

# MDCT Supriaの至適パラメータの検討

Study of the Most Suited Parameters for MDCT Supria

内山 恵司<sup>1)</sup> Keiji Uchiyama      佐藤 健司<sup>1)</sup> Kenji Sato  
辻 正純<sup>2)</sup> Masazumi Tsuji

<sup>1)</sup>医療法人社団 翔洋会 辻内科循環器科歯科クリニック(東京都練馬区) 放射線科

<sup>2)</sup>医療法人社団 翔洋会 辻内科循環器科歯科クリニック 内科

MDCTは当初、大学病院や基幹病院を中心とした高度医療機関で普及し、高速化・多列化へ技術革新を続けながら進化してきた。しかし、近年はこうした高機能CTの技術を継承した汎用機が登場し、地域医療を担う病院や診療所レベルでもより高度な検査に用いられるようになった。

当院でも平成25年9月、日立メディコ製新型MDCT Supria<sup>※1</sup>(16列)を導入した。そこで、日立メディコ製汎用型CT装置としては初めて搭載された逐次近似型ノイズ低減処理機能「Intelli IP<sup>※2</sup>」を用いて画質向上の視点だけでなく、低線量化を視野に検証し、当院における至適パラメータの検討を行ったので報告する。

The MDCT became popular in the beginning among advanced medical organizations mainly such as university hospitals and key local hospitals, and it has evolved continuing technical innovation toward higher speed and more channels. However, popular models succeeding such high function CT technologies appeared recently and started to be used in examinations of higher level even at hospitals and clinics shouldering local medical activities.

Our hospital introduced Supria<sup>※1</sup>, a new MDCT(16 channels) manufactured by Hitachi Medical Corporation in September 2013. Using the iterative approximation type noise reduction function “Intelli IP<sup>※2</sup>” incorporated in the Supria, studies were made seeking the most suited parameters from the viewpoint of not only image quality improvement but also lower radiation exposure, and the following is the report.

**Key Words:** Supria, X-ray CT, Intelli IP, Noise Reduction, CT Auto Exposure Control

## 1. はじめに

今回当院に導入されたX線CT装置Supria<sup>※1</sup>は、管球容量2MHU、電源容量30kVA、チャンネル数16チャンネルと中小規模施設向けにリリースされた汎用型CT装置である。そのため、管球容量・電源容量だけで考えた場合、広範囲・多シリーズ・短時間高負荷といった検査を行うにはハード的な制約がある。しかし、近年の検出器・発生器能力の向上に加え、ノイズ低減機能・被ばく低減技術の開発により、低線量でも

高い画質を担保できるようになってきた。その代表的機能が逐次近似応用法である。

そこで、本装置の小管球容量、小電源容量を有効活用するにあたり、逐次近似応用法によるノイズ低減機能やAutomatic Exposure Control(AEC)による被ばく低減機能といったハードウェア・ソフトウェアの両面をうまく組み合わせ、有機的なエネルギー活用法を模索した。

## 2. 基準SD値の設定とAECの検証

被ばく低減機能として従来より搭載されている機能にAutomatic Exposure Control(日立メディコ名「IntelliEC<sup>※3</sup>」以下AECという)がある。AECはスキヤノグラムを用いて、被写体のX線透過長を推定し、指定した画像ノイズ(SD値)になるよう管電流パターンを決定するものである<sup>1)</sup>。今回AECを使用するにあたり、基準SD値をどこに設定するかを2種類の視点から検証しSD値を決定した。

まず、本装置のハード的な視点から、実務上使用可能な下限設定SD値を把握するため、高線量を必要とする検査で最も頻度が多い腹部造影検査の撮影条件(管電圧120kV、AECピッチ0.8、スキヤンタイム0.8s/rot、フィルタF32)で、胸・腹部用X線水ファントム(JISZ4915-1974)を用いて設定SD値(10~18)ごとの管電流変化を計測し、管電流がOverloadしない最小許容SD値を検証した。

その結果、マシン負荷の実験では、本機の最大管電流200mAを超えないAEC下限設定SD値は、11.5であることがわかった。管電流がOverloadしない下限設定SD値11.5を基

