四肢用高解像度 CT の開発: ファントム回転機構による初期検討

要旨

現状の computed tomography(CT)装置より高い空間分解能を有し、骨梁などの微細構造の描出を可能とする四肢用 CT システムの開発を目指し、間接変換型 flat panel detector (FPD)とファントム回転機構を用いた初期検討を行う。足部ファントムを 0.6° ずつ回転させ $70\mathrm{kV}$, $2\,\mathrm{mAs}$, $0.2\,\mathrm{mm}$ 厚の銅フィルタ付加にて $300\,\mathrm{mm}$ 回撮影して 180° 分の投影データを取得し、再構成画像を得た。幾何学的不鋭を極力減らすため撮影距離を $150\,\mathrm{cm}$ とした上で、被写体を検出器に近接し拡大率を $1.10\,\mathrm{cm}$ とした。また、modulation transfer function (MTF)、noise power spectrum (NPS)、CTDI $_\mathrm{w}$ を測定し、 $16\,\mathrm{M}$ マルチスライス CT 装置と比較した。本システムの $10\mathrm{M}$ MTF は $2.90\,\mathrm{cycles/mm}$ となり、マルチスライス CT での $1.22\,\mathrm{cycles/mm}$ に対して明らかに高く、骨梁も可視化された。CTDI $_\mathrm{w}$ は $4.6\,\mathrm{mGy}$ となり、その線量での NPS はマルチスライス CT より劣ったが低コントラスト物体の視認性は同程度であった。

I. 緒言

現在の multi-detector computed tomography (MDCT) システムは、0.5 mm 程度の detector pitch 及び拡大ジオメトリにより空間分解能が制限され、骨梁などの微細構造は MDCT では不可視であることが医師の共通認識となっている。また、四肢専用コーンビーム CT (CBCT) [1]や動物用 micro CT が存在するが、いずれもガントリ構造などの問題により、骨梁まで描出しうる四肢用の高解像度 CT として利用するのは不可能である。既存の CT 装置より高い空間分解能特性をもつ四肢用システムが実現されれば、初期リウマチに伴う軟骨破壊・骨粗鬆症に伴う骨梁変化・微細骨折・腱損傷などが可視化されると考えられる。よって本研究では、現状の CT 装置より高い空間分解能を有し、骨梁などの微細構造の描出を可能とする四肢用 CT システムの開発を目指し、間接変換型flat panel detector (FPD) とファントム回転機構を用いた初期検討を行った。

Ⅱ. 使用機器

- ・間接変換型 FPD: AXIOM Luminos dRF (SIEMENS) (pixel size=0.148 mm)
- ・ファントム回転台:ステッピングモータ (NIDEC SERVO) (最小ステップ角度=0.15度)を使用
- ・ワイヤファントム: 0.12 mm 銅ワイヤを含む直径約50 mm の水ファントム内
- ·直径 90 mm 水ファントム
- ・足部ファントム: Alderson phantom の足部
- ・16cm 径 CTDI 測定用アクリルファントム
- ・線量計: Accu-Dose (Radical)
- ・低コントラストロッドファントム: 上記水ファントム内に CT 値=60 の軟部組織等価材質 の 40mm 径ロッドを固定
- •16 列 MDCT システム: Somatom Emotion (SIEMENS)

Ⅲ. 方法

間接変換型 FPD とステッピングモータを用いたファントム回転台によって、0.6 度ずつ回転し 300 回投影することで 180 度分の投影データを取得できる実験システムを構築した。本実験システムで modulation transfer function (MTF), noise power spectrum (NPS), signal to noise ratio (NRS),及び CTDI $_w$ の測定を行い,また足部ファントムと低コントラストロッドファントムの撮影を行い,それぞれ MDCT と比較した。MTF は,ワイヤファントム画像から,NPS は水ファントム(直径 90 mm)画像から測定した。これらの MTF と NNPS から信号対雑音比(signal-to-noise ratio: SNR)を MTF 2 /NPS により算出した。また CTDI $_w$ は,16 cm 径 CTDI ファントムに CT 用 100 mm チャンバを挿入して測定した。なお,日本放射線技術学会監修,「標準 X 線 CT 画像計測」に準拠して各指標の測定とデータ処理を行った。

