原 著

治療計画装置使用時における最適X線CT画像の検討
—画像ノイズ、スライス厚について—

橘 昌幸・木下絵美・平田敬子

九州大学病院放射線部

論文受付
2003年6月17日論文受理
2003年12月25日

Code No. 524

緒 言

放射線治療において治療計画装置 (radiation treatment planning system, 以下, RTPと略す) による線量分布作成, 線量モニタ単位 (dose monitor unit, 以下, DMUと略す) の計算の多くは, X-ray computed tomography (以下, CTと略す) 画像による体輪郭の描出, 密度補正等により行われる^{1, 2)}. CT値が正確に測定されるのは, 最低限の条件であるが, それ以外として, 元データであるCT画像の質によって計算結果に影響が生じる可能性がある. CT画像の質としては, コントラスト分解能, 鮮鋭度, ノイズ, スライス厚などが挙げられる^{3, 4)}. これらのなかで, 画像ノイズはCTスキャン時の管電流の設定値によって大きく影響される.

管電流を高く設定しノイズの少ない画像を得ることも可能である. また, 画像スライス厚は, スライス厚を薄くスキャンすることにより体軸方向に分解能の高いデータを得ることが可能である. しかし, 管電流を高く設定することや薄いスライス厚によるスキャンは, 検査時間, CT装置X線管負荷や被曝線量などが増加する. そこで, 撮影条件およびスライス厚を変化させた場合のDMUへの影響について検討した.

1. 方 法

1-1 画像ノイズ

画像ノイズのDMUへの影響を, CT値による依存性を確認するため, 数種類の異なるCT値のファントム

Study of Improvement in X-ray Computed Tomography Images with a Radiation Treatment Planning System: Image Noise and Slice Thickness

MASAYUKI TACHIBANA, EMI KINOSHITA, KEIKO HIRATA

Department of Radiological Technology, Kyushu University Hospital

Received June 17, 2003; Revision accepted Dec. 25, 2003; Code No. 524

Summary

In radiotherapy, dose distribution and calculation of dose monitor units (DMU) are generally performed by a radiation treatment planning system using CT images. Therefore, differences in calculation can arise as a result of the quality of the CT image data. The quality of CT images involves contrast resolution, resolution, noise, slice thickness, and other factors. Among these factors, we examined noise and slice thicknesses. Results demonstrated that, even if noise increased, CT value did not change, and, therefore, did not influence DMU. Examination of slice thickness showed that, when the radiation field was rectangular, it was not influenced by slice thickness. However, when a multi-leaf collimator (MLC) was used, if slice thickness was thicker than the size of the MLC, a difference arose in the position of the MLC, and, therefore, some difference arose in dose. Therefore, slice thickness should be thinner than the size of the MLC.

Key words: Radiation treatment planning system, Dose monitor unit, Computed tomography image, Slice thickness, Noise

別刷資料請求先: 〒812-8582 福岡市東区馬出3-1-1
九州大学病院放射線部 橘 昌幸 宛

を作成し、管電流時間積(以下、mAsと略す)を変化させスキャンを行い、数種類のCT値および画像ノイズの異なる画像を作成し、DMUへの影響を確認した。

CT装置はMX8000(Philips社製)を使用し、直径20cmの水円柱ファントムおよび水円柱ファントムにアミドトリゾ酸ナトリウムメグルミン液(日本シエリング株式会社:ガストログラフィン®)を混ぜCT値を0, 30, 70, 100, 200, 330, 430, 500, 600HU程度としたファントムを作成し、スキャンした。スキャン条件は、スキャンスライス厚:1mm×4列、テーブル移動速度:3.0mm/回転、X線管回転時間:0.75sec/回転とし、画像スライス厚:3mm, 3mm間隔、画像再構成領域(field of view, 以下、FOVと略す):300mmΦの画像を再構成した。管電圧は120kV一定とし、mAsを20, 30, 50, 100, 150, 200, 245mAs/sliceと変化させ、9種類の画像ノイズの異なる画像を作成した。CT値および画像ノイズの測定は、水円柱ファントム中心部および上下左右70mm外側の5点に3cmΦの関心領域(region of interest, 以下、ROIと略す)を設定しROI内の平均CT値および標準偏差(standard deviation, 以下、SDと略す)を測定し、SDを画像ノイズとした。

