

逐次近似再構成の臨床応用と被ばく低減

広島大学病院診療支援部

木口雅夫 藤岡知加子 横町和志
西丸英治 安田秀剛 石風呂実



背景

- 2012年CT装置更新に伴い、当院に初めて逐次近似応用再構成が搭載された装置が導入された。しかし、東芝社製AIDR 3Dの特性を十分活かしたパラメータ設定が困難であった。
- 今回、臨床使用時における逐次近似応用再構成の被ばく低減効果および画質向上、逐次近似応用再構成の特性を活かした臨床使用方法(評価)について述べていきたい。
- また、AIDR 3Dから新たに開発された逐次近似再構成(Full Interactive Reconstruction)の画質改善と被ばく低減効果について述べていきたい。

逐次近似再構成の臨床応用と被ばく低減

逐次近似応用再構成法の原理

逐次近似再構成の画質特性

画像ノイズ低減効果とアーチファクト軽減効果

低線量撮影のルーチン化（低管電圧撮影）

低被ばく・高画質化

Full interactive reconstruction



逐次近似再構成の臨床応用と被ばく低減

逐次近似応用再構成法の原理

逐次近似再構成の画質特性

画像ノイズ低減効果とアーチファクト軽減効果

低線量撮影のルーチン化（低管電圧撮影）

低被ばく・高画質化

Full interactive reconstruction



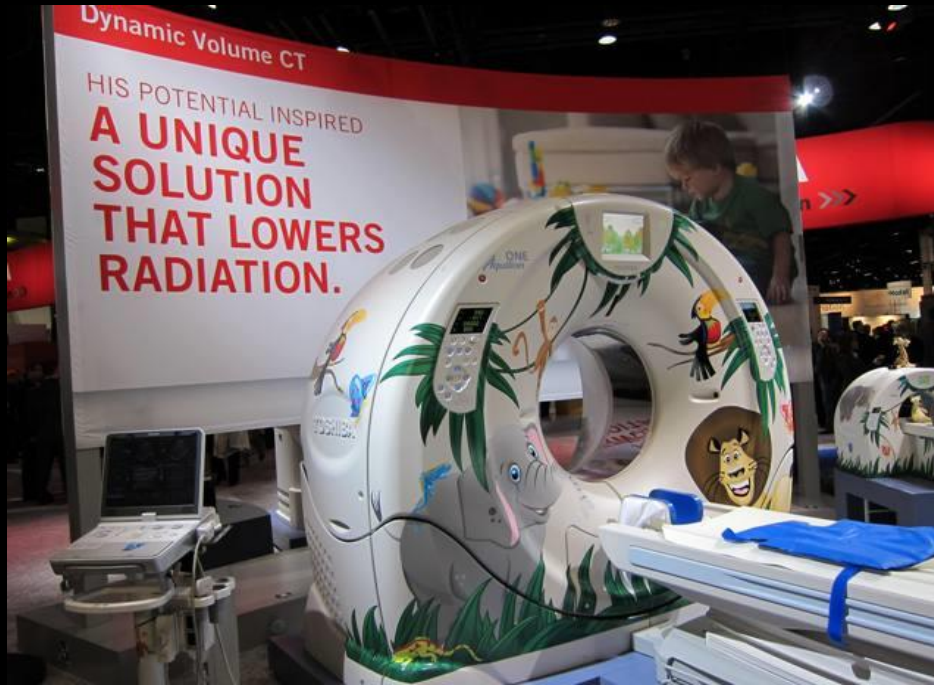
RSNA 2009:Quality Counts

各社CTメーカーの動向

Slice Warから Dose Reduction Warへ！

逐次近似再構成採用によるLow dose CT

(50-60%reduction)



TOSHIBA Booth

RSNA 2010 New Products & Services

DECEMBER 1, 2010

WEDNESDAY



New Products & Services

The following new products and services are offered in the technical exhibit areas. Consult the RSNA *Technical Exhibition Guide* for the booth number and location of each company.

See the Technical Exhibition
in Halls A, B and D

80 percent Reduction in CT Dose



Philips Healthcare's iDose iterative reconstruction technique is the next advance in Philips DoseWise radiation management. A breakthrough in CT imaging, iDose is designed to provide equivalent diagnostic image quality with the same look as full-dose images at a fraction of the dose. Philips iDose enables up to an 80 percent reduction in CT dose while maintaining diagnostic image quality and fast reconstruction times. iDose overcomes limitations, such as image noise, of conventional filtered back projection (FBP) reconstruction.

MDCTラインアップ@hiroshima-u.



Aquilion ONE
(病棟 Area detector CT)



Aquilion ONE ViSION Edition
(外来 : Area detector CT)



LightSpeed VCT vision
(64DAS MDCT)



LightSpeed Ultra 16
(16 DAS MDCT)

逐次近似再構成

逐次近似応用再構成 (IR)	
AIDR 3D	東芝
ASiR	GEHC
ASiR-V	
iDOSE ⁴	フィリップス
SAFIRE	シーメンス
Intelli IP	日立

逐次近似再構成 (Full IR)	
Veo	GEHC
IMR	フィリップス

被ばく低減技術: AIDR 3D

■ 原理と特徴

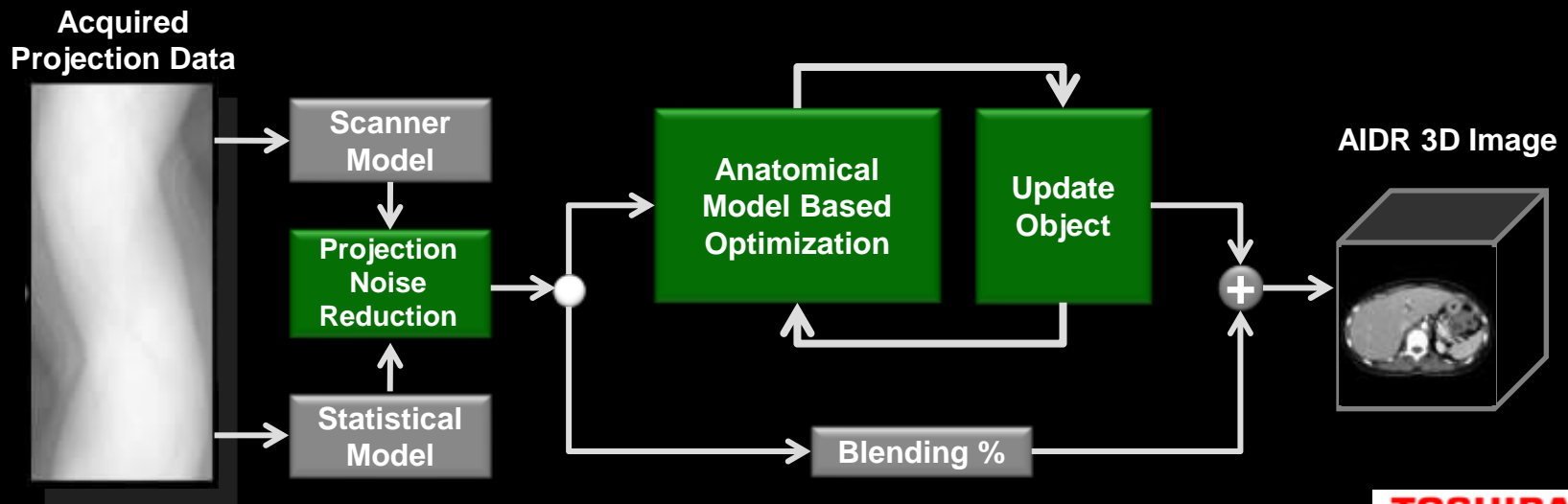
- 統計学的ノイズモデル, スキャナーモデルから, CTシステム及び撮影条件ごとに異なる複数種のノイズモデルを考慮
- 収集された投影データ上でノイズやストリークアーチファクトのみ効果的に除去
- 3次元アノミカルモデルを用いそれぞれの部位に合わせたノイズ低減

■ 強度

- 頭部用, 心臓用, 腹部にWeak, Mild, Standard, Strong の計16種から選択可能

■ SD低減効果

- 約50% (被ばく低減率75%相当)



Adaptive Iterative Dose Reduction: AIDR 3D Algorithm

1. 統計学的ノイズモデルとスキャナーモデル

統計学的ノイズ(回路ノイズとフォトンノイズ)は, CTシステムごとにkV, mA, FOVなど撮影条件によって異なる.

2. 投影データによるノイズ低減

逐次近似再構成処理時に収集された投影データ上で統計学的ノイズモデルやスキャナーモデルを用いて, ノイズやストリークアーチファクトのみを効果的に除去し, 低線量時の画質を飛躍的に向上する.

3. 3次元アトミカルモデル

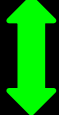
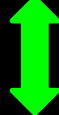
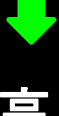
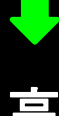
撮影部位や組織構造をベースとした3次元アトミカルモデルを用い, それぞれの部位に合わせたノイズ低減と良好な空間分解能が得られるように最適化する.

4. 被ばく低減効果

収集部位に合わせてアダプティブかつ自動的に逐次近似回数が適用する. これによって, 最適な高画質と高速再構成を両立する.

ノイズ低減効果で最大50%、被ばく低減効果で最大75%を実現する.

AIDR 3Dの適用範囲・パラメータの種類

パラメータ名	Volume EC連動時の 管電流低減率	画像ノイズ低減効果	ストリークアーチファクト 補正効果
Weak	25%	低	低
Mild	50%		
Standard	75%		
Strong	75%	高	高

X線フォトン数

同じパラメータ種を選択していても，検出器でのX線フォトン数が少ないほど補正強度が強くなる

1. 同一被写体でもX線出力を小さくするほど，ノイズ低減効果が高くなる
2. 同一X線出力でも被写体サイズが大きいほど，ノイズ低減効果が高くなる

逐次近似再構成の臨床応用と被ばく低減

逐次近似応用再構成法の原理

逐次近似再構成の画質特性

画像ノイズ低減効果とアーチファクト軽減効果

低線量撮影のルーチン化（低管電圧撮影）

低被ばく・高画質化

Full interactive reconstruction

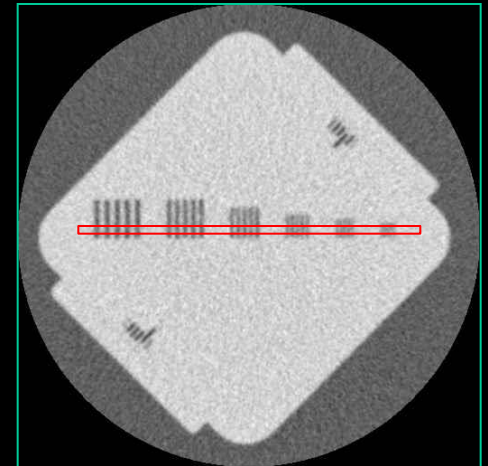
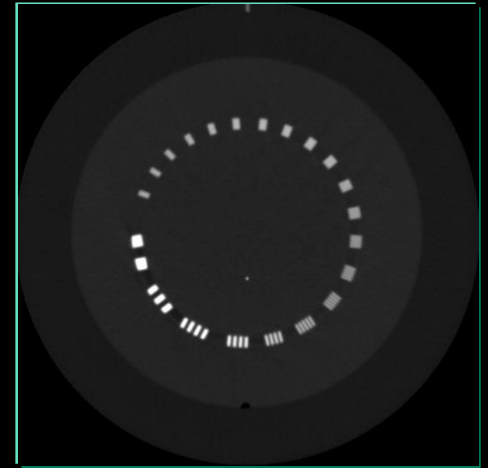


検討項目

ノイズ低減に起因する画質変化を評価する

使用機器および評価方法

- ・ ノイズ評価
Catphan : SD法 , NSP法
- ・ 分解能評価
ワイヤーファントム : MTF
Catphan : スリット部視覚評価
- ・ 低コントラスト分解能
QAファントム (GEHC)
: プロファイルカーブによる
平均コントラスト法



撮影条件

撮影方法：ヘリカルスキャン

管電圧：120 kV

管電流：50~500 mA

ローテーションタイム
：0.5 sec

解像度評価

ピッチファクタ：0.56

撮影スライス厚
0.5 mm x 32列

画像再構成

画像再構成：TCOT+
FBP

AIDR 3D

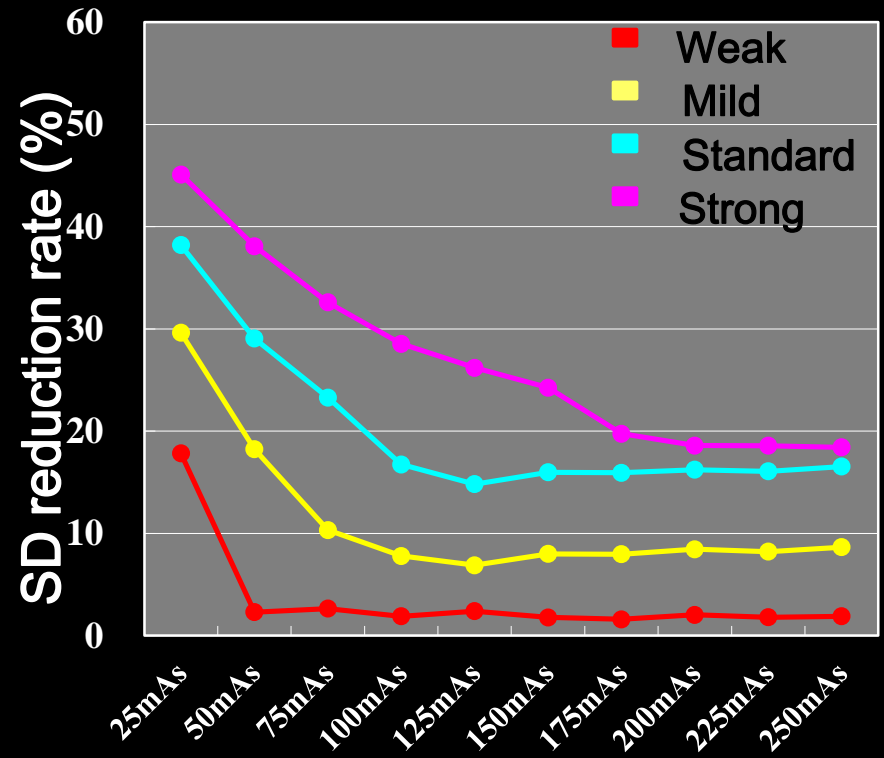
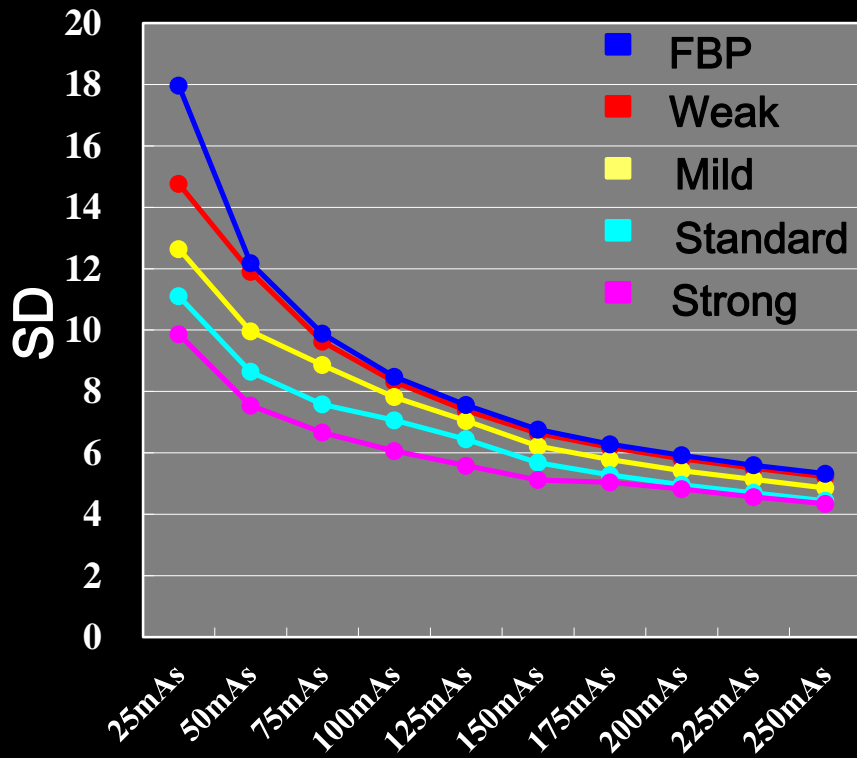
Weak, Mild, Standard, Strong

再構成関数：

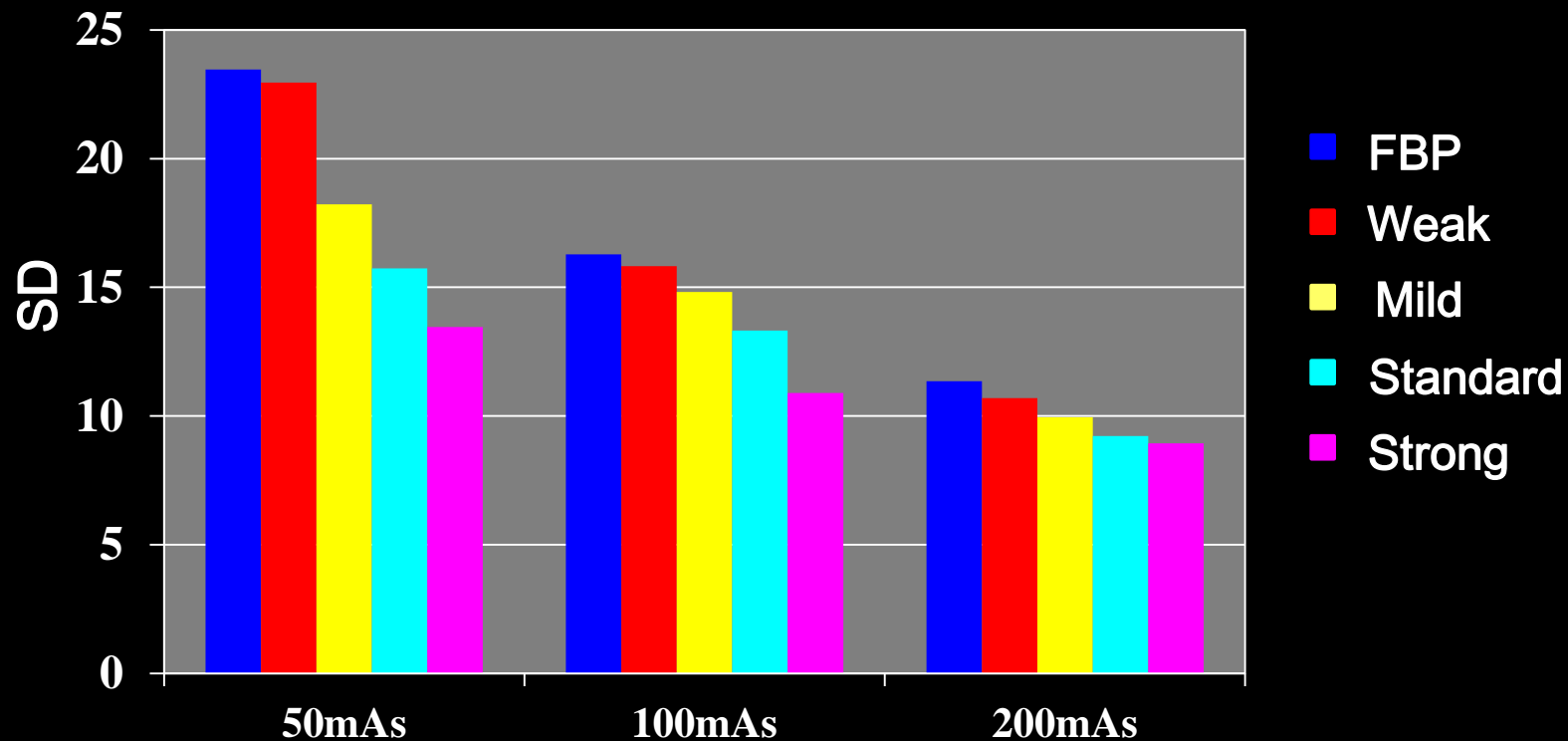
FC14 (軟部)

