

# 低管電圧撮影と逐次近似応用再構成法の併用による画質と被ばくへの影響

Influence on image quality and exposure by using low tube voltage imaging and successive approximation application reconstruction method

伊藤 祐介<sup>1)</sup> Yusuke Ito  
日比野友也<sup>1)</sup> Tomoya Hibino

杉野 泰教<sup>1)</sup> Yasunori Sugino  
鈴木 昇一<sup>2)</sup> Syoichi Suzuki

<sup>1)</sup>社会医療法人大雄会 大雄会第一病院 技術放射線科  
<sup>2)</sup>藤田保健衛生大学 医療科学部放射線学科

本研究では、低管電圧撮影と逐次近似応用再構成法を併用した場合の画質と患者被ばく線量への影響を調査した。画質評価はSD(standard deviation)とCNR(contrast-noise ratio)で行い、被ばく線量は人体ファントムとTLD(thermoluminescent dosimeter)を用いて測定した。画質評価においては、低管電圧撮影でSDは増加、CNRは減少したが、逐次近似応用再構成のレベルを上げることでSD、CNRともに改善した。被ばく線量は、120kVのFBP(filtered back projection)と比較すると、低管電圧撮影と逐次近似応用再構成法を併用することで臓器吸収線量はほとんどの部位で減少し、実効線量でも最大59%低減され、画質を担保しつつ被ばく線量を大きく低減できる可能性が示唆された。

In this study, we investigated the effect of low tube voltage imaging and sequential approximation application reconstruction on image quality and patient exposure dose. Image quality was evaluated by SD (standard deviation) and CNR (contrast-noise ratio), and the radiation dose was measured using a human phantom and a TLD (thermoluminescent dosimeter). In the image quality evaluation, both SD and CNR were improved by raising the level of successive approximation applied reconstruction, although SD increased and CNR decreased at low tube voltage imaging. Compared with FBP (filtered back projection) of 120 kV, the exposure dose decreases at most parts by using low tube voltage imaging and sequential approximation applied reconstruction, and the effective dose is also reduced by 59% at the maximum It was. It was suggested that by combining low tube voltage imaging with successive approximation application reconstruction, it is possible to greatly reduce exposure dose while ensuring image quality.

**Key Words:** computed tomography(CT), low tube voltage, iterative reconstruction, image quality, patient dose

## 1. はじめに

2004年のGonzalez<sup>1)</sup>らやBrenner<sup>2)</sup>らの報告以来、医療被ばく、特にcomputed tomography(CT)検査の被ばくに対する世間の関心が高まる中、多くの研究者や医療従事者が被ばくの最適化に向けて研究を重ねている。また医療機器メーカーの技術発展も目をみはるものがあり、数々の被ばく最適化技術が開発、実装されている。中でも低管電圧撮影により組織コントラストを増加させ、standard deviation(SD)の設定値を上げることで被ばく線量を低減させる方法は、装置に依存せずあらゆる施設で実施可能な手法である<sup>3)4)</sup>。また、

低管電圧撮影と逐次近似応用再構成法を併用させることで、低管電圧撮影時の問題点である設定SDの増加に伴う視認性低下や、体格の大きな患者に対して管電流の上限値に達し、目標とするSD値が得られないという点を解消できる可能性がある。

64列multi detector row computed tomography(MDCT)であるSCENARIA<sup>®1)</sup>(株式会社日立製作所製)には、低管電圧撮影の際にcontrast-noise ratio(CNR)を考慮して管電流を制御するCT-automatic exposure control(AEC)モード

(以下CNR-AEC)が搭載されている<sup>5)</sup>。

CNR-AECでは、従来の管電圧と同程度の視認性になるように低管電圧での設定SD値を自動決定し、さらに視認性による微調整を加えて管電流を決定している。CNR-AECを用いた際、低管電圧時の設定SDは自動で決定されるため、非常に有用な機構である。