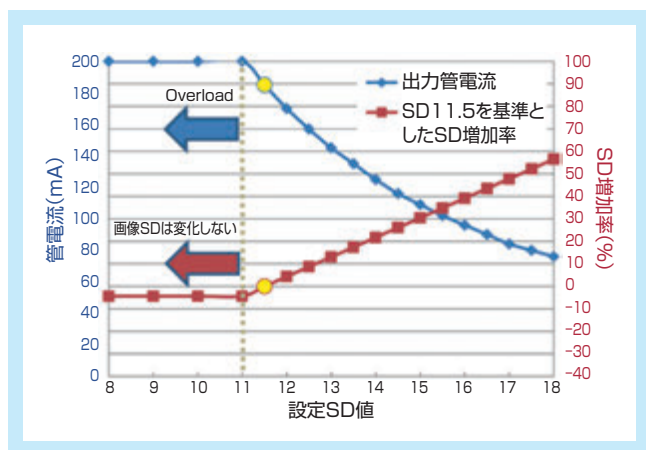


図1：AECの設定SD値と管電流の関係

準とし、設定SDの増加率(%)とそれに伴う管電流の変化を図1に表す。なお、設定SD値11以下では管電流がOverload(最大許容線量200mAを超える)してしまうため、画像SDは設定どおりにならない。

次に臨床的な視点より、前装置と本装置の臨床画像を比較し、当院医師1名、技師2名による画質の視覚評価を行った。臨床画像の評価では、設定SD値12程度でほぼ満足できる画質であるとの評価となった。そこで、これらの結果を踏まえ臨床医と相談のうえ、今回の実験における基準画像のSD値を12に設定することとした。

## 3. 逐次近似応用法「Intelli IP<sup>※2</sup>」

Intelli IPとは日立メディコ製CT装置に搭載された逐次近似再構成法を応用したノイズ低減技術の総称である。これは従来の画像フィルタと異なり、統計学的モデルを考慮した逐次反復処理を投影データ・画像データ双方に行いノイズを低減する技術である<sup>2)~4)</sup>。

今回Supriaに搭載されたIntelli IPはLv1~Lv7まで7段階用意されており、撮影条件や管球負荷、患者状態に応じて使い分けができる。

## 4. Intelli IPのSD改善効果

胸・腹部用X線水ファントム(JISZ4915-1974)を用いて、腹部撮影条件(管電圧120kV、AEC：SD12、スキヤンタイム0.8s/rot、フィルタF32)にてスライス厚(0.625mm/1.25mm/5.0mm)・テーブルピッチ(0.6/0.8/1.1/1.3/1.6)へと変化させ、それぞれの条件でFBPとIntelli IP：Lv1~Lv7まで変化した際のファントム中心でのSD値の変化について検証を行った。

その結果、強度を1上昇させるに従い約9%程度のSD改善効果があることが分かった(表1)。またその傾向は、直線性を

表1：胸・腹部用X線水ファントム(JISZ4915-1974)を使ったSD改善効果の検証

(低減率%)

pitch	slice厚	Intelli IP : 1	Intelli IP : 2	Intelli IP : 3	Intelli IP : 4	Intelli IP : 5	Intelli IP : 6	Intelli IP : 7
0.6	0.625mm	12%	20%	28%	36%	45%	54%	62%
0.8	0.625mm	13%	21%	29%	37%	46%	55%	63%
	1.25mm	9%	20%	28%	37%	46%	55%	64%
	5mm	9%	19%	27%	36%	45%	53%	63%
1.1	0.625mm	13%	21%	29%	38%	47%	55%	64%
	1.25mm	9%	19%	27%	36%	45%	53%	62%
	5mm	9%	19%	27%	36%	45%	54%	63%
1.3	1.25mm	9%	19%	28%	36%	45%	54%	63%
	5mm	9%	19%	27%	36%	45%	54%	63%
1.6	1.25mm	9%	19%	27%	36%	45%	53%	63%
	5mm	9%	19%	27%	36%	45%	54%	63%
平均値		10%	19%	28%	36%	45%	54%	63%

持った一定の変化量となり、スライス厚・テーブルピッチが変化しても、大きく変わることはなかった(図2)。ただし、強度を増強していくとボケにより画像上先鋭度が低下していく傾向も確認できた(図3)。