画像スライス厚：1 mm, 5 mm

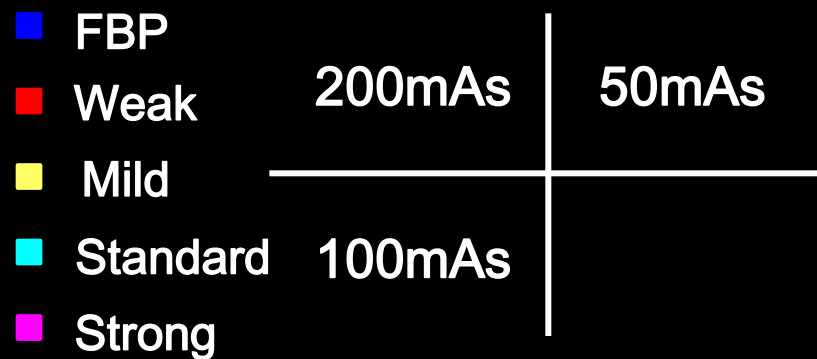
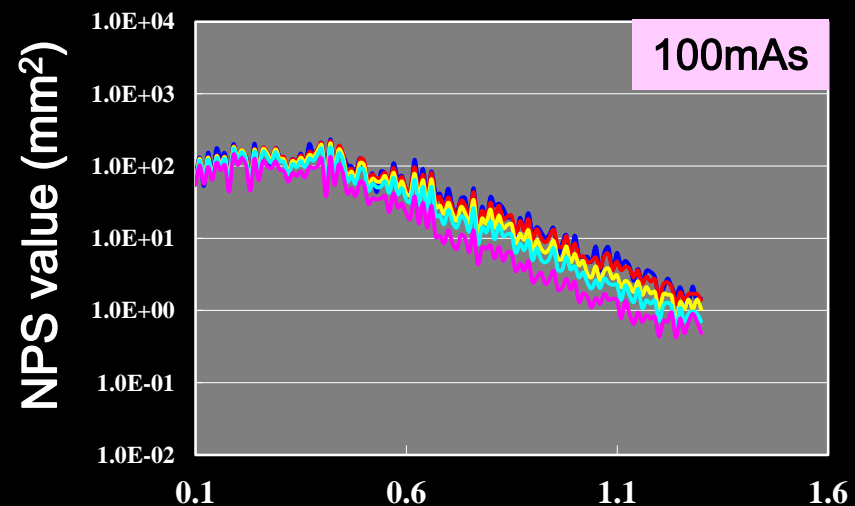
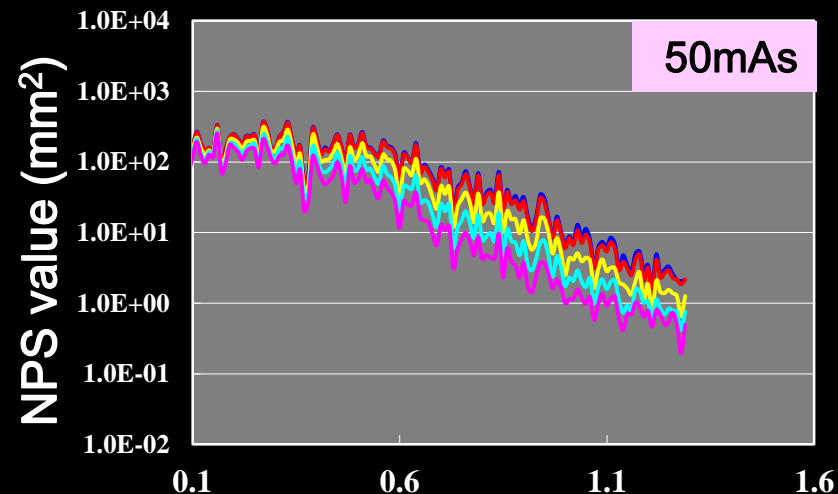
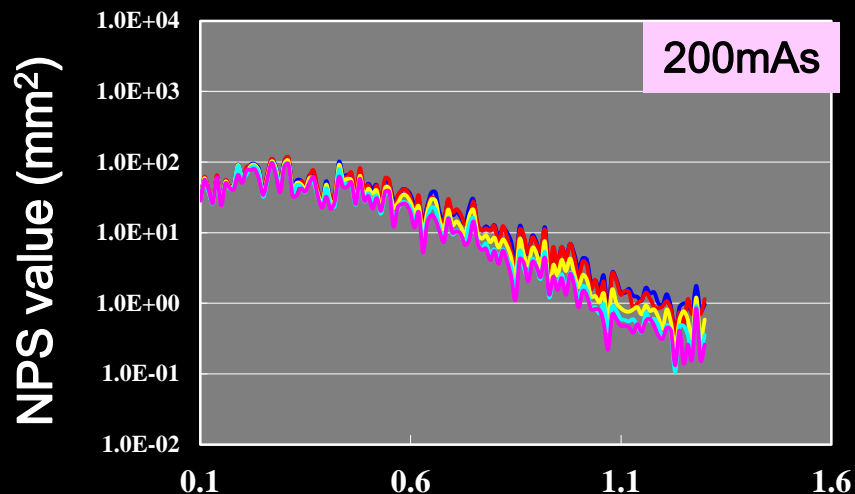
ノイズ特性:SDとノイズ低減率@ 5 mm スライス厚



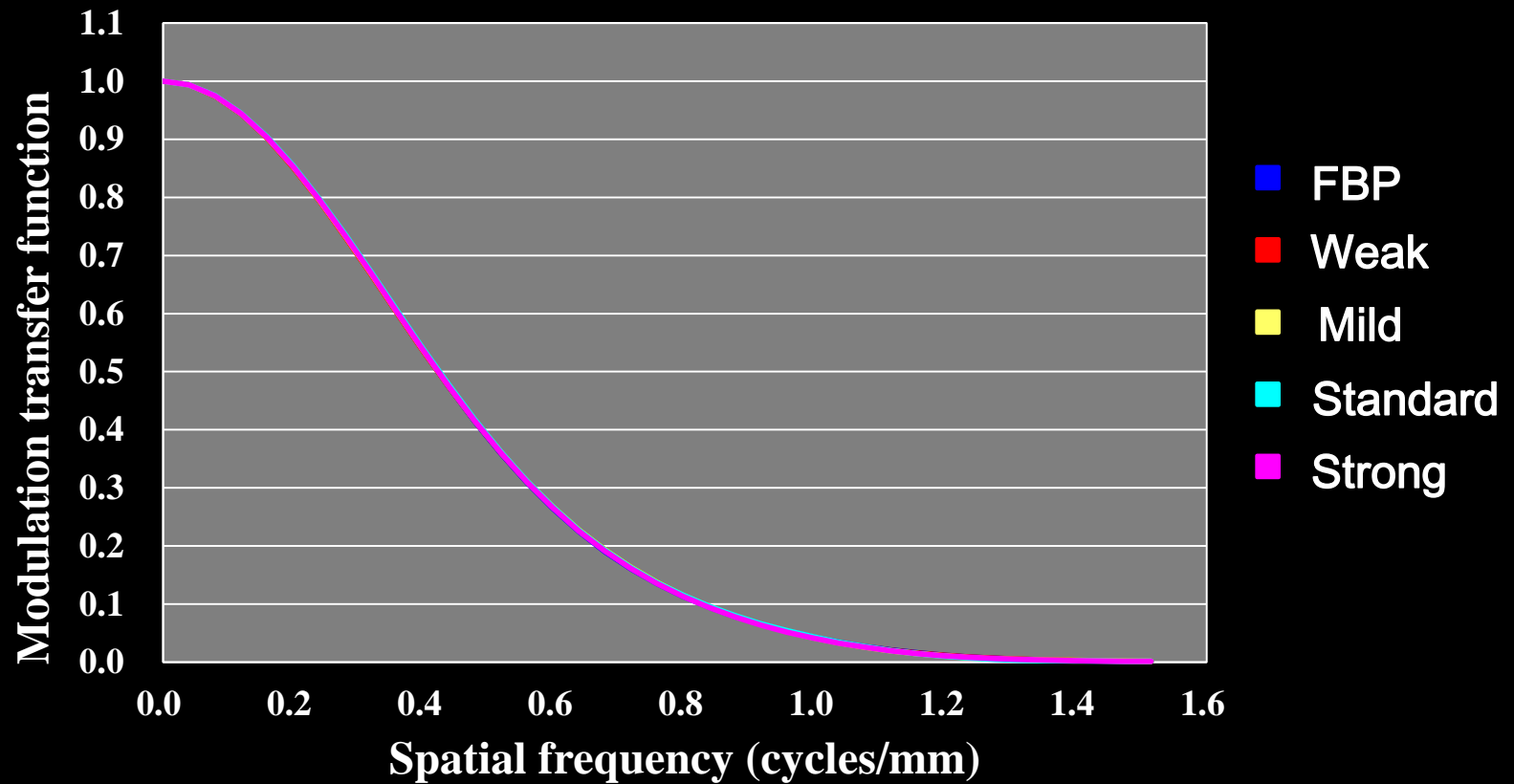
ノイズ特性:SD@ 1 mm スライス厚



ノイズ特性:NPS@ 1 mm スライス厚

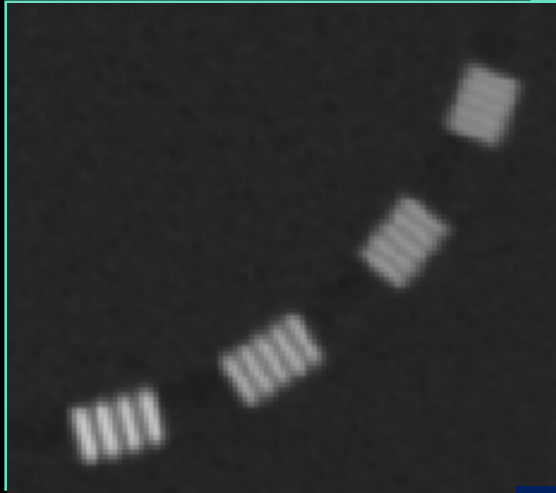


ノイズ低減に起因する画質変化 解像度特性:MTF@ 1 mm スライス厚

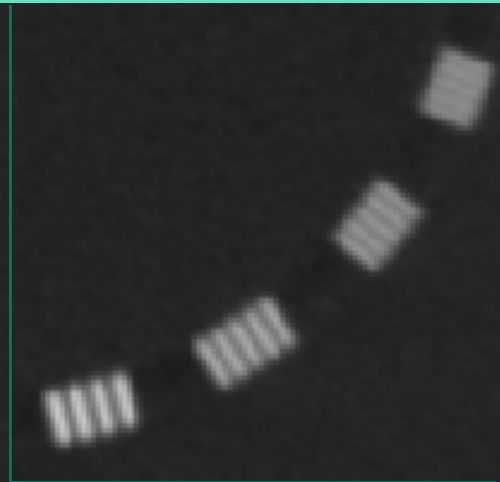


高コントラスト検出能 Catphan slit @1 mm スライス厚

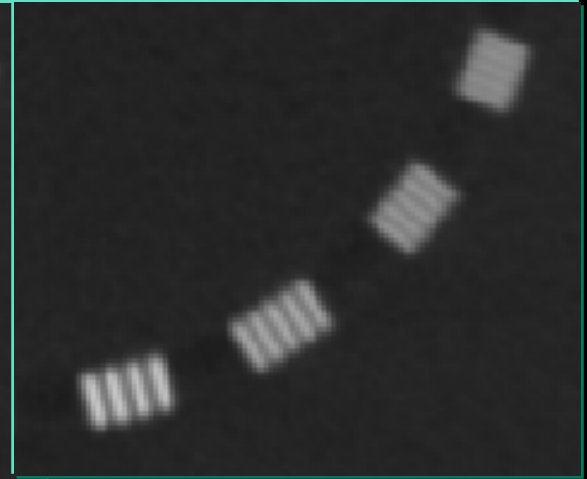
FBP



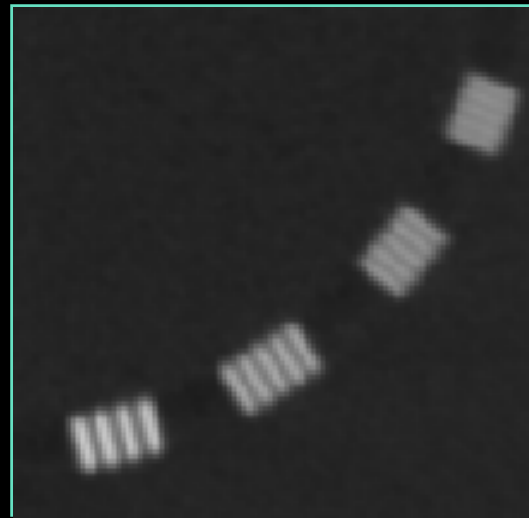
Weak



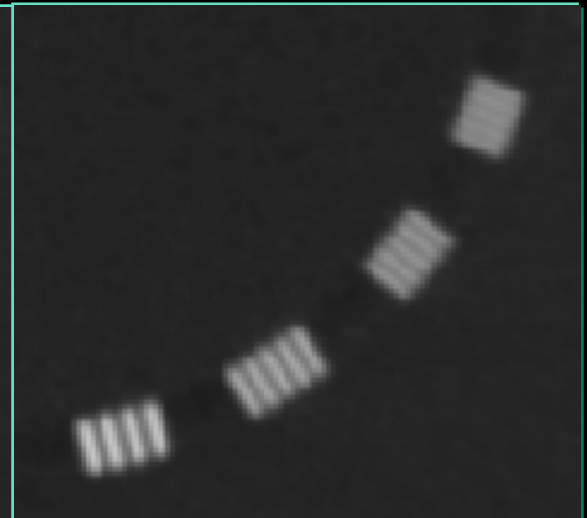
Mild



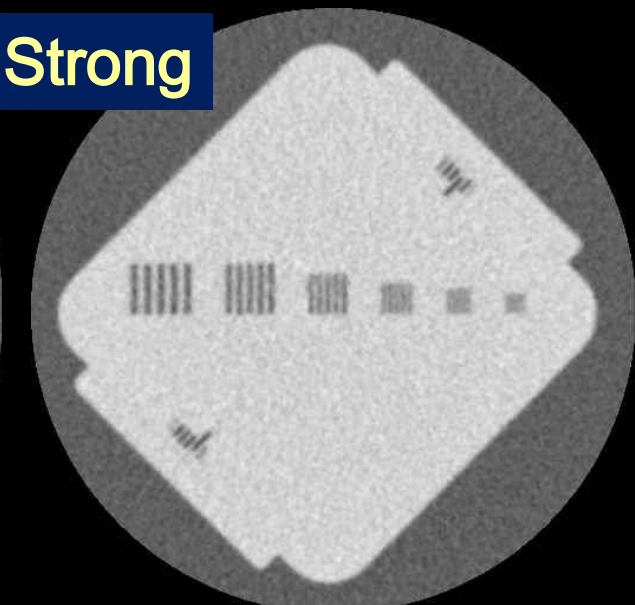
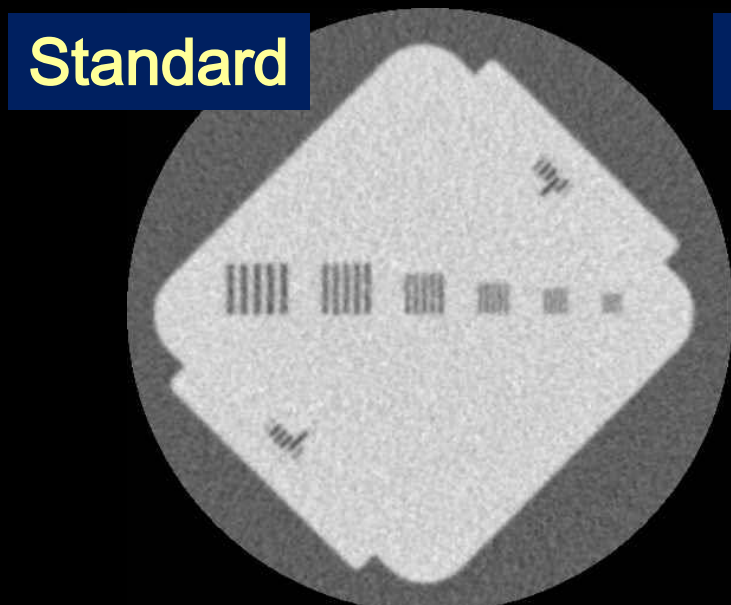
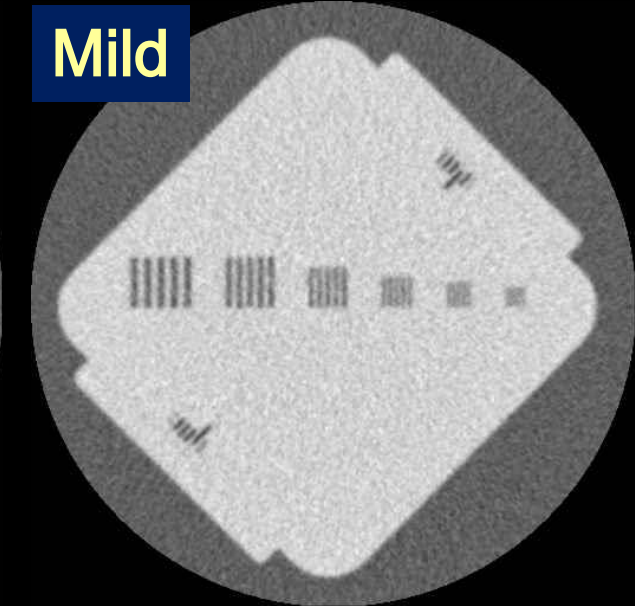
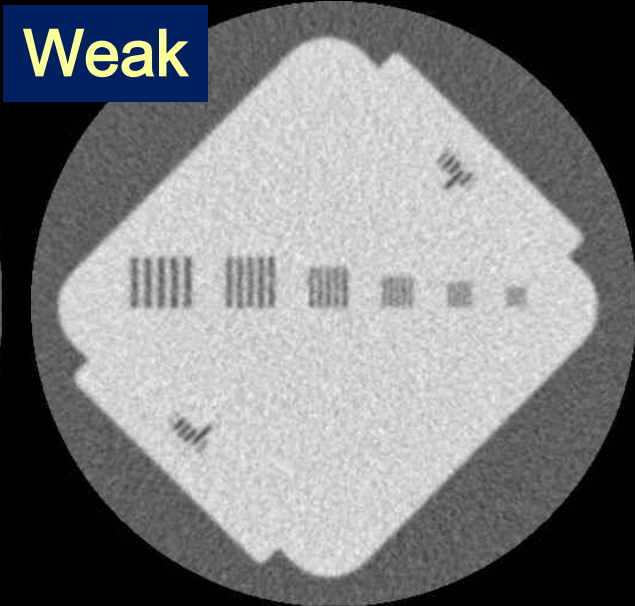
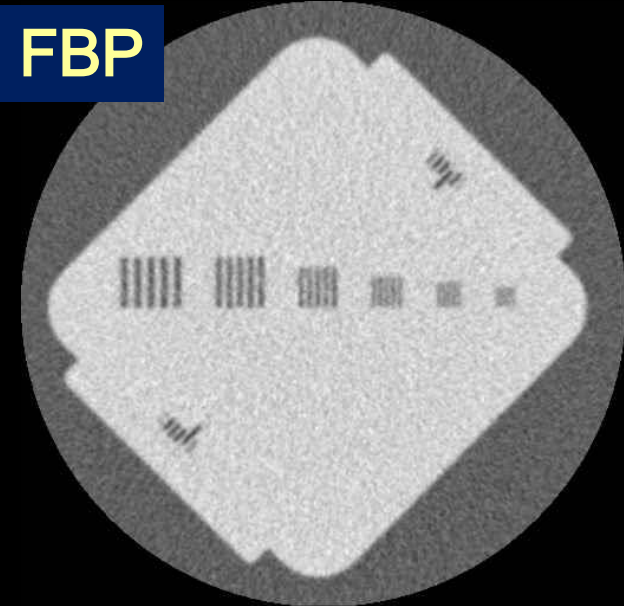
Standard



