臨床技術

論文受付
2009年2月26日論文受理
2009年11月20日

Code No. 251

16 列 MDCT における
小児体幹部撮影条件の基礎的検討

二俣芳浩・高橋靖智・菊地隆浩・杉山 淳

JA 北海道厚生連帯広厚生病院医療技術部放射線技術科

緒 言

1990年代後半に開発された multidetector-row computed tomography(MDCT)¹⁾は、単列検出器のヘリカル CT に比べ短時間に薄いスライスで広範囲の撮影が可能で、時間分解能および体軸方向の空間分解能が格段に向上した。また小児における CT 検査でも、スキャン時間および検査時間が短縮し、検査時の鎮静の必要性が減り、多少の体動や呼吸停止不良下においても許容できる画質が得られるようになった²⁾。そのような CT 検査への利便性が高まる一方、X 線被曝に関して野坂は、小児の CT 検査の多くは成人の条件で撮影されており、小児は成人よりも体格が小さく、同じ撮影条件を適応した場合に、臓器あたりの被曝量は成人の 2～5 倍になることや小児 CT 撮影は低い管電流でも検査可能であることを考慮する

と、リスクマネージメントの観点からも過剰な被曝を防ぐための条件設定が必要であると報告している³⁾。検査時に対象が小児であれば当然成人より撮影条件を低く設定しようとするが、では実際のどのぐらいの条件で撮影を行うことが適正なのかという尺度は、さまざまな見解があり意見が分かれるところである。以上のことから、小児体幹部 CT 検査における撮影条件の基礎的検討にあたり、それらを念頭においた被曝低減が重要と考えられる。また同時に臨床へ適応された場合、検査の再現性ならびに診断能も担保された画質であることが求められる。

今回われわれは、適切な小児撮影条件を導き出すために、各物理特性を測定比較するとともに、成人腹部 CT における適切な被曝線量を論じるうえで肝臓の標準偏差(standard deviation: S.D.)を用いた文献

Overview of the Infant Body Part Photography Condition Using 16-rows Multi-detector CT

Yoshihiro Futamata, Yasutomo Takahashi, Takahiro Kikuchi, and Sunao Sugiyama

JA Hokkaidoukouseiren Obihiro Kousei Hospital, Medical Technology Section, Radiation Technological Department

Received February 26, 2009; Revision accepted November 20, 2009; Code No. 251

Summary

In infant CT scans, it is important to minimize radiation exposure without lowering the quality of the diagnosis. Therefore, appropriate parameters for infant CT scan should be considered at each institute. In order to determine parameters for infant body CT, we measured the physical characteristics of our current CT machine and evaluated scan parameters as S.D. below 10 on the basis of literature recommendations, which say that we should adopt S.D. of the liver when treated with a radiation exposure dose in an adult abdominal CT scan. As a result, the ideal parameters were 90 kV tube voltage, ultra fast detail resolution, B kernel, and Eff.mAs value calculated from patient body width. Infant body CT scans with the mentioned parameters resulted in an S.D. below 10, and this is thought to be applicable to further examinations.

Key words: 16-rows multidetector CT, radiation exposure reduction, the infant body part photography condition, tube voltage, low-contrast resolution

別刷資料請求先：〒080-0016 北海道帯広市西6条南8丁目1番地
JA 北海道厚生連帯広厚生病院 医療技術部放射線技術科 二俣芳浩 宛

Fig. 1 Phantom.

