6-022

CTを用いた内臓脂肪測定法
―メタボリック症候群診断のための内臓脂肪至適測定部位の検討―

○帆足 有布[1)]、上者 郁夫[2)]、山口 卓也[2)]、三村 誠一[2)]、赤木 憲明[3)]、篠﨑 洋二[4)]、宮木 康成[5)]

1）岡山大学医学部 保健学科、2）岡山大学大学院 保健学研究科、
3）岡山大学病院医療技術部 放射線部門、4）篠﨑クリニック、5）岡山大福クリニック

【目的】

昨年の本学会での発表結果からメタボリック症候群診断のためのCTによる内臓脂肪面積測定部位は男女で異なる断面にすべきであると考えられたため、今回、われわれは臍部と修正位置と男女別の内臓脂肪最大蓄積部位の3箇所のメタボリック症候群診断能を比較した。

【対象および方法】

対象は、当研究室関連施設において肥満の精査目的で腹部CT検査を行った143人（男性75人、女性68人、12歳～84歳、平均59歳）。使用機種はGE社製Light Speed 16、測定ソフトはAze社製Virtual Place Liverty（Ver 2.03）を用いた。メタボリック症候群の診断は患者カルテに記載されている検査結果から判定した。

統計学的検討にはMann-Whitney検定と二項検定を用いた。

【結果】

内臓脂肪面積100 cm^2を肥満の診断基準とした場合のメタボリック症候群診断能は男性では、臍部よりも修正位置または（＋3d）［臍部と修正位置の距離を2dとする］の位置の方が優れていた。女性では、メタボリック症候群完全型では3部位間で有意差はなかったが、不完全型を含めた診断能では（＋d）の位置が最も優れていた。また、3部位での測定結果から、内臓脂肪面積100 cm^2を肥満の診断基準とすると、男性ではメタボリック症候群診断の感度が高く特異度が低いのに対し、女性では感度が低く特異度が高いという結果であった。

【考察】

昨年度の研究で男性と女性では内臓脂肪の蓄積状態が異なることが判明した。男性では肥満の有無にかかわらず、修正位置よりも高い断面（＋3d）で最大となり、下方に行くにしたがって減少していたのに対し、女性の肥満群では臍部と修正位置の中間（＋d）の位置で最大で、この断面を頂点として上下ほぼ対称的に減少する分布を示した。その結果は、症例数を増やした本年度の研究でも同じ結果であった。そのため、本年度はメタボリック症候群診断のための測定部位は男女とも従来から測定されている臍部が適切であるか否かについて検討した。

一昨年度の研究で臍部と修正位置ではメタボリック症候群の診断能に男女差が認められた。男性では修正位置と臍部で診断能に有意差が認められたのに対し、女性では有意差は認められなかった。

本年度は臍部及び修正位置に加えて、男女でそれぞれ内臓脂肪面積が最大となる部位を加えた3箇所の測定部による診断能を検討したところ、男女で異なる結果であった。したがって、メタボリック症候群診断のための内臓脂肪面積測定部位は男女で異なる部位にすべきと考えられる。男性では修正位置または最大蓄積部位が適しているのに対し、女性では部位による有意な差はないが、予備群の診断能も加えると最大蓄積部位が最適であると考えられる。

男女それぞれ3部位での測定結果から、内臓脂肪面積100 cm^2を肥満の診断基準とすると、男性では感度が高く、特異度が低いのに対し、女性では感度が低く、特異度が高いという結果であった。したがって、男女共に内臓脂肪面積100 cm^2を肥満の診断基準とすることには問題があると考えられる。

今後の課題として、メタボリック症候群診断能を向上させるため、各測定部位で男女別に肥満の診断基準となる内臓脂肪面積を検討する必要がある。

【結語】

内臓脂肪の蓄積状態は男性と女性では有意に異なり、最大蓄積部位も異なる。したがって、メタボリック症候群診断のためのCTによる内臓脂肪面積測定部位として臍部は適切な測定部位とは言い難く、男女で異なる断面にすべきである。今後はメタボリック症候群の診断能を向上させるため、各測定部位で男女別に肥満の診断基準となる内臓脂肪面積を検討する。