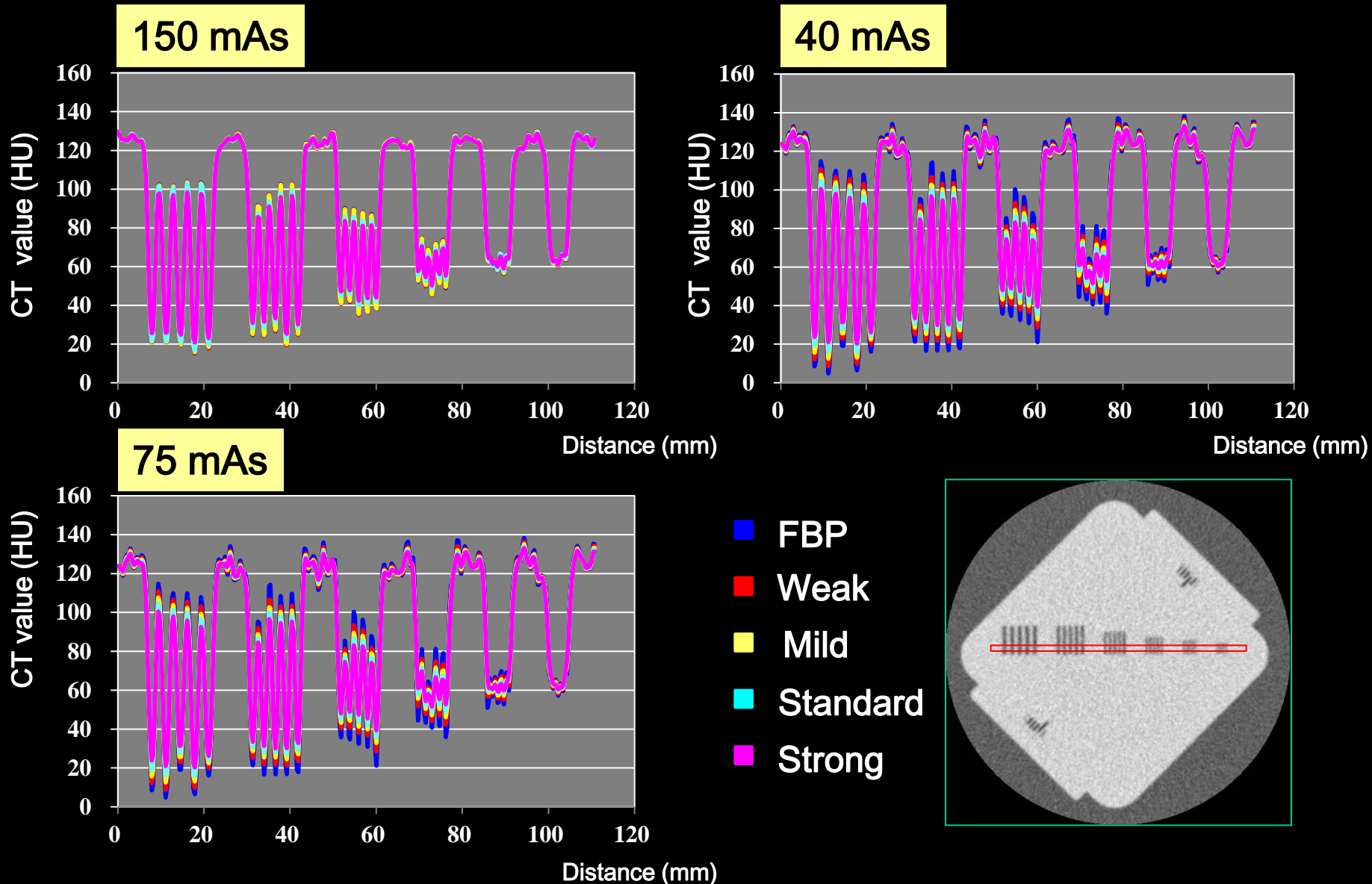
Strong



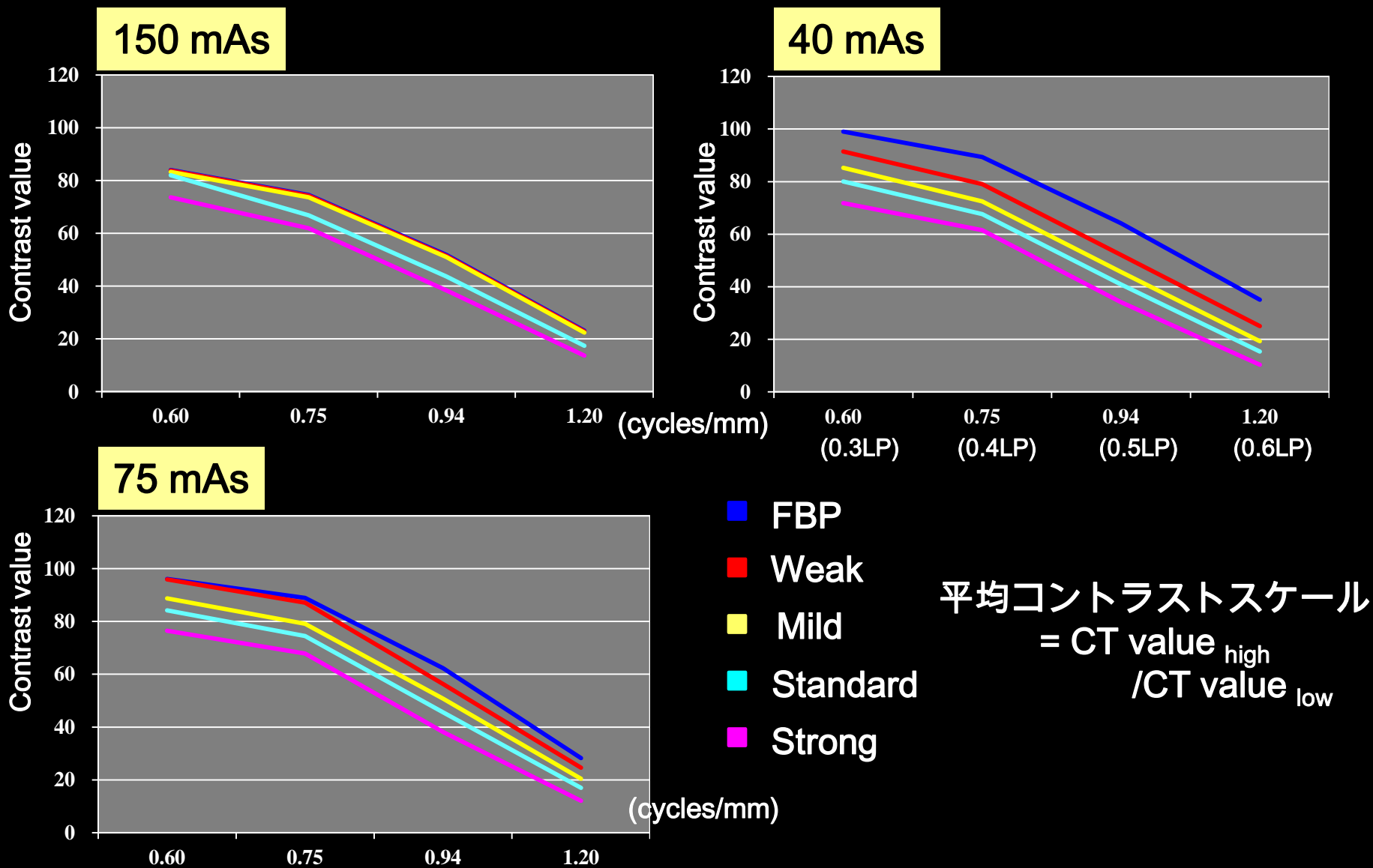
低コントラスト分解能 QAファントムスリット@5 mm スライス厚



QAファントムプロファイルカーブ (@5mm x 6スライス平均)



QAファントム:コントラストスケール (0.6-1.2 cycles/mm)



後藤光範^{**}，佐藤和宏^{**}，平栗彩加^{**}，森一生^{**}

^{*}宮城県立がんセンター 〒981-1293 宮城県名取市

^{**}東北大学大学院医学系研究科保健学専攻医用画像工学分野 〒980-8575 宮城県仙台市

面内解像度の評価

低CNRの画像よりMTFを得るため，水とコントラスト差30程度となるような樹脂製のブロックを用いESF (edge spread function)法にてMTFを求め評価した。

ブロックは20cmφの水中に固定し撮影した(Fig. 1)。

画像再構成はFBP法，IR法（雑音低減強度：強・弱）で行った。

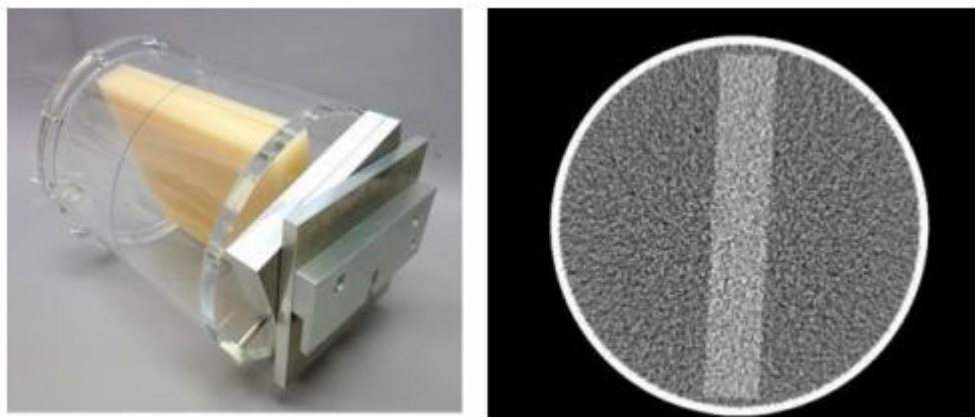


Fig.1 Image for measurement and edge phantom

雑音低減率

Table 1.

SD and SD reduction rate in several conditions. Dose is 25 mAs, 50 mAs, 150 mAs. Noise reduction level of each IR method was selected two conditions.

ASiR	25 mAs	50 mAs	150 mAs
FBP	32.8	16.2	9.4
ASiR50%	20.7(37%)	10.7(34%)	6.2(34%)
ASiR100%	12.7(62%)	6.5(60%)	3.8(60%)

SAFIRE	25 mAs	50 mAs	150 mAs
FBP	36.0	24.7	13.4
SAFIRE1	29.0(19%)	20.9(16%)	11.6(14%)
SAFIRE5	16.0(56%)	10.6(57%)	5.8(57%)

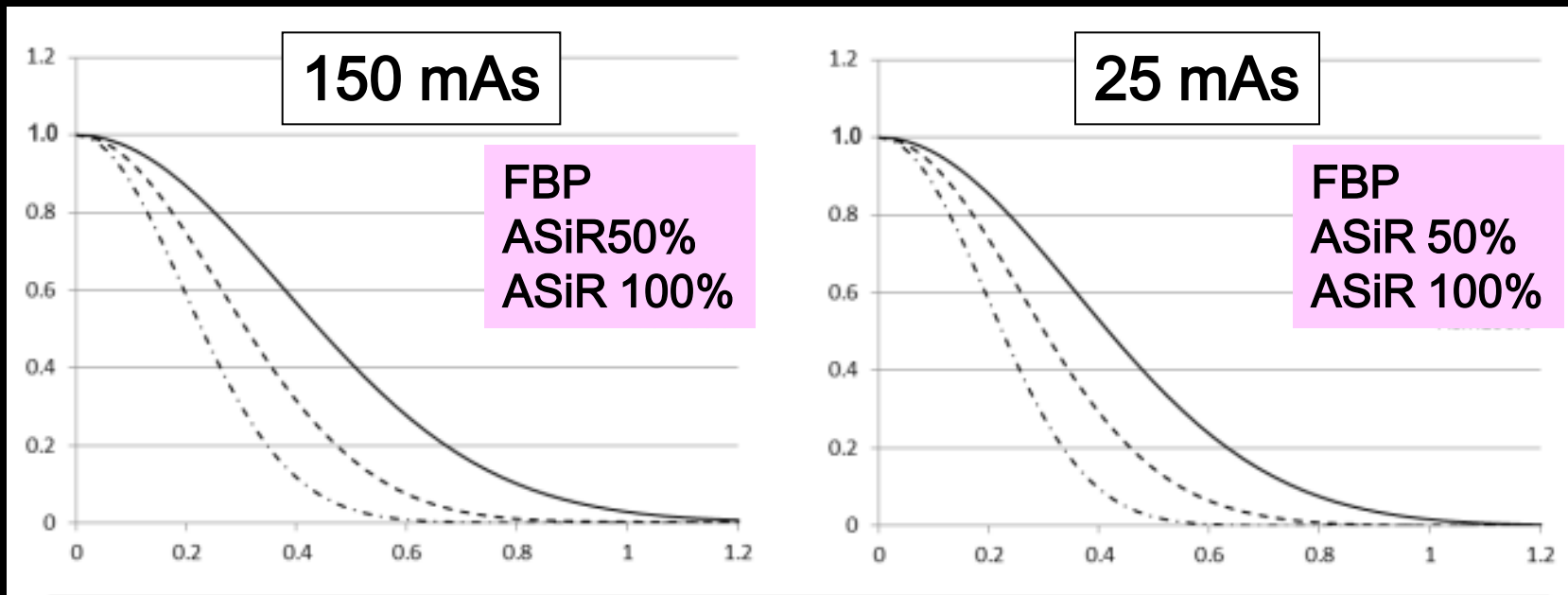
AIDR 3D	25 mAs	50 mAs	150 mAs
FBP	39.7	—	14.8
weak	30.2(24%)	—	13.6(9%)
standard	16.5(58%)	—	8.8(41%)

Left upper is result of ASiR . Right upper is result of SAFIRE . Left lower is result of AIDR-3D .

In all methods, reduction of SD can be confirmed noise reduction level increases. AIDR-3D has a dependence on the dose, but ASiR and SAFIRE is not .