- (a) Low contrast resolution evaluation phantom
 (b) Image noise measurement phantom
 (c) MTF metric phantom
 (d) HU-I phantom (examining the relation between CT numbers and iodine content)
 (e) Elliptic water phantom

a	b	c
d	e	

に準じ^{4, 5)}, 基礎的検討の段階から S.D. が 10 以下になるような撮影条件について検討したので報告する。

1. 方 法

1-1 使用装置および機器

X 線 CT 装置: Philips 社製 BrillianceCT16(Ver. 2.02)

ワークステーション: AZE 社製 Virtual Place Advance Plus(Ver. 2.03)

低コントラスト評価ファントム: ファントムラボラトリー社製 Catphan 412-263(Fig. 1a)

ノイズ評価ファントム: ファントムラボラトリー社製 Catphan 412-486(Fig. 1b)

MTF 測定ファントム: Philips 社製システム標準ファントム(Fig. 1c)

HU-I ファントム: CT 値ヨード量依存性確認用自作ファントム(Fig. 1d, Table 1)

楕円ファントム: ゴム風船に水道水を入れた自作ファントム(Fig. 1e, Table 2)

1-2 評価項目および評価方法

CT 撮影時に設定可能なパラメータは, Resolution, collimation, 管電圧, 実効電流時間積(Eff.mAs), スライス厚, Kernel, Beam Pitch(以下 Pitch)が挙げられる。当院では, スライス厚を 5 mm thickness としており特殊な検査の場合を除き detector collimation は, 装置

の制約上 16×1.5 mm としている。また Pitch は, 今回小児を対象としているので撮影時間を考慮し, SP filter を入れ 3D 再構成可能な最大の Pitch 1.313 固定とした。

上記以外の撮影パラメータを決定するために, 1) 管電圧, 2) Resolution, 3) 撮影線量の 3 点について基礎的検討を行った。なお weighted computed tomography dose index(CTDI_w)については, CT コンソール上に表示されたもの(φ160 mm の CTDI ファントムによる測定値)を使用し, マトリクスは 512×512 を使用した。

用語として, Philips 社製 Brilliance CT における Resolution は, FOV および Rotation speed の制御を行っている。[今回使用した Brilliance CT 16 の場合, Ultra fast detail(Ufd)は, 最大 FOV 250 mm, 最短 Rotation speed 0.42 sec, Ultra fast(Uf)は, 最大 FOV 500 mm, 最短 Rotation speed 0.42 sec, Standard(Std)は, 最大 FOV 500 mm, 最短 Rotation speed 0.75 sec となっている]。また Eff.mAs は, 装置特有の撮影パラメータであり, $\text{mAs} \times \text{Rotation time} / \text{Pitch}$ で表される⁶⁾。

1-2-1 管電圧

管電圧 90 kV, 120 kV における下記項目に関し比較検討を行った。

A) 低コントラスト分解能

低コントラスト評価ファントムを各条件(Table 3) (ただし Eff.mAs は, Std で設定可能な最小の値であ

Table 1 Iodine content of HU-I phantom

phantom name	Iodine content (mg/ml)
d1	2.97
d2	5.88
d3	8.74
d4	11.54
d5	14.29
d6	16.98
d7	19.63

Table 2 Diameter of elliptic phantom

phantom name	long diameter (mm)	short diameter (mm)
e1	143	131
e2	160	147
e3	175	160
e4	185	175
e5	200	184
e6	220	202

Table 3 Exposure table

	image noise & low contrast resolution	resolution characteristics	Iodine contrast medium quality	the relationship between image noise and mAs while using phantoms of various size
tube voltage (kV)	90, 120	120	90, 120	
Eff.mAs value	35-max Eff.mAs	200 Eff.mAs		20-260 Eff.mAs
Resolution	Std	Ufd, Uf, Std	Std	Ufd
slice thickness (mm)	5	2	5	
Kernel	A, B, C	A, B, C	B	
Pitch	0.688			0.938
DFOV (mm)	200	80	100	250

Ufd: Ultra fast detail, Uf: Ultra fast, Std: Standard

る 35 Eff.mAs から 50, 100, 150, 200, 300, 350, 400, 500, 600, 700 Eff.mAs とした)で撮影し、どこまで識別可能であるか評価を行った。評価方法は、得られた画像に対して事前にその方法を説明された放射線技師 5 名(経験年数 5～8 年)が各自単独で視覚的に行った。なお、ここでの視覚的評価とは、ファントム内部にあるコントラストが異なる部分の大きさを評価者が認識し、その径の計測を行い、そこで実際の径 $\pm 10\%$ を評価可能なものとした。また評価値は、上記の評価方法で得られた 5 名の結果から、その条件下での最も低い値とした。