したがって撮影条件・管球負荷等に応じて適正なIntelli IP強度を検討する必要があることも分かった。

## 5. Intelli IPの線量低減効果

本来であれば、Intelli IPは画質改善・被ばく低減に焦点を当てた機能である。しかし本装置の場合、前でも紹介したとおり小管球容量・小電源容量という特徴を持つため、小さな容量を有効に活用し高負荷・広範囲・多シリーズの撮影に対応する必要がある。そこで前項で把握したSD改善能力にどの程度の線量低減効果を期待することができるか検証した。

画像ノイズの標準偏差(画像SD値)と管電流・時間積(mAs値)の関係は

$$\text{画像SD値} \propto 1/\sqrt{\text{mAs}}$$

という関係が成り立つ。そこでIntelli IPのSD改善効果の結

果から、逆算でどの程度の線量低減効果が得られるのかを把握した。

その結果、あくまでSD改善効果からの視点ではあるが、約20～80%程度の線量低減効果を期待できることが分かった(表2、図2)。

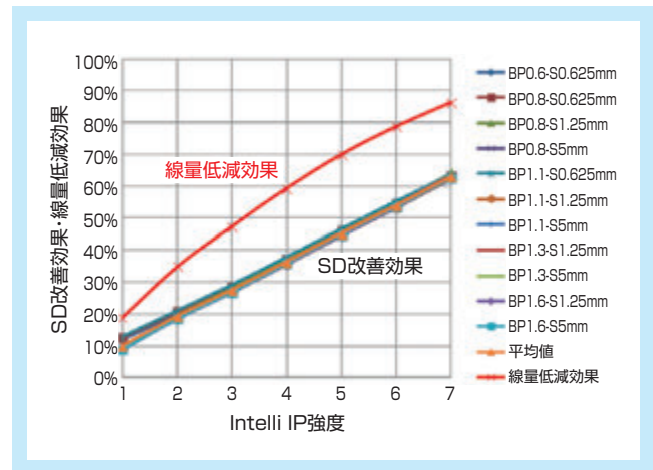
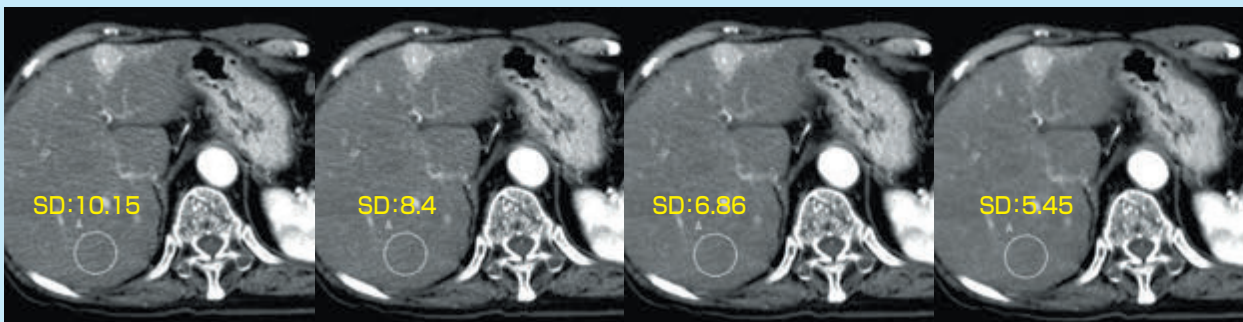


図2：Intelli IPによるSD改善効果と線量低減効果の関係

腹部領域におけるIntelli IPを変化させた際の画質の変化(スライス厚：5.0mm ピッチ：0.8 AEC FOV：300)



肺野領域におけるIntelli IPを変化させた際の画質の変化(スライス厚：1.25mm ピッチ：1.1 AEC FOV：240)