6-023 MPR・3Dにおける金属アーチファクトの軽減の検討

○助石 宙志、赤根 洋貴、森 裕一朗、横山 和代、松本 希、三木 章弘、大久保 正臣、笹川 泰弘、加藤 耕二
香川大学医学部付属病院 放射線部

【背景】脳動脈瘤クリップ・義歯・整形外科領域の固定術等においてCT画像にアーチファクトの原因となる金属を使用し、CT診断の妨げとなることがある。

【目的】CT装置のガントリーチルト機能を利用し、チルト角を変えて2回CT撮影を行い、金属アーチファクトを含むスライスデータを削除し、その領域のデータをもう一つの検査データで補間し、画像を合成することにより金属アーチファクトを軽減させる。

また、被ばくを考慮して1回の線量を標準撮影の半分で撮影し、被ばく線量を増加させない方法で画像を合成しの比較検討を行った。

【画像の合成方法】

1. チルト角の違うスキャンを2回行う。線量は通常撮影の半分で撮影する。
2. 1つのスキャンデータより、チルト角と同じスライスデータともう1つのチルト角のスライスデータを作成する。他のスキャンデータでも同様のスライスデータを作成する。
3. チルト角と同じスライスデータの内、アーチファクトの存在するスライスデータを削除し、他スキャンデータより作成した同じ角度のスライスデータで削除したスライスに相当するスライスデータで補間する。他のスキャンデータでも同様にスライスデータを補間する。
4. 各々で得られた補間スライスデ－タから画像再構成し、それを合成する。

【使用機器】

CT装置　Aquilion64　東芝メディカルシステムズ
解析装置　ziostation2 ver2　ザイオソフト
ファントム　Catphan600　東洋メディック

【検討方法】標準撮影で得られた画像と、合成画像を比較する。

【検討項目】

1. スライス厚
2. 画像のひずみ
3. ノイズ（標準偏差）
4. CT値の変化
5. チルト角によるアーチファクト領域の変化

【結果】

1. スライス厚の変化は認められない。（Fig.1）
2. 画像のひずみは認められない。（Fig.2）
3. ノイズによる画像の劣化は認められない。（Fig.3）
4. 合成画像によるCT値の変化は認められない。（Fig.4）
5. チルト角度の差を大きくとるほどアーチファクト領域は少なくなる。（Fig.5）

【まとめ】この手法により被ばくを増加させることなく、画像も標準撮影と同等の画像が得られ、金属アーチファクトを軽減させることができ、有用性があると考える。

問題点としては、撮影を2回行うため、検査時間の延長と画像合成の処理時間が30分程度必要となることが挙げられる。

	標準撮影	合成前（A）	合成前（B）	合成（A＋B）
1	4.6	4.7	4.6	4.8
2	4.5	4.8	4.8	4.7
3	4.4	4.8	4.8	4.8
4	4.4	4.8	5.0	4.7
平均	4.5	4.8	4.8	4.8

Fig.1　結果1　スライス厚

	標準撮影	合成前（A）	合成前（B）	合成（A＋B）
1	50.1	49.8	49.8	50.1
2	49.9	50.1	49.7	49.9
3	50.1	49.9	49.8	49.8
4	50.1	49.9	49.9	50.1
平均	50.1	49.9	49.8	50.0

Fig.2　結果2　画像の歪

ROI位置	標準撮影	合成前（A）	合成前（B）	合成（A＋B）
①	4.7	6.1	6.3	4.3
②	4.5	6.1	5.8	4.1
③	4.3	5.5	5.7	4.0
④	4.2	6.0	6.0	4.1
⑤	4.4	5.6	5.6	4.0
平均	4.4	5.9	5.9	4.1

Fig.3　結果3　ノイズ（標準偏差）

ROI位置	標準撮影	合成前（A）	合成前（B）	合成（A＋B）
Teflon	897.7	863.0	895.9	879.2
Delrin	308.2	300.5	301.7	300.8
Acrylic	113.8	111.7	110.8	111.0
Polystyrene	−41.2	−41.5	−46.9	−43.9
LDPE	−99.1	−95.0	−101.9	−101.9
PMP	−185.6	−188.5	−188.9	−188.9