雑音低減率は、線量に依存し低減率が変化するもの、線量にほとんど依存しないものに分かれた。

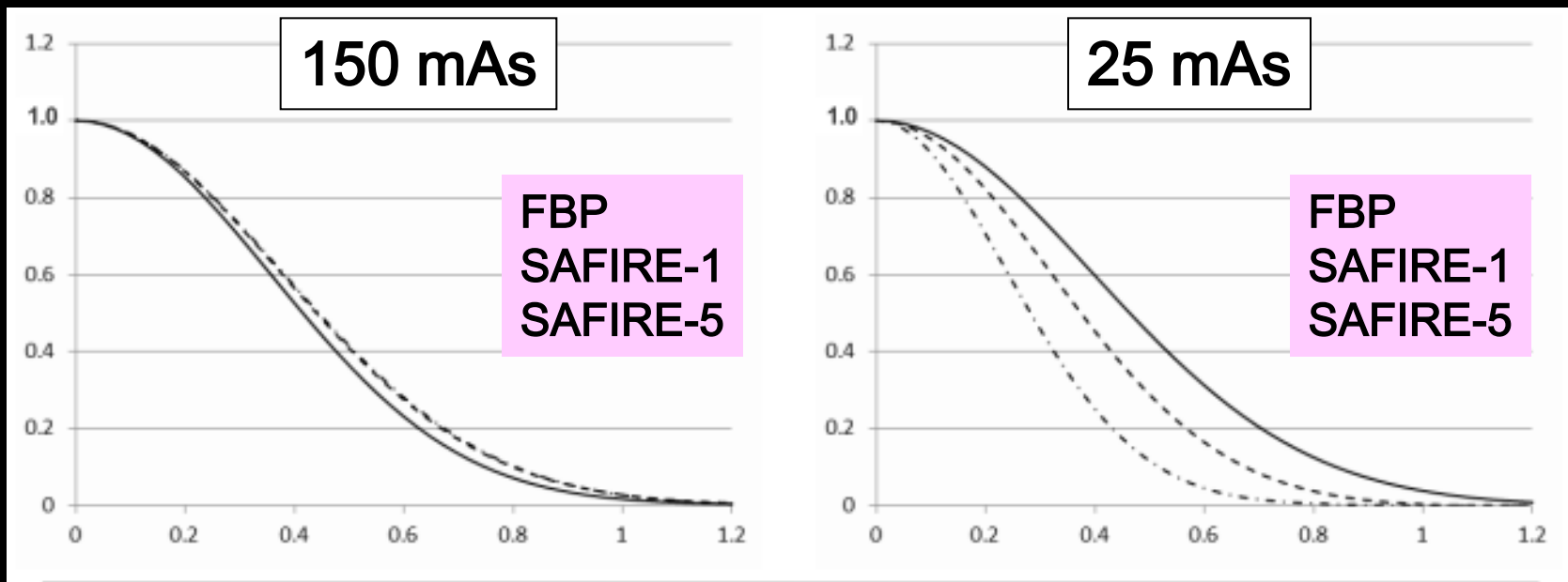
面内解像度: ASiR Discovery750HD (GE ヘルスケア・ジャパン)



ASiR では
逐次近似の強度が一緒であれば線量に依存せず
MTF 低下の程度は一定であった

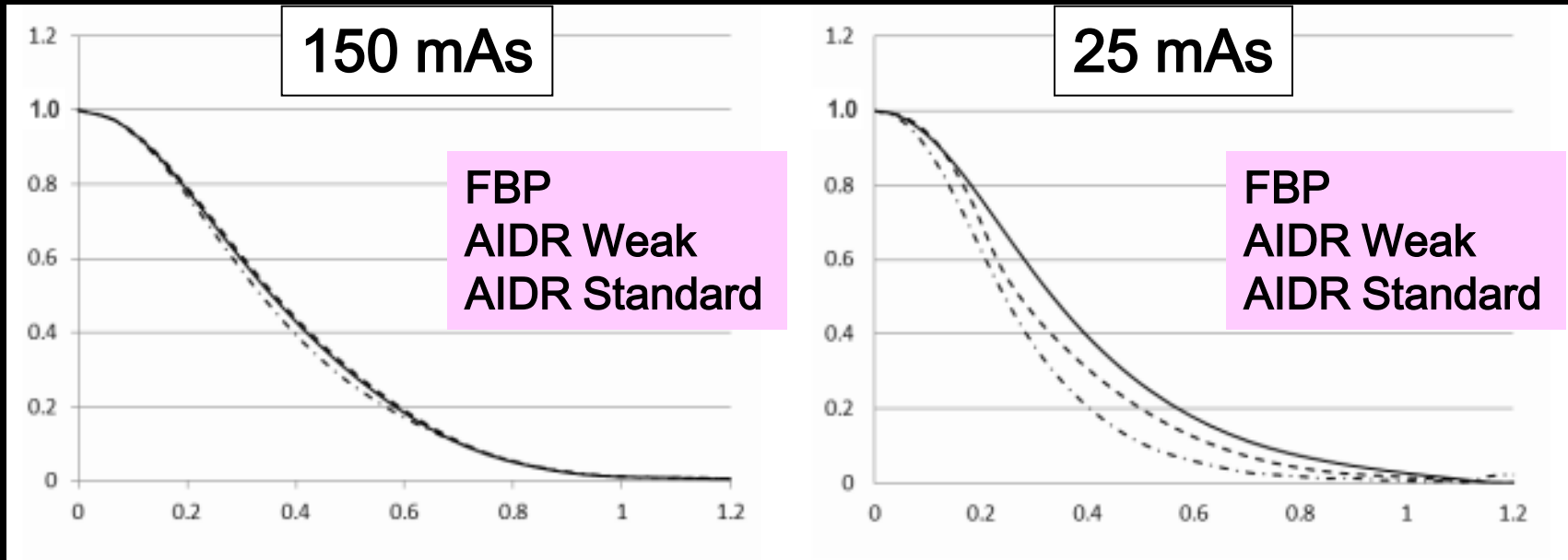
面内解像度: SAFIRE

SOMATOM Definition AS+ (シーメンス・ジャパン)



SAFIRE では
線量によって MTF 低下の程度が変化する
線量が多い時では MTF の変化は少ない
線量が下がると MTF 低下の傾向がある

面内解像度 : AIDR 3D Aquilion ONE™/ViSION Edition (東芝メディカルシステムズ)



AIDR-3Dでは
線量によって MTF 低下の程度が変化する
線量が多い時では MTF の変化は少ない
線量が下がると MTF 低下の傾向がある

Six iterative reconstruction algorithms in brain CT: a phantom study on image quality at different radiation dose levels

¹A LÖVE, MD, ²M-L OLSSON, MSc, ¹R SIEMUND, MD, PhD, ¹F STÅLHAMMAR, MD, ^{1,3}I M BJÖRKMAN-BURTSCHER, MD, PhD
and ²M SÖDERBERG, PhD

¹Department of Neuroradiology, Skåne University Hospital, Lund University, Lund, Sweden

²Medical Radiation Physics Malmö, Skåne University Hospital, Lund University, Lund, Sweden

³Lund University Bioimaging Centre, Lund University, Lund, Sweden



Statistical iterative optimisation

ASiR (GEHC)

iDOSE⁴ (Philips)

SAFIRE (Siemens)

AIDR 3D (Toshiba)

Model-based iterative optimisation

Veo (GEHC)

IMR (Philips)

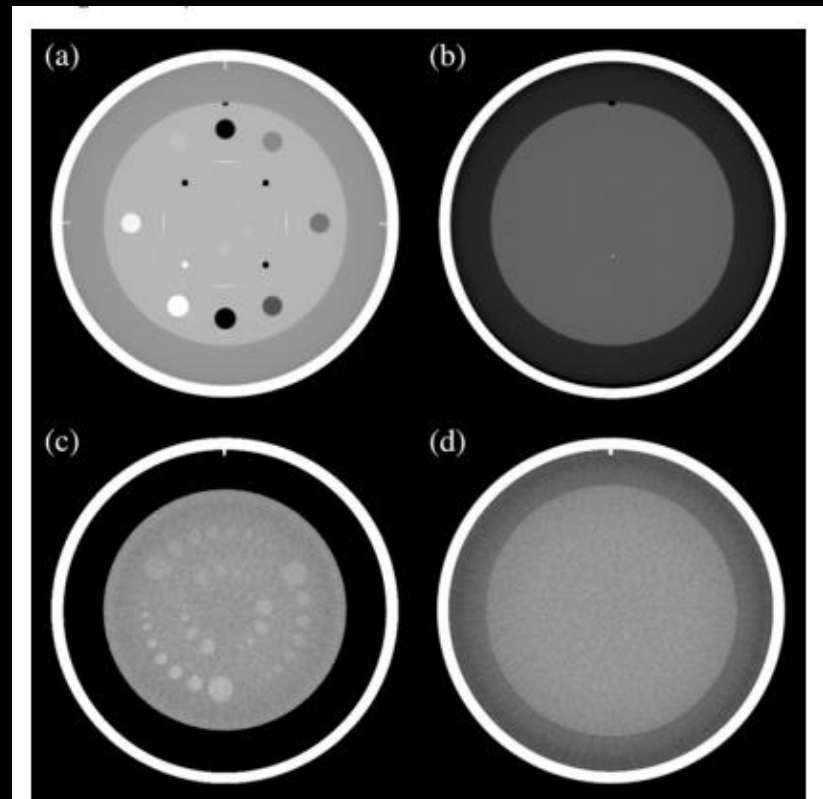


Table 2. Overview of evaluated CT systems, IR-algorithms and radiation dose levels

Parameters	GEHC	Philips	Siemens	Toshiba
	Discovery CT750 HD	Brilliance iCT	Definition Flash	Aquilion ONE
Algorithms	FBP	FBP	FBP	FBP
IR1	ASIR 10%	iDose ⁴ Level 1	SAFIRE Strength 1	AIDR 3D mild
IR2	ASIR 50%	iDose ⁴ Level 3	SAFIRE Strength 3	AIDR 3D standard
IR3	ASIR 90%	iDose ⁴ Level 5	SAFIRE Strength 5	AIDR 3D strong
Model-based IR	Veo	IMR low-contrast L2	None	None
Tube current (mA)				
120 mGy	685	646	432	400
84 mGy	490	432	302	280
48 mGy	280	258	173	170
12 mGy	70	65	43	45
Tube voltage (kV)	120	120	120	120
Collimation (mm)	32×0.625	64×0.625	128×0.6	32×0.5
Pitch	0.531	0.394	0.55	0.656
Rotation time (s)	0.5	0.5	1.0	0.75
Display FOV (mm)	240	240	240	240
Reconstruction filters	Standard Plus (FBP/IR)	Brain UB (FBP/IR)	H31s (FBP)	Head Brain: FC26
	Default (Veo)	Low-contrast L2 (IMR)	J30s (SAFIRE)	
Thickness (mm)	5	5	5	5
Increment (mm)	5	5	5	5

AIDR 3D, adaptive iterative dose reduction–three dimensional; ASIR, adaptive statistical iterative reconstruction; FBP, filtered back-projection; FOV, field of view; IMR, iterative model reconstruction; IR, iterative reconstruction; SAFIRE, sinogram affirmed iterative reconstruction.

Scan parameters were adapted directly from the recommendation of American Association of Physicists in Medicine [12], with some exceptions as explained in Materials and Methods. Discovery CT750 HD obtained from GE Healthcare, Milwaukee, MI; Brilliance iCT, Philips Medical Systems, Best, Netherlands; Definition Flash, Siemens Healthcare, Forchheim, Germany; Aquilion ONE, Toshiba Medical Systems, Tokyo, Japan.

Figure 5. Combined image showing one set of supraslice cylinders from the low-contrast phantom module (Figure 1c) for all 72 combinations of radiation doses and reconstruction algorithms. Each set consists of 9 cylinders of varying sizes, with 1.0% nominal contrast. Note that the small size of the sample images, in combination with limited background context, would produce different results for subjective visibility assessment—with tendencies towards increased visibility. FBP, filtered back-projection; IR1-3, iterative reconstruction, Levels 1-3; MBIR, model-based iterative reconstruction. See Table 2 for system names and full manufacturer details.

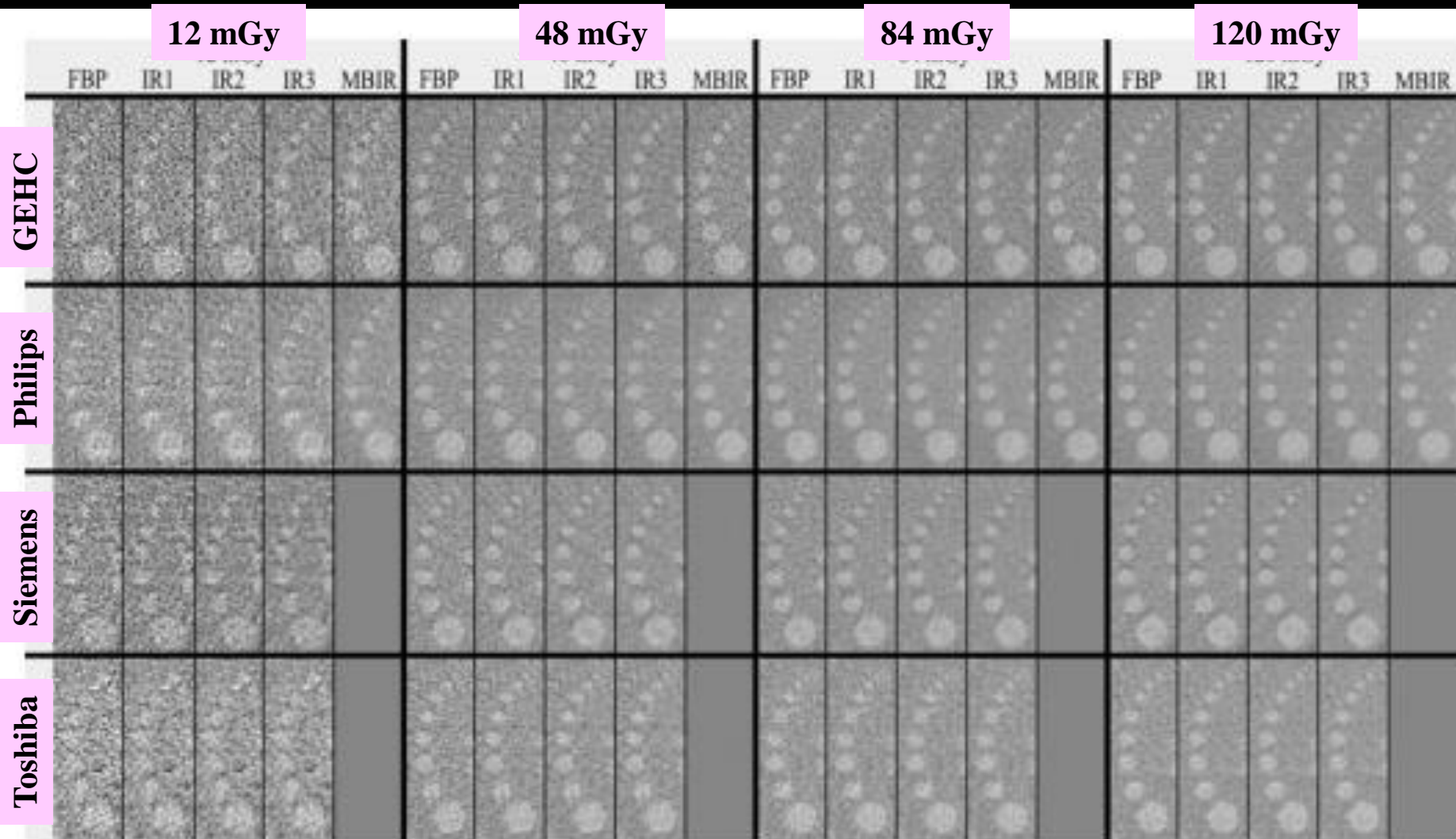
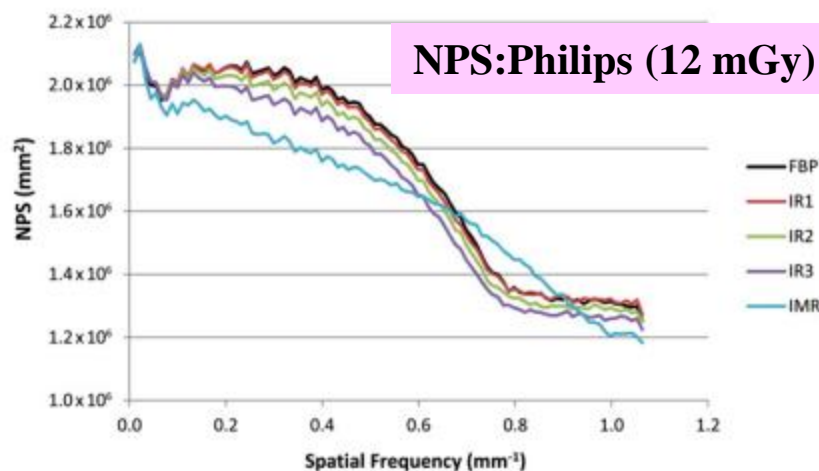
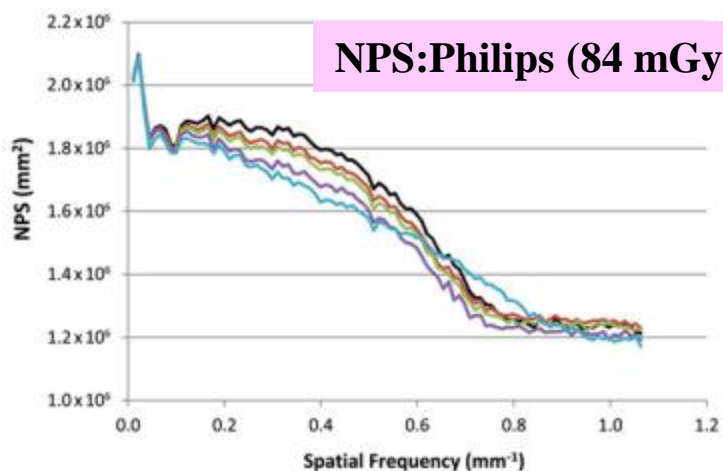
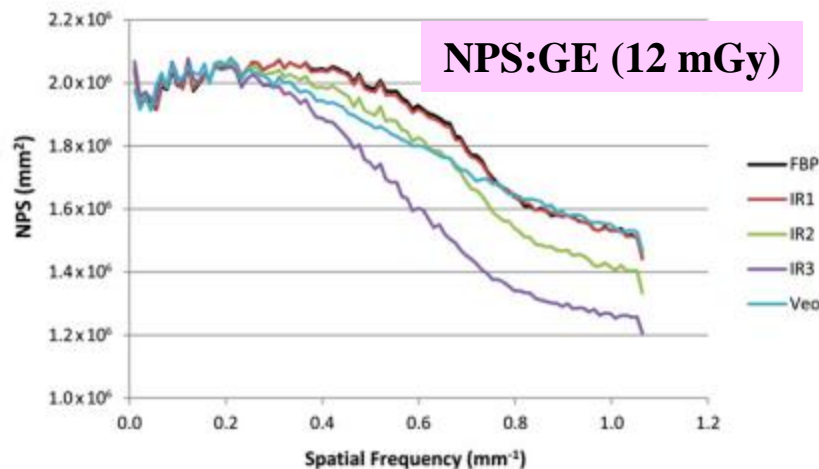
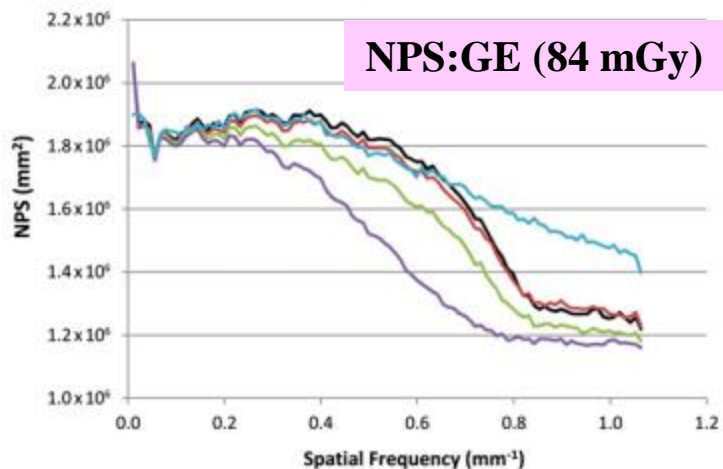


Table 3. Measured mean CT numbers (HU), noise (SD), percentage noise compared with FBP (SD%) and signal-to-noise ratios (SNR) for all combinations of CT systems, reconstruction algorithms and radiation dose levels

System	Radiation doses											
	120 mGy			84 mGy			48 mGy			12 mGy		
	HU/SD	SD%	SNR	HU/SD	SD%	SNR	HU/SD	SD%	SNR	HU/SD	SD%	SNR
GE												
FBP	8.7/3.3	100	2.7	9.0/4.0	100	2.2	8.8/5.6	100	1.6	8.7/10.8	100	0.8
IR1	6.5/2.8	86	2.3	6.9/3.5	87	2.0	7.1/5.0	89	1.4	7.7/10.2	94	0.8
IR2	6.3/2.0	62	3.1	6.7/2.6	63	2.6	6.8/3.6	66	1.9	7.3/7.4	68	1.0
IR3	6.2/1.4	42	4.5	6.5/1.7	43	3.7	6.5/2.6	46	2.5	6.9/5.0	46	1.4
Veo	5.9/3.2	97	1.9	6.2/4.0	98	1.6	6.1/4.9	89	1.2	6.0/7.3	67	0.8
Philips												
FBP	20.4/2.3	100	8.9	20.4/2.7	100	7.6	20.4/4.1	100	5.0	20.9/7.2	100	2.9
IR1	20.5/2.2	97	9.2	20.4/2.5	94	8.1	20.4/3.7	91	5.5	20.8/6.3	88	3.3
IR2	20.5/1.8	79	11.3	20.4/2.1	77	9.8	20.4/3.3	80	6.3	20.8/5.5	77	3.8
IR3	20.5/1.5	66	13.5	20.4/1.7	63	12.0	20.4/2.7	67	7.5	20.8/4.6	64	4.5
IMR	20.0/1.6	69	12.6	20.0/1.6	59	12.7	20.1/2.1	52	9.4	20.5/3.1	44	6.6
Siemens												
FBP	16.9/3.3	100	5.1	16.3/3.8	100	4.3	16.2/5.6	100	2.9	16.0/10.0	100	1.6
IR1	16.9/2.8	85	6.0	16.4/3.3	85	5.0	16.3/4.9	87	3.4	16.0/8.4	83	1.9
IR2	16.9/2.4	71	7.1	16.5/2.7	71	6.0	16.3/4.1	74	4.0	16.2/6.8	67	2.4
IR3	17.0/2.0	59	8.7	16.6/2.2	58	7.5	16.5/3.3	60	4.9	16.3/5.3	53	3.1
Toshiba												
FBP	4.3/3.5	100	1.2	4.2/4.0	100	1.0	4.5/5.2	100	0.9	4.2/12.9	100	0.3
IR1	4.0/2.7	77	1.5	4.0/3.1	77	1.3	4.4/4.0	78	1.1	4.1/8.4	65	0.5
IR2	3.9/2.3	66	1.7	3.9/2.7	66	1.5	4.2/3.2	62	1.3	4.1/7.4	57	0.6
IR3	3.9/2.4	67	1.7	3.8/2.5	61	1.5	4.2/3.0	58	1.4	4.2/7.0	54	0.6

FBP, filtered back-projection; HU, Hounsfield units; IR1-3, iterative reconstruction, levels 1-3; SD, standard deviation; Veo, a model-based IR algorithm. See Table 2 for system names and full manufacturer details.