作成した画像をRTP Pinnacle³ Version 6.0s(ADAC社製)に転送し、Clinac 21EX 4MV X線(Varian社製)を10Gy投与した場合のDMUを計算し比較を行った。DMU計算の際には、線量評価点を水円柱ファントム中心とした。計算グリッドサイズはRTPの初期設定値である4mm, 計算領域:20×20cm²を一定とし、照射野:10×10cm², 線源腫瘍間距離(source tumor distance, 以下、STDと略す):100cmとし、計算アルゴリズムはcollapsed cone(以下、CCと略す)convolutionを使用した。

1-2 画像スライス厚

空気中および水ファントム中で4cmの球体ファントム(CT値:490HU)をスキャンし、数種類の画像スライス厚の異なる画像を作成し、DMUへの影響を確認した。

4cmの球体ファントムを発泡スチロール上および直径20cmの水ファントム中にアクリル系高分子水吸収剤(ダイナボット株式会社:リセプタル®固形化剤)を使用し、水をゲル状にし(以下、水ゲルと略す)、球体ファントムを中心に固定しスキャンした。スキャン条件は、管電圧:120kV, 管電流時間積:250mAs/slice, スキャンスライス厚:1mm×4列, テーブル移動速度:3.0mm/回転, X線管回転時間:0.75sec/回転とした。得られた生データより、画像スライス厚1.3, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10mmの画像を作成した。

画像スライス厚は、0.5mmΦの微小球体ファントム

Fig. 1 Change of standard deviation (SD) value for each CT value at the time of change in mAs.

を使用し、スライス感度プロファイルの測定および半値幅の測定から確認を行った厚さである⁵⁻⁷⁾。

作成した画像をRTPに転送し、4MV X線を10Gy投与した場合のDMUを計算し比較を行った。線量評価点は球体ファントム中心とした。DMU計算の際には、計算グリッドサイズ:4mm, 計算領域:20×20cm²を一定とし、照射野:5×5cm², STD:100cmとし、計算アルゴリズムはCC convolutionを使用した。

さらに、球体ファントムからCT値245HUにて境界設定を行い、さらに3mmのマージンを取り、5mmマルチリーフコリメータMillenium 120(Varian社製)(以下、MLCと略す)を外接で設定した場合におけるMLCのみで構成される照射野面積および4MV X線を10Gy投与した場合のDMUを計算した。線量評価点は球体ファントム中心とした。MLC使用時の照射野面積は、MLCの幅(5mm)と各MLCの開度より求めた面積とした。

2. 結果

2-1 画像ノイズ

Fig. 1に各CT値のファントムにおけるmAsとSDの関係を示す。CT値0HUでは20mAsでSD:30, 245mAsでSD:8となり、mAsが大きいほどSDは小さくなった。この傾向は、CT値600HUでは20mAsでSD:110, 245mAsでSD:32となり、CT値が高いほどその傾向は大きくなった。

Fig. 2に各CT値ファントムにおけるmAsとCT値との関係を示す。mAsに影響されずCT値は一定であった。Fig. 3にmAsとDMU/Gyとの関係を示す。多少ばらつきはあるが、各CT値ともmAsに関係なくDMU/Gyはほぼ一定であった。

2-2 画像スライス厚

Fig. 4a, bに正方形照射野における空気中および水

Fig. 2 Change of CT value for each CT value at the time of change in mAs.

Fig. 3 Change of DMU/Gy for each CT value at the time of change in mAs.

Fig. 4 Change of DMU/Gy at the time of change in image slice thickness.

(a) In air.

