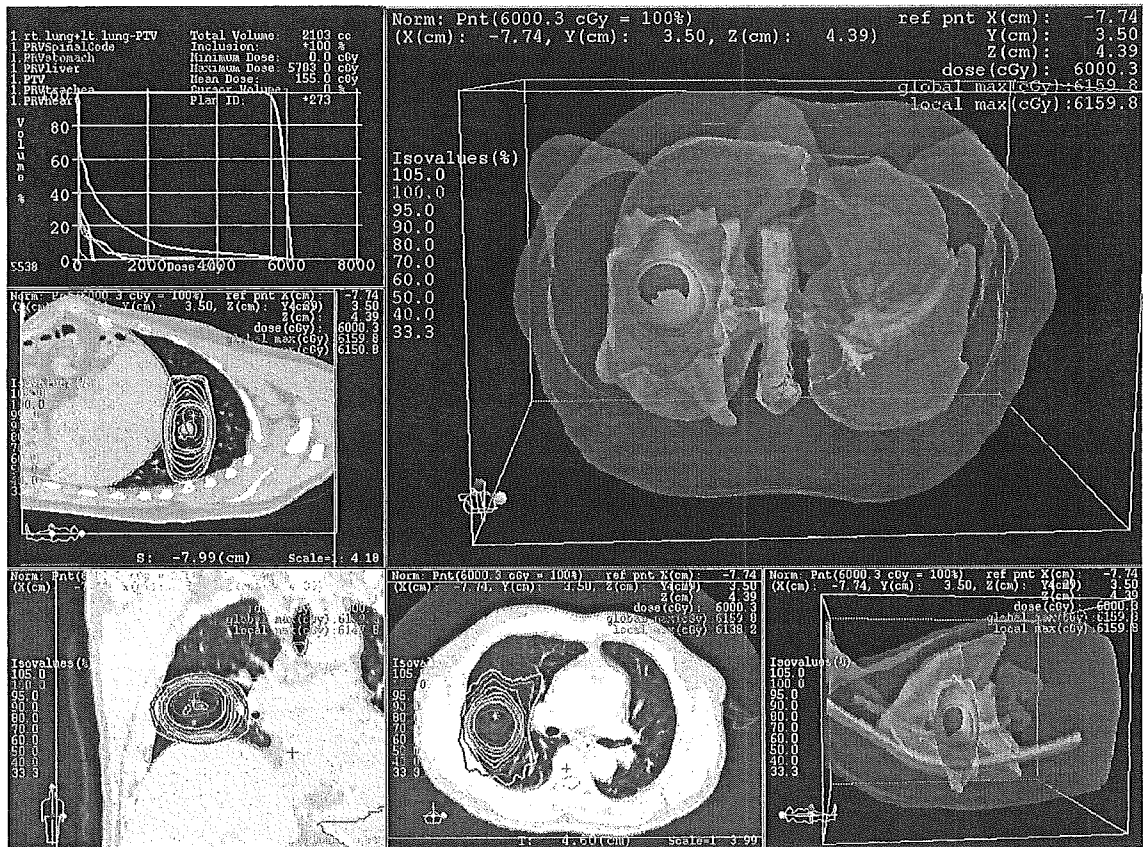


Fig. 4 肺体幹部定位照射における放射線治療計画

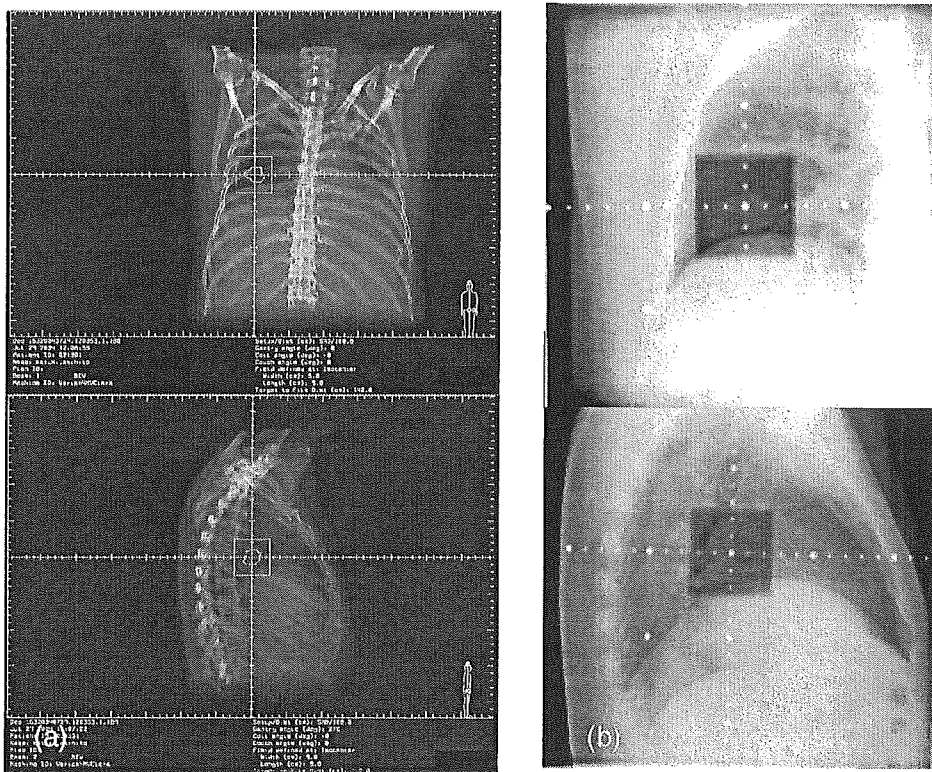


Fig. 5 RTPで作成されたDRRs (a)と放射線治療装置で撮影されたPort-Grapy (b)