Figure 2. Noise power spectra (NPS) for all CT systems and reconstruction algorithms at 84 and 12 mGy radiation dose. The curve form represents the distribution of noise (y-axis) as a function of spatial frequency (x-axis). Higher curves implicate more noise. FBP, filtered back-projection; IMR, iterative model reconstruction; IR1-3, iterative reconstruction, Levels 1-3; Veo, a model-based IR algorithm. See Table 2 for system names and full manufacturer details.



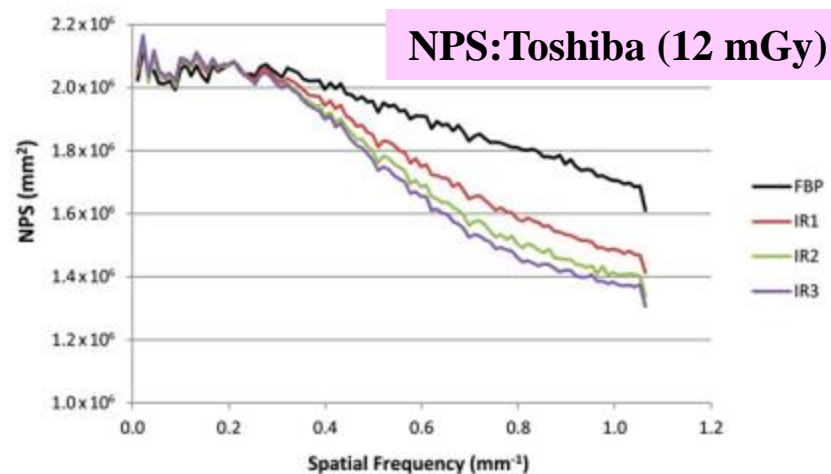
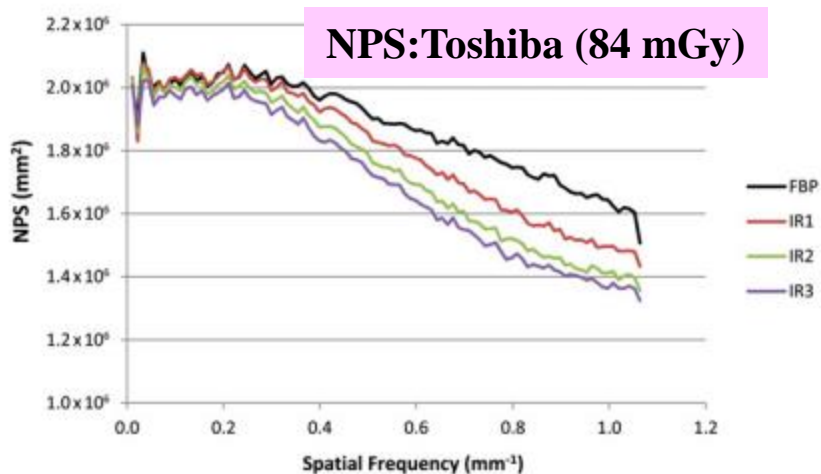
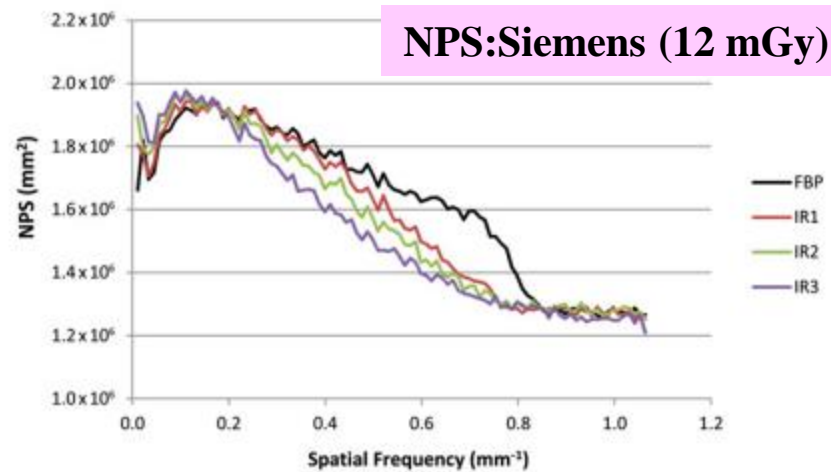
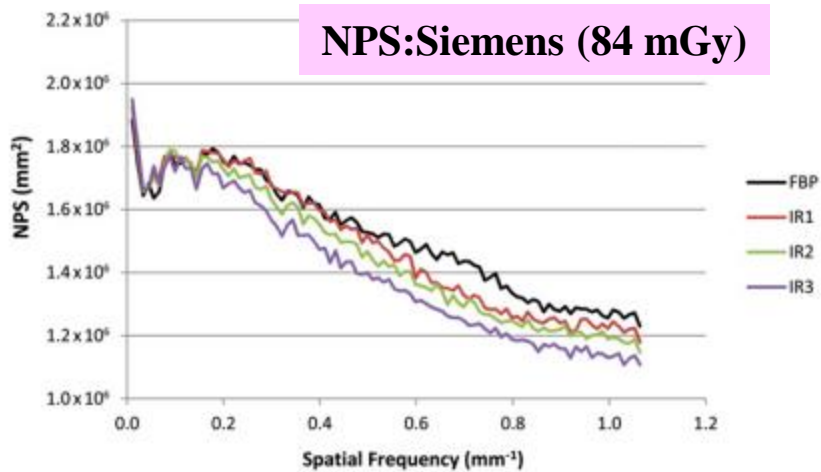


Figure 3. Objective evaluation of low-contrast resolution—cumulative contrast-to-noise ratios (CNRs) from all three nominal contrast levels (0.3%, 0.5% and 1.0%), for all combinations of radiation doses and reconstruction algorithms. FBP, filtered back-projection; IMR, iterative model reconstruction; IR1–3, iterative reconstruction, Levels 1–3; Veo, a model-based IR algorithm. See Table 2 for system names and full manufacturer details.

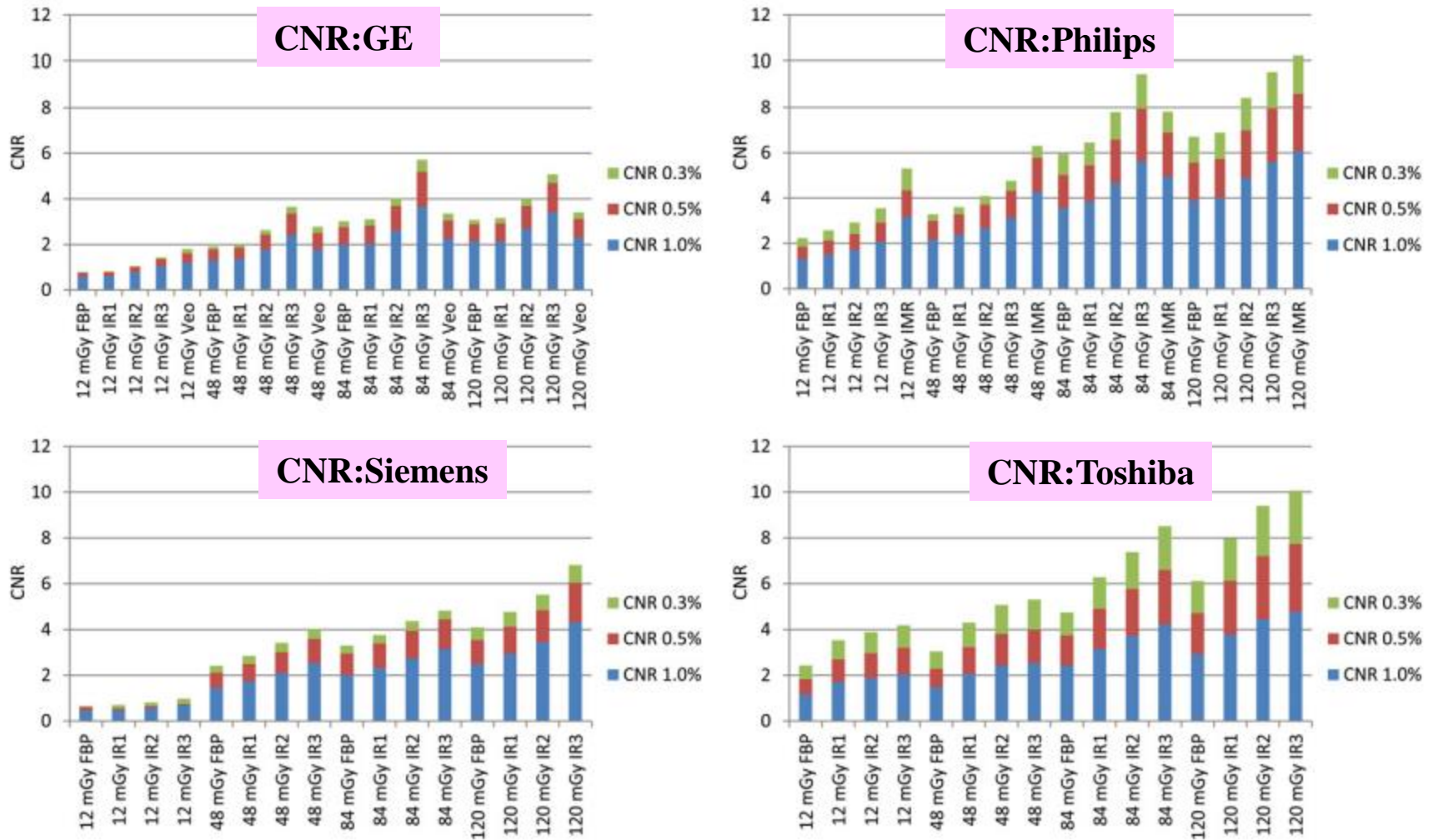


Figure 4. Subjective evaluation of low-contrast resolution—cumulative representation of the number of sharply defined (A) and discernible (B) cylinders (Figure 1c) at all three nominal contrast levels (0.3%, 0.5% and 1.0%), for all combinations of doses and reconstruction algorithms. FBP, filtered back-projection; IMR, iterative model reconstruction; IR1-3, iterative reconstruction, Levels 1-3; Veo, a model-based IR algorithm. See Table 2 for system names and full manufacturer details.

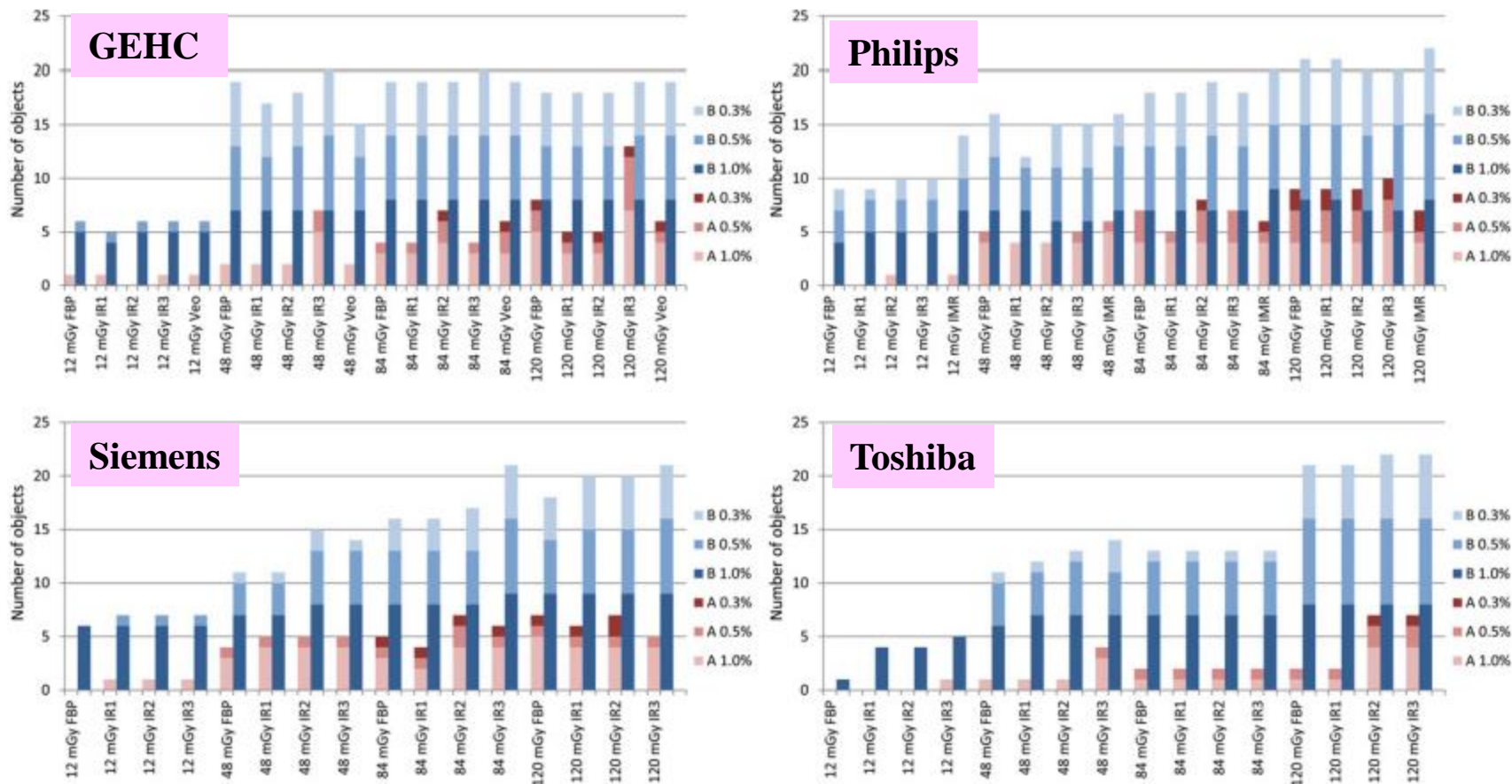


Table 4. Spatial resolution (MTF) for all CT systems and IR algorithms at 84 mGy, measured by calculating the point spread function from the scan of a small tungsten carbide bead

System	84 mGy	
	MTF _{50%}	MTF _{10%}
GE		
FBP	3.7 (100)	6.6 (100)
IR1	3.7 (100)	6.6 (101)
IR2	3.8 (102)	6.8 (104)
IR3	3.9 (105)	7.0 (106)
Veo	4.0 (107)	9.3 (141)
Philips		
FBP	3.6 (100)	5.8 (100)
IR1	3.6 (99)	5.8 (100)
IR2	3.6 (99)	5.8 (100)
IR3	3.5 (99)	5.8 (100)
IMR	4.1 (114)	6.8 (117)
Siemens		
FBP	3.3 (100)	6.9 (100)
IR1	3.2 (97)	6.0 (87)
IR2	3.3 (100)	6.1 (89)
IR3	3.4 (102)	6.2 (89)
Toshiba		
FBP	3.7 (100)	6.3 (100)
IR1	3.5 (96)	6.0 (95)
IR2	3.5 (96)	5.9 (95)
IR3	3.3 (91)	5.7 (91)