(b) In water.

a | b

ゲル中での各画像スライス厚とDMU/Gyの関係を示す。画像スライス厚に関係なくDMU/Gyは一定であった。Fig. 5に、球体ファントムに3mmのマージンを取りMLCを使用した場合の照射野面積を示す。画像スライス厚6mmまで照射野面積は18.7cm²前後であったが、画像スライス厚8, 10mmでは、19.2, 19.7cm²となり照射野面積が広がった。Fig. 6に画像スライス厚1.3, 10mmでのMLC位置, Fig. 7に各MLC開度を示す。球体ファントム中心部分ではほぼ開度が同じであるが、球体ファントムの端のMLCである26, 35番では画像スライス厚1.3で0.6cmの開度であるのに対し、画像スライス厚10mmでは1.7cmとなり、MLC開度の開きが大きくなった。Fig. 8a, bに空気中および水ゲル中でのMLCを使用した場合のDMU/Gyを示す。空気中では画像スライス厚に関係なくDMU/Gyは一定であったが、水ゲル中では、画像スライス厚6mmまで171.7DMU/Gy前後でほぼ一定であったが、画像スライス厚8, 10mmで、170.6, 170.2DMU/Gyと少なくなった。

3. 考 察

画像ノイズに影響されずDMU/Gyは一定であった。また、CT値に対する依存性もなかった。これは、画像ノイズが大きくなった場合、CT画像512×512マトリックス内での、1画素ごとのCT値のばらつきは大きくなるが、あるROIを設定した場合、そのなかで、ばらつきが平均化されROI内のSDは変化するが、CT値の平均値は変化しないからである。今回の検討においてCT画像の画素サイズは0.59mmであるが、RTP上の計算グリッドサイズは4mmで計算を行ったように、RTPでDMUの計算を行う場合、計算グリッドはCT画像の画素サイズよりも大きなサイズで計算されるので、さらにノイズも平均化されてしまうためである。また、1枚のスライス面内で画像ノイズが均一でない場合も、CT値が変化しない限り同じ結果となる。

画像スライス厚は、正方形照射野の場合、DMU/Gyに差は生じなかった。これは、1枚ごとの画像を考えた場合、画像スライス厚が厚いと部分体積効果の影響は大きくなるが、正方形照射野サイズ内で考えた場合、画像スライスが積分されたCT値となるため、画像スライス厚が厚くても薄くても正方形照射野が一定でありサイズ内での、積分されたCT値は同じになることが考えられる。

MLCを使用した場合、MLCサイズ以上の画像スライス厚8, 10mmではMLCの開度に差が生じるため、照射野面積が大きくなる。このため、DMU/Gyに差が生じた。また、空気中、水ゲル中でDMU/Gyの傾向が異なるのは、空気中では球体の周りのMLCにより照

Fig. 5 Change of field sizes when using MLC.

射野面積が変化する部分が空気であるので、空気によるX線の吸収・散乱が少ないためDMU/Gyの計算結果にあまり影響を受けないのに対し、水ゲル中では水によるX線の吸収・散乱の影響を受けるため照射野面積の変化による影響が大きいためであると思われる。MLCの開度の差は、Fig. 7に示すように、球体ファントムの端のように形態の変化が大きくなるほど開度の差が大きくなる。これはスライス厚が薄いほうがMLCのフィッティングが細かく可能であり、形態の変化に追従できるからである。よって、スライス面内での急激な形態の変化がある部位では、画像スライス厚の影響が大きくなるので注意が必要である。

以上の結果より、画像ノイズは、腫瘍位置など照射範囲が同定できる程度であれば十分に治療計画用の画像として使用できる。

画像スライス厚に関しては、MLCのサイズ以下であれば、MLCの開度に変化はなく、照射野面積がほとんど変化しないので、DMUに影響はない。通常の外照射では、呼吸や体動、位置合わせ時のセットアップエラーを考慮し、1cm程度のマージンを取ることが多く、今回の検討のように5mm幅のMLCを使用した装置では、体軸方向の分解能を考慮しても5mm程度の画像スライス厚でも問題ないと思われる。

