

ノート

腹部領域のC-arm CTにおけるスキャンパラメータと画質

永末 望・船間芳憲¹⁾・鬼木里佳²⁾・瀬川敦史²⁾
 岩竹 聡²⁾・川内野友彦²⁾・上谷雅孝³⁾

論文受付
2009年 1月16日
論文受理
2009年 4月 8日
Code No. 251

熊本大学医学部附属病院医療技術部

1) 熊本大学医学部保健学科放射線技術科学専攻

2) 長崎大学医学部・歯学部附属病院医療技術部

3) 長崎大学大学院医歯薬学総合研究科放射線生命科学講座放射線診断治療学

緒 言

腹部領域の血管造影検査においてcomputed tomography during arterial portography (CTAP)やCT during hepatic arteriography (CTHA)などに代表される術中でのCT撮影は、digital subtraction angiography (DSA)のみでは診断不能な腫瘍の存在診断を可能とし、また、三次元での腫瘍の血管支配や薬剤分布の同定を可能にしている^{1~4)}。

Wallaceらは腹部領域のinterventional radiology (IVR)においてC-arm CT⁵⁾の有用性を検討し、DSAに比べて適切な情報を提供すると結論付けており^{6,7)}、今後IVRにおいて必要性の高い検査手法になると考えられるが、現時点での問題点は一般の診断用CTと

比較して画質が低い点である。

この主な理由として、コーン角の影響によるコーンビームアーチファクト、散乱X線、トランケーションアーチファクトおよび体動による影響等が挙げられる。また、C-arm CTの画質を向上させるには、X線検出器に入射するX線量(総フォトン数⁸⁾)を増加させる必要があるが、総フォトン数は、C-arm CTの収集画像数(ビュー数)、収集角度(ビューアングル)および1ビュー当たりの線量などが複雑に関係しており、単に撮影時間を増加させるだけでは有効な画質改善を行うことができない。また、実際の臨床において、ビュー数やビューアングルが制限を受ける場合、画像再構成時にアーチファクトが発生しやすくなり画質

Combinations of Scan Parameters and Image Quality at C-arm CT for Abdominal Imaging

Nozomu Nagasue, Yoshinori Funama,¹⁾ Rika Oniki,²⁾ Atsushi Segawa,²⁾ Satoshi Iwatake,²⁾ Tomohiko Kawachino,²⁾ and Masataka Uetani³⁾

Department of Radiology, Kumamoto University Hospital

1) Department of Radiological Sciences, School of Health Sciences, Kumamoto University

2) Department of Radiology, Nagasaki University Hospital

3) Department of Radiology and Radiation Biology, Nagasaki University Graduate School of Biomedical Sciences

Received January 16, 2009; Revision accepted April 8, 2009; Code No. 251

Summary

We measured the contrast-to-noise ratio (CNR) and evaluated low-contrast images and streak artifacts to optimize abdominal C-arm CT imaging, and we investigated the view number, acquisition matrix, and pixel depth. To measure CNR, we filled 0.125–1.0-inch cavities in an American Association of Physicists in Medicine (AAPM) CT performance phantom with a sodium chloride solution. Five radiological technologists visually evaluated the noise, signal conspicuity at low- and high-signal density, and the overall image quality using paired comparisons based on Thurstone's law. In a given acquisition matrix, the total view number had the greatest effect on the image noise, artifacts, and signal detectability on C-arm CT images. For a given incident dose per view on the flat-panel detector (FPD), fewer images with noise and streak artifacts resulted when a larger view number was selected.

Key words: C-arm CT, scan protocol, image quality, radiation dose, abdominal imaging

別刷資料請求先: 〒860-8556

熊本市本荘1-1-1

熊本大学医学部附属病院 医療技術部 永末 望 宛

Table 1 Protocol for appropriate C-arm CT in abdominal imaging

	Protocol A	Protocol B	Protocol C
Scan time (sec)	6	8	10
View angle (deg.)	230	212	222
View number	229	419	275
Pixel depth (bits)		14	12
Frame rate (f/s)		60	30
Acquisition matrix	616×480	1240×980	

は低下する。

今回われわれは、間接型のflat-panel detector (FPD)によるC-arm CTを使用して、臨床における腹部領域の画質を最適化するために、ファントム画像のcontrast-to-noise ratio (CNR)測定、低コントラスト画像およびストリークアーチファクトの視覚評価を行い、ビュー数および1ビュー当たりの線量について検討したので報告する。

1. 材料および方法

間接型FPD装置として、SIEMENS株式会社製AXIOM Artis dBAを使用した。本装置は、ヨウ化セシウムをシンチレータとし、画素サイズは0.154mm、C-arm CT撮影の最大field of view (FOV)は最大で22cmである。