異なる逐次近似応用再構成法における 画像描出の違いについて

逐次近似応用再構成法の線量に対する挙動は種類により全く異なり、撮影条件による画像への影響も変化する。

逐次近似応用再構成を臨床応用する際には、これらの影響因子を考慮、理解して使用する必要がある。

逐次近似再構成の臨床応用と被ばく低減

逐次近似応用再構成法の原理

逐次近似再構成の画質特性

画像ノイズ低減効果とアーチファクト軽減効果

低線量撮影のルーチン化（低管電圧撮影）

低被ばく・高画質化

Full interactive reconstruction



ノイズ低減効果，HCC TACE後

FBP



SD12.2

AIDR 3D Mild



SD9.3

約1.3倍のSDの改善が見られる → 約40%程度の被ばく軽減

ノイズ低減効果，HCC

FBP



5 mm



1 mm



3 mm

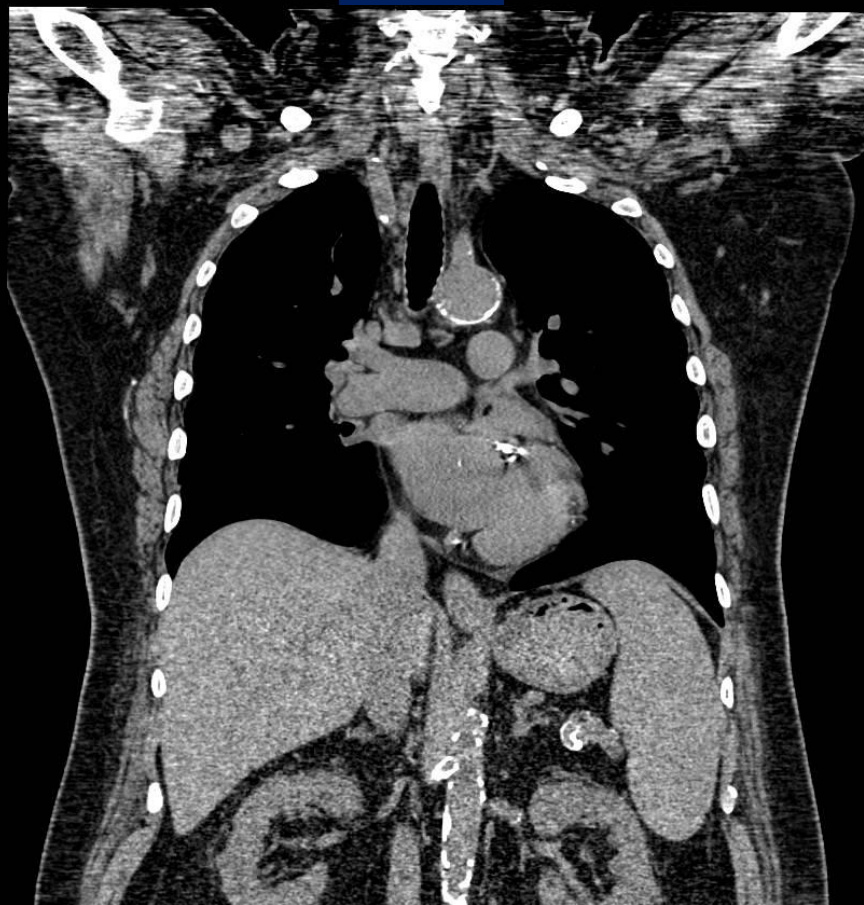
AIDR 3D Mild



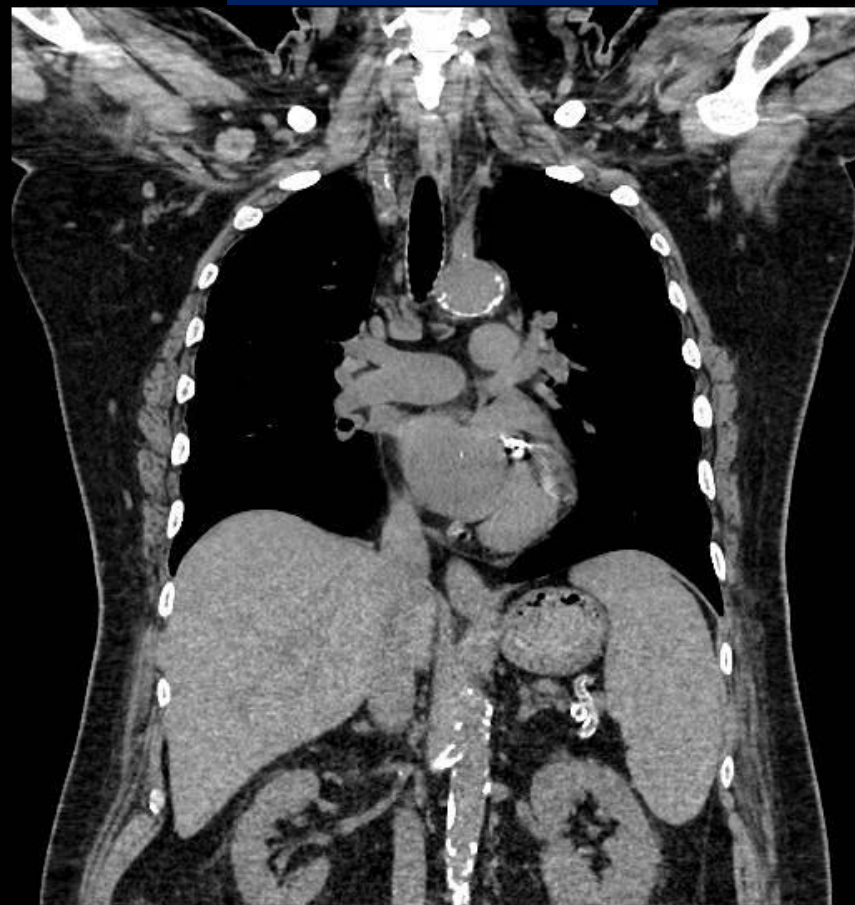
スライス厚の違いによる影響はない

ノイズ低減効果，アーチファクト軽減効果 高体重症例

FBP



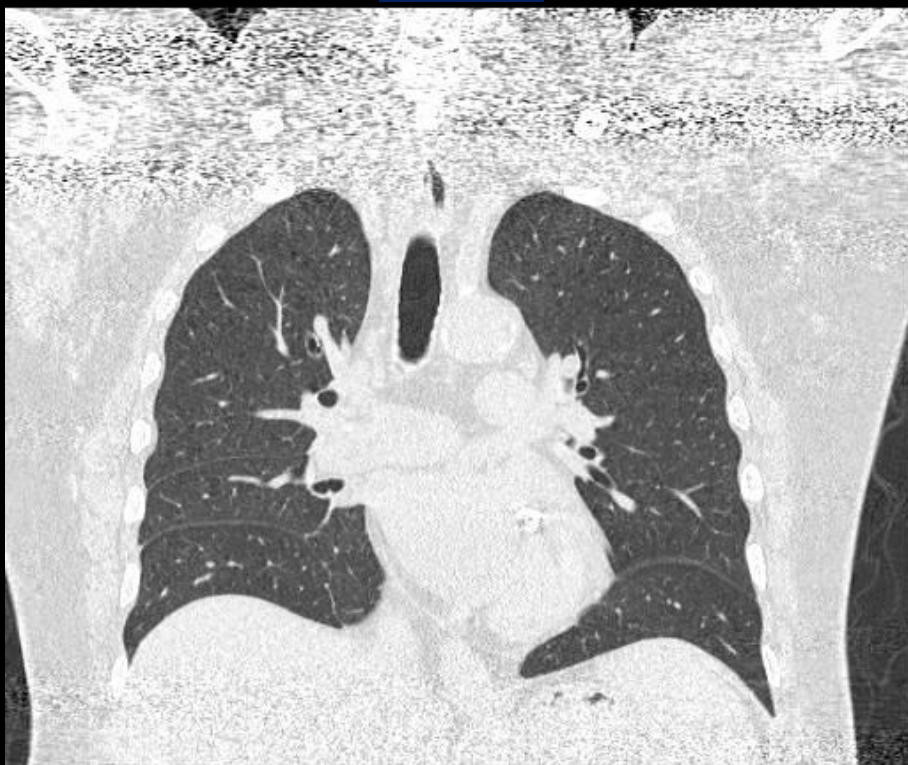
AIDR 3D Mild



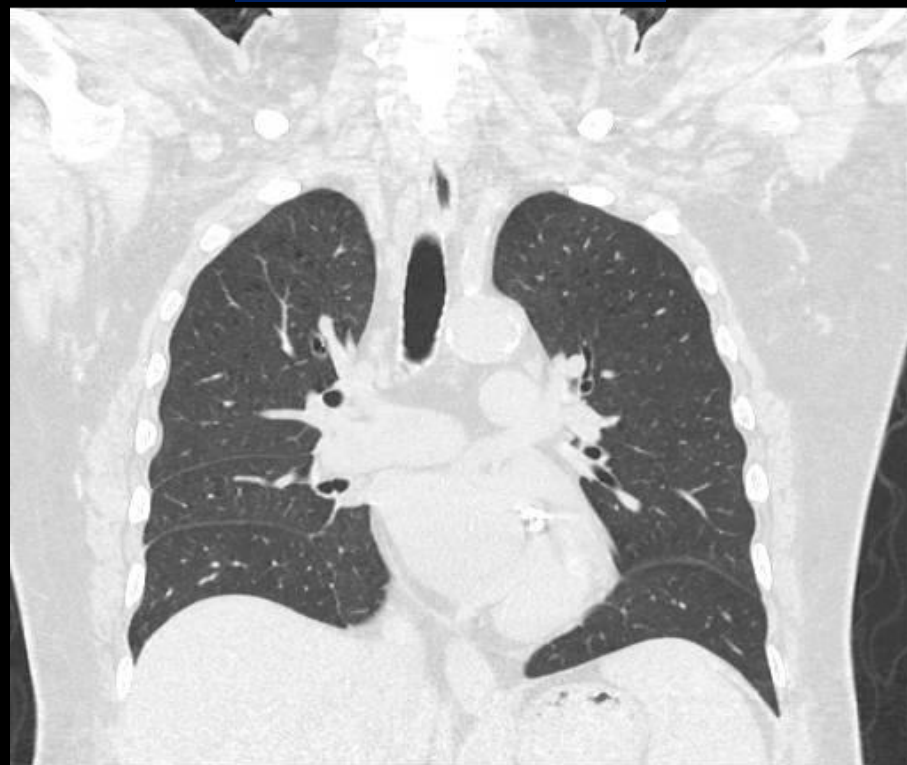
166 cm 93 kg BMI 33.8

ノイズ低減効果，アーチファクト軽減効果 高体重症例

FBP



AIDR 3D Mild



166 cm 93 kg BMI 33.8

ノイズ低減効果，アーチファクト軽減効果
Au-198 グレイン治療後

FBP



AIDR 3D Mild



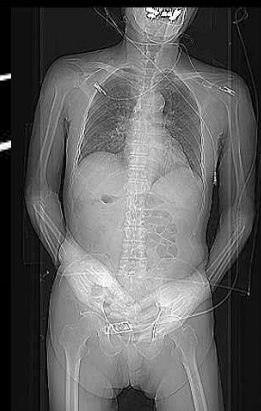
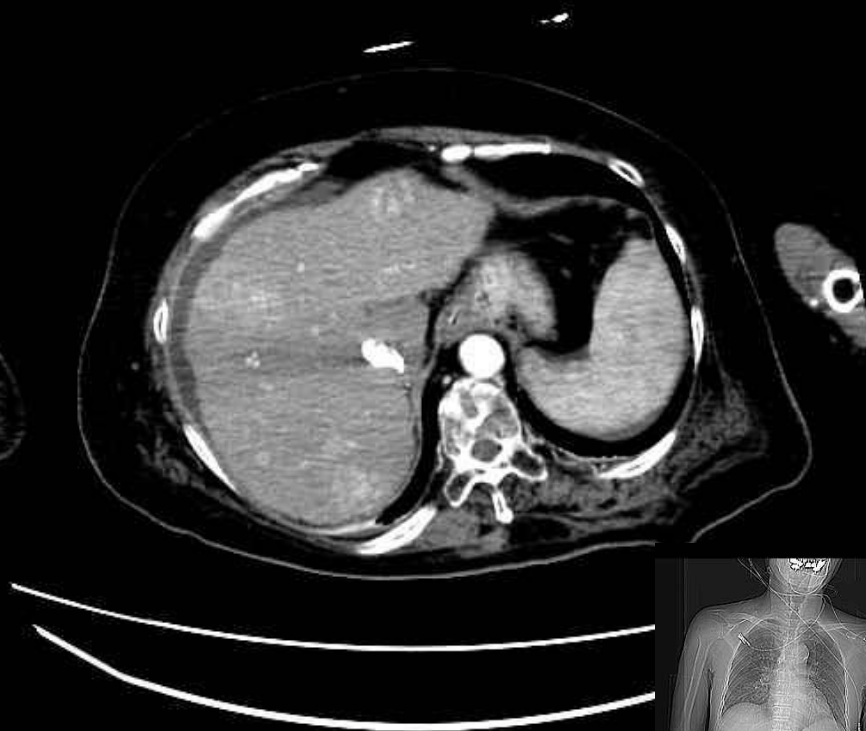
高吸収な物質からのアーチファクトも軽減している

アーチファクト軽減評価(ストリークアーチファクト) 肝ダイナミック: 拳上困難症例

FBP



AIDR 3D Mild



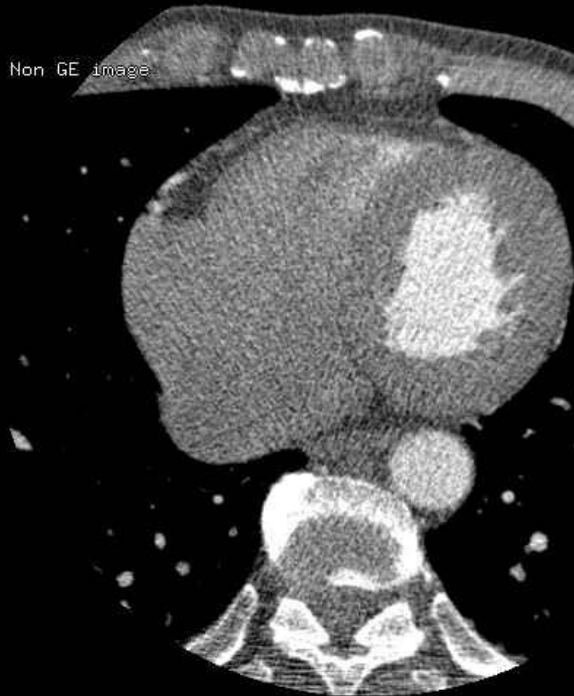
救急撮影時には特に画質改善効果が認められる

ノイズ低減効果：冠動脈CT

FBP 100mA
SD 71

Strong 100mA
SD 27

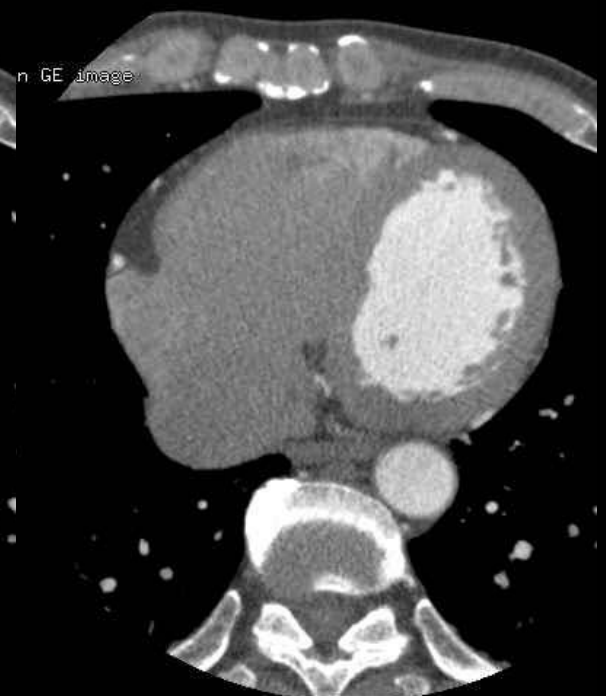
Mild 450mA
SD 25



RR 40%



RR 40%



RR 75%

ECG dose modulation

通常では診断が困難に条件下でも診断可能な画像が提供可能

ノイズ低減効果：冠動脈CT

FBP 100mA
SD 71



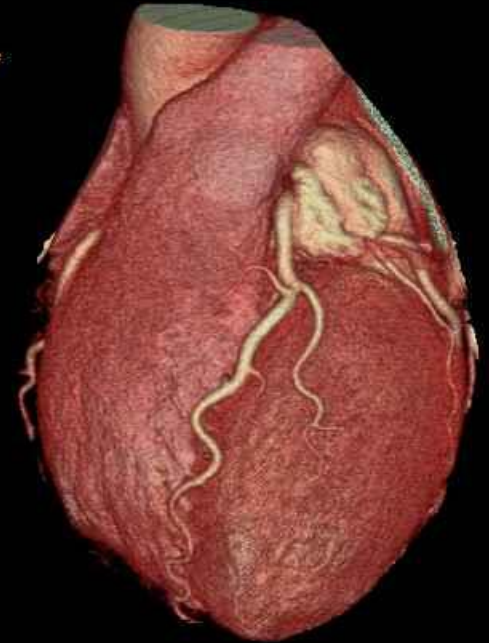
RR 40%

Strong 100mA
SD 27



RR 40%

Mild 450mA
SD 25

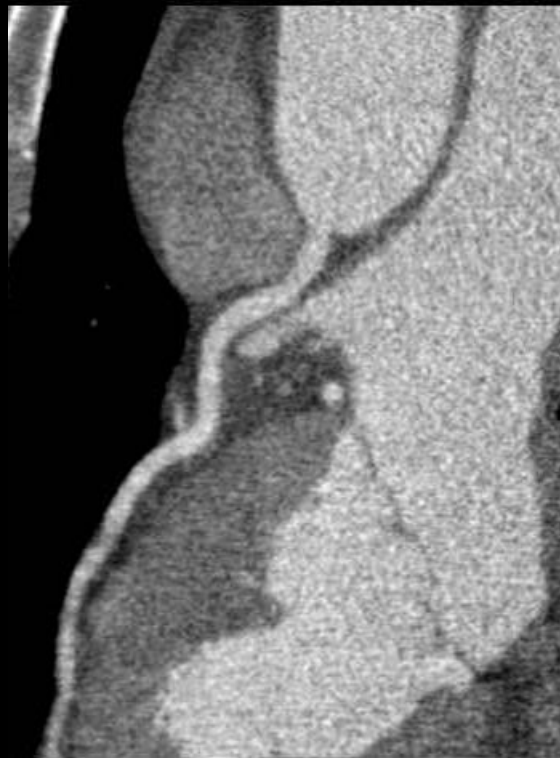


RR 75%

ECG dose modulation

ノイズ低減効果：冠動脈CT

FBP 100mA
SD 71



RR 40%

Strong 100mA
SD 27



RR 40%

Mild 450mA
SD 25

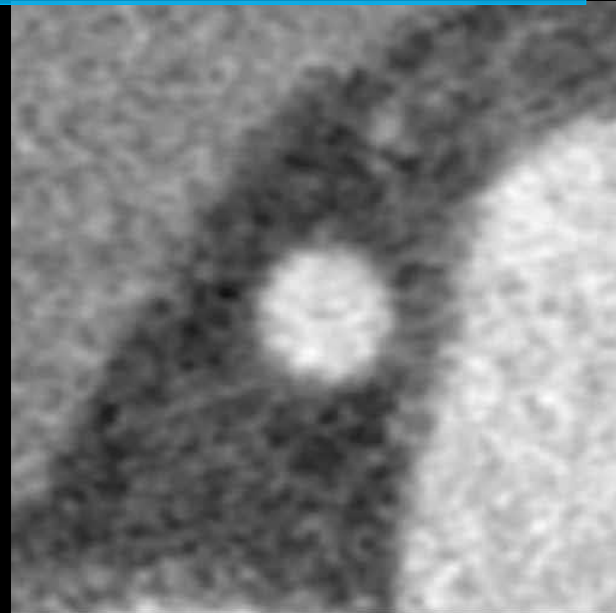
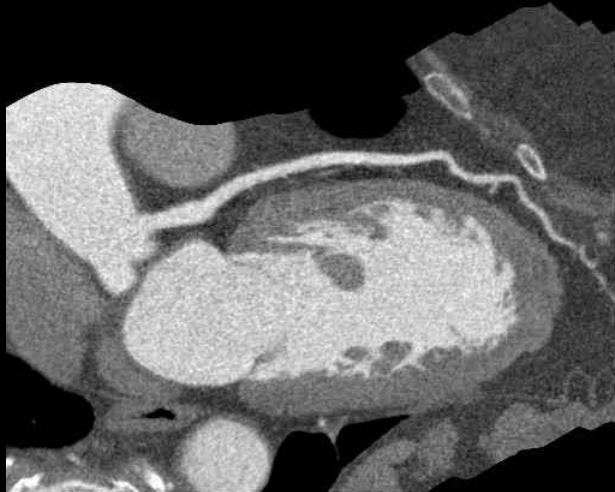