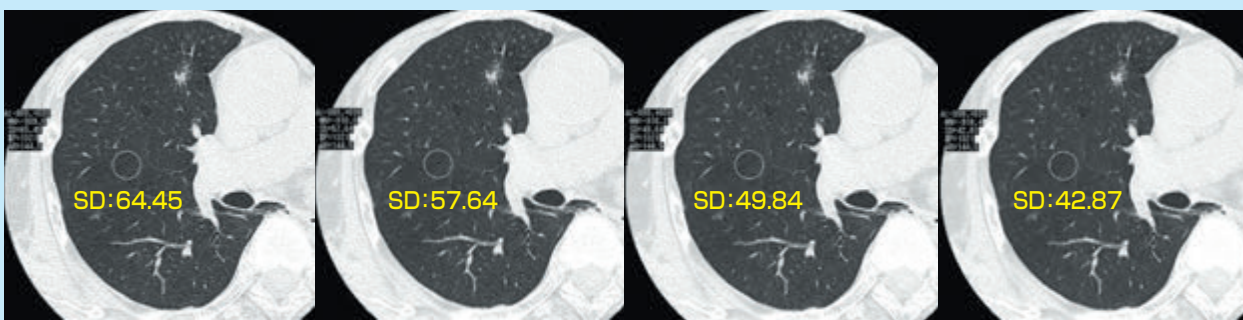


図3：Intelli IPを変化させた際の画質の変化

表2：Intelli IPによるSD改善効果と線量低減効果の関係

	FBP	Intelli IP : 1	Intelli IP : 2	Intelli IP : 3	Intelli IP : 4	Intelli IP : 5	Intelli IP : 6	Intelli IP : 7
SD改善効果	—	10%	19%	28%	36%	45%	54%	63%
線量低減効果	—	19%	34%	48%	59%	70%	79%	86%

## 6. Intelli IPによる画像解像度の変化

SD改善効果の実験にてIntelli IP強度を増していくと画像上解像度の低下傾向を認めたため、Wire phantomを用いて、腹部撮影条件(管電圧120kV、AEC:SD12、スキャンタイム0.8s/rot、フィルタF32)にてFBPとIntelli IP: Lv1~Lv7まで変化させ解像度特性Modulation transfer function (MTF)がどのように変化するか、スリット法を用いて算出し比較を行った<sup>5)~7)</sup>。

その結果、Intelli IP強度が増加していくに従い50% MTF・10% MTFともに若干の低下傾向は認められたが、50% MTFで0.38→0.37[cycle/mm] 10% MTFで0.68→0.66[cycle/mm]

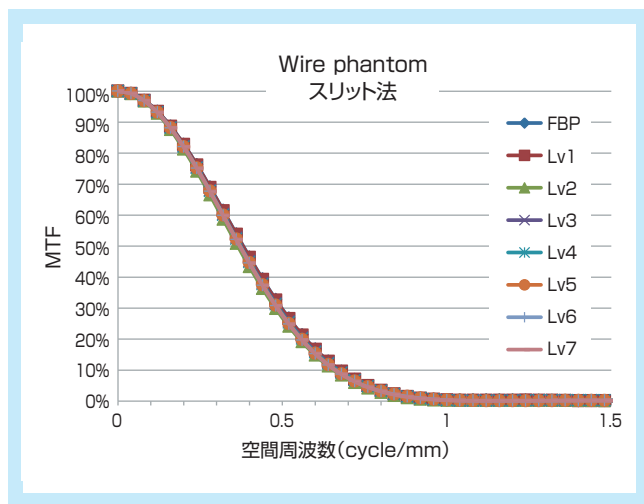


図4: Intelli IPによるMTFの変化  
Modulation transfer function(MTF)

表3: Intelli IPによる50% MTFと10% MTFの変化 [cycle/mm]

	FBP	Lv1	Lv2	Lv3	Lv4	Lv5	Lv6	Lv7
50% MTF	0.381	0.380	0.365	0.374	0.372	0.372	0.371	0.371
10% MTF	0.675	0.675	0.657	0.670	0.667	0.664	0.662	0.661

と、微小であり、高コントラストの先鋭度に対するIntelli IPの影響は小さいことが示唆された(図4、表3)。

## 7. 低コントラストの視覚評価

京都科学社製MHTファントム(図5)を使用し、腹部撮影条件(管電圧120kV、スキャンタイム0.8s/rot、ピッチ0.8、フィルタF32)を同一とし、線量をAECの設定SD12を基準として、以下SD13~16まで変化させ撮影した。

撮影後、SD13以上の画像についてはFBP、および臨床経験から得られた適正レベルと考えるIntelli IP: Lv3~Lv5の計4種の再構成を行い低コントラストの視覚評価を行った。

なお評価方法はSD12の画像群の中から基準画像を設定し、全ての評価画像をランダム化した後、最高画質を5点、最低画質を1点とする5段階による比較評価にてスコアリングを行った。