Fig.4　結果4　CT値の変化

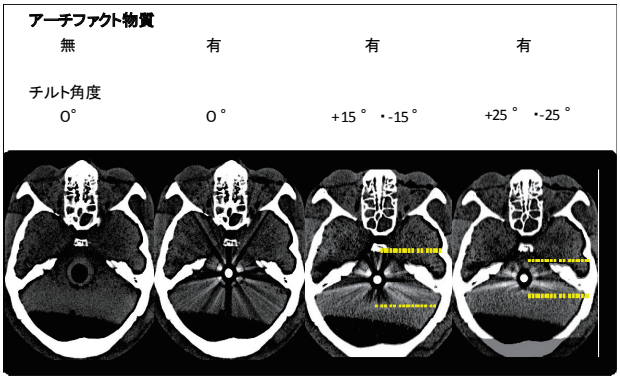


Fig.5　チルト角によるアーチファクト領域の変化

6-024 高解像度撮影における空間分解能の検討

○摺河 健文[1)]、西山 徳深[1)]、高本 誠司[1)]、中川 潤一[1)]、長谷川 大輔[1)]、村上 奈津紀[1)]、小林 有基[1)]、竹田 芳弘[3)]

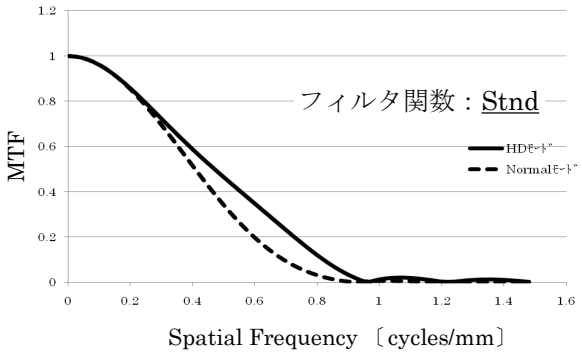
1）岡山済生会総合病院画像診断科、2）岡山大学大学院保健学科研究科

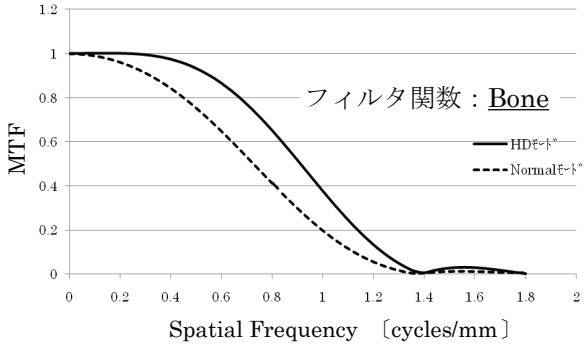
【背景】 GE Medical System 社製の Light Speed Discovery CT750 HDには新しいX線検出器（Gemstone）が搭載され、view 数を増やした高解像度撮影が可能である。本装置では High Definition（HD）モード、Normal モードでの撮影が可能である。今回、高解像度撮影における空間分解能の変化について検討した。

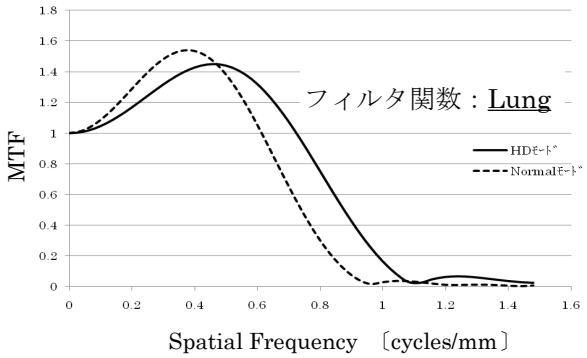
【使用機器・方法】 使用装置は GE Medical System 社製の Light Speed Discovery CT750 HD を用いた。自作のワイヤファントムを用いて、ガントリ回転中心付近および周辺部で HD モードと Normal モードで撮影し、画像処理ソフトウェアの ImageJ および表計算ソフトウェアの Excel を用いて MTF を測定した。