B) 画像ノイズ

ノイズ評価ファントムを各条件(Table 3)で撮影し、約 10,000 ピクセルの正方形(39×39 mm²)の関心領域(region of interest: ROI)をファントムの中心およびファントム中心から 2/3r(r: ファントムの半径)に 4 カ所設定し、ROI 内の CT 値の S.D. を測定して加算平均した。

C) ヨード造影剤濃度と CT 値の関係

各管電圧を変化させた時に、ヨード造影剤濃度に応じてどのような CT 値を示すか確認するため、HU-I ファントムを各条件(Table 3)で撮影し、約 3,900 ピクセルの正方形(10×10 mm²)の ROI をファン

トムの中心およびファントム中心から 1/2r に 4 カ所設定し、ROI 内の CT 値を測定して加算平均した。

1-2-2 Resolution

Resolution(Ufd, Uf, Std)において、腹部用標準関数 A, B, C の MTF の比較検討を行った。

まず MTF 測定ファントムを各条件(Table 3)で撮影し、得られた画像から線形強度分布(line spread function: LSF)を求め、フーリエ変換によって変調伝達関数(modulation transfer function: MTF)を算出した。なお解析ソフトには、金沢大学医薬保健研究域保健学系の市川勝弘氏が作成したフリーソフトを使用した(<http://www.owari.ne.jp/~kitikawa/>)。

1-2-3 撮影線量

Eff.mAs 設定時に実際撮影された画像が、S.D.10 以下になるような条件について、楕円ファントム e1-e6 での画像ノイズと Eff.mAs の関係における検討を行った。まず楕円ファントム e5 を各条件(Table 3) (ただし Eff.mAs は、Ufd で設定可能な最小の値である 20 Eff.mAs から始め 10 ずつ変化させ 260 Eff.mAs まで測定した)で撮影し、約 1,600 ピクセルの正方形(20×20 mm²)の ROI をファントムの中心およびファントム中心から 2/3R(R: 楕円ファントム長径の 1/2)に 4 カ所設定し、ROI 内の CT 値の S.D. を測定して加算平

均した。

次に楕円ファントム e1-e6 と Eff.mAs の関係を確認するため、各条件(Table 3)(ただし管電圧は 90 kV のみとし、Eff.mAs は 50 Eff.mAs から 10 ずつ変化させて 200 Eff.mAs まで測定した)で撮影し、上記と同様の方法で S.D. を算出した。

1-3 臨床画像における S.D. の測定

方法 1-2-1 から 1-2-3 によって算出された撮影条件により、検査を施行した患者 24 例(男性 15 例、女性 9 例、平均年齢 5.3 歳、ただし経過観察で検査を施行している同一患者の場合、1 回の検査ごとに 1 例とした)について、臨床画像における S.D. の測定を行い、この値が目的とする S.D. 10 を超えない値を示すか検証した。測定方法は、門脈左枝臍部を含むアキシャル画像の前後 3 スライスを選択し、ストリークアーチファクトが発生しやすい肋骨周囲を避けて肝右葉、肝左葉、大動脈の 3 点に約 120 ピクセルの円形(直径 6 mm)の ROI を設定し、S.D. を測定して加算平均した(Fig. 2)。

なお統計学的検定は t 検定を用い、危険率 5% 以下を有意な差とした。

2. 結果

2-1 管電圧

A) 低コントラスト分解能

90 kV、120 kV とともに Eff.mAs の増加に比し評価値が向上した。また CT 値 1% の識別可能な Eff.mAs での CTDI_w は、双方とも有意な差を認めなかった。しかしファントム内の 1% かつ 9 mm 以下の識別が可能であった条件に着目してみると、90 kV では 150 Eff.mAs、120 kV では 100 Eff.mAs となり、90 kV の方が CTDI_w を低く抑えられていることが分かった。

