

学位論文要約
Extended Summary in Lieu of the Full Text of a Doctoral Thesis

氏 名 : 谷口 拓矢
Full Name

学位論文題目 : Effect of computed tomography value error on dose calculation in adaptive
Thesis Title radiotherapy with Elekta X-ray volume imaging cone beam computed tomography

学位論文要約 :
Summary of Thesis

(目的, 緒言)

画像誘導放射線治療 (image guided radiotherapy: IGRT) は診断用イメージング技術を用いることで治療部位を正確に捉え精度の高い放射線照射を可能にしたことから, その有用性は広く認知されている. 特に, 診断用の computed tomography (CT) に比べて幅広い X 線ビームとフラットパネル検出器を用いて 1 回転で広範囲を撮像できる kilovoltage cone-beam computed tomography (CBCT) は, 治療計画用 CT 同様に三次元画像を取得することで高い照合精度にて IGRT を行うことができる. さらに, CBCT は治療期間中における腫瘍や臓器の形状だけでなく位置関係の変化を経時的に観察することができることから, 治療時の状態に合わせた最適な計画に修正する適応放射線治療に効果的に利用することができる. しかし, CBCT は CT に比べ散乱線やヒール効果の影響が大きく, 三次元的に正確な CT 値を得ることが難しく, 撮像条件によっても異なる. これは体内の CT 値を相対電子密度 (relative electron density : RED)に変換して X 線の減弱を計算する治療計画にとって, CT 値誤差は線量誤差に直結するため臨床使用が難しい要因となっている. そのため, 我々は CBCT における三次元的な CT 値分布を明らかにし, CT 値誤差が線量計算に及ぼす影響を評価した.

【対象と方法】

放射線治療装置に搭載された CBCT における 3 次元的な CT 値分布を測定するために電子密度ファントムを撮像した. このファントムには組織等価物質が封入されたプラグが同心円状に外側と内側に配置されている. 組織等価物質は RED の高い順に, 緻密骨, 骨梁骨, 肝, 筋肉, 乳房, 脂肪, 呼吸肺, そして吸気肺の 8 種類である. 我々は頭頸部用 (S-scan), 胸部用 (M-scan), そして骨盤用 (L-scan) の 3 種類の撮像条件について CT 値分布を比較評価した. S-scan の特徴は, 200° 回転で画像を収集し, 270 mm の画像有効視野を持ち, ビームハードニング効果にともなうカップリングアーチファクトを低減するためのボウタイフィルタを使用しない撮像方法である. M-scan と L-scan はフラットパネル検出器をオフセット配置することでそれぞれ 410 mm と 500 mm の画像有効視野を持ち, 両者とも 360° 回転で画像を収集し, ボウタイフィルタを使用する撮像方法である.

初めに, CBCT の画像中心において各組織等価物質の CT 値を計測した. また, 治療計画用 CT と CBCT の CT 値誤差を算出するために, 両者の画像を減算処理した減算画像を作成し, 画像中心における水平ラインと垂直ラインの CT 値誤差プロファイルを作成し評価した. 同様に体軸方向の CT 値誤差プロファイルも測定した. 体軸方向のプロファイルは, 吸気肺, 乳房, そして緻密骨の 3 種類について測定した.

次に, CT 値誤差が線量計算精度に及ぼす影響を評価するために, CT と CBCT それぞれの画像を用いて, 両者同じパラメータにて線量計算を行った. CT と CBCT のそれぞれについて算出した線量分布は減算処理を行い, 減算画像として線量誤差を評価した. また, 減算画像を用いて, 各組織等価物質における線量誤差も計測した. 評価に使用した治療計画は, 1 門照射, 対向 2 門照射, 4 門照射, そして 360° 回転照射の 4 種類とした.

【結果】

L-scan の CT 値は CT と比較して、画像中心において約 800 Hounsfield units (HU) の誤差があった。さらに、全ての撮像条件について緻密骨は体軸方向の CT 値プロファイルが不均一であった。また、CT 値誤差に対する線量計算誤差について、CT 値誤差が±100 HU 程度の S-scan と M-scan は、線量誤差が±2%以内であった。また、CT 値誤差が約 800 HU の L-scan については、線量誤差が最大で約 6%となった。発生した線量誤差について、1 門照射と対向 2 門照射の線量分布から、CT 値誤差が最大となる画像中心を通過した X 線ビームの経路においてのみ発生し、4 門照射や 360° 回転照射の場合は CT 値誤差の発生場所と同様に画像中心部に最大線量誤差が発生した。

【考察】

L-scan は画像中心部において約 800 HU の高い CT 値誤差を示した。これは L-scan の構成に対して適切なボウタイフィルタが使用されていないため、画像中心部に不均一なアーチファクトが発生したと考えられる。また、CT 値誤差が増大した要因として、X 線管の陽極と陰極方向に X 線強度が変化するヒール効果の影響も付加したと考えられる。一方、ヒール効果の影響を受けにくい体軸方向は比較的 CT 値の均一性が保たれており、CT 値誤差への影響は小さかった。一方、緻密骨についてのみビームハードニング効果の影響が大きくなるため体軸方向の均一性が悪化したと考えられる。そのため、ボウタイフィルタを使用しない S-scan では体軸方向 CT 値が大きく変化したと考えられる。

【結論】

我々は CBCT における三次元的な CT 値分布と、CT 値誤差にともなう放射線治療計画の線量計算誤差について明らかにした。その結果、固有のボウタイフィルタを持たない L-scan と S-scan において CT 値が不均一となることが示唆された。また、線量誤差は CT 値誤差の発生場所を通過する治療ビームにおいて計算精度を悪化させ、CT 値誤差が±100 HU の場合、線量誤差は±2%以内、CT 誤差が約 800 HU に対しては、線量誤差は最大で約 6%であることを明らかにした。