今回の検証では、直径10mm、CT値差15HU部分に着目しスコアリングを行い、評価点は評価者3人(医師1人・放射線技師2人)の平均点数で評価することとした。

その結果、設定SD13~14ではIntelli IPをかけた画像すべてにおいてSD12\_FBPの平均スコアと同等か上回る結果となった。

しかし設定SDが15を超えるとFBP、Intelli IP使用群にかかわらず、すべての結果でSD12\_FBPのスコアを上回る事は出来なかった。

また設定SD13~14のIntelli IP: Lv4までは、Intelli IP強度を増して行くに従いノイズ低減効果により低コントラストの視認性が向上していく傾向が確認できたが、それ以外の設定SD14 Intelli IP: Lv5および設定SD15以上の条件にな

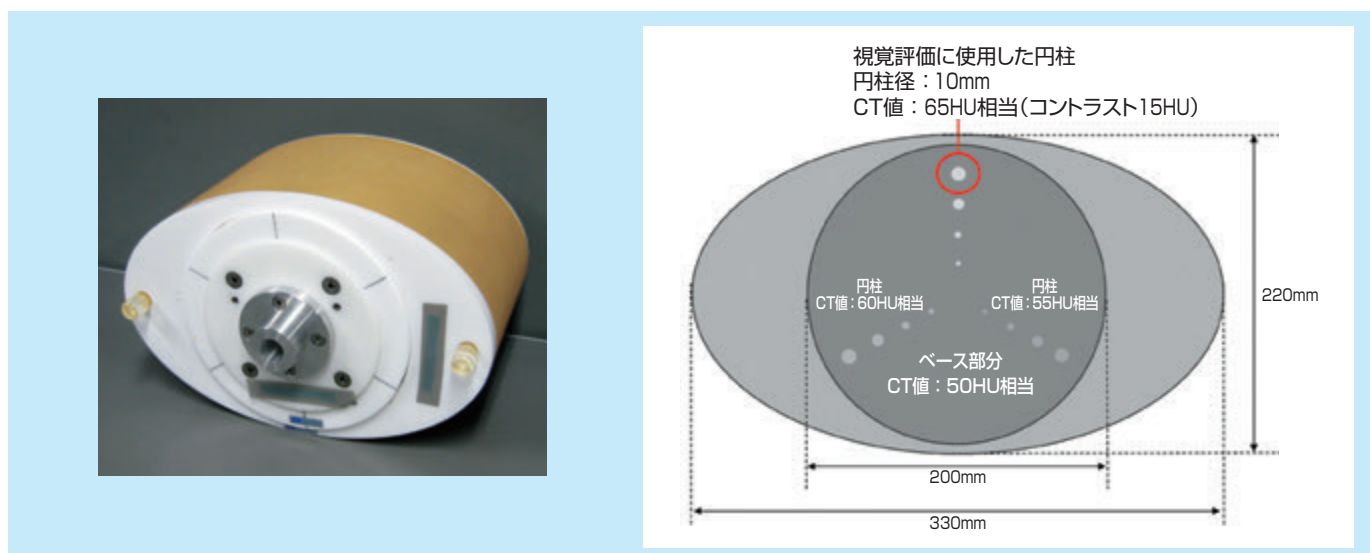


図5: 京都科学社製MHTファントム

ると、ばらつきが見られIntelli IP強度増強に準じた低コントラストの視認性向上とはならなかった(表4)。

一例として、SD12(FBP)とSD14(Intelli IP3~5)のファントム画像を示す(図6)。

## 8. まとめ

今回導入したX線CT装置Supriaは、電源容量30kVA、管球容量2MHUと小さい。これは電源工事費用・ランニングコスト・メンテナンス費用といったコスト面から考えると大きなメリットとなる。しかし実運用を考えた場合、近年の高速・広範囲・多シリーズ撮影へのニーズに十分対応できるかが課題であった。