また Kernel の比較では、90 kV、120 kV とともに有意な差を認められなかった(Fig. 3, Table 4, 5)。

B) 画像ノイズ

90 kV、120 kV とともに Eff.mAs の増加に比し S.D. も低い値を示した。また Kernel の比較では、Kernel A が最も低く、次いで B が約 10%、C が約 30% というような順でノイズ量の増加傾向を示した(Fig. 4, 5)。

C) ヨード造影剤濃度と CT 値の関係

90 kV、120 kV での CT 値の比較では、どの濃度においても 90 kV のほうが約 25% 高い値を示し、有意な差を認めた(Fig. 6)。

2-2 Resolution

Resolution 間での MTF 比較では、同一 Kernel 間において Ufd および Std について有意な差を認めなかったが、Uf のみほかより劣る結果となり有意な差

Fig. 2 ROI of measuring S.D.
(a) right lobe of liver
(b) left lobe of liver
(c) aorta

を認めた。また Ufd および Std の Kernel A は、Uf の Kernel C とほぼ同等であった。

同一 Resolution での Kernel の MTF 比較では、Kernel A が最も低く、次いで B、C の順となった(Fig. 7 ~ 9)。

2-3 撮影線量

90 kV、120 kV とともに Eff.mAs の上昇に伴い S.D. は、低くなる傾向を示した。また楕円ファントム e1-e6 に対し Eff.mAs を変化させて、その他のパラメータを同一条件で撮影した場合、ファントム径が大きくなるほど高い S.D. を示した。(Fig. 10, 11)

また S.D. 10 が得られる楕円ファントム e1-e6 の長径に対応する Eff.mAs より近似曲線を作成した。これを使用して、位置決め画像で実際の体幅を計測し、1-3 の検討を行う際に Eff.mAs の推定に使用することとした(Fig. 12)。

2-4 臨床画像における S.D. の測定

今回の検討から得られた撮影条件で撮影した 24 例について、計測した 3 点におけるそれぞれの平均 S.D. は、肝右葉が 7.78、肝左葉が 7.55、大動脈が 9.79 であった。また、それらをすべて合わせた平均 S.D. は 8.37 となった。

3. 考察

2005 年に報告された小児 CT ガイドラインでは、CT 検査にあたっては適応を厳密に検討し小児のための撮影条件を適用し、CT 装置の品質管理に努めることとされている⁷⁾。また Donnelly らは患者の体重が 40 IB(ポンド、18 kg)以下の場合の胸腹部 CT は 100 ~

Fig. 3 Low contrast image in B kernel.

(a) 90 kV, 150 Eff.mAs

(b) 120 kV, 100 Eff.mAs

a

b

Table 4 Result of low contrast resolution evaluation (90 kV)

Eff.mAs	A		B		C		CTDIw
	%	mm	%	mm	%	mm	mGy
35	0	0	0	0	0	0	2.1
50	0	0	0	0	0	0	3.0
100	1	12	1	15	0	0	5.9
150	1	7	1	7	1	7	8.9
200	1	7	1	7	1	7	11.9
300	1	7	1	7	1	7	17.8
350	1	5	1	5	1	7	20.7
400	1	12	1	5	1	5	23.7
500	0.5	12	0.5	9	0.5	12	29.6
600	0.5	9	0.5	9	0.5	9	35.6
700	0.5	7	0.5	9	0.5	9	41.5

Table 5 Result of low contrast resolution evaluation (120 kV)

Eff.mAs	A		B		C		CTDIw
	%	mm	%	mm	%	mm	mGy
35	0	0	0	0	0	0	4.5
50	1	12	1	12	1	12	6.5
100	1	9	1	9	1	9	13.0
150	1	7	1	7	1	7	19.4
200	0.5	9	0.5	9	0.5	12	25.9
300	0.5	9	0.5	12	0.5	12	38.9
350	0.5	12	0.5	12	0.5	12	45.4
400	0.5	12	0.5	9	0.5	12	51.8
500	0.5	12	0.5	9	0.5	12	64.8
600	0.5	12	0.5	9	0.5	9	77.8
700	0.5	4	0.5	5	0.5	7	90.7

Fig. 4 Relation between mAs value and image noise (90 kV).