【結果】

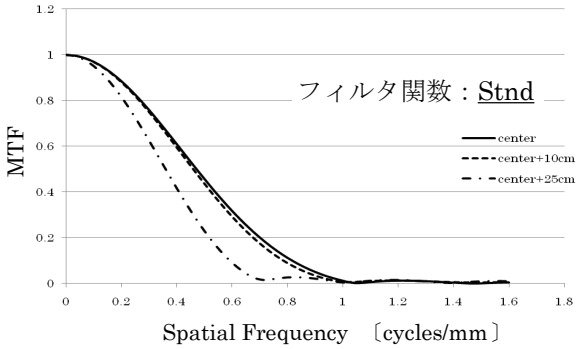
• ガントリ回転中心における MTF の変化



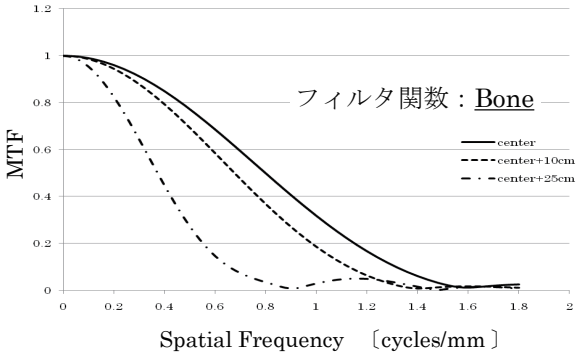


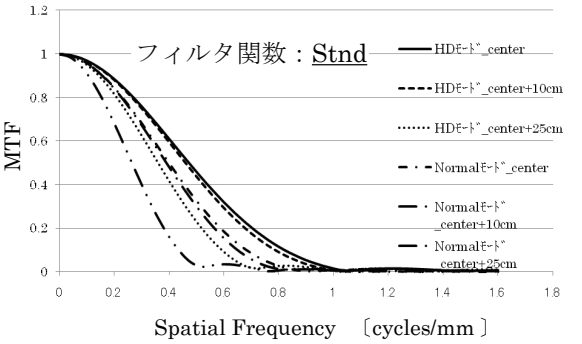


• HD モードでのスライス位置による MTF の変化



• HD/Normal モードのスライス位置による MTF の変化





【結果・考察】 全ての再構成フィルタ関数において空間分解能は、Normal モードに対して HD モードで向上した。ガントリ中心と周辺において MTF の比較をすると軟部用より周波数強調用の再構成フィルタ関数が周辺の位置での変化が大きく顕著に低下した。MTF は位置依存性があり、中心より周辺では MTF が低下する。また、周辺部では HD モードに比して、Normal モードの方が MTF の低下が大きい。

【結語】 HD モードで撮影することにより、周辺部での MTF の低下を減少させることができる。周辺部での撮影、特に周波数強調用の再構成フィルタ関数を用いる時は、HD モードでの撮影は有効である。

6-025 CT画像における被写体位置とサイズが造影効果に与える影響について

○木村 洋彦、久冨 庄平、山口 貴弘、湯淺 勇紀、山本 佑馬、上田 克彦
山口大学医学部附属病院放射線部

【背景・目的】CT装置に備わっているボウタイフィルタはX線入射角度によって変化する被写体厚を補正し、X線強度を均一化する働きを持つ。しかし、被写体位置が変化するとX線入射角度と被写体厚の関係も変化するため、被写体透過後のX線強度の均一性が保たれないと考えられた。また、被写体に入射するX線質が変化することからCT値が変化することが懸念された。我々はヨード造影剤と水のコントラストに注目し、ファントム実験により被写体位置、サイズを変化させた場合のCT値とCNRの変化について検討した。

【方法】CT装置はSIEMENS社のSOMATOM Definitionを用いた。自作ファントムとして、直径13㎝と20㎝のアクリル製円筒形水ファントムの中に直径2㎝のアクリル容器に希釈したヨード造影剤を信号として配置したものを用いた。ヨード造影剤は、ガントリの中心に配置し、120kVで撮像したときおよそ300HUと50HUとなるよう濃度を調節した希釈率の異なる2種類の試料を作成した。撮像条件は管電圧120kV、管電流時間積100mAs、スライス厚5㎜とし、再構成関数は腹部標準関数を用いた。

ファントムの位置と画質の関係について、水ファントムの中心にヨード造影剤を配置し、ガントリ中心から2㎝下方から、8㎝下方まで2㎝間隔で寝台を移動させ、それぞれの位置で撮像し、ヨード造影剤のCT値、バックグラウンド(BG)のCT値と標準偏差(SD)を測定し、ガントリ中心からの距離とCNRの関係を求めた(寝台移動)。比較として、直径20㎝の水ファントムをガントリの中心に配置したまま寝台は移動させず、水ファントム内のヨード造影剤の位置を下方に2㎝ 間隔で移動させ、それぞれの位置でのCNRを算出した(ファントム内移動)。なお、CNRは以下の式により算出した。

$$\mathrm{CNR} = \frac{\mathrm{ROI_S} - \mathrm{ROI_B}}{\mathrm{SD_B}}$$

ここで、$\mathrm{ROI_S}$はヨード造影剤のCT値、$\mathrm{ROI_B}$はBGのCT値、$\mathrm{SD_B}$はBGのSDである。