また、日立製作所製の逐次近似応用再構成法であるIntelli IP<sup>®2</sup> Advance(以下Intelli IPA)と、これをAECに組み込むことであらかじめ管電流値を調整しておくIntelliEC<sup>®3</sup> plus(以下IntelliEC+)も、患者被ばく線量を低減できる有用なツールである。

そこで今回、CNR-AECを用いた低管電圧撮影と逐次近似応用再構成法を併用することで画質と患者被ばく線量にどのような影響を与えるかを比較・検討した。

## 2. 方法

### 2.1 使用機器

X線CT装置は日立製作所製のSCENARIOを使用した。画質評価にはPhantom Laboratory社製のCatphan500を用いた。SD測定には均一性モジュール(CTP486)、CNR測定には低コントラストモジュール(CTP515)を使用した。

患者被ばく線量の測定には極光株式会社(現三菱化学ハイテクニカ株式会社)製の熱蛍光線量計(thermoluminescent dosimeter : TLD)MSO-Sを用い、素子の読み取りにはTLDリーダー(Model-3000、極光株式会社製)を使用した。読み値に対して、今回使用した100kVと120kVの半価層におけるTLD素子ごとの補正係数を乗じて吸収線量を算出した。

人体ファントムにはAlderson Rando phantomを使用した(図1)。ファントム内にはTLD素子を挿入可能な穴が全体に開いており、これらの穴にTLD素子を挿入してスキャンすることにより線量を測定可能である。

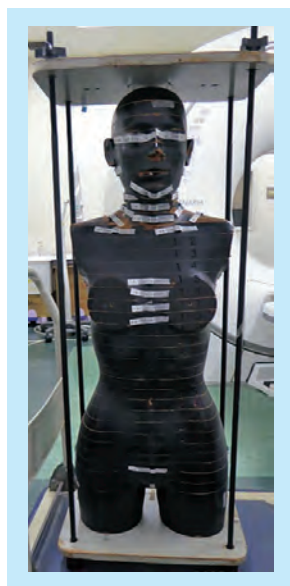


図1：人体ファントム

### 2.2 SDとCNR

Catphanファントムを寝台上回転中心に配置してスキャンした。撮影条件は表1に示す。再構成関数は腹部用標準関数を用いた。CNR-AECを使用した時の設定SD11.8は、100kVのCNR-AECにおいて120kV、設定SD10の条件と同等の視認性になるようCT装置が自動で設定した値である。5mmで再構成された均一性モジュール画像の中心と、中心から5cmの距離で上下左右の計5点に円形の関心領域(region of interest : ROI)を置き、平均値を画像SDとした。各ROIは10mmφとした(図2)。

Catphanファントムの低コントラストモジュール画像から表1を用いてCNRを算出した。低コントラストモジュール内のCT値差10HU、15mmφのロッドをROI<sub>M</sub>、そのすぐ内側のback ground部分に同じ大きさのROI<sub>B</sub>を設定した<sup>6)</sup>(図3)。

$$CNR = (ROI_M - ROI_B) / SD_B \dots\dots (式1)$$

ROI<sub>M</sub> : 信号体(ロッド内部)のCT値

ROI<sub>B</sub> : back groundのCT値

SD<sub>B</sub> : back groundのSD

表1：SDとCNR測定時の撮影条件

	①	②	③	④	⑤
Tube voltage (kV)	120	120	100	100	100
Scan mode	SD	SD	CNR	CNR	CNR
SD setting	10	10	11.8	11.8	11.8
IntelliEC+ level	-	2	1	1	2
Intelli IPA level	-	2	1	2	2
Scan length (mm)	660				
Field of view (mm)	360				
Scan rotate time (sec/rot)	0.5				
Pitch factor	0.8281				