RR 75%

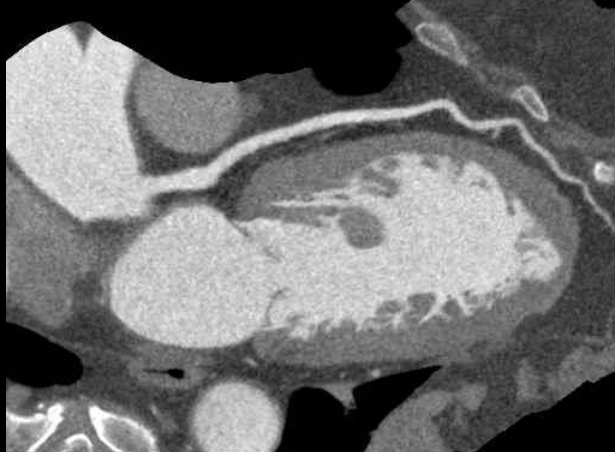
ECG dose modulation

ノイズ低減効果：冠動脈CT

FBP



AIDR 3D Mild



血管形状の再現性

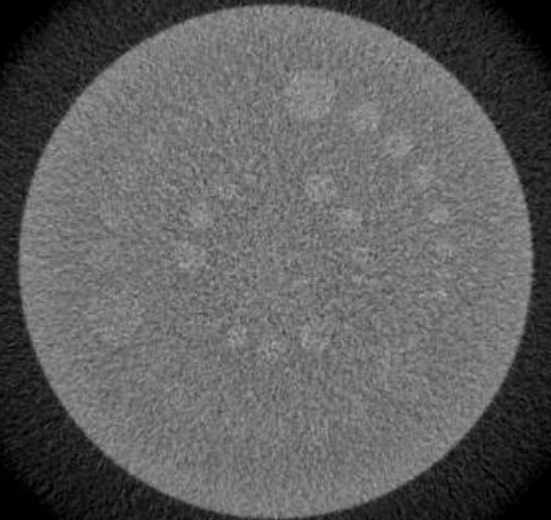
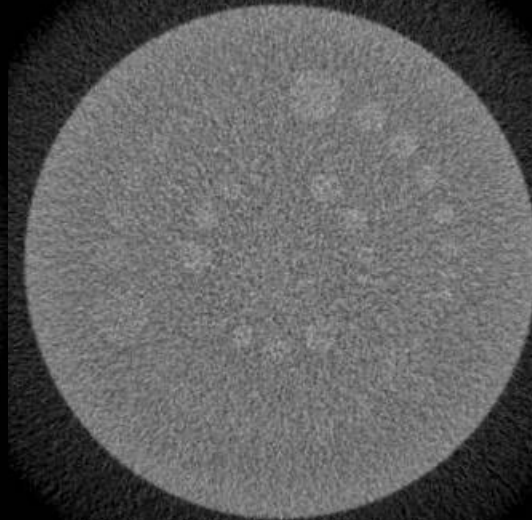
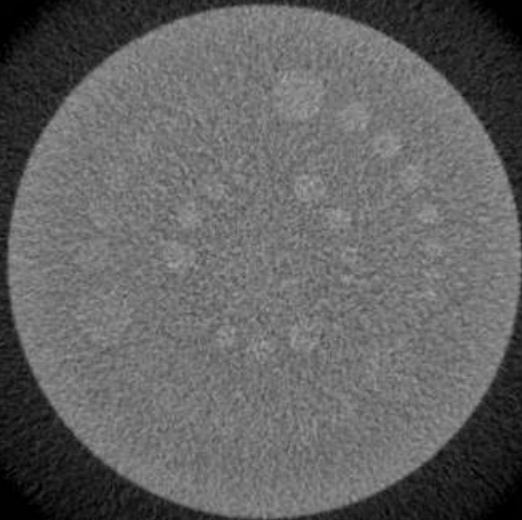
再構成法に起因する画質変化

低コントラスト検出能: Catphan ロッド @ 0.5 mm スライス厚

FC14
FBP

FC14
AIDR Mild

FC15
AIDR Mild



SD 8.1
CNR 1.07

SD 6.9
CNR 1.23

SD 7.8
CNR 1.08

ノイズ低減によるCNR向上

再構成法に起因する画質変化

高コントラスト検出能: Catphan スリット @ 0.5 mm スライス厚

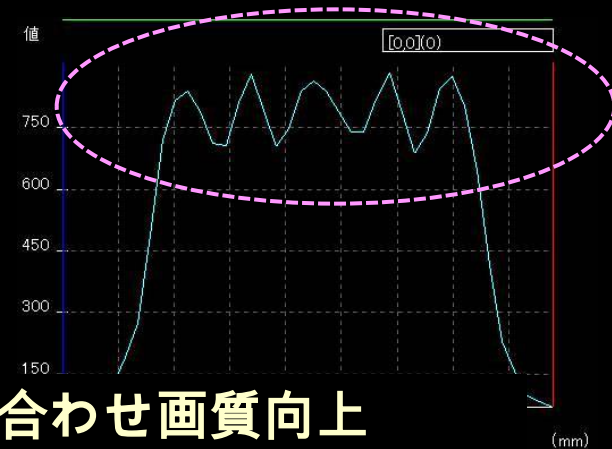
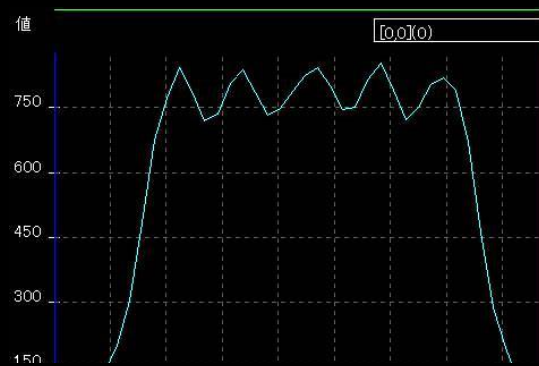
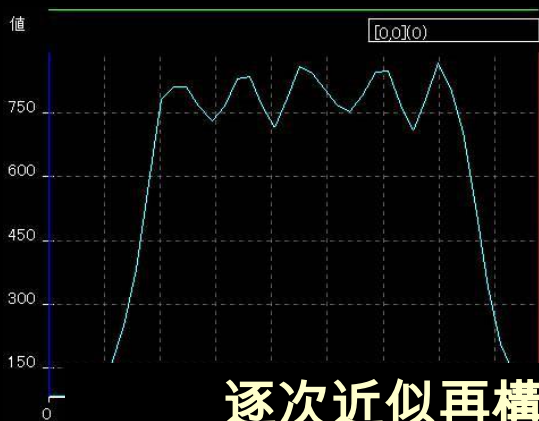
FC14
FBP



FC14
AIDR Mild



FC15
AIDR Mild



逐次近似再構成レベルと再構成関数の組み合わせ画質向上

逐次近似再構成の臨床応用と被ばく低減

逐次近似応用再構成法の原理

逐次近似再構成の画質特性

画像ノイズ低減効果とアーチファクト軽減効果

低線量撮影のルーチン化（低管電圧撮影）

低被ばく・高画質化

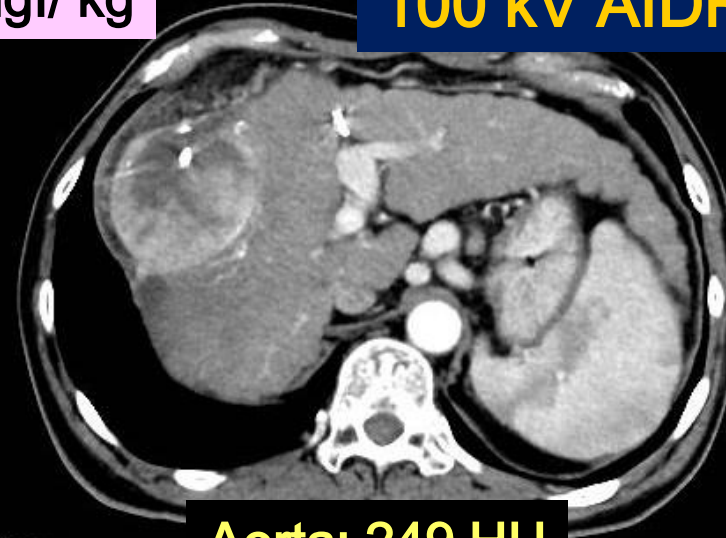
Full interactive reconstruction



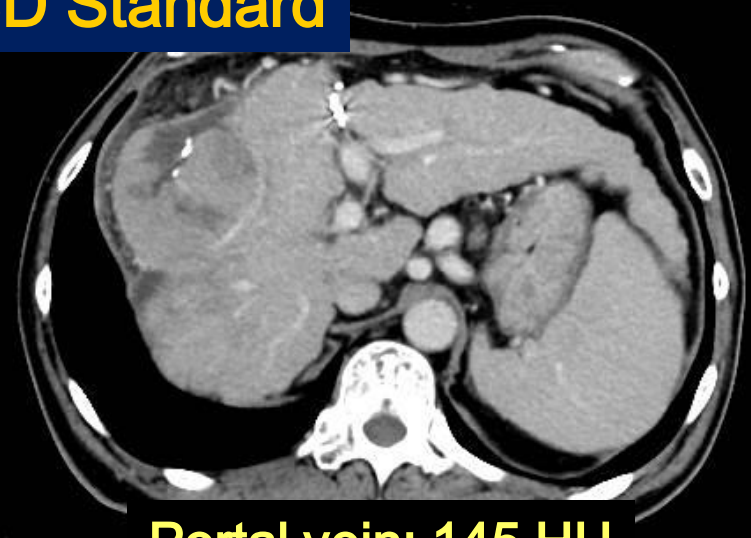
低管電圧撮影への応用：60 kg，腎機能低下症例（eGFR 44）

400 mgI/ kg

100 kV AIDR 3D Standard



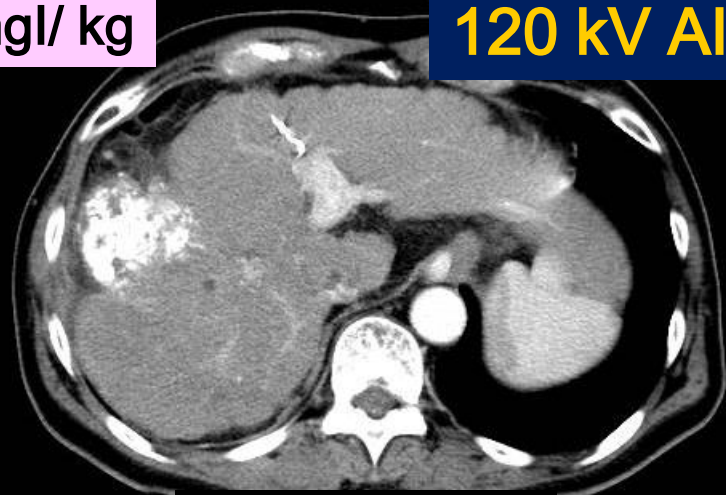
Aorta: 249 HU



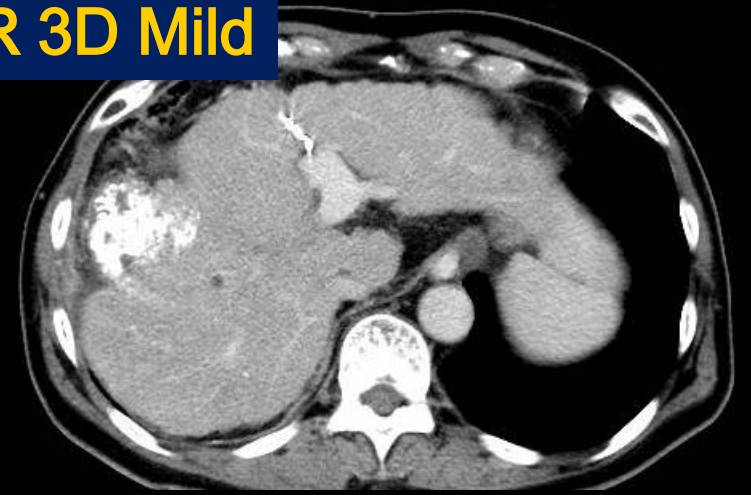
Portal vein: 145 HU

460 mgI/ kg

120 kV AIDR 3D Mild



Aorta: 207 HU



Portal vein: 149 HU

低管電圧撮影への応用：60 kg，腎機能低下症例（eGFR 44）

400 mgl/ kg

100 kV AIDR 3D Standard



Aorta:249 HU



Portal vein:145 HU

460 mgl/ kg

120 kV AIDR 3D Mild



Aorta:207 HU



Portal vein:149 HU

逐次近似再構成の臨床応用と被ばく低減

逐次近似応用再構成法の原理

逐次近似再構成の画質特性

画像ノイズ低減効果とアーチファクト軽減効果

低線量撮影のルーチン化（低管電圧撮影）

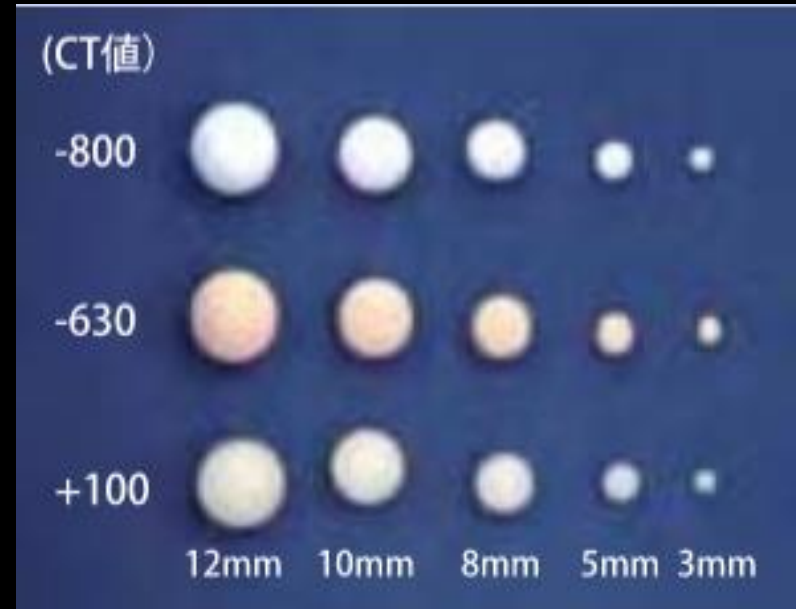
低被ばく・高画質化

Full interactive reconstruction



低線量肺がんCT検診への応用

胸部ファントム N-1 ラングマン：株式会社京都科学



チェストプレート：前後30 mm

模擬結節

低線量肺がんCT検診への応用：標準体型

オリジナル
Ex:5520
Se:31
320.00 mm × 320.00 mm
Thick:5.00mm

8 mm, 10 mm: - 680 HU

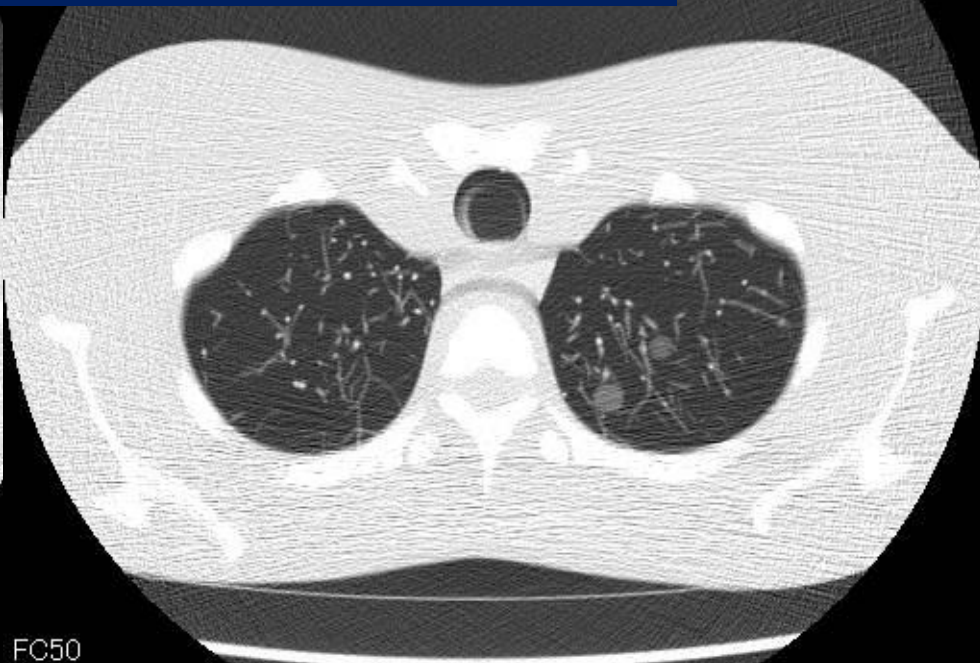
Aquilion ONE Vision
Pt.ID:20140613
0
2014/06/13