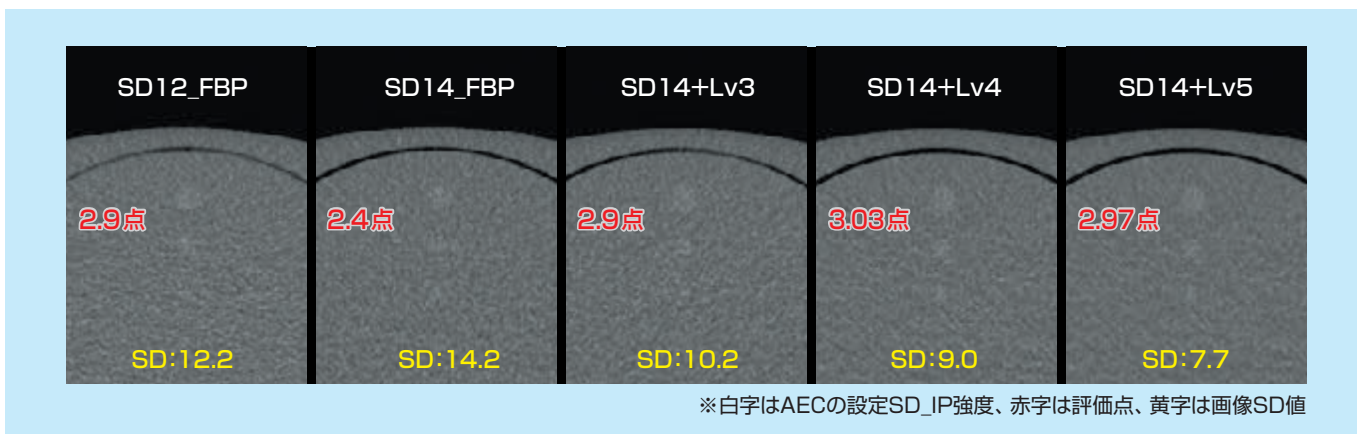
今回の実験により、本装置における腹部造影条件でのAEC許容設定SD値を把握することができた。またIntelli IPのSD改善効果が1段階で約9%程度であり、かつ強度変化に対し直線性を持って画像SD値が変化することが分かった。加えてIntelli IPの強度変化がMTFには大きな影響を及ぼさないことを確認した。ただし、低コントラストの視覚評価では、設定SD14のIntelli IP：Lv4までは、Intelli IP強度を増していけば、SD改善効果同様、視認性も向上していく傾向であったが、設定SD14 Intelli IP：Lv5および設定SD15以上になると、その関係が担保できなくなった。

また線量(設定SD)の違う条件で、Intelli IPを用いて出力画像のSD値が同程度になっても、視覚評価のスコアが同等になることはなかった(表4)。

表4：低コントラストの視覚評価におけるスコアリング

	評価者1	評価者2	評価者3	平均点	画像SD	線量低減率
SD12_FBP	2.9	2.8	3.0	2.90	12.2	基準
SD13_FBP	2.8	2.9	2.8	2.83	13	15%
SD13_Lv3	3.2	3.0	2.9	3.03	9.5	15%
SD13_Lv4	3.4	3.0	3.0	3.13	8.3	15%
SD13_Lv5	3.5	3.1	3.0	3.20	7.2	15%
SD14_FBP	2.4	2.4	2.4	2.40	14.2	27%
SD14_Lv3	3.0	2.9	2.8	2.90	10.2	27%
SD14_Lv4	3.0	3.1	3.0	3.03	9	27%
SD14_Lv5	3.0	2.9	3.0	2.97	7.7	27%
SD15_FBP	2.5	2.4	2.6	2.50	15.1	36%
SD15_Lv3	2.5	2.4	2.5	2.47	11	36%
SD15_Lv4	2.6	2.7	2.7	2.67	9.6	36%
SD15_Lv5	2.7	2.7	2.5	2.63	8.3	36%
SD16_FBP	1.5	1.5	1.8	1.60	16.3	44%
SD16_Lv3	2.1	1.7	1.7	1.83	11.7	44%
SD16_Lv4	1.8	1.7	1.7	1.73	10.2	44%
SD16_Lv5	1.8	1.9	2.0	1.90	8.8	44%

※視覚評価のスコアリングは、1シリーズ10画像の平均スコアにて評価を行った。



※白字はAECの設定SD\_IP強度、赤字は評価点、黄字は画像SD値

図6：Intelli IPの変化に伴う低コントラストの視覚評価

すなわち単純にSD改善効果の割合=低コントラストの視認性向上の割合とはならず、単純計算で線量低減効果に直結するには至らなかった。

これらの関係は、次のような式になることを確認できた。

$$\text{SD改善効果} \div \text{線量低減効果} \\ \geq \text{低コントラストの視認性向上効果}$$

そこで臨床経験も加味し臨床医と協議した結果、当院での腹部造影検査撮影条件は、基準(設定SD12)と同程度の画質を担保できる条件(設定SD13~14、Intelli IP3~5)の中で最も低線量化が期待でき、かつ低コントラストの視認性が良好であった、AEC設定SD14 + Intelli IP4という結論となった。