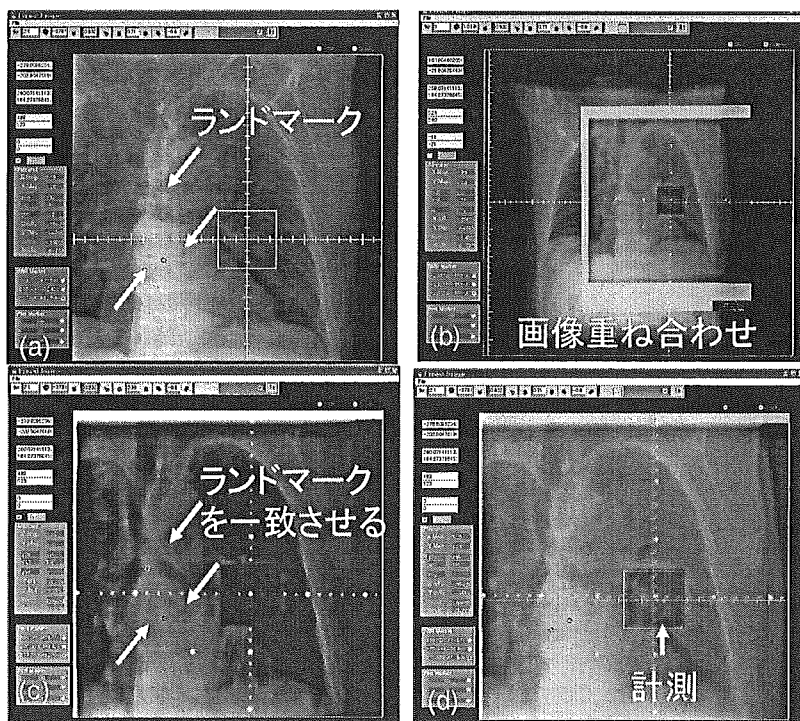


Fig. 6 呼吸量一定における照射位置照合

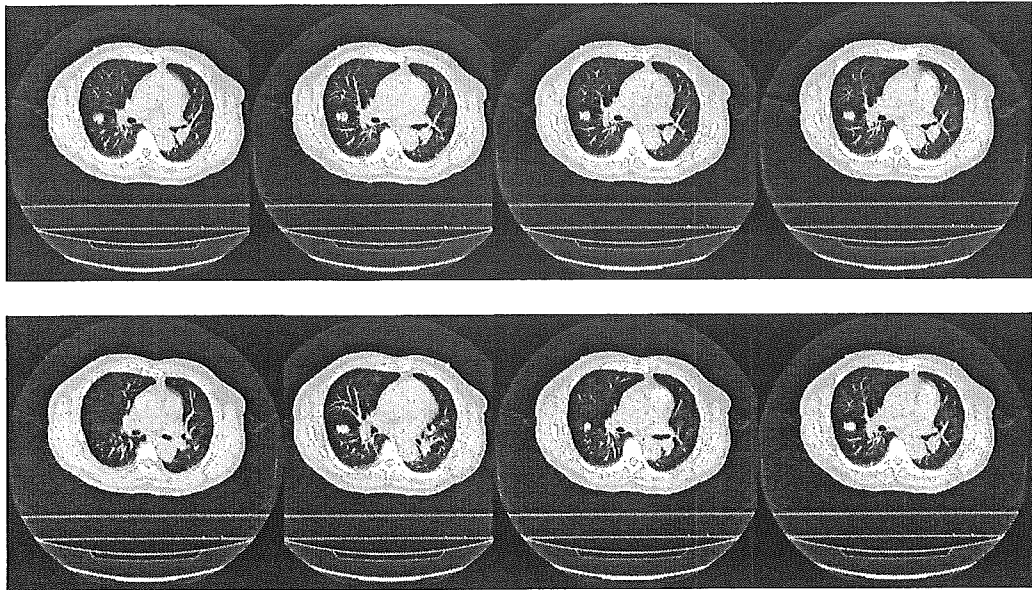


Fig. 7 吸気(下)および呼気(上)時における腫瘍中心位置におけるCT画像

3. 結果

3.1 呼吸量一定における CT 撮像

Fig.7 に 5 回の CT 撮像における腫瘍中心位置での CT 画像を示す。吸気時での画像において腫瘍は一定の位置および形状ではなく腫瘍の同定は困難であった。さらに、脊椎や肋骨などの骨情報も同様であった。

一方、呼気時は腫瘍の位置および形状はほぼ一定となり、さらに、骨情報もほぼ一定の位置に撮影された。これは、Fig.1 に示すように、呼吸量は呼気時ではほぼ一定であるが吸気時は一定でないためと考えられる。これより、2-2 は呼気時で行った。また、CT 装置のスキャノグラムにおいて肺腫瘍位置を定性的に判断が可能であったが、定量的に同定する事は困難であった。これは、スキャノグラムは組織分解能が低いためと考えられる(Fig.2)。