120 kV 30 mA 0.5 sec
CTDIvol :0.9 mGy , DLP:32.4 mGy· cm , 0.45 mSv



5 mm
FBP: FC 15

FC50
WW: 1500 WL: -120 kV
Original Zoom : 30mA



5 mm
FBP: FC 50

WW: 1500 WL: -600
Original Zoom x1.0

通常体型では，低線量でも十分診断可能

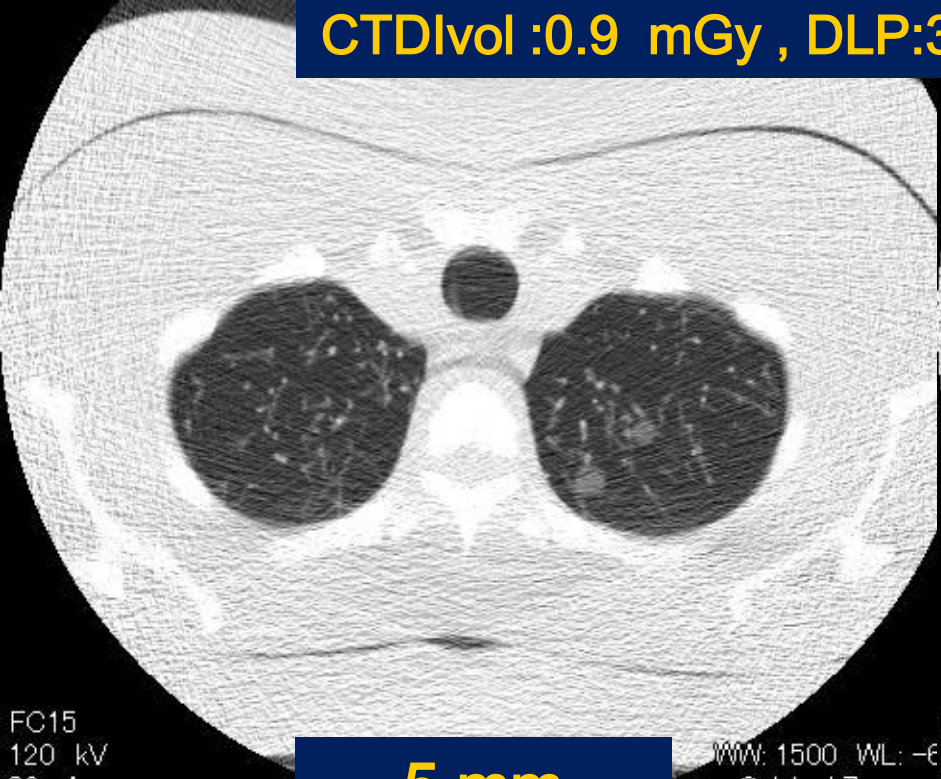
低線量肺がんCT検診への応用：高体格

オリジナル
Ex:5520
Se:3
320.00 mm × 320.00 mm
Thick:5.00mm

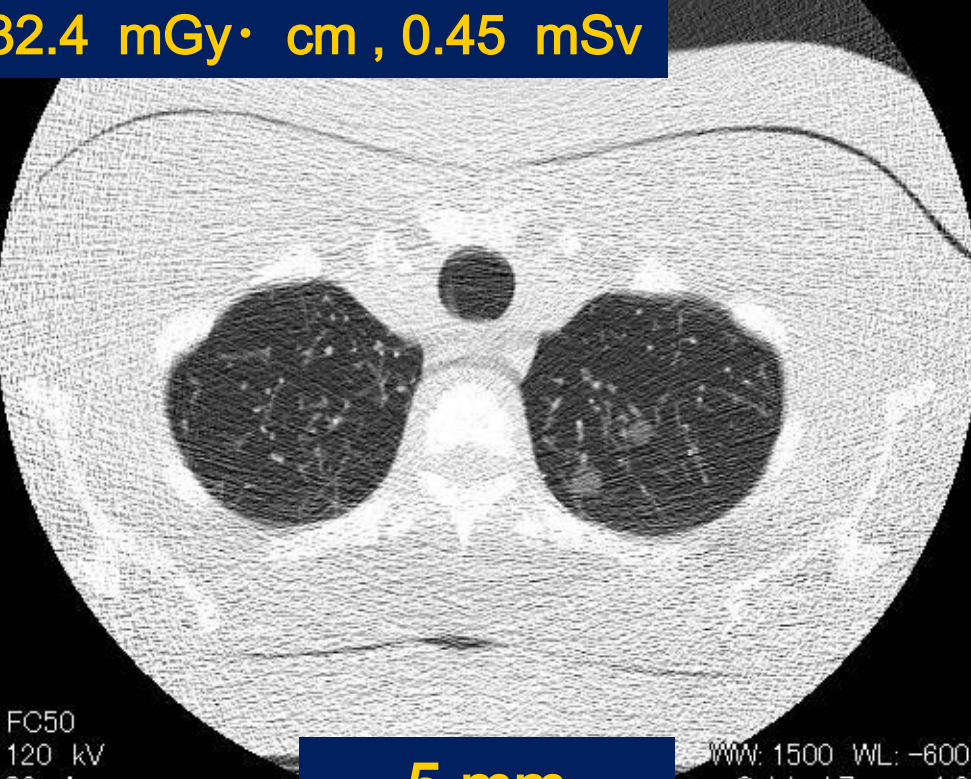
Aquilion ONE Vision
Pt.ID:20140613
0
2014/06/13

8 mm, 10 mm: - 680 HU

120 kV 30 mA 0.5 sec
CTDIvol :0.9 mGy , DLP:32.4 mGy· cm , 0.45 mSv



5 mm
FBP: FC 15



5 mm
FBP: FC 50

FC15
120 kV
30mA

FC50
WW: 1500 WL: -6120 kV
Original Zoom × 30mA

WW: 1500 WL: -600
Original Zoom × 1.0

高体格では，ノイズの影響を大きくうける

低線量CT，高体型：高画質化（高周波強調再構成関数）

8 mm, 10 mm: - 680 HU

5 mm: FBP: FC 15

5 mm: FBP: FC 50

5 mm: AIDR Strong: FC 15

5 mm: AIDR Strong: FC 50

肺野関数も使用可能である。

低線量CT，高体型：高画質化（スライス厚）

8 mm, 10 mm: - 680 HU

2 mm: FBP: FC 15

2 mm: FBP: FC 50

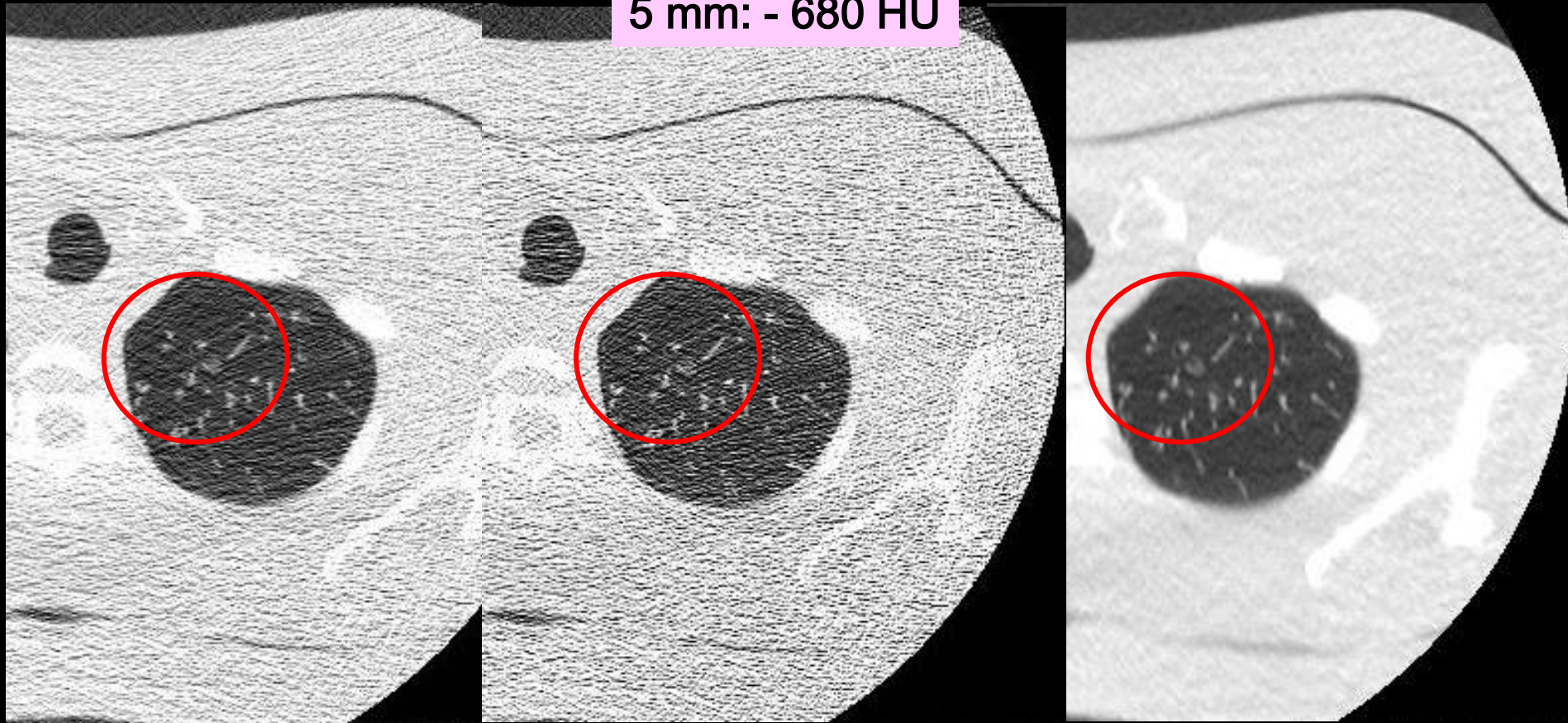
2 mm: AIDR Strong: FC 15

2 mm: AIDR Strong: FC 50

スライス厚2mmによってパーシャルボリューム効果の影響減少

低線量CT，高体型：高画質化（5 mm小病変）

5 mm: - 680 HU



2 mm:
FBP: FC 15

2 mm:
FBP: FC 50

2 mm
AIDR Strong: FC 50

スライス厚2 mmによって小病変の検出可能となる

Dynamic Volume Scan (機能画像診断) への応用

Dynamic Volume Scan

連続スキャンが必要→被ばく線量の増加
低電圧および低線量の必要性

形態画像診断 → 機能画像診断

臨床応用

脳血管造影 4D-CTA (DSA)

嚥下造影

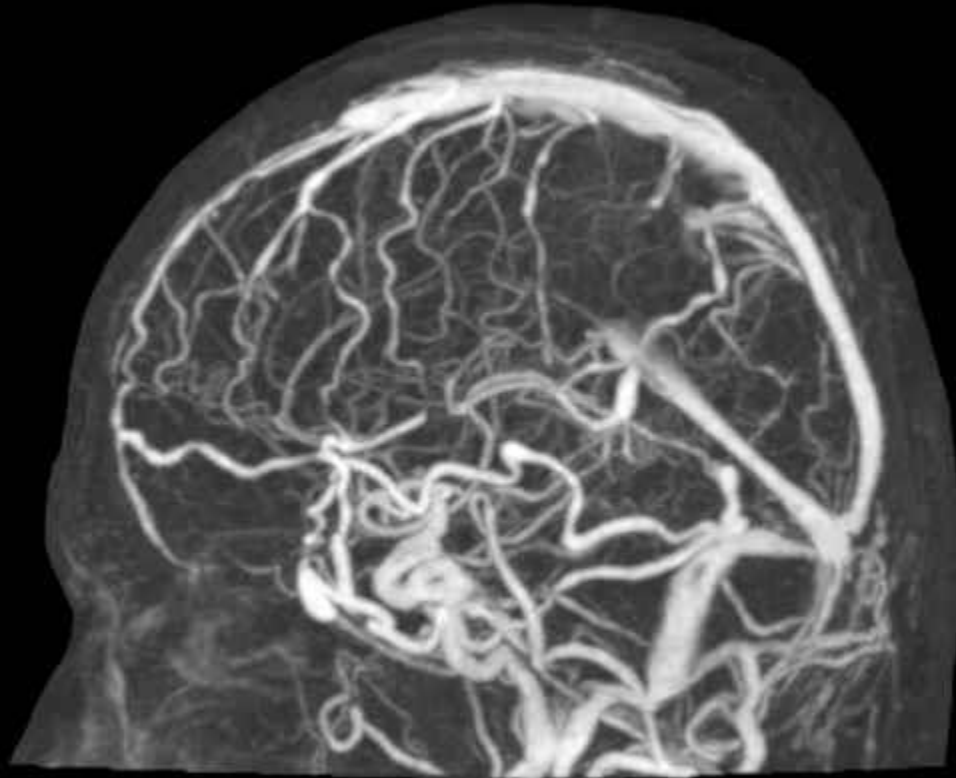
アデノシン負荷心筋パフュージョン

肝臓・膵臓パフュージョン

胸部動態撮影(胸膜癒着診断)

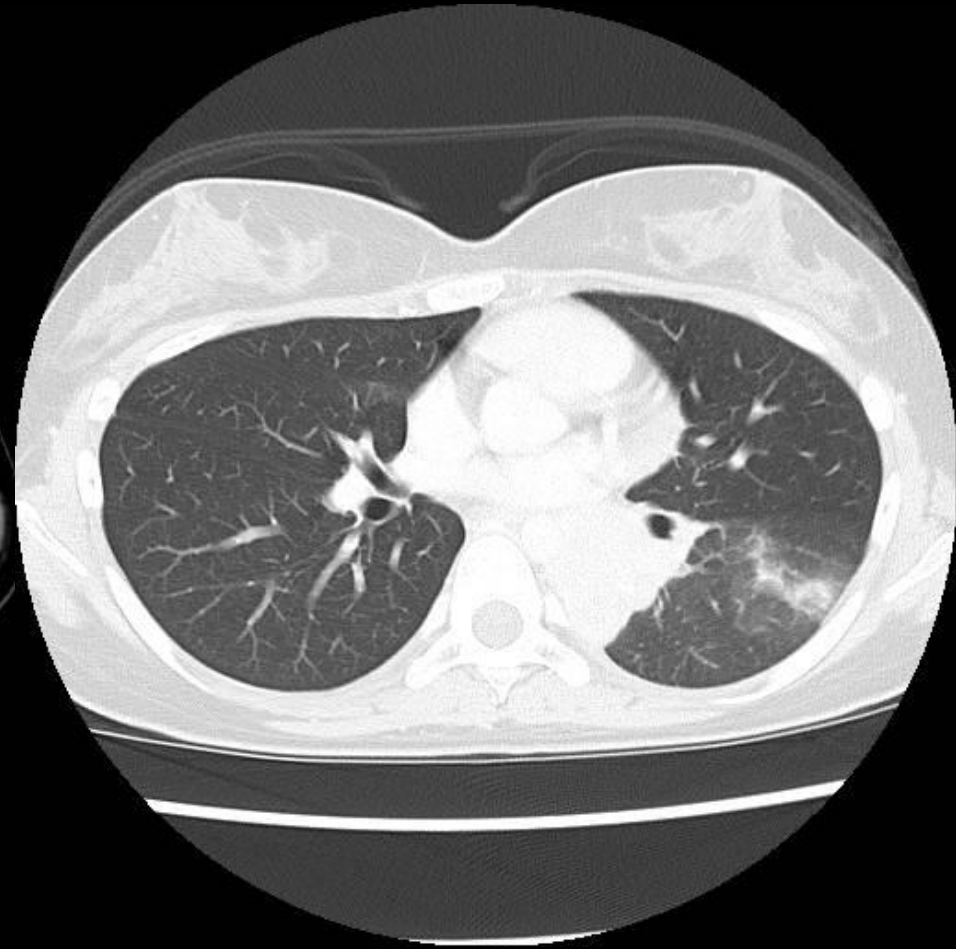
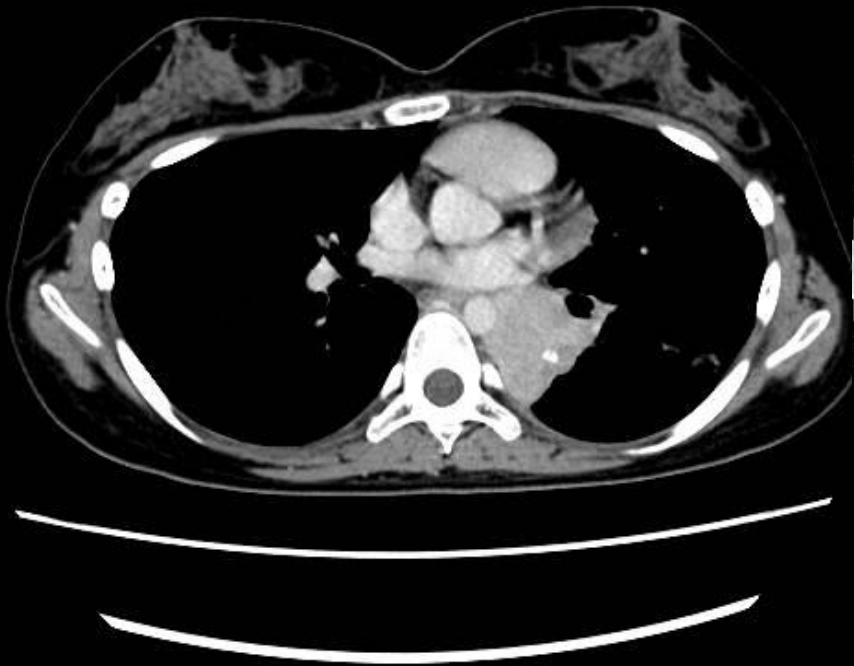
胸部再手術に際して胸膜癒着の有無の術前評価
開胸アプローチ、治療戦略に役立てる

Dynamic Volume Scan: 4D DSA (左横S状静脈洞AVF)



Dynamic volume scan
80 kV 100 mA 0.5 sec AIDR 3D Standard

開胸歴のための胸膜癒着診断CT
骨肉腫・肺転移；左下葉切除術前



開胸歴のための胸膜癒着診断CT
骨肉腫・肺転移；左下葉切除術前



Dynamic volume scan

**100 kV 30 mA 0.35 sec 10sec FC51 AIDR-3D Mild
CTDIvol 18.5 mGy DLP 295.8 mGy · cm**

逐次近似再構成の臨床応用と被ばく低減

逐次近似応用再構成法の原理

逐次近似再構成の画質特性

画像ノイズ低減効果とアーチファクト軽減効果

低線量撮影のルーチン化（低管電圧撮影）

低被ばく・高画質化

Full interactive reconstruction





LL-PHE4176

**Understanding the Principle, Image Characteristics,
and Radiation Dose of Full- and Hybrid Iterative
Reconstruction (IR) at CT**

Wataru Fukumoto

Toru Higaki , Fuminari

Tatsugami, Yuko Nakamura

Kazuo Awai

Akira Taniguchi , et al.



Hiroshima University Hospital

Full interactive reconstruction

**東芝メディカルシステム株式会社の国内薬事未承認品(WIP)
が含まれる内容です.**

申し訳ありませんが, 表示はひかえさせていただきます.

結 語

逐次近似応用再構成法は、画像ノイズ改善、アーチファクトの低減により、診断能の向上、被ばく線量低減が明確となった。しかし、線量低減に対する挙動はメーカーにより全く異なり、撮影条件による画像への影響も変化する。

低線量撮影のルーチン化に加えて、ノイズ低減＋高周波再構成関数による高画質化、低管電圧撮影への応用、動態画像、機能画像による評価が可能となった。

今後、Full iterative reconstructionの導入により、更なる被ばく低減および高画質化（ノイズ低減＋高分解能）が期待される。