本装置では、撮影時間として、5、6、8、10および20secの5種類が選択可能であるが、今回はCTの再構成原理⁹⁾より、必要収集角度に満たない収集角度190度の5secおよび腹部領域において呼吸停止が困難である20secを除外した。したがって、今回評価に用いたC-arm CTの撮影プロトコルは、Table 1に示す収集角度、ビュー数、濃度階調、フレームレートおよび収集マトリクスを変化させた3種類であり、それぞれ撮影プロトコルA、BおよびCとした。

本研究で使用したファントムをFig. 1およびFig. 2に示す。VICTOREEN株式会社製American association of physicists in medicine (AAPM) CTパフォーマンスファントムのコントラストテストを目的とした部分とPhantom Laboratory株式会社製Catphanファントムの高コントラスト部分の2種類を使用した^{10, 11)}。

AAPM CTパフォーマンスファントムは、直径1.0、0.75、0.5、0.375、0.25、および0.125インチの穴があり、その中に1.0、3.0、4.0、5.0、7.0および10.0%に希釈した塩化ナトリウム溶液モジュール(モジュール)を挿入した。また、Catphanファントムは1から21lp/cmの分解能部分を使用した。

撮影プロトコルA、BおよびCの使用後の画像再

構成のマトリクスは、512×512、ボクセルサイズ0.41×0.41×0.41mmであり、間接型FPD装置のX線検出器への入射線量パラメータとして、0.54 μ Gyの設定値を採用した。このとき、直径15cmのアクリルファントムにおいて、フレームレートが30f/sおよび60f/sの場合、X線管電圧は、それぞれ70から100kVおよび90から107kVで変動した。

1-1 X線検出器への入射線量測定

散乱体として15cmのアクリルファントムを使用し、PTW社製Farmer型電離箱線量計(0.6cc)をフラットパネル前面の中心位置に5cmのスペーサを設け配置し、X線検出器への入射線量を測定した。測定は、各撮影プロトコルにて3回行い平均値を求めた。さらに平均測定値を撮影ビュー数で除し、1ビュー当たりの撮影線量を算出した。

1-2 画像ノイズおよびcontrast-to-noise ratio (CNR) 測定

AAPMパフォーマンスファントムに6種類の濃度のモジュールをガントリのz軸中心に配置し、各撮影プロトコルのC-arm CT撮影にて得られた画像に対し直径12mmの関心領域をモジュールおよびファントムのベース領域に設定し、平均値および標準偏差(S.D.)を測定した。画像ノイズは各濃度のモジュールにおける標準偏差とし、ベース領域における関心領域の設定は、カップリングやリングアーチファクト等の影響を軽減するため、Fig. 3に示すように各塩化ナトリウム溶液濃度における1.0、0.75および0.5インチモジュール部分の左右とした。

また、SIEMENS株式会社製診断用CT装置volume zoom (4列のマルチスライスCT)を使用してC-arm CTの撮影線質に近い撮影管電圧80kVで同様に撮影後、各濃度のモジュールにおけるCT値を測定した。このとき塩化ナトリウム溶液濃度1.0、3.0、4.0、5.0、7.0および10.0%はそれぞれ-100、-53、-30、-7、+40および+110HUのCT値に対応し、以降の実験において

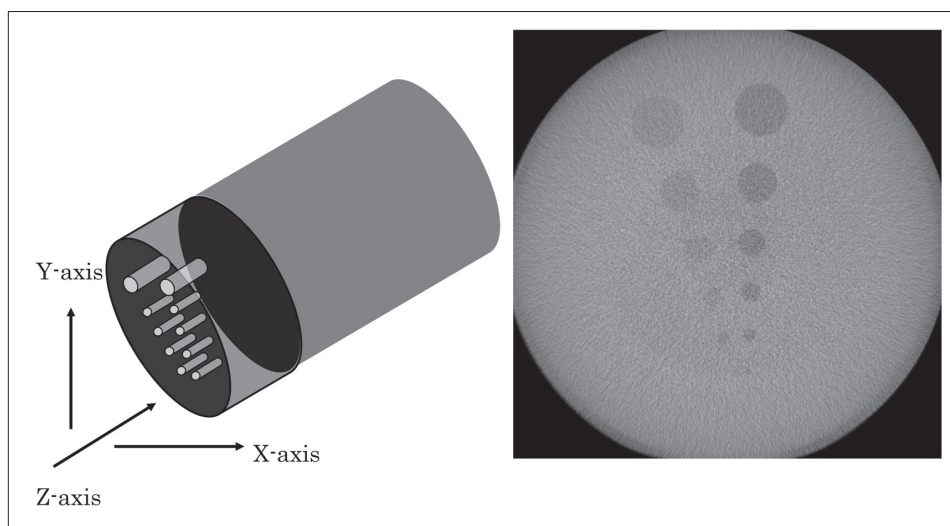


Fig. 1 AAPM CT performance phantom a contrast test object is adhered to the bottom of the tank that includes two rows of cavities from 1 to 0.125 inch in diameter.