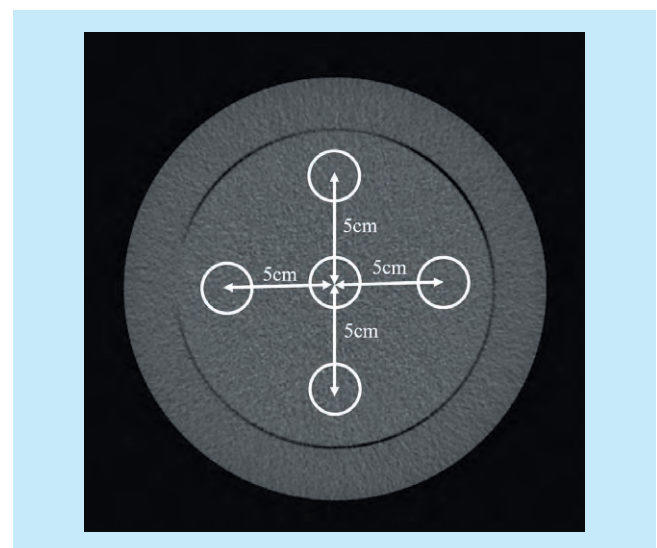


図2：Position of the ROI setting for SD

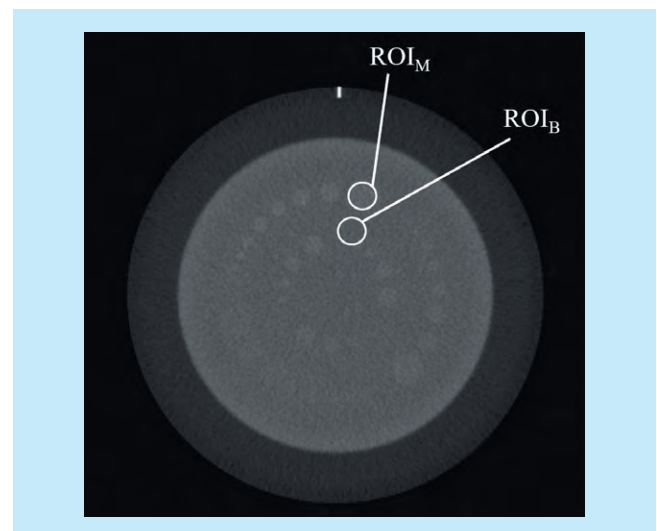


図3：Position of the ROI setting for CNR

### 2.3 臓器吸収線量と実効線量

撮影条件を表2に示す。人体ファントムを胸部～骨盤部までスキャンし、ファントム内部と表面に挿入、添付したTLD素子をTLDリーダーにて読み取り、100kVと120kVの実効エネルギーにおけるTLD素子の補正係数<sup>7)</sup>を乗じて空気吸収線量を算出した。臓器吸収線量はあらかじめTLD素子の位置ごとに各組織・臓器を決めておき、該当するTLD素子における空気吸収線量の平均値から算出した。等価線量は各臓器吸収線量に放射線荷重係数である1を乗じて算出し、各臓器の等価線量に組織臓器荷重係数を乗じて足すことで実効線量とした。放射線荷重係数と組織荷重係数はICRP(international commission on radiological protection) Publ.103<sup>8)</sup>から引用したものをを使用した。各撮影条件において臓器吸収線量と実効線量について比較、検討した。

表2：被ばく線量測定時の撮影条件

	①	②	③	④
Tube voltage (kV)	120	120	100	100
Scan mode	SD	SD	CNR	CNR
SD setting	10	10	11.8	11.8
IntelliEC+ level	—	2	1	2
Scan length (mm)	660			
Field of view (mm)	360			
Scan rotate time (sec/rot)	0.5			
Pitch factor	0.8281			

## 3. 結果

### 3.1 SDとCNR

表3にSDの比較を示す。辺縁のSDと比較すると、中心のSDはどの撮影プロトコルにおいても若干高くなった。また、平均SDで比較すると、120kVにおいてはFBP(filtered back projection)である①と、IntelliEC+を使用した②のSDは同等であった。100kVでもIntelliEC+とIntelli IPAを同じレベルで使用した場合(③と⑤)は同等のSDとなったが、Intelli IPAをIntelliEC+のレベルより大きく設定した④ではSDの低下が見られ、120kVである①や②よりも低くなった。

