

CT検査の部位別による撮影条件

設定の考え方・決定法

腹部領域

盛岡赤十字病院放射線科技術課

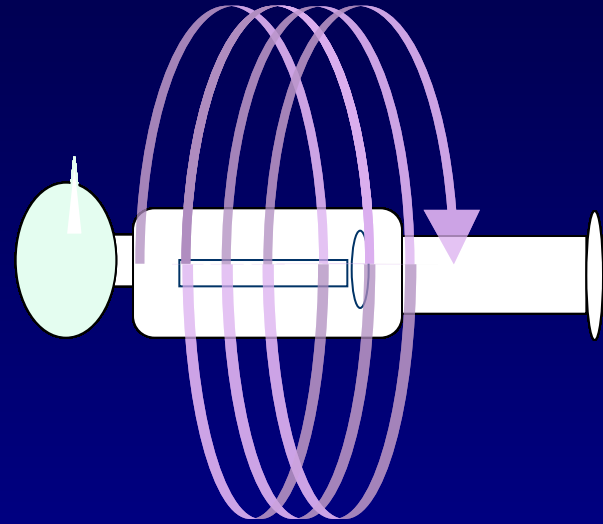
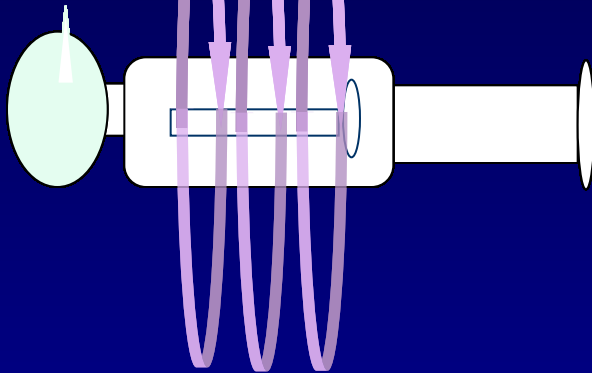
藤村 貴順

CTの分類 走査と収集列

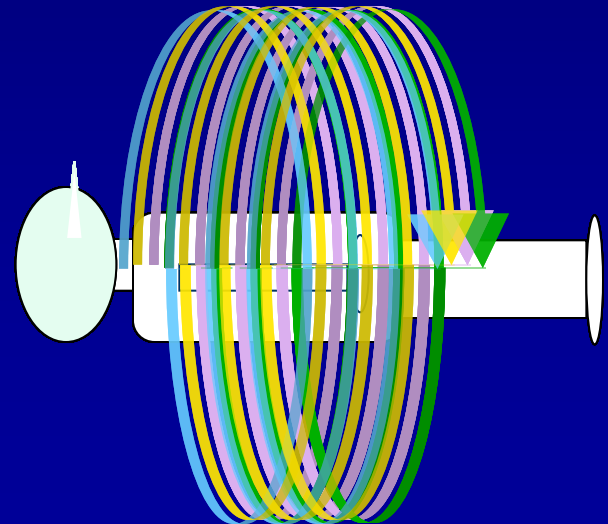
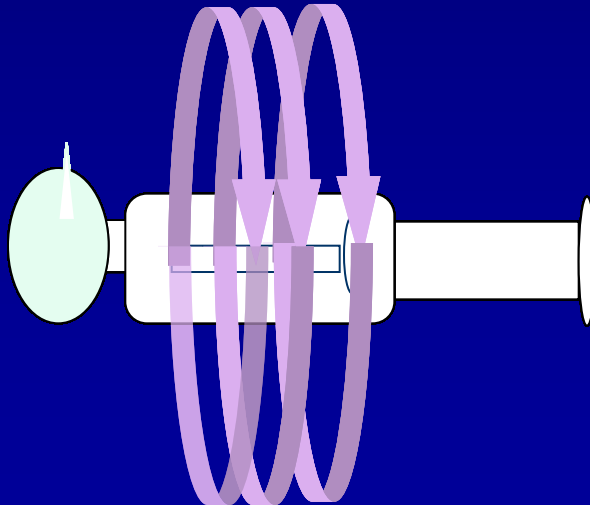
ノンヘリカルスキャン
スキャン

ヘリカルス

SSCT



MSCT



データ収集の違い

Contents

- CTのスキャンパラメータ
- アーチファクトの低減ソフト
- **自動露出機構**
(CT-AEC Automatic Exposure Control)
- 撮影タイミング
- 線量評価
- X線CTの標準化