Fig.8 は呼気時における CT 画像を RTP 上で三次元的に再構成したものである。ここでは、1 回目と 2 回目に撮影した CT 画像を用い、冠状面、矢状面、横断面および体表面抽出での再構成画像の重ね合わせを行った。1 回目に画像を白黒、2 回目の画像を赤色の 256 階調で表示した。両者はよい一致を示している。ここには示していないが、1 回目と 3 から 5 回目に撮影した CT 画像との重ね合わせもほぼ同様の結果であった。

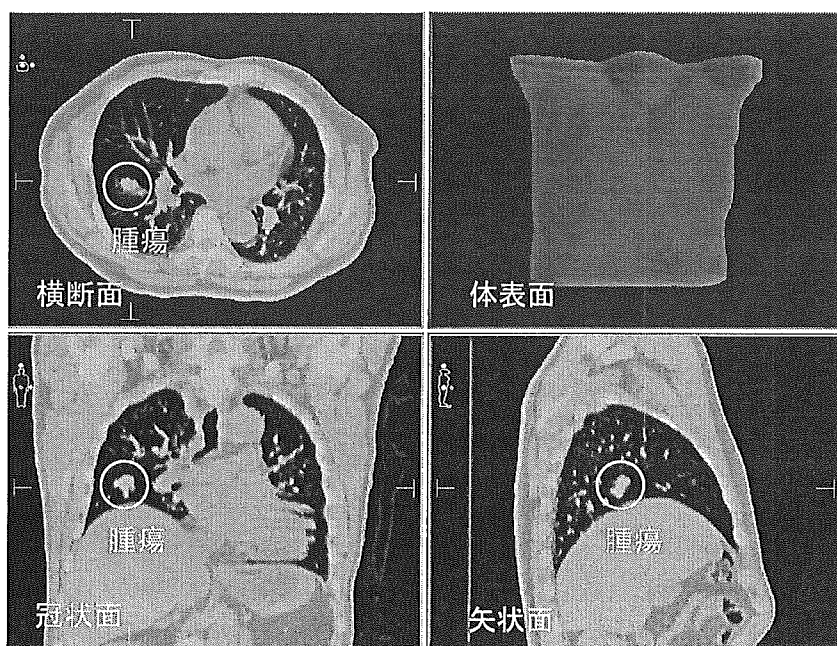


Fig. 8 呼気時におけるCT画像の重ね合わせ

3.2 呼吸量一定における照射位置照合

Table1 に 4 回の照射位置照合の結果を示す。X 座標で最大-1.20mm、Y 座標で 1.22mm および Z 座標で -0.56mm の相違を示した。また、総和ベクトルでの相違は最大 1.35mm であった。これらの相違は十分に満足すべき結果と考えられる。

Number	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Vector (mm)
1	0.60	-0.40	-0.20	0.75
2	0.12	1.22	-0.56	1.35
3	0.30	0.60	-0.23	0.71
4	-1.20	0.21	0.22	1.24