表3：SDの比較

	①	②	③	④	⑤
Center(HU)	12.6	12.3	15.4	12.0	15.1
Upper(HU)	11.9	11.6	14.5	11.2	13.8
Lower(HU)	11.9	11.6	13.7	11.1	13.3
Left(HU)	11.6	12.0	14.0	11.0	13.7
Right(HU)	12.0	11.4	14.3	11.0	14.2
Mean(HU)	12.0	11.8	14.4	11.3	14.0

表4にCNRの比較を示す。120kVでは、IntelliEC+を使用することでCNRの低下が見られた(①と②)。100kVではIntelliEC+のレベルを上げることでCNRの低下が見られた

が、IntelliEC+よりもIntelli IPAのレベルを上げた④ではCNRは上昇し、今回検討した撮影プロトコル中最大となった。

表4：CNRの比較

	ROI <sub>M</sub> (HU)	ROI <sub>B</sub> (HU)	SD <sub>M</sub> (HU)	SD <sub>B</sub> (HU)	CNR
①	57.09	47.47	12.12	11.54	0.83
②	57.40	49.56	11.10	12.75	0.62
③	50.57	40.65	13.88	14.02	0.71
④	51.82	41.16	10.81	10.46	1.02
⑤	47.90	39.77	12.99	14.38	0.57

### 3.2 臓器吸収線量と実効線量

表5に人体ファントムとTLD素子を用いて算出した組織・臓器吸収線量と実効線量を示す。直接線の照射された組織・臓器では、すべてにおいて120kV FBPの線量が最大となり、120kV IntelliEC+ level 2、100kV IntelliEC+ level 1、100kV IntelliEC+ level 2の順で線量は減少した。甲状腺を除くと、120kV FBPと比較して100kV IntelliEC+ 2では、44～77%線量が低減された。実効線量についても同様の傾向を示し、最大で59%低減された。

表5：臓器吸収線量と実効線量

Parameters	Organ doses (mGy)			
	① 120kV SD FBP	② 120kV SD IntelliEC+ 2	③ 100kV CNR IntelliEC+ 1	④ 100kV CNR IntelliEC+ 2
Thyroid	9.5	8.2	9.2	4.2
Esophagus	19.1	12.9	10.0	7.6
Lung	16.5	11.3	8.6	6.6
Breast	21.0	11.6	8.4	4.9
Stomach	21.8	14.6	11.1	8.2
Liver	21.3	14.4	11.1	8.4
Colon	23.7	18.0	14.7	11.2
Bladder	30.7	24.2	20.7	17.0
Gonads	33.9	25.4	24.1	19.0
Skin	16.9	14.8	11.3	9.2
Remainder	23.4	14.3	11.7	9.4
Effective dose (mSv)	19.0	13.1	10.5	7.8

## 4. 考察

本研究では、低管電圧撮影と逐次近似応用再構成法を併用した際の画質と患者被ばく線量がどう変化するかを把握することを目的とした。

結果3.1において表3から、120kVと100kVどちらにおいても、Intelli IPAを使用することでSDは担保されていた。IntelliEC+の影響で管電流は低下しているはずだが、SDの値は同等であることから、ノイズが有意に除去されているのが分かる。また、100kV撮影時のSD上昇は、Intelli IPAのレベルを上げることで、120kVのSDよりも低下させることが