CTのスキャンパラメータ

ノンヘリカルスキャン

管電圧

管電流

X線管回転速度

収集スライス厚

画像再構成関数

視野 (FOV)

撮影範囲

スキャン間隔

ヘリカルスキャン

管電圧

管電流

X線管回転速度

収集スライス厚

画像再構成関数

視野 (FOV)

撮影範囲

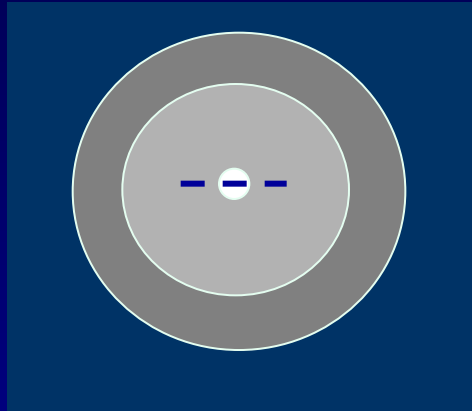
画像再構成間隔

再構成スライス厚

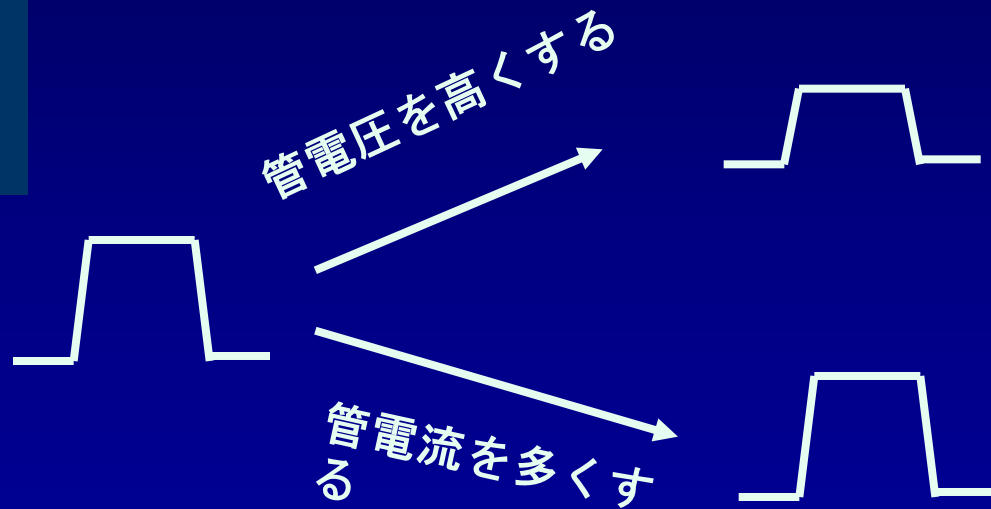
ヘリカルピッチ

補間再構成法

X線管電圧・管電流



----- このライン上に着目