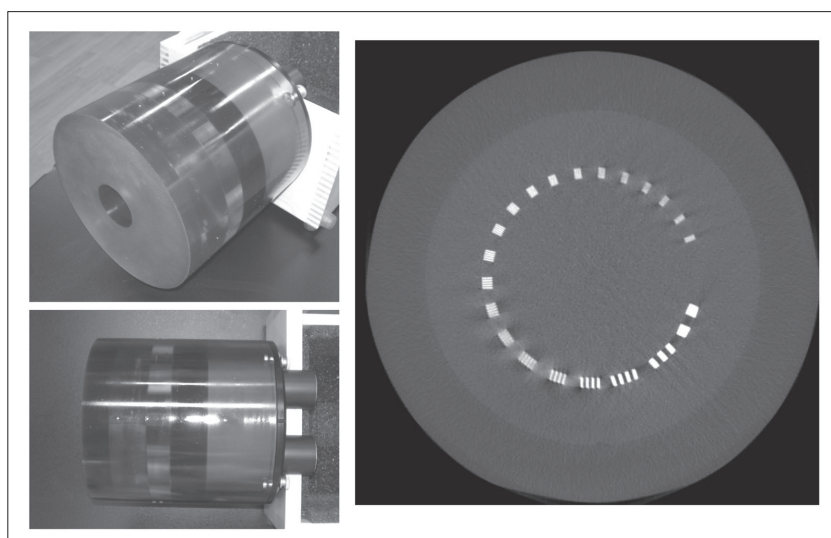


Fig. 2 Catphan phantom.
The phantom containing high resolution test gauges of 1 through 21 line-pairs per centimeter was cast into a uniform material. The diameter and length along the Z-axis of the acrylic annulus were 32.0 cm and 10.0 cm, respectively.

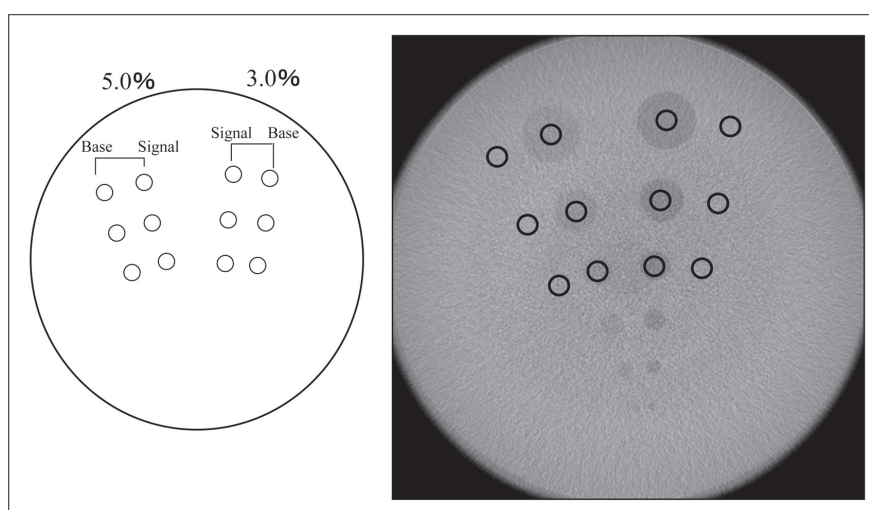


Fig. 3 Method of measurement for contrast-to-noise ratio (CNR).
Example image shows mean CNR at 3.0% and 5.0% calculated from 3 digital values on signal- and base-parts.