可能である。

表4から、IntelliEC+とIntelli IPAを使用することでCNRは低下した。逐次近似応用再構成法の使用によりノイズは効果的に除去できているが、管電流低下に伴うX線光子数の減少により、低コントラストモジュールとback groundのCT値差が小さくなったことが原因と考えられる。ROI<sub>M</sub>とROI<sub>B</sub>のCT値差は120kV FBPと120kV IntelliEC+ 2、100kV IntelliEC+ 1と100kV IntelliEC+ 2とともに減少している。またback groundのSD(SD<sub>B</sub>)もIntelliEC+とIntelli IPAを使用することで若干増加しており、これもCNR低下の要因となっている。管電圧で比較すると、IntelliEC+とIntelli IPA使用の有無にかかわらず、100kVでCNRは小さくなった。低管電圧を使用することで組織コントラストが増加しているが、120kVの設定SDが10に対し、100kVの設定SDは11.8であることによりback groundのSDが増加している。本実験ではback groundのSD増加が組織コントラストの増加を上回ったため、CNRが低下したと考えられる。しかし、Intelli IPAのレベルを1段階上げることで、CT値差は同等のままback groundのSDを低下させることができ、結果としてCNRも増加した。

結果3.2から、120kV FBPにおいてすべての組織・臓器で吸収線量は最大であった。また、甲状腺を除いたすべての部位において、120kV IntelliEC+ 2、100kV IntelliEC+ 1、100kV IntelliEC+ 2の順で線量は減少していた。このことから、低管電圧撮影とIntelliEC+が組織・臓器吸収線量の低減に効果的であると言える。また甲状腺だけが異なる傾向を示した要因として、1つは甲状腺の位置がスキャン開始位置とほぼ同一に存在することである。SCENARIOは軌道同期スキャンを行うことができないため、スキャン開始のX線管位置によっては線量の変動する可能性がある。もう1つの要因は、人体ファントム断面の幅とTLD素子の長さには差があることである。ファントム1断面の幅は25mmに対し、TLD素子の長さは約12mmであるため、同一断面内でも素子全体にX線が均一に照射されていない可能性がある。

実効線量についても、組織・臓器吸収線量と同様の傾向を示していた。胸部～骨盤部のスキャンでは、ICRP Publ.103の実効線量算出に定義されている組織・臓器がほとんど範囲内に存在するため、全身被ばくに近い。そのため、本実験では組織・臓器吸収線量と実効線量はほぼ同様の挙動を示していた。

患者被ばく線量だけを見ると、本研究中では100kV CNR11.8 IntelliEC+ 2の条件が最も線量を低減できる。しかし、画質評価を考慮すると、SDの増加とCNRの低下が懸念されるため、当院のCT撮影プロトコルでは、単純検査で120kV SD10 IntelliEC+ 2 Intelli IPA 2、造影検査では100kV CNR11.8 IntelliEC+ 1 Intelli IPA 2を採用している。

## 5. まとめ

低管電圧撮影と逐次近似応用再構成法を併用した際の画質と患者被ばく線量の変化を把握することができた。これらの方法を利用することで、画質を担保しつつ被ばく線量を大きく低減できる可能性が示唆された。

※1 SCENARIO、※2 Intelli IP および※3 IntelliECは株式会社日立製作所の登録商標です。

## 参考文献

- 1) Berrington de Gonzalez A, et al. : Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet*, 363(9406) : 345-351, 2004.
- 2) David J. Brenner, et al. : Estimated radiation risks potentially associated with full-body CT screening. *Radiology*, 232 : 735-738, 2004.
- 3) 南部武幸, ほか : X線CTにおける低電圧撮影についての基礎的検討. *日放技学誌東北部会*, 13(1) : 174-177, 2004.
- 4) 船間芳憲, ほか : MDCTにおける低線量化技術の現状と今後の展望. *MEDIX*, 48(3) : 4-7, 2008.
- 5) 中澤哲夫, ほか : マルチスライスCT SCENARIOの最新技術. *MEDIX*, 54(3) : 45-48, 2011.
- 6) 市川勝弘, ほか : 標準X線画像計測, 1 : 126-134, オーム社, 2009.
- 7) S. M. Seltzer, et al. : 光子減弱データブック, 日放技学会計測部会, 1995.
- 8) ICRP Publication 103, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, *Annals of the ICRP* 2009.