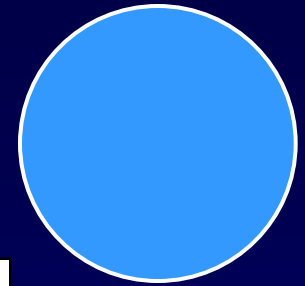
管電圧を高くすると→
ラスト低下

画像ノイズ減少、組織コントラスト維持

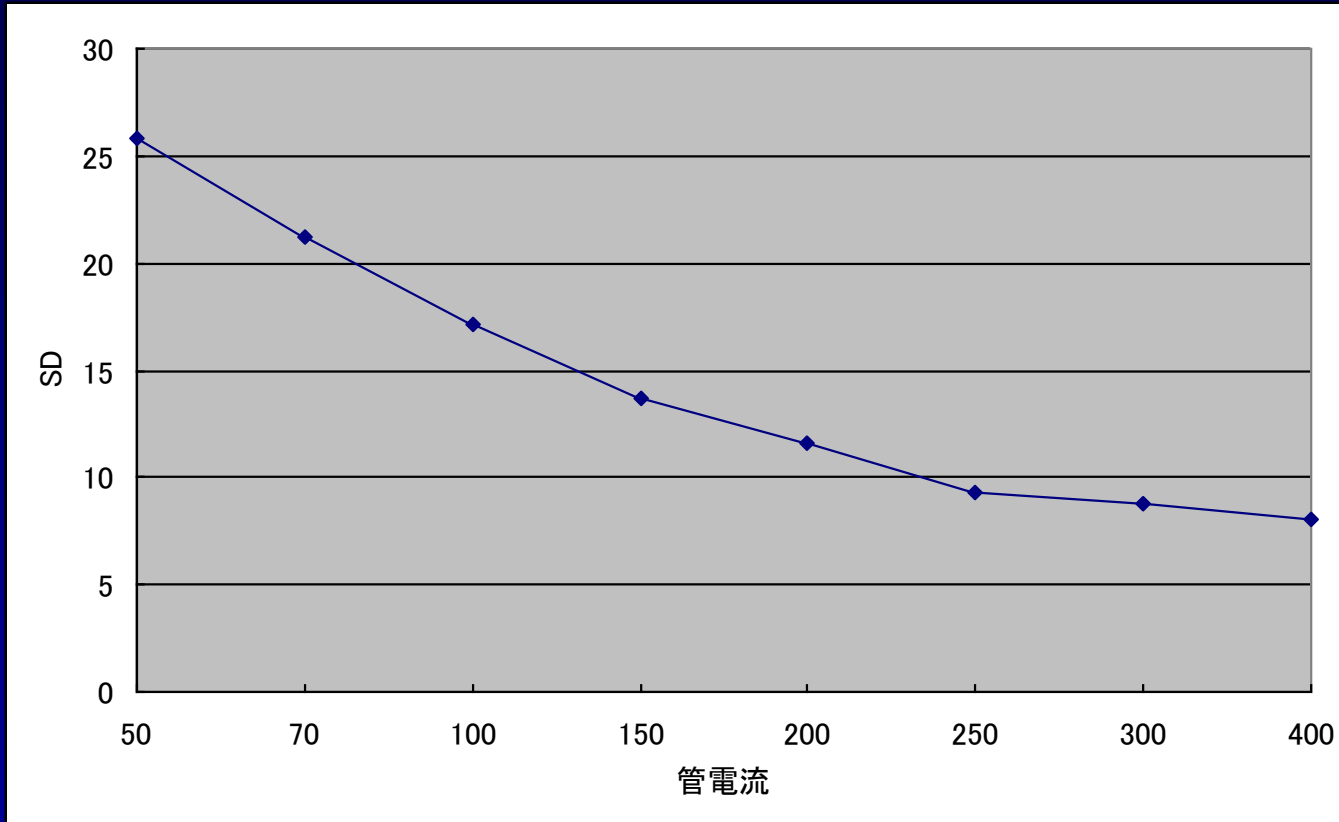
管電流を多くすると→
ラスト維持

画像ノイズ減少、組織コントラスト維持

管電流とSDの関係



320mm

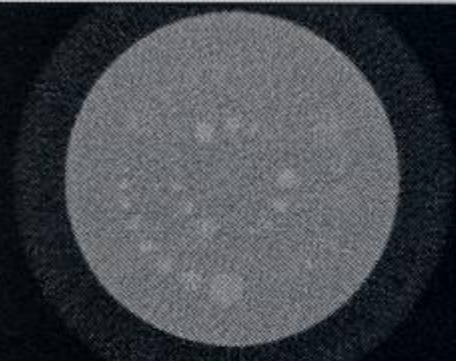


320mm水ファントム 120kv

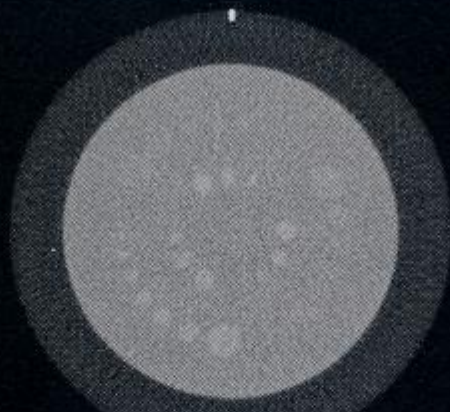
腹部関数 (FC17)

