

治療計画用CTにおけるヘリカルスキャン移行についての検討

弘前大学医学部附属病院 ○木村 直希(Kimura Naoki)

小原 秀樹 駒井 史雄 相馬 誠 葛西 慶彦 神 寿宏 須崎 勝正

【背景・目的】

当院では治療計画用CT撮影の際、通常外照射では主にノンヘリカルスキャン(non-Helical)を用いている。ヘリカルスキャン(Helical)は時間分解能が良いという藤村、市川らの報告があり、多断面再構成ができるなどのメリットもある。そのため、本研究ではnon-HelicalとHelicalの物理評価を行い、移行について検討することを目的とした。

【使用機器】

CT装置はGE Healthcare Japan社製 Optima 580W, 治療計画装置はElekta社製 XiO version 4.80.04を用いた。ファントムはThe Phantom Laboratory社製 Catphanファントム, 京都科学社製 コインファントム, ファントム微小送り出し固定具, LSCTファントム(胸部ファントム), GAMMEX社製 Electron Density CT Phantom 467を用いた。

【方法】

1. CNR, NPS

CNR(Contrast-to-noise ratio), NPS(Noise power spectrum)は低コントラスト分解能を評価する指標である。低コントラスト分解能はX線吸収差の少ない物質をどの程度識別できるかと定義されており、Helicalに移行するにあたり、大きな差が無いことを確認することは重要である。画像の取得はCatphanファントムのCTP515 低コントラストモジュールとCTP486 均一性モジュールを撮影することで行った。ファントム中心がガントリー中心になるよう配置した。non-HelicalとHelicalについて撮影を行い、管電圧 120 kVと管電流 300 mAの条件を固定、Rotation timeを0.5 sec及び1.0 sec, スライス厚を1.25 mm及び2.5 mmと変化させて撮影した。

CNRはCTP515 低コントラストモジュールを撮影して得られた画像の円形部分とバックグラウンド部分にROIを設定し、以下の式で算出した。

$$\text{CNR} = (\text{ROI}_M - \text{ROI}_B) / \text{SD}_B$$

(ROI_M:円形部分のCT値, ROI_B:バックグラウンド部分のCT値, SD_B:バックグラウンド部分の標準偏差)

NPSはCTP486 均一性モジュールの撮影画像に5本のスリット状のROIを設定し、信号のプロファイルを平滑化、2次元フーリエ変換して算出した。

2. SSP_z

SSP_z(Slice sensitivity profile)はZ軸方向の分解能であり、実効スライス厚を示す。移行の前後で、実効スライス厚に大きな差が無いことを確認することは重要である。画像の取得はコインファントムを撮影することで行った。ファントムはガントリー中心から2 cm オフセンターして設置した。non-HelicalとHelicalについて撮影を行い、管電圧 120 kVと管電流 300 mAの条件を固定、Rotation timeを0.5 sec及び1.0 sec, スライス厚を1.25 mm及び2.5 mmと変えて撮影した。サンプリング間隔はスライス厚の1/10~1/20を満たすことが推奨されているため、スライス厚1.25 mmの時に0.125 mm, スライス厚2.5 mmの時に0.25 mmとした。Non-Helicalは寝台の移動間隔によってサンプリング間隔が制限され、スライス厚の1/10~1/20を満たすことができないため、ファントム微小送り出し固定具にコインファントムを設置して取得した。その際のサンプリング間隔はスライス厚1.25 mmの時に0.1 mm, スライス厚2.5 mmの時に0.2 mmとした。

3. CT-相対電子密度変換テーブル

CT-相対電子密度変換テーブル(CT-ED table)はCT値を相対電子密度に変換するものである。CT-ED tableは処方線量に直接的に影響があり、移行するにあたり、大きな差が無いことを確認することは重要である。画像の取得はElectron Density CT Phantom 467を撮影することで行った。ファントムはガントリー中心に配置した。non-HelicalとHelicalについて撮影を行い、管電圧 120 kVと管電流 300 mA, Rotation time 1.0 secの条件を固定、スライス厚を1.25 mm及び2.5 mmと変化させて撮影した。撮影画像よりファントム内の各組成と、撮影で得られたCT値を対応させることでCT-ED tableを作成し、比較を行った。

4. 線量計算

作成したCT-ED tableの検討をするために、LSCTファントムを撮影し、線量計算への影響を確認した。

non-HelicalとHelicalについて撮影を行い、管電圧 120 kVと管電流 300 mA, Rotation time 1.0 secの条件を固定、スライス厚を1.25 mm及び2.5 mmと変化させて撮影した。CT画像とそれぞれのスキャンタイプ、スライス厚に対応したCT-ED tableから照射プランを作成し、脊髄、肺、PTVの線量と線量分布、MU値を比較した。治療計画は第6-9胸椎の骨転移に対する10 MV, X線の前後対向2門照射を想定して行った。線量は30 Gy/10 fraction, 計算アルゴリズムはスーパーポジション法を用いた。