Fig. 5 Relation between mAs value and image noise (120 kV).

Fig. 6 Relation between iodine contrast medium density and CT numbers.

Fig. 7 Resolution characteristics (ultra fast).

Fig. 8 Resolution characteristics (ultra fast detail).

Fig. 9 Resolution characteristics (standard).

Fig. 10 Relation between Eff.mAs value and image noise.

Fig. 11 Relation between image noise and absorbed dose.

120 kV を推奨している⁸⁾。現在われわれの施設では、体幹部 CT において小児や大人に関係なく管電圧 120 kV を使用しているが、今回は 90 kV の使用を視野に入れて検討を行った。

管電圧では、画像ノイズにおいて、どの管電圧や Kernel の組み合わせでも、Eff.mAs が増加するほど S.D. が低下した。これは Eff.mAs の増加とともに X 線光子の量が増加することで、画像に含まれるノイズの割合が減少したこと⁹⁾や、S.D. が既知の定理である $1/\sqrt{\text{DOSE}}$ に比例することからも理解できる。つまり 90 kV を使用し 120 kV と同等の S.D. を得るためには、同等の線量であればよいことが分かる。ただし今回の検討は小児への適応を前提としており、体幅がファントムを超える成人のような被写体には言及できず、ビームハードニングの影響も考慮しなくてはならないため注意する必要がある。Fig. 4, 5 より 3 種類の Kernel のなかで Kernel A が、最もノイズ軽減に優れており、高コントラスト分解能重視の再構成関数 Kernel C が、A に比し約 30% もノイズの影響を受けやすいことが分かる。このことから被曝低減のみを考えた場合は、Kernel A を選択するのがよいと思われる。しかし Kernel については、解像度にも関係するため、さまざまな要素を勘案したうえで総合的に判断する必要がある。またヨード造影剤濃度と CT 値の関係では、どの濃度においても 90 kV の方が CT 値は高くなった。このことから、90 kV の実効エネルギーが 120 kV に比し低いことにより、ヨードにおける K 吸収端である 33 kV 付近に近くなることで、光電効果が起こりやすく CT 値が高くなったものと考えられた¹⁰⁾。更に小児では、頭部や腹腔内の脂肪が少なく臓器も小さいため、一般的に画像コントラストが低下する⁸⁾。

Fig. 12 Eff.mAs value around S.D. 10.

今回検討を行っていないが、臨床的に 90 kV を使用した方が、血管や結節の視覚的な検出能の向上を経験することがある。このように 120 kV を選択するよりも造影効果が向上し、それによる造影剤低減の可能性や組織間コントラストの向上も期待できることから 90 kV を使用する利点があると思われる。

Resolution では、同一 Kernel の MTF 比較において Uf が劣っていた。これは Uf 以外に Dynamic Focal Spot¹¹⁾が使用されており、View 数の違いが影響したものと考えられた。また Uf および Ufd は、同じ回転速度で実験を行ったが Uf の方が劣っていた。これは Uf が大焦点で最大 FOV が 500 mm であるのに対し、Ufd は小焦点で最大 FOV が 250 mm であるため、View 数の違いに起因するデータ量および焦点サイズの違いによる差が現れたものと考えられた。また Ufd, Std では MTF に有意な差は認められないが、Rotation speed を考慮に入れると、0.42 sec が使用可能な Ufd の方が、撮影時間短縮が可能である。これ