管電圧・管電流が低コントラスト分解能への影響

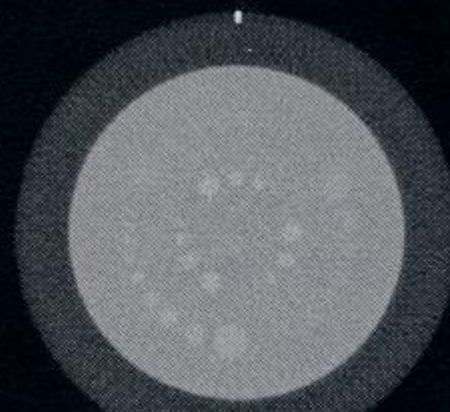
管電流秒：200 mAs一定



管電圧：100 kV

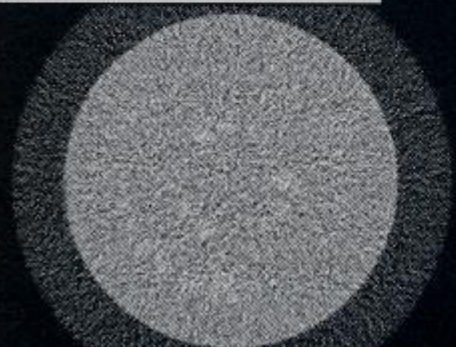


管電圧：120 kV

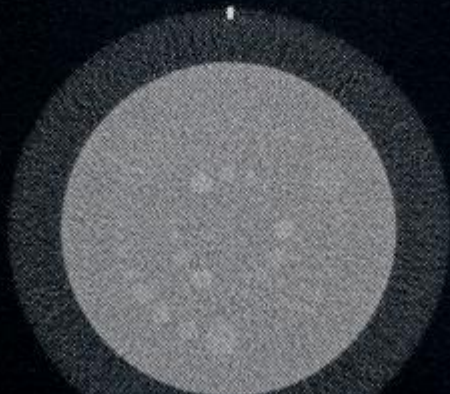


管電圧：135 kV

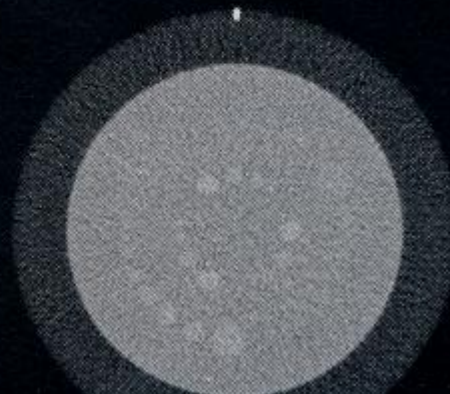
管電圧：120 kV一定



管電流量：25 mAs



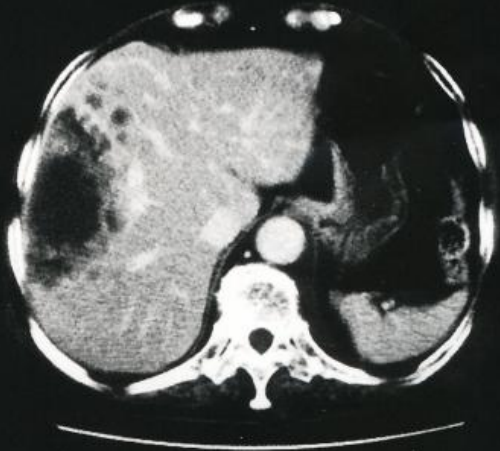
管電流量：100 mAs



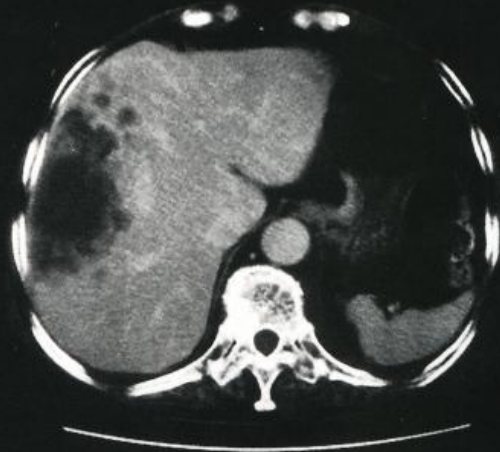
管電流量：200 mAs

管電圧・管電流条件を変化させた造影CT画像・
CNR同等

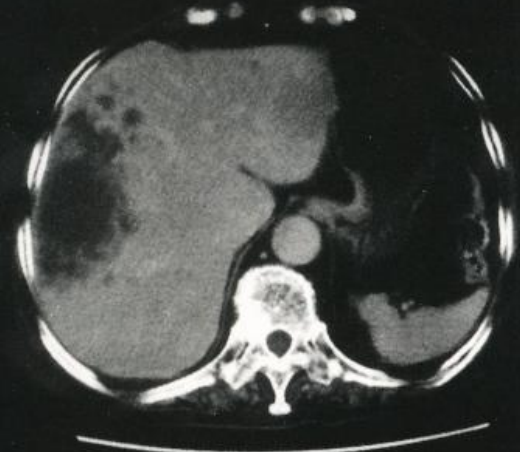
80kv 400mAs



100kv 300mAs



120kv 250mAs



140kv 180mAs

管電圧・コントラスト



120kv



135kv

120kvのほうが白質—灰白質の識別が容易

CTのスキャンパラメータ

ノンヘリカルスキャン

管電圧

管電流

X線管回転速度

収集スライス厚

画像再構成関数

視野 (FOV)

撮影範囲

スキャン間隔

ヘリカルスキャン

管電圧

管電流

X線管回転速度

収集スライス厚

画像再構成関数

視野 (FOV)