【結果・考察】寝台移動による検討では、直径13㎝のファントムにおいて、ファントム位置がガントリ中心から離れる程、ヨード造影剤のCT値は低下し、ガントリ中心で50HU、300HUであった試料は、ガントリ中心から8㎝の位置でそれぞれCT値がおよそ6%低下した。これは、ガントリ周辺部ほど、入射するX線がボウタイフィルタによって線質硬化を起こしているためと考える。しかし、直径20㎝のファントムでは、50HUのヨード造影剤ではほとんどCT値が変化せず、300HUの造影剤においてもガントリ中心から8㎝の位置で、およそ2%しかCT値が低下しなかった。これは、被写体が大きくなると、被写体内でのX線吸収により入射するX線の線質の影響が小さくなるためと考える。Fig.1にそれぞれのファントム径における、寝台移動によるファントム位置と300HUのヨード造影剤と水の正規化したCNRとの関係を示す。直径20㎝のファントムの方がCT値の低下率は低いにも関わらず、CNRは大きく低下している。このことより、ファントムサイズが大きくなるほど、周辺部でのノイズ増加の影響を強く受けることが示唆された。寝台移動とファントム内移動の比較では、ファントム内移動では50HU, 300HUともに寝台を移動させたときと比較し、CT値の変化は少なく、ボウタイフィルタによりX線強度が均一化されていることが示された。また、寝台移動とファントム内移動のCNRの比較では、寝台移動し、ファントムを周辺に移動させた場合は周辺部ほどCNRが低下するのに対し、ファントム内移動では周辺部ほどCNRが増加する傾向を示した(Fig.2)。これは、ファントムを中心に配置した場合、周辺部は空間分解能が低下し、ノイズ特性が向上するためと考えられた。

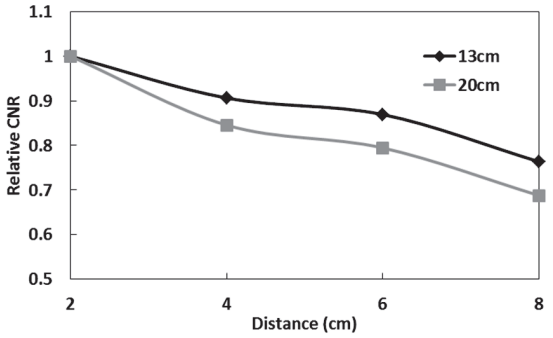


Fig.1　寝台移動時のファントム位置とCNRの関係

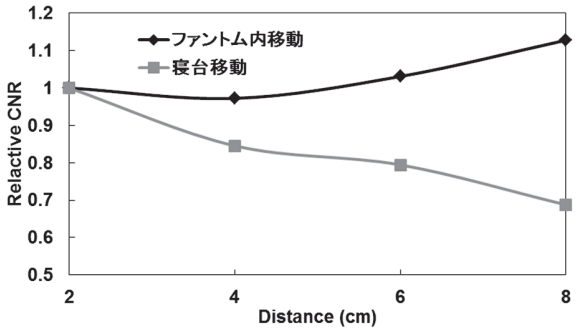


Fig.2　寝台移動とファントム内移動のCNRの比較

6-026 Aquilion ONE における使用検出器の違いが画質に与える影響

○増井 悠太、山田 健二、高志 智、坂東 良太、湯浅 将生、天野 雅史、多田 章久
徳島大学病院診療支援部診療放射線技術部門

【背景】当院では今年度より、最大160列の検出器数を用いたヘリカル撮影が可能となった。ヘリカル撮影時のディテクタヘリカルピッチの違いにより寝台移動速度が決定し、再構成画像の画質に寄与するX線量が変化する。また、X線のビーム幅によりディテクタに入射するコーン角も変化するために、再構成画像の画質への影響が予想できる。

【目的】撮影時に使用する検出器数の違いが画質に与える影響について、Noise Power Spectrum（NPS）、Contrast Noise Ratio（CNR）にて評価した。また、160列ヘリカル撮影において、80列ヘリカル撮影と同等なS.D.値を管電流調節によって再現できるかを検討した。