この条件は、AEC設定SD12の基準画像の線量に比し約27%の線量低減効果を得ることができる。そのためダイナミックスタディで行う3~4シリーズの撮影に対しても、まったく管球の冷却待ち時間なく撮影することができ、画質・実運用ともにバランスのとれたシーケンスであると考ええる。

加えて今回の検証実験と初期使用経験から、当院でのIntelli IP強度は体幹部では3~5程度が適正であろうとの指針を得た。なお、腹部造影検査以外におけるIntelli IPのレベルについては、医師と相談した結果、臨床経験を踏まえ、表5のようなレベルを選択した。ただし現状では、導入後間もないこともあり、通常業務における代表的な部位・手技の検討に

留まるため、これからさらに多彩な部位や用途での検討が必要である。

※1 Supria、※2 Intelli IP、※3 IntelliECは株式会社日立メディコの登録商標です。

## 参考文献

- 1) 廣川浩一,ほか:CT撮影線量最適化技術の開発. MEDIX, 44:35-39, 2006.
- 2) 後藤大雅,ほか:逐次近似法を用いたCT用ノイズ低減処理の高性能化. MEDIX, 56:43-48, 2012.
- 3) 大塩洋平:逐次近似型ノイズ低減処理Intelli IPの基礎特性と画質の変化. MEDIX, 58:14-19, 2013.
- 4) 萩原芳弘:CT画像再構成法の現状を理解しよう!. INNERVISION (28・11) 2013.
- 5) 市川勝弘・村松禎久 編:標準X線CT画像計測. オーム社, 2009.
- 6) 五味勉,ほか:マルチスライスCTにおける画像の雑音および解像度を評価するための定量解析の有用性. 日放技学誌 Vol.58, No.2:281-285, 2002.
- 7) 市川勝弘:CTの画像評価. 日放技学誌 Vol.58, No.1:37-40, 2002.

表5: 参考資料 当院における撮影パラメータ

部位	管電圧	管電流	スライス厚 (mm)	撮影範囲 (mm)	スキャンタイム (Sec)	フェーズ数	pitch	撮像時間 (Sec)	撮影/息止め設定時間 (Sec)	Intelli IPレベル				備考
										2	3	4	5	
頭部CTA	120kV	200mA	0.625	60	0.8	2	0.5625	8.5	10sec以内	●				サブトラクション 3D-CTA
胸部 (P) 肺野+縦隔	120kV	AEC : SD60	5	300	0.8	1	1.0625	11.3	12sec以内			●		ルーチン
			1.25	300	0.8		1.0625	11.3	12sec以内			●	MPR	
腹部 (P)	120kV	AEC : SD14	5	250	0.8	1	1.0625	9.4	12sec以内			●		ルーチン
			1.25	250	0.8		1.0625	9.4	12sec以内			●	MPR	
肝臓 (ダイナミック) (P+E)	120kV	AEC : SD14	5	220	0.8	4	0.8125	10.8	12sec以内			●		単純+動脈相+ 門脈優位相+平衡相
			1.25	220	0.8		0.8125	10.8	12sec以内			●	MPR + 3D	
腹部-骨盤 (P+E)	120kV	AEC : SD14	5	400	0.8	2	1.0625	15.1	15sec以内			●		ルーチン
			1.25	400	0.8		1.0625	15.1	15sec以内			●	MPR	
下肢動脈 (E)	120kV	AEC : SD14	5	800	0.8	2	1.3125	24.4	25sec以内			●		ダブルフェーズ で同時撮影 1.25mmは MIP+3D-CTA +3D-CTV
			1.25	800	0.8		1.3125	24.4	25sec以内			●		
下肢動・静脈 (E)	120kV	AEC : SD14	5	800	0.8	2	1.3125	24.4	25sec以内			●		
			1.25	800	0.8		1.3125	24.4	25sec以内			●		