撮影範囲

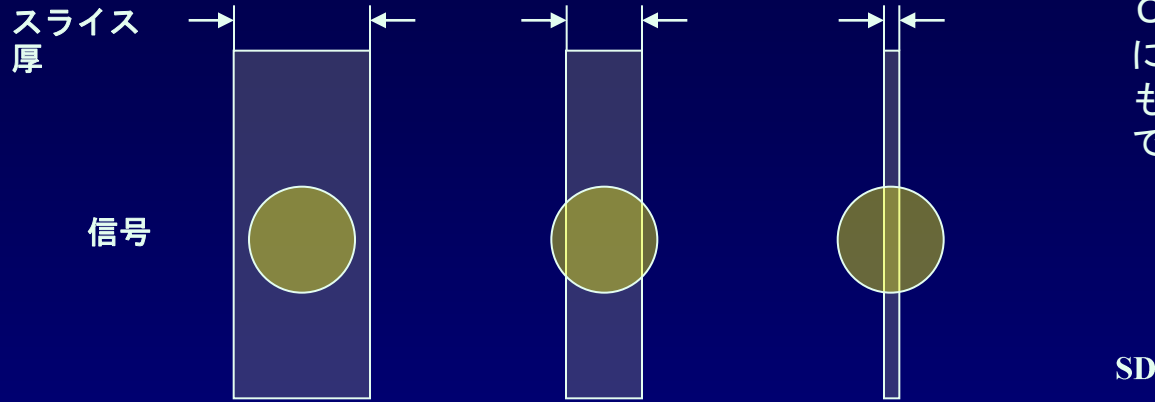
画像再構成間隔

再構成スライス厚

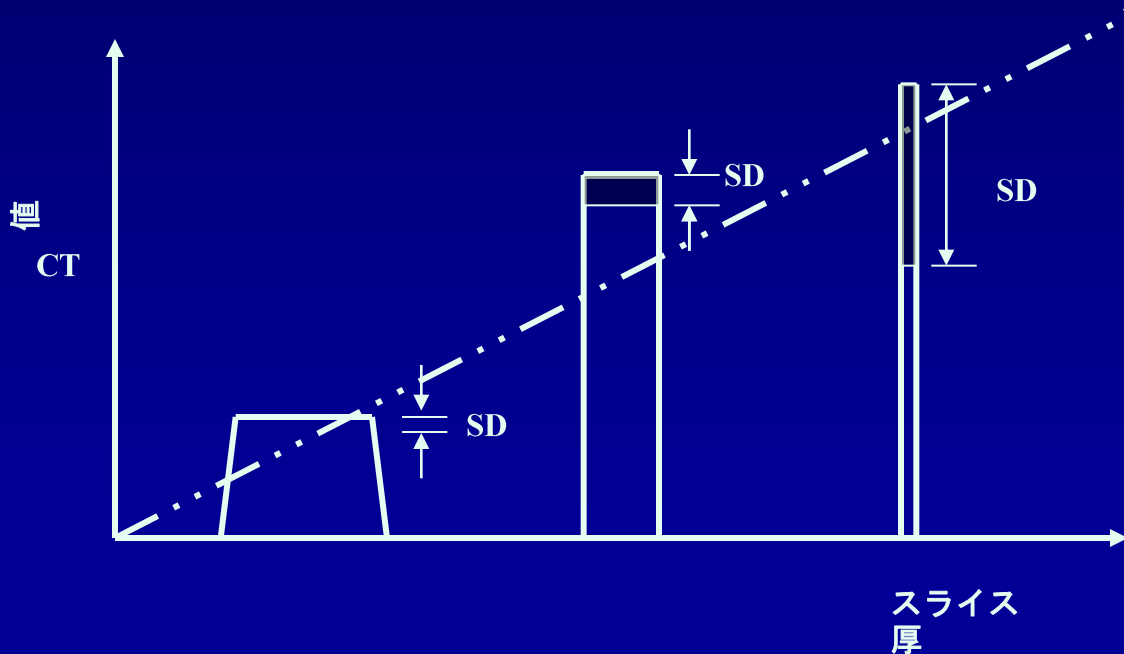
ヘリカルピッチ

補間再構成法

スライス厚とCT値 (HU) ・ SDの関係



CTのスライス厚は体軸方向に切り出されたX線ビーム幅もしくはマルチスライスCTでは検出器の幅により決定