しかし、強度変調放射線治療(intensity modulated radiation therapy, IMRT)や定位照射などでは、体軸方向の分解能を向上させ、体軸方向座標を正確に求めるため目的にあった薄い画像スライス厚が必要である。

今回の測定では、4検出器のCT装置を使用し、スパイラルスキャンを行った。理由は、マルチディテクタCTでノンスパイラルスキャンを行った場合、検出器のエレメント間のセパレータにより、スライス感度分布(slice sensitivity profile at Z-axis, SSPz)に窪みを生じたり、コーンビームの影響を受けるため、4列おのおの検出器でSSPzが異なることがある⁸⁾。一方ス

Fig. 6 Position of MLC.

Fig. 7 Open distance of MLC.

Fig. 8 Change of DMU/Gy at the time of changing image slice thickness, when MLC is used.

(a) In air.

(b) In water.

a | b

パイラルスキャンでは、スキャンピッチなどのスキャン条件によりSSPzが変化するが、Z軸方向のフィルタリングによって再構成された各画像はほぼ同じSSPzとなるからである。さらに画像スライス厚に関しては、微小球体法により確認を行った。臨床での使用に関しては、各施設のCT装置にて、何らかの方法によりSSPzの確認は必要であると考ええる。

4. まとめ

画像ノイズはDMUには影響しないので、腫瘍位置

など照射範囲が同定できる程度であれば十分に治療計画用の画像として使用できる。

画像スライス厚は、MLCサイズ以下であればDMUには影響がなく、また、通常の外照射では、呼吸や体動、位置合わせ時のセットアップエラーを考慮し、1cm程度のマージンを取ることが多く、体軸方向の分解能を考慮しても5mm程度の画像スライス厚でもよいと思われる。

参考文献

- 1) 渡辺良晴：放射線治療における線量測定データの処理. 日放技学誌, 58(10), 1344-1351, (2002).
- 2) 金子勝太郎：治療計画－新しい計算アルゴリズムの活用に向けて－. 日放技学誌, 57(4), 388-392, (2001).
- 3) CT性能評価委員会：X線コンピュータ断層撮影装置の性能評価に関する基準(第二次勧告). 日本医放会誌, 88(8), 758-771, (1982).
- 4) X線CT装置性能評価検討班：X線CT装置性能評価に関する基準(案). 日放技学誌, 47(1), 56-63, (1991).
- 5) 木村春樹, 渡辺裕美, 勝田昭一, 他：微小球体を用いた螺旋状スキャンCTにおけるスライス感度プロファイル測定の実験. 日放技学誌, 53(1), 75, (1997).
- 6) 勝田昭一, 花井耕造, 国井岳夫, 他：ヘリカルCTにおけるスライス感度プロファイルの撮影領域内位置依存性. 日放技学誌, 55(11), 1109-1114, (1999).
- 7) 原 孝則, 加藤秀記, 青木 力, 他：不均等型検出器を有するmulti-slice CTのSSPzと画像ノイズの基礎的検討. 日放技学誌, 56(12), 1454-1460, (2000).
- 8) 辻岡勝美：マルチスライスCTの原理. 日放技学誌, 56(12), 1391-1396, (2000).

図表の説明

- Fig. 1 管電流時間積を変化させた場合の各CT値ファントムにおけるSDの変化
Fig. 2 管電流時間積を変化させた場合の各CT値ファントムにおけるCT値の変化
Fig. 3 管電流時間積を変化させた場合の各CT値ファントムにおけるDMU/Gyの変化
Fig. 4 画像スライス厚を変化させた場合のDMU/Gyの変化
(a) 空气中, (b) 水ゲル中
Fig. 5 MLCを使用した時の照射野サイズの変化
Fig. 6 MLCの位置
Fig. 7 各MLCの開度
Fig. 8 MLCを使用した時に画像スライス厚を変化させた場合のDMU/Gyの変化
(a) 空气中, (b) 水ゲル中