【使用機器】CT装置は東芝メディカルシステムズ社製のAquilion ONEを使用した。使用ファントムは、The Phantom Laboratory社製のcatphan 600のCTP486均一性モジュール、CTP515低コントラストモジュールを用いた。解析ソフトは、アメリカ国立衛生研究所製のImageJ、Microsoft社製のExcel 2010、オーム社標準X線CT画像計測付属解析ツールを用いた。

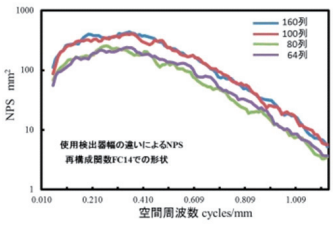
【方法】160列、100列、80列、64列の検出器数を用いて、120kV、200mA、0.5rot/sにてcatphan 600を撮影し、1㎜厚再構成を行い、検討画像を得た。この際に使用したピッチファクターは装置標準、画像再構成はAIDR Mild、再構成関数はFC14を用いた。

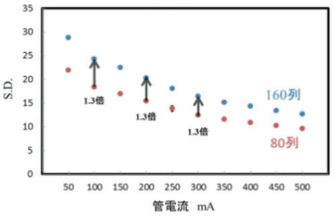
次に、160列と80列において、120kV、0.5rot/sにて、管電流値を50mAから500mAまで、50mAごとに変化させ、catphan 600を撮影した。均一性モジュールの再構成画像上の中央部に設定したROIにおけるS.D.値により、管電流値とS.D.値との関係を求めた。これをもとに80列と同等のS.D.値をもつ画像が得られる160列の管電流値を検討した。

今回の検討において、ファントムの体軸方向の幅が、使用するX線幅に対して薄いために、ビーム軌道を変化させた撮影を5回行い、またROIも5スライスごとに設定し、全ての25個のROIに対する平均値を1つの撮影条件の結果として使用した。

【結果及び考察】標準ピッチを用いた場合のNPSの結果は、160列と100列において同様なグラフ形状、80列と64列において同様なグラフ形状が確認できた。CNRについては、使用した検出器数が少なくなるほどCNRが大きくなる結果となった。

また、160列と80列とのS.D.値を同等にするために得た管電流値とS.D.値との関係からは、同じ管電流値における160列のS.D.値は80列の約1.3倍の値を全てにおいて確認できた。管電流値とS.D.値との関係から、160列と80列との再構成画像のS.D.値が同等になるように管電流値を調節すると、80列100mAのS.D.値と同等なS.D.値を得るためには160列において240mA必要であり、80列に比べて2.4倍の管電流値が必要であった。同様に200mAでは340mAで1.7倍、300mAでは480mAで1.6倍の管電流値が必要であった。ディテクタヘリカルピッチを考慮すると、160列と80列でともに一定の条件であるために、寝台移動量から必要な管電流値は80列のどの管電流値においても160列に必要な管電流値は一定の比である。しかし、S.D.値をそろえて実測した結果からすると、必要な管電流値の比は一定ではなかった。このことから、寝台移動量のみで管電流値を決定することはできないことがわかる。また、S.D.値が1.3倍であれば、同様のS.D.値を得るために必要な光子量は1.69倍であるはずだが、今回はその傾向もみられなかったため、コーン角を補正する再構成処理の影響、もしくはAIDRの影響が大きく寄与していると考える。





80列 管電流値	80列 S.D.	160列 管電流値	160列 S.D.	80列と160列のmA比
100mA	18.3±0.17	240mA	18.1±0.18	2.4
150mA	17.0±0.15	290mA	16.6±0.24	1.9
200mA	15.5±0.16	340mA	15.4±0.20	1.7
250mA	13.8±0.14	400mA	14.2±0.19	1.6
300mA	12.5±0.11	480mA	12.9±0.16	1.6

上図：各検出器数におけるNPS
下図表：160列と80列の検出器数における管電流値とS.D.値の関係

【まとめ】今回の検討より使用する検出器数により画質に違いがあることがわかった。また、管電流値の調節によって80列のS.D.値は160列を利用して再現できることが確認できた。しかし、極端に線量が必要な被写体の場合、X線管球容量の制限により、再現不可能であることもわかった。また、本検討はあくまで基礎的検討であり臨床使用は被ばくの観点より推奨しない。