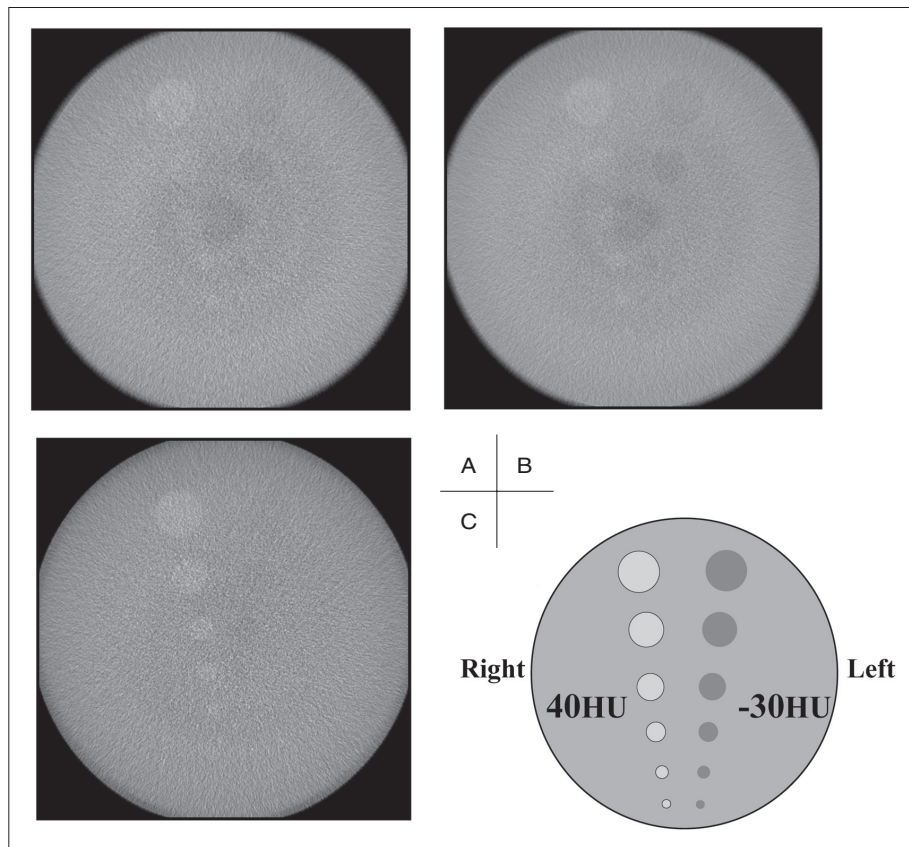


Fig. 4 Low-contrast image in each protocol at A, B, and C. Contrast for low-contrast module was 40 and -30 HU at right- and left side of image, respectively.

はこれらのCT値を画像コントラストの基準にした。

得られた各濃度のモジュールおよびベースの平均デジタル値および標準偏差より，CNRを以下の計算式で求めた。

$$\text{CNR} = |(\text{digital value (signal)} - \text{digital value (base)})| / \text{SD (base)}^{11)}$$

1-3 低コントラスト画像の視覚評価

Fig. 4に示すAAPM CTパフォーマンスファントムにおける低コントラスト物質，ベースのCT値に対する画像コントラストが+40 hounsfield unit (HU)および-30HUのそれぞれ高信号および低信号の2種類の視覚評価を行った。観察者は5人の診療放射線技師（経験年数：3～13年，平均8年）であり，評価項目は，信号の見え方，ノイズおよび全体の印象（信号の見え方，アーチファクトおよびノイズを総合的に判断し臨床使用で適切な画像）とし，撮影プロトコルAB間，撮影プロトコルAC間および撮影プロトコルBC間の各画像27枚をサーストンの一対比較法¹²⁾により評価した。得られた結果に対し，観察試料が適切であるかを検定するためにカイ二乗検定を行った。また各撮影プロトコル間については，有意水準を5%としたノンパラメトリックの符号検定を行った。

1-4 ストリークアーチファクトの視覚評価

Catphanファントムの分解能部分を使用してストリークアーチファクトの視覚評価を行った。撮影は，コンビームアーチファクトの影響を最小限にするため，Catphanファントムのz軸方向の位置をFPDの中心になるように配置し¹³⁾，各撮影プロトコルで3回繰り返した。評価に際しては，各撮影プロトコルで取得したz軸中心の画像およびz軸を中心とする前後2枚の画像を含めた合計27枚の画像を使用した。

観察者は1-3と同様であり，モニタにて画像をランダムに並び替え観察者に提示した。

評価は，ストリークアーチファクトの影響が少ない：3点，ストリークアーチファクトが確認できる：2点，ストリークアーチファクトが顕著に目立つ：1点の3段階とし，各撮影プロトコルの平均値を求めた。得られた結果に対し，有意水準を5%としたノンパラメトリックのスティール・ドゥワス(Steel-Dwass)による多重比較検定を行った¹⁴⁾。

2. 結果

2-1 X線検出器への入射線量測定結果

各撮影プロトコルの1ビュー当たりの撮影線量と標準偏差をTable 2に示す。撮影プロトコルAの

Table 2 Radiation dose per view and standard deviation (S.D.) in each protocol

	Radiation dose/view (mGy)	S.D.
Protocol A	1.99	0.27
Protocol B	2.03	0.57
Protocol C	2.62	0.17