により多少の体動や呼吸停止不良下においても、その軽減に効果が期待できると思われた。更に同一 Resolution において、Kernel A, B, C を MTF で比較すると、結果 2-1 項の B) で示したノイズ軽減に優れていた Kernel A が最も劣っており逆に Kernel C が最も優れていた。このことから検討した 3 種類のなかで、Kernel C が最も高い解像度を持つことが理解できる。しかしながら Kernel 選択において、それぞれ特徴があり理解したうえで使用しなくてはならない。実際検査終了後に再構成をかけ直すことで変更可能であり、すべての Kernel で再構成することも方法として考えられる。しかし検査時の煩雑な作業をなくすことと、不要な画像データを増やさないために default 設定の Kernel 選択することとした。先にも述べたように、画像ノイズを S.D.10 以下にすることを前提に撮影条件の検討をしている。そこで小さな被写体である小児の検査ということを勘案し、可能な限り多くの情報を持った画像とするため解像度特性の優れた Kernel の選択を考慮した。その場合、この 3 種類のなかでは Kernel C となるが、Kernel B に比べ約 20% 画像ノイズが増加してしまい、S.D. 10 以下に撮影条件を設定しようとすると、Eff.mAs を上げなくてはならず被曝線量の増加につながる。また Kernel A では、Kernel B に比べ約 10% 画像ノイズを減少させることができるが、解像度特性が悪く小児のような小さな被写体では、画像のボケが無視できない。そのため、画像ノイズおよび解像度特性のバランスが最も保たれた Kernel B とした。

撮影線量では、ファントム径が大きくなるに従い、同一の Eff.mAs において S.D. が高くなった。また Eff.mAs の増加に伴い、ファントム別に比較しても S.D. は低くなった。これはファントム径が大きくなるにつれ X 線の減弱が大きく、線量が減少するため S.D. が低くなり逆に Eff.mAs の増加によって線量が增加するため S.D. が低くなった。また 90 kV, 120 kV とともに線量の増加により、同様な S.D. の減少がみられることから、全く同様の CTDI_w を比較したものではないが、今回の検討から線質の違いによる S.D. の有意な差は認められなかった。

これらの結果を踏まえ、当院における小児体幹部撮影条件を以下のようにした。管電圧 90 kV, Resolution Ufd, Kernel B, また Eff.mAs について、当院

では位置決め画像を A-P 方向(0°)でのみ撮影しており位置決め画像で実際の体幅を計測することで、Fig. 12 から撮影に必要な Eff.mAs を設定することとした。

以上のように、暫定的に小児体幹部撮影条件を決定し、実際に撮影された臨床画像における S.D. の測定において、ROI を設定した 3 点で若干のバラつきがみられたものの平均 S.D. が 10 を超えることはなかった。ただし、最短撮影時間を得るため 1.313 固定という High Pitch を使用していることから、脊椎や肋骨周囲のストリークアーチファクトの影響について考慮に入れる必要があると思われた。特に大動脈での S.D. は、9.79 と今回の検討での上限値に近いことから、これ以上の被曝低減について今回の検討だけでは難しいと判断した。

4. 結 語

今回われわれは、小児体幹部撮影条件の検討を行い、導き出された条件が S.D. 10 を超えない値を示し現時点で使用していくことに支障がないと考えた。今後の課題として、今回得られた撮影条件が楕円ファントムから得られたものであり、この範囲を超える大きな体型に使用ができない。そこでファントムデータを増やすことで適応範囲の拡大が可能かどうか、また今回の結果から得られた画像が、安定してかつ臨床上読影に差し支えないものとなっているかデータを積み重ねて検証を行う必要があると思われた。

加えて今回の検討では、使用しなかった Brilliance CT16 に搭載されている CT 用自動露出機構(CT automatic exposure control: CT-AEC)である DoseRight Auto Current Selection(Dose Right ACS), Z-Direction Dose Moderation(Z-DOM)および Dynamic Dose Moderation(D-DOM)といった被曝低減に有用な機能について、DOM は撮影中にリアルタイムで被曝線量低減を行うわけではなく、1 スキャンしてそれを基に次のスキャンに反映されるものであることから、今回得られた体幅における Eff.mAs に対して DOM の併用が可能かについても検討していく必要があると思われた。