1) 実験配置

幾何学的不鋭の少ない long and 近接ジオメトリを採用し, Source-detector distance: 150 cm, Source-isocenter distance: 136 cm として, isocenter における拡大率を 1.10 とした. 散乱線の低減のため 1×15 cm² のナロウファンビームを用い, X線利用効率を向上させるため散乱線除去グリッドを使用しなかった. また, 1 投影あたりの撮影条件を 70 kV, 2mAs とし, ビームハードニングの低減のため 0.2 mm厚の銅付加フィルタを使用した. Fig. 1 に実験配置を示す.

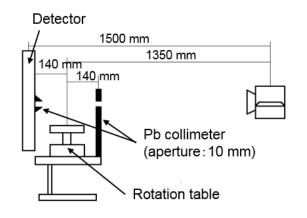


Fig. 1 実験配置

2) 再構成

Filtered back projection (FBP)法を用いて、ハーフ再構成を行った。また、再構成フィルタ関数として Shepp-Logan を用いた。3 ラインの重み付け加算(重み係数:0.3、0.4、0.3)を行い、スライス厚を約0.3 mm とした。

3) 比較用 MDCT によるデータ取得

16 列 MDCT を用いて、管電圧 80 kV、再構成フィルタ関数 U90 (最高解像度の関数)、設定スライス厚 1.0 mm としてワイヤファントムを撮影し、MTF を測定した. また、足部ファントム、水ファントム、低コントラストロッドファントムの撮影では、実験システムと同じ線量にて1.5 sec / rotation の条件で撮影した.

Ⅳ. 結果

1) MTF

Fig. 2にMTFの測定結果を示す. また, Table 1に 10%MTFの結果を示す. 10%MTF は実験システムで 2.90 cycles/mm となり, MDCT の 1.22 cycles/mm より明らかに高い空間分解能を示した.

Table 1 10%MTF

| 10%MTF | |
|--------|----------------|
| 実験システム | 2.90 cycles/mm |
| MDCT | 1.22 cycles/mm |

2) CTDIw

実験システムによって測定した $CTDI_w$ は 4.6 mGy であった. これより, 比較用 MDCT の撮影条件は, 線量 $(CTDI_{vol})$ が 4.6 mGy となるように設定した.

3) NPS

Fig. 3 に NPS の測定結果を示す. 4.6 mGy の線量下において,実験システムのノイズ特性は MDCT よりやや劣った.

4) 足部ファントム撮影

Fig. 4 に 2 断面分の足部ファントムの画像を示す. 実験システムでの画像では、骨梁が明瞭に描出された.

5) 低コントラストロッドファントム撮影

Fig. 5 に低コントラストロッドファントムの画像を示す. 視覚的には,実験システムの低コントラスト検出能は MDCT と比べて劣らなかった.

6) SNR 測定

Fig. 6 に SNR の測定結果を示す. 低周波数領域では実験システムは MDCT と比較して劣っているが, 0.8 cycles/mm より高い周波数領域では MDCT より優れていた.

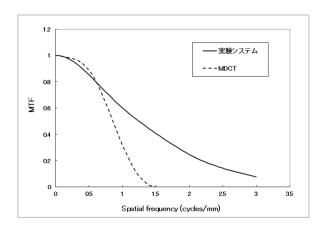
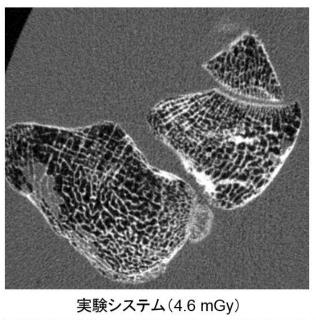
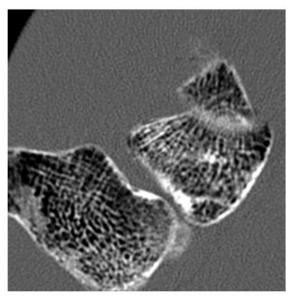