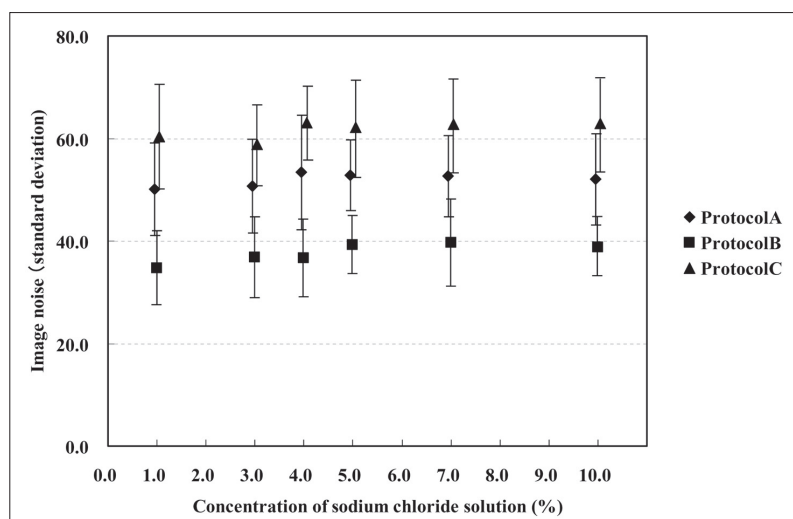


Fig. 5 Relationship between image noise and concentration of sodium chloride solution in each protocol A, B, and C. Error bar shows one standard deviation (1 S.D.).

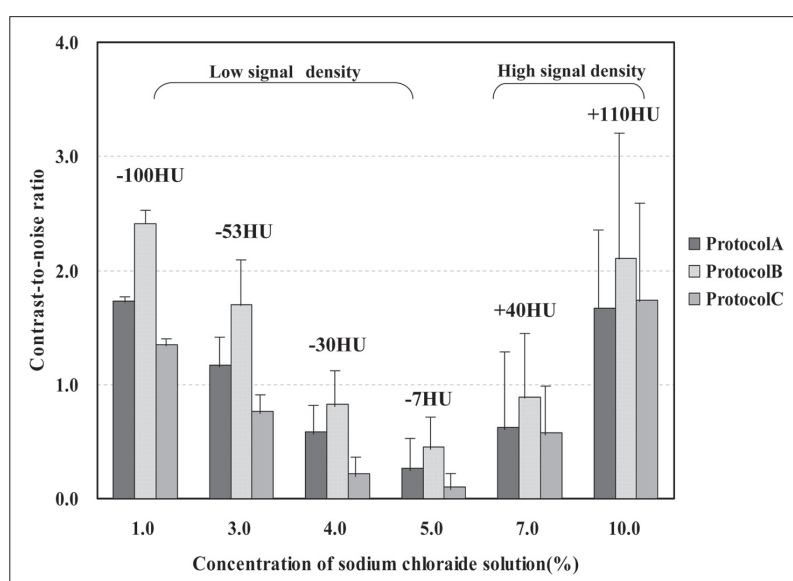


Fig. 6 Relationship between contrast-to-noise ratio and concentration of sodium chloride solution in each protocol at A, B, and C. Error bar shows one standard deviation (1 S.D.).

撮影線量および1ビュー当たりの撮影線量はそれぞれ455.7mGyおよび1.99mGy/view, 撮影プロトコルBではそれぞれ850.6mGyおよび2.03mGy/viewであり, 1ビュー当たりの線量は撮影プロトコルAとほぼ同等であった。また撮影プロトコルCではそれぞれ720.5mGyおよび2.62mGy/viewであり, 1ビュー当たりの線量は撮影プロトコルAおよびBと比較して30%程度の違いがみられた。

2-2 画像ノイズおよびCNR測定結果

各撮影プロトコルにおける画像ノイズ(標準偏差)の測定結果をFig. 5に示す。すべてのモジュール濃度において, 画像ノイズは撮影プロトコルC, A, Bの順に低くなる傾向を示した。

CNRの結果をFig. 6に示す。CNRは撮影プロトコルBがすべてのモジュール濃度において高くなる傾向を示した。

2-3 低コントラスト画像の視覚評価結果

サーストンの一対比較法による視覚評価の結果をFig. 7に示す。

高信号(ベースのCT値に対して+40HUの画像コントラスト)の場合, 撮影プロトコルAと比較して撮影プロトコルBでは1.97ポイント, 撮影プロトコルCでは2.24ポイント高く, 撮影プロトコルAに対し, 撮影プロトコルBおよびCは統計的有意差があったが, 撮影プロトコルBC間に統計的有意差はなかった。

低信号(ベースのCT値に対して-30HUの画像コントラスト)の場合, 撮影プロトコルCと比較して撮影プロトコルAは2.64ポイント, 撮影プロトコルBは3.54ポイント高く, 各撮影プロトコル間に統計的有意差があった。

画像ノイズおよび全体の印象は撮影プロトコルCと比較して撮影プロトコルAは1.37ポイント, 撮影プロトコルBは3.78ポイント高く, 各撮影プロトコル間に統計的有意差があった。