スライス厚が厚い場合、多くの光子が検出器に到達し画像のノイズは減少する

パーシャルボリューム効果が大きく影響し体軸方向の空間分解能は劣化する

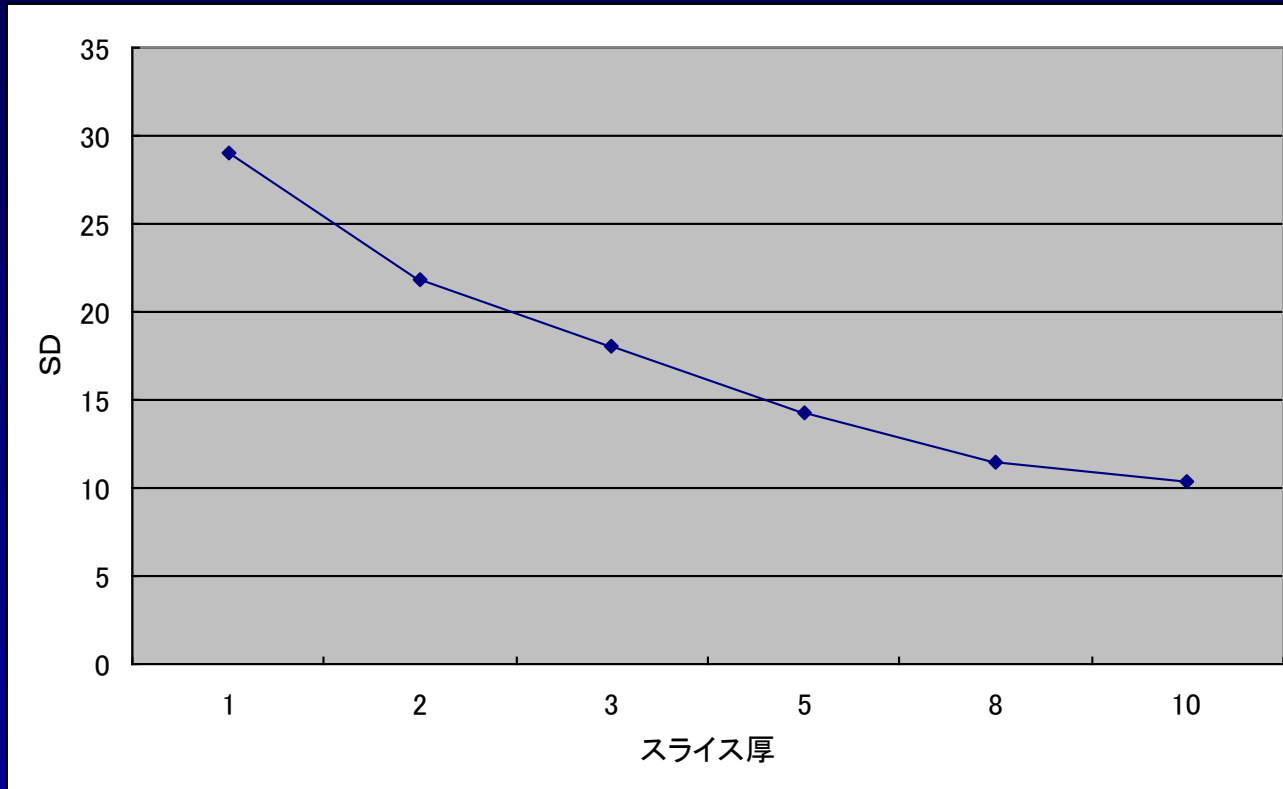
スライス厚が薄い場合、パーシャルボリューム効果の影響は小さく、体軸方向の空間分解能は向上する