謝 辞

本研究に際してご助言いただいたフィリップスエレクトロニクスジャパン 中川 太氏、桑原貞俊氏に深く感謝いたします。

参考文献

- 1) 辻岡勝美. マルチスライス CT に至る CT の進歩. Innervision 2003; 18(1): 1-8.
- 2) 宮崎 治. 小児の MDCT ; 被曝低減の可能性. 日小児放射線会誌 2002; 18(3): 154-159.
- 3) 野坂俊介. 小児における医療被ばくー特に小児 CT についてー 4. 特別提言ー日本医学放射線学会放射線防護委員会よりー. 日小児放射線会誌 2005; 21(1): 21-24.
- 4) 平野 透, 熊谷重希子. 疾患から考える腹部造影 CT の撮影条件設定について. 日放技学誌 2005; 61(10): 1380-1384.
- 5) 東村享治. HCC(肝細胞がん)の検出. Innervision 1997; 12(12): 71-73.
- 6) 村田勝俊. Multi-Detector Row CT の基礎とアプリケーション. Med Imag Tech 2001; 19(1): 17-20.
- 7) 提言. 小児 CT ガイドラインー被ばく低減のためにー. 日本医放会誌 2005; 65(2): 139-141.
- 8) Donnelly LF, Frush DP. Pediatric multidetector body CT. Radiol Clin North Am 2003; 41(3): 637-655.
- 9) 辻岡勝美, 花井耕造. 6.4 ノイズ特性. CT 撮影技術学. オーム社, 東京, 2006: 47.
- 10) 中村 實, 渡部洋一, 金森勇雄, 他. 7-1 光子と物質の相互作用. 医用放射線物理学. 医療科学社, 東京, 2006: 84-86.
- 11) 桑原貞俊. Brilliance CT 最前線のテクノロジー. 映像情報(M) 2004; 36(6): 105-113.

図表の説明

- Fig. 1 ファントム
 (a) 低コントラスト評価ファントム
 (b) ノイズ評価ファントム
 (c) MTF 測定ファントム
 (d) HU-I ファントム
 (e) 楕円ファントム
- Fig. 2 臨床画像における S.D. の測定時の ROI 設定位置
 (a) 肝右葉
 (b) 肝左葉
 (c) 大動脈
- Fig. 3 各管電圧で撮影した低コントラスト評価ファントム
 (a) 90 kV, 150 Eff.mAs
 (b) 120 kV, 100 Eff.mAs
 なお, どちらも Kernel B 使用
- Fig. 4 mAs 値と画像ノイズの関係(90 kV の場合)
 Fig. 5 mAs 値と画像ノイズの関係(120 kV の場合)
 Fig. 6 ヨード造影剤濃度と CT 値の関係
 Fig. 7 Kernel を変化させたときの解像度特性の比較(Ultra fast の場合)
 Fig. 8 Kernel を変化させたときの解像度特性の比較(Ultra fast detail の場合)
 Fig. 9 Kernel を変化させたときの解像度特性の比較(Standard の場合)
 Fig. 10 各楕円ファントムにおける Eff.mAs と画像ノイズの関係
 Fig. 11 同一楕円ファントムおよび Eff.mAs において, 管電圧を変化させた場合の画像ノイズおよび吸収線量の関係
 Fig. 12 各楕円ファントムにおける S.D. 10 での Eff.mAs との関係

Table 1 HU-I ファントムの各ヨード含有量

Table 2 楕円ファントムの各ファントム径

Table 3 各評価に用いた撮影条件

Ufd: Ultra fast detail, Uf: Ultra fast, Std: Standard

Table 4 低コントラスト分解能の評価結果(90 kV の場合)

Table 5 低コントラスト分解能の評価結果(120 kV の場合)