また, 1-3 で使用したすべての観察試料に関するカイ二乗検定の結果に統計的有意差はなかった。

2-4 ストリークアーチファクトの視覚評価結果

ストリークアーチファクトの視覚評価結果をFig. 8に示す。撮影プロトコルA, BおよびCの平均評価値は, それぞれ1.13, 2.24および1.04であり, 撮影プロトコルBに対し, 撮影プロトコルAおよびCは統計的有意差をもってより多くのストリークアーチファクトが認められた。また, 撮影プロトコルAC間に統計的有意差はなかった。

3. 考 察

C-arm CTの画質に寄与するX線の総フォトン数は, 1フレーム当たりの撮影時間, 1フレーム当たりの撮影線量およびビュー数に比例し, 以下の関係式で示される。

$$P = ((s/f) \times mAs, kV) \times V$$

P : 総フォトン数

s/f : 1フレーム当たりの撮影時間

mAs, kV : 撮影線量, 撮影管電圧

V : ビュー数

つまり総フォトン数は, 1ビュー当たりの撮影線量((s/f)×mAs, kVp)およびビュー数Vに比例する。例えば, フレームレートが60f/sである場合の撮影時間は1/60secであり, フレームレートが30f/sでの撮影時間は1/30secとなる。

ここで1/60secの間に照射される線量と1/30secの間に照射される線量が同じである場合, 総フォトン数は

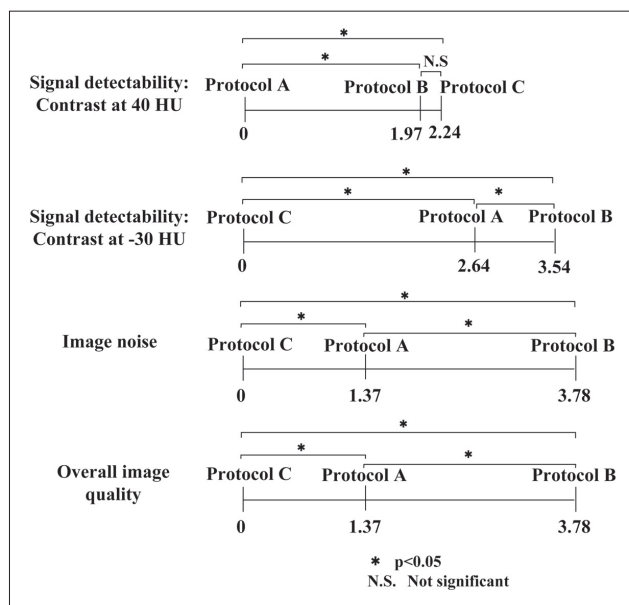


Fig. 7 Image evaluation of low-contrast material using paired comparisons based on Thurstone's law.

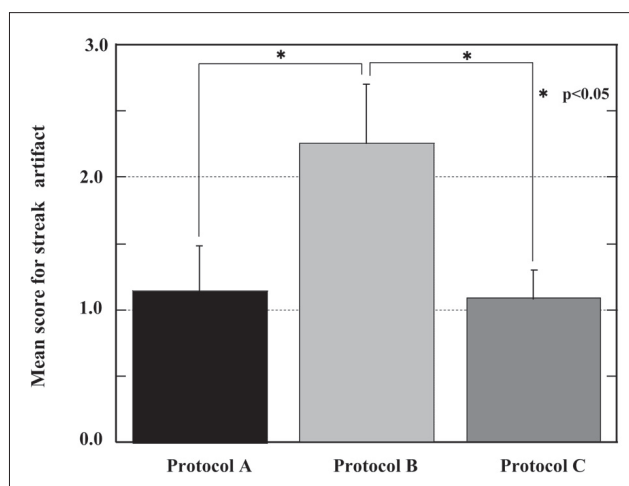


Fig. 8 Result of streak artifact for three protocols of A, B, and C. Error bar shows one standard deviation (1 S.D.).

ビュー数のみに影響され, また異なる場合, 1ビュー当たりの撮影線量およびビュー数両方の影響を受けることになる。

各撮影プロトコルにおける1ビュー当たりの入射X線量は, 最大で32%程度の違いがあり, ビュー数は撮影プロトコルAおよびCでは撮影プロトコルBと比較してそれぞれ0.55倍と0.66倍となった。

ビュー数が多くなると, FPDのX線検出器に入射する総フォトン数が多くなるためノイズが低下し画質が向上することが考えられる。CNRおよび低コントラスト物質の視覚評価は, 総フォトン数に影響を与えるビュー数の多い撮影プロトコルBが最も高かった。