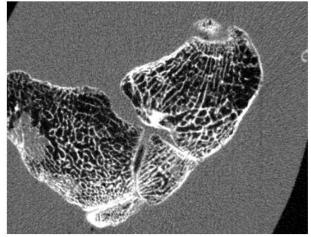
Fig. 2 MTF の測定結果

Fig. 3 NPS の測定結果

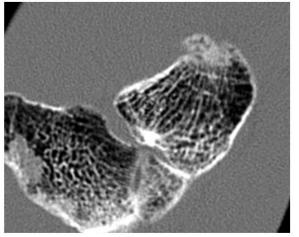




MDCT (4.6 mGy)

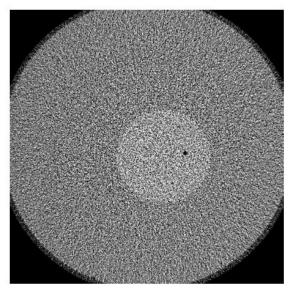


実験システム (4.6 mGy)

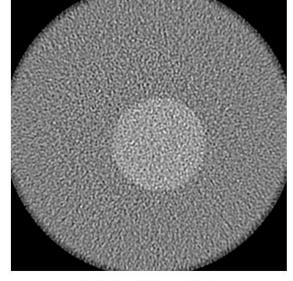


MDCT (4.6 mGy)

Fig. 4 足部ファントムの画像



実験システム(4.6 mGy)



MDCT (4.6 mGy)



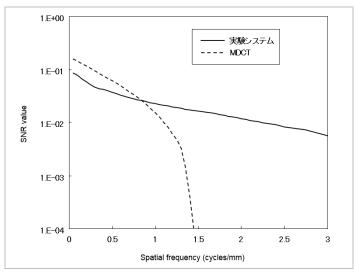


Fig. 6 SNR の測定結果

V. 考察

実験システムでは 10%MTF が 2.90 cycles/mm となり、16 列 MDCT より明らかに高い空間分解能を示し、骨梁が明瞭に描出された.これは焦点ー検出器間距離を 1500 mm としたロングジオメトリを採用しつつ、被写体(回転中心)を検出器になるべく近接させることで、幾何学的不鋭が極力が抑えられたためと考えられた.線量は 70kV、2mAs、300 投影で 4.6mGy であったが、これは腹部 CT の診断参考レベルである 20mGy の 1/4 以下であり、被ばく線量に問題はないと考えられる.ノイズ特性は MDCT よりやや劣り、結果的に低空間周波数領域で、SNR は MDCT よりやや劣った.これは、MDCT のスライス厚が約 1.0 mm であるのに対して、実験システムのそれは約 0.3 mm であったことが主な原因と考える.しかし、低コントラストファントム(Fig. 5)の視認性はほぼ同程度あることや、SNR が 0.8 cycles/mm 以上で MDCT に比べ有意に優れていることから、低空間周波数における SNR 低下について、さらなる線量増加で補うべきかは今後の課題である.足部ファントムでは、約 0.3 mm のスライス厚により、MDCT では描出できなかった足根骨間関節腔が明瞭に描出されていることから、この薄いスライス厚は有効であった.そして、骨梁間の軟部組織

とほぼ等しい CT 値を持つ物質が視認できることから、現状の線量 (4.6 mGy) であっても軟部組織の描出が可能であることが推察されるが、さらなるファントム実験により検証する必要がある.

VI. 結語

四肢用高解像度 CT の開発のための初期システムの検討により、従来より顕著に高い空間分解能 と現状の CT と同程度ノイズ特性を有するシステムを開発できる可能性が示された.

VII. 参考文献

- 1] W. Zbijewski, P. De Jean, P. Prakash, et al, Med. Phys. 38 (8), 4700-4713, 2011
- 2] 市川勝弘, 松村禎久, 標準 X線 CT 画像計測, 2012, オーム社