【結果】

CNRの結果 (Fig.1)

スライス厚が厚くなると、また、Rotation timeが大きくなるとCNRは上昇するという結果になった。これは、量子モトルが増加するためである。non-HelicalとHelicalを比較し、大きな差は見られなかった。

NPSの結果 (Fig.2)

Rotation time 1.0 secの結果を示す。CNRの結果と同様に、スライス厚が厚くなる、またRotation timeが大きくなると全体的なノイズは減少する結果になった。non-HelicalとHelicalを比較し、大きな差は見られなかった。Rotation time 0.5 secの結果も同様に、大きな差は見られなかった。

SSP_zの結果 (Fig.3)

non-HelicalのSSP_zの形状は、理想的に矩形に近くなるが、検出器のコリメータ位置の関係上、ピークが複数個に分かれた状態である。FWHMで比較するとnon-Helicalの方がわずかに優れているが、大きな差は見られなかった。

CT-相対電子密度変換テーブルの結果 (Fig.4)

CT-ED tableはスライス厚2.5 mmの結果で高CT値領域にわずかな差が見られた。

線量計算の結果 (Fig.5)

線量計算について脊髄、肺、PTVの平均線量を比較したが結果に大きな差は見られなかった。線量分布についてAxial面、Sagittal面、Coronal面と比較したが視覚的にも差は見られなかった。

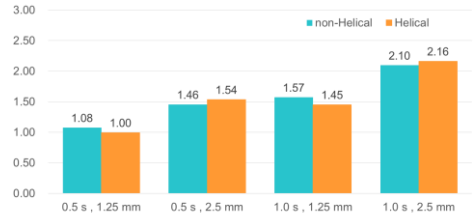


Fig.1 スキャンタイプによるCNRの変化

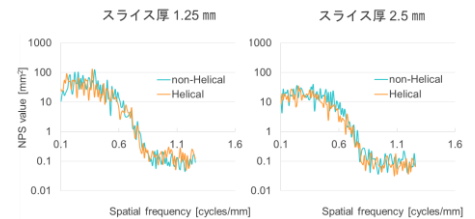


Fig.2 スキャンタイプによるNPSの変化

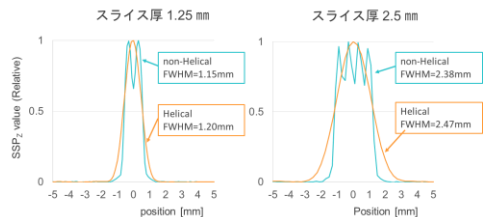


Fig.3 スキャンタイプによるSSP_zの変化

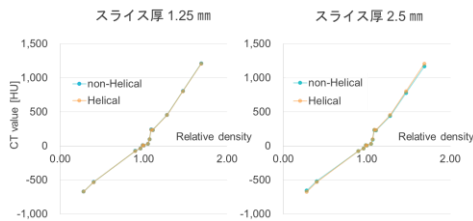


Fig.4 スキャンタイプによるCT-ED tableの変化

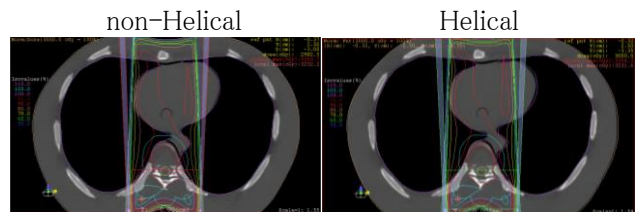


Fig.5 スキャンタイプによる線量分布の変化

【考察】

低コントラスト分解能において、結果から大きな差は見られなかった。浜口、小寺らの先行研究においても同様に、有意な差は見られないという報告があった。このことから輪郭入力に及ぼす影響は少ないと考えられた。体軸方向の分解能はSSP_zの結果からnon-Helicalの方が良好ではあったが、スライス厚1.25 mmで0.05 mm, 2.5 mmで0.09 mmとわずかであり、計算グリッド以下であるため影響は無いと判断した。CT-ED tableに関して、スライス厚2.5 mmの高CT値領域でわずかな差が見られたが、各部位の線量や線量分布と比較し、影響は少ないと考えた。

【まとめ】

CTにおける物理評価及び治療計画装置における線量計算より、ヘリカルスキャン移行の妥当性を示すことが出来た。今後の展望として、時間分解能の評価、実際の患者でのスキャンによる呼吸性移動の評価などを検討している。