各濃度モジュールにおけるCNRの結果は、撮影プロトコルAが撮影プロトコルCと比較して同程度あるいは高い傾向を示した。また、今回の視覚評価の結果では+40HUの信号の見え方を除いて、すべて撮影プロトコルAが撮影プロトコルCよりも良好となった。+40HUの信号の見え方に関しては、CNR値があまり変わらないことと、ノイズのFig. 7に示した視覚評価において撮影プロトコルCが低いことから、撮影プロトコルCのコントラストは撮影プロトコルAよりも高く、また、ノイズも高いことが推測される。+40HUの信号検出に関しては、このコントラストの差を反映して、撮影プロトコルAと撮影プロトコルCが逆転した結果になったと考える。

また、ストリークアーチファクトの視覚評価においても撮影プロトコルBに対して他の撮影プロトコルは有意にストリークアーチファクトが認められた。撮影プロトコルBのビュー数は他の撮影プロトコルよりも多いことから、ストリークアーチファクトは、総フォトン数よりもビュー数に影響を受けることが推測される。

したがって、収集マトリクス数が同じ場合、C-arm CTの画質に影響を与えるノイズおよびストリークアーチファクトに関しては、ビュー数が大きな要因となっていると考えられるが、ビュー数の差が小さい場合は、他のパラメータである収集マトリクス数や濃度階調の影響が考えられる。

今回の実験系における収集マトリクス数は、撮影プロトコルAおよび撮影プロトコルCにおいてそれぞれ616×480および1240×980である。一般的に収集マトリクス数が大きくなると、スキャン中にデータを収集する1画素当たりのフォトン数が減少しCNRが低下する。腹部領域におけるC-arm CTの画像では、軟部組織の描出に関係する低コントラスト分解能が重要と考えられるため、収集マトリクス数を選択する場合には、画像再構成マトリクス数は同じでも収集マトリクス数は小さい方がCNRの点で有利な画像を取得可能と考えられる。

また、C-arm CTの濃度分解能は、現在10HU程度¹⁵⁾と報告されており、低コントラスト部の評価に関しては、濃度分解能は大きな方が有利と考えられる。つまり腹部領域のC-arm CTにおいて、軟部組織の描出に関して低コントラスト部を重視する場合、スキャン時の収集マトリクス数と濃度階調は重要な因子になると考えられる。

臨床において短時間撮影を考慮し、1ビュー当たりの線量が一定の場合、可能な限りビュー数の多い撮影プロトコルを選択することにより、ノイズが低く

ストリークアーチファクトが少ない画像を得ることが可能と考えられる。

しかし、撮影時間が長くなる場合は、体動や呼吸停止の状態による影響をより受けやすいと考えられるため、撮影プロトコルCの撮影時間10secは、他の撮影プロトコルと比較して腹部領域を撮影するには不利となる。

撮影プロトコルAあるいはBにおいて、低コントラスト部およびストリークアーチファクトの視覚評価やCNRの結果、また、臨床での撮影可能時間を考慮して腹部領域の至適撮影プロトコルを選択する場合、体動や呼吸状態による影響を受けにくい場合には、撮影プロトコルB(撮影時間8sec、ビュー数419)が適していると考えられる。

また、動きによる影響が考慮される場合には、低コントラスト部の視覚評価およびCNRは撮影プロトコルBより低い、撮影時間およびビュー数の少ない撮影プロトコルA(撮影時間6sec、ビュー数229)が適していると考えられる。しかし、この場合、造影剤濃度を高くするなどの工夫をすることが必要であると考ええる。

本研究においてはいくつかの限界がある。第1に、今回は造影剤ではなくAAPM CTパフォーマンスファントムの低コントラスト評価法の記載に従って塩化ナトリウム溶液の濃度を変えて検討を行った。造影剤の主成分であるヨウ素と塩化ナトリウムはX線減弱係数が異なるために、画像に与える影響が異なる可能性がある。しかし、今回の実験系では、撮影プロトコル間の画質の評価が可能であったため、使用にあたって大きな問題は少ないと考える。

第2に、各モジュール濃度のCT値を測定するために、同一メーカーの診断用CT装置を使用し、C-arm CTの撮影管電圧に最も近い80kVにてAAPM CTパフォーマンスファントムを撮影した。同一被写体においてもCT値は、使用するX線の実効エネルギーによって異なるために、本研究で使用したC-arm CTの各ボクセルに完全に対応するCT値の取得は困難である。しかし本研究においては、可能な限りX線の線質を近づけたことで、各モジュール濃度がどの程度のCT値に対応するか対照可能となり、視覚評価における任意の画像コントラスト設定に適したモジュール作成を容易にしたと考える。

4. 結 論

腹部領域におけるC-arm CTの画質に影響を及ぼすビュー数および1ビュー当たりの線量について検討した。

ビュー数に関して、収集マトリクスが同じ場合、

C-arm CTの画質に影響を与えるノイズおよびストリークアーチファクトは、ビュー数が大きな要因であり、低コントラスト物質の視覚評価はビュー数が多いほど良い。また、ビュー数が同程度の場合は、収集マトリクス数や濃度階調の影響を受けるため、収集マトリクス数は小さく、かつ濃度階調は大きい方がCNRの点で有利な画像を取得可能である。

1 ビュー当たりの線量に関して、それが一定の場合、可能な限りビュー数の多い撮影プロトコルを選択することにより、画像ノイズが低くストリークアーチファクトが少ない画像を取得可能である。

今回の実験系における腹部領域の撮影プロトコ

ルとして、体動や呼吸状態による影響を受けにくい場合には、収集マトリクス数が小さく、かつ撮影時間およびビュー数が多い撮影プロトコル(撮影プロトコルB: 撮影時間 8sec, ビュー数419)が適している。

また、動きによる影響が考慮される場合には、収集マトリクス数が小さく、かつ撮影時間およびビュー数が少ない撮影プロトコル(撮影プロトコルA: 撮影時間 6sec, ビュー数229)が適していると考えられるが、この場合、低コントラスト部の画質およびCNRは劣るため、造影剤濃度を高くするなどの工夫をすることが必要である。

参考文献

- 1) 佐竹光夫, 大友 邦 監. 腹部血管造影ハンドブック. 中外医学社, 東京, 1999: 132-157.
- 2) Hirai T, Korogi Y, Ono K, et al. Intraarterial chemotherapy or chemoembolization for locally advanced and/or recurrent hepatic tumors: evaluation of the feeding artery with an interventional CT system. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2001; 24(3): 176-179.
- 3) Kanematsu M, Hoshi H, Imaeda T, et al. Detection and characterization of hepatic tumors: value of combined helical CT hepatic arteriography and CT during arterial portography. *AJR Am J Roentgenol* 1997; 168(5): 1193-1198.
- 4) Hirai T, Korogi Y, Ono K, et al. Preoperative embolization for meningeal tumors: evaluation of vascular supply with angio-CT. *AJNR Am J Neuroradiol* 2004; 25(1): 74-76.
- 5) Fahrig R, Dixon R, Payne T, et al. Dose and image quality for a cone-beam C-arm CT system. *Med phys* 2006; 33(12): 4541-4550.
- 6) Wallace MJ, Murthry R, Kamat PP, et al. Impact of C-arm CT on hepatic arterial interventions for hepatic malignancies. *J Vasc Interv Radiol* 2007; 18(12): 1500-1507.
- 7) Wallace MJ, Kuo MD, Glaiberman C, et al. Three-dimensional C-arm cone-beam CT: applications in the interventional suite. *J Vasc Interv Radiol* 2008; 19(6): 799-813.
- 8) Endo M, Tsunoo T, Nakamori N, et al. Effect of scattered radiation on image noise in cone beam CT. *Med Phys* 2001; 28(4): 469-474.
- 9) Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am A* 1984; 1(6): 612-619.
- 10) Verdun FR, Denys A, Valley JF, et al. Detection of low-contrast objects: experimental comparison of single- and multi-detector row CT with a phantom. *Radiology* 2002; 223(2): 426-431.
- 11) Gupta AK, Nelson RC, Johnson GA, et al. Optimization of eight-element multi-detector row helical CT technology for evaluation of the abdomen. *Radiology* 2003; 227(3): 739-745.
- 12) 日本放射線技術学会 編. 臨床放射線技術実験ハンドブック(上). 通商産業研究社, 東京, 1996: 221-225.
- 13) Grass M, Köhler T, Proksa R. 3D cone-beam CT reconstruction for circular trajectories. *Phys Med Biol* 2000; 45(2): 329-347.
- 14) 永田 靖, 吉田道弘. 統計的多重比較法の基礎. 東京: サイエンティスト社, 1997.
- 15) 林 昭人. DynaCTの技術的特長. *Innervision* 2005; 20(10)別冊付録: 16-19.

図表の説明

- Fig. 1 AAPM CT性能評価ファントム
 Fig. 2 Catphanファントム
 Fig. 3 Contrast-to-noise ratio (CNR)測定方法
 Fig. 4 プロトコルA, B, Cにおける低コントラスト画像
 Fig. 5 プロトコルA, B, Cにおける塩化ナトリウムとノイズとの関係
 Fig. 6 プロトコルA, B, Cにおける塩化ナトリウムとCNRとの関係
 Fig. 7 サーストンの一対比較法を用いた低コントラスト物質の視覚評価
 Fig. 8 プロトコルA, B, Cにおけるストリークアーチファクトの視覚評価

Table 1 C-arm CTのプロトコル

Table 2 各プロトコルにおける 1 ビュー当たりの撮影線量と標準偏差