画像のノイズは増大する

スライス厚とSDの関係



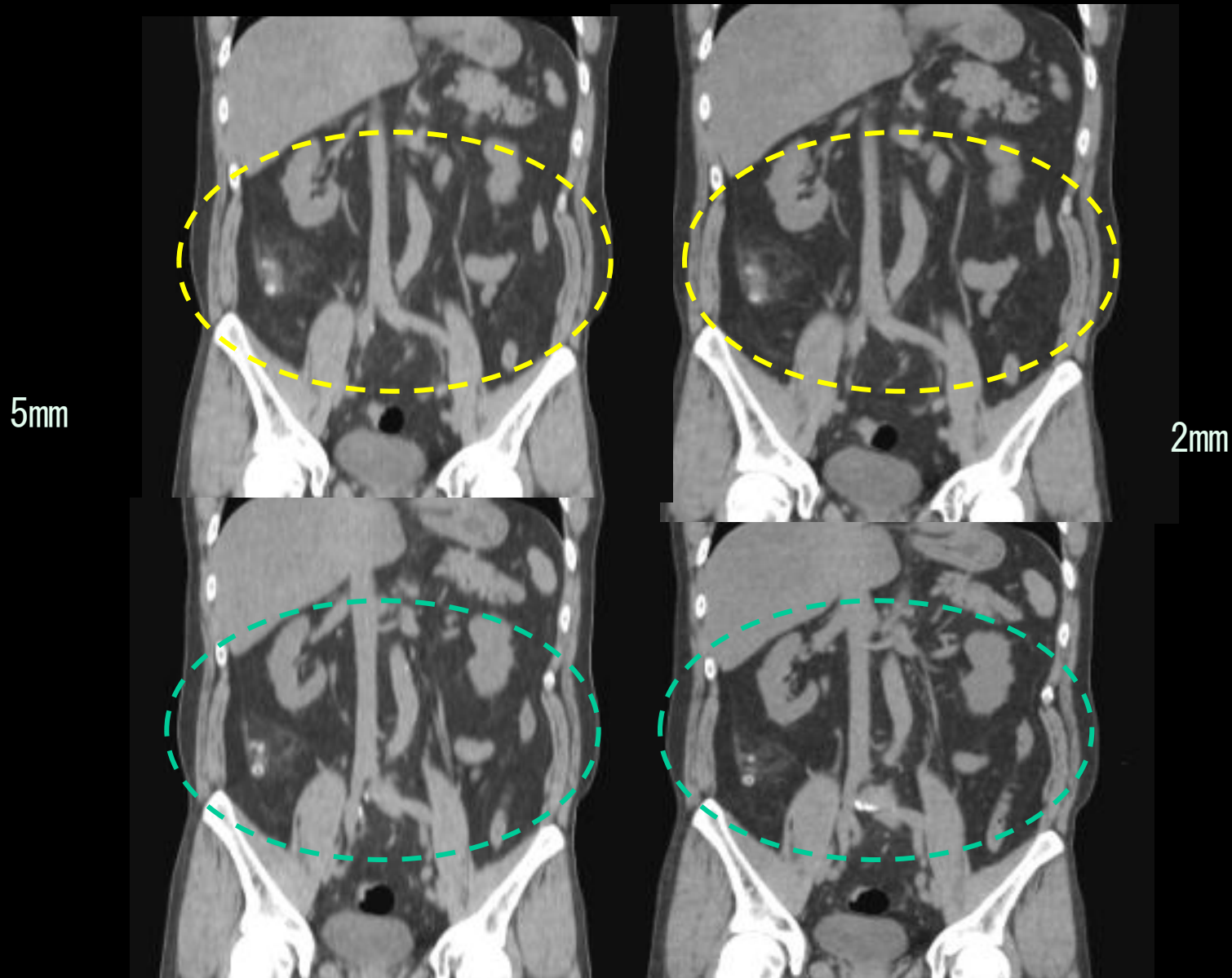
320mm



320mm水ファントム 120kv 250mA