Table 1 呼気時における照射位置照合

4. 考察

肺の体幹部定位放射線治療における CT 撮像および治療での呼吸に連動した腫瘍の動きへの対応は呼吸周期に対して、1 スライスの撮影時間を十分に長い時間かけることにより全ての呼吸位相での腫瘍の位置を1 スライス上に加算した画像を得る方法が用いられている⁴⁾¹³⁾。したがって、得られたCT画像は呼吸性の動きを含んだ平均化画像となり腫瘍は本来よりも大きく描出される。さらに、今研究で得た呼吸周期曲線からも最大吸気時における腫瘍の移動速度は呼気時のそれと比較して、より大きいことが予想される。従って、最大吸気時では腫瘍の最も頭則と最も尾則のスライス画像上で腫瘍のCT値が低くなり、CT画像上で腫瘍の描出が困難であると考えられる。

また、今研究において肺活量計を用いて呼気時の息止めでCT撮像を繰り返し行ったところ肺腫瘍の形状および位置はほぼ同一であった(Fig.3,8)。以上より、肺腫瘍の呼吸による動きを、呼吸量を計測し呼気時での撮影をすることにより正確に肺腫瘍の同定が可能であると考えられた。

また、照射位置照合においても我々の示した呼気時における照合を行うことで、DRR と Port-Grapy 画像での骨情報の位置の相違が少なく両者の重ね合わせは精度良く行なわれ、これにより照射位置の相違をより正確に把握することが可能であると思われる。

5. 結語

肺の体幹部定位放射線治療では様々な不確定要素が存在する。この内、呼吸運動に伴う腫瘍の動きも1つである。呼吸周期を計測し、呼気時でのCT撮像および治療を行う事により腫瘍の形状および位置を正確に把握する事が可能であることを示した。さらに、照射位置照合も呼気時における照合を行うことにより、骨などのランドマークの同定が可能であり、正確に照射位置の相違を把握することが出来る。一方、吸気時では腫瘍および骨などの同定は困難であり、照射位置照合への影響も示唆された。

また、従来の方法は腫瘍の全ての動きを合算し擬似的に静止状態を作成するために、実際の腫瘍より治療域が大きなものとなる。さらに、最大吸気時における腫瘍の移動速度が大きいことが予想され、腫瘍の上端位置と下端位置のCT値が低くなり、CT画像上に腫瘍の描出が困難であることが示唆された。

参考文献

- 1) Uematsu M, Shioda A, Suda A, et al.: Computed tomography-guided frameless stereotactic radiotherapy for stage I non-small-cell lung cancer: a 5-year experience. *Int J Radit Oncol Biol Phys.*41: 666-670, 2001.
- 2) Negoro Y, Nagata Y, Aoki T, et al.: The effective of an immobilization device in conformal radiotherapy for lung tumor: reduction of respiratory tumor movement and evaluation of daily set-up accuracy . *Int J Radit Oncol Biol Phys.*50: 889-898, 2001.
- 3) Nagata Y, Negoro Y, Aoki T, et al.: Clinical outcome of 3-D conformal hypofractionated single high dose radiotherapy for one or two lung tumors using a stereotactic body frame. *Int J Radit Oncol Biol Phys.*52: 1041-1046, 2002.
- 4) Verhey LJ: Immobilizing and positioning patients for radiotherapy. *Semin Radiat Oncol.* 5:100-114, 1995.
- 5) Lax I, Blomgren H, Naslund I, et al.: Stereotactic radiotherapy of malignancies in the abdomen: methodological aspects. *Acta Oncol.* 33:677-683,1994.
- 6) Sato M, Uematsu M, Yamamoto F, et al.: Feasibility of frameless steriotactic high-dose radiation therapy for primaty of metastatic liver cancer . *J Radiosurg.* 1:233-238.1998.
- 7) Rous RD, Stern RL, Kubo HD: Accuracy of a photogrammetry based patient positioning and monitoring systems for radiation therapy. *Med Phys* 26: 721-728, 1999.
- 8) Blomgren H, Lax I, et al.: Stereotactic high dose fraction radiation therapy of extracranial tumors using an accelerator-Clinical experience of the first thirty-one patients. *Acta Oncologica* 34: 861-870, 1995.
- 9) Blomgren H, Lax I, et al.: Radiosurgery for tumors in the body-Clinical experience using a new method.. *J Radiosurgery* 1, 63-74, 1998.
- 10) Lax I, Blomgren H, et al.: Extracranial stereotactic radiosurgery of localized targets. *J Radiosurgery*, 1, 135-148, 1998.
- 11) Wulf J, Hadinger U, et al.: Stereotactic radiotherapy of extracranial targets-CT - simulation and accuracy of treatment in the stereotactic body frame. *Radiotherapy and Oncology*, 57, 225-236, 2000.
- 12) Lax I, Blomgren H, et al.: Stereotactic radiotherapy of malignancies in the abdomen-Methodological aspects, *Acta Oncologica* 33, 677-683, 1994.
- 13) Lax I: Target dose versus extratarget dose in stereotactic Radiosurgery, *Acta Oncologica* 32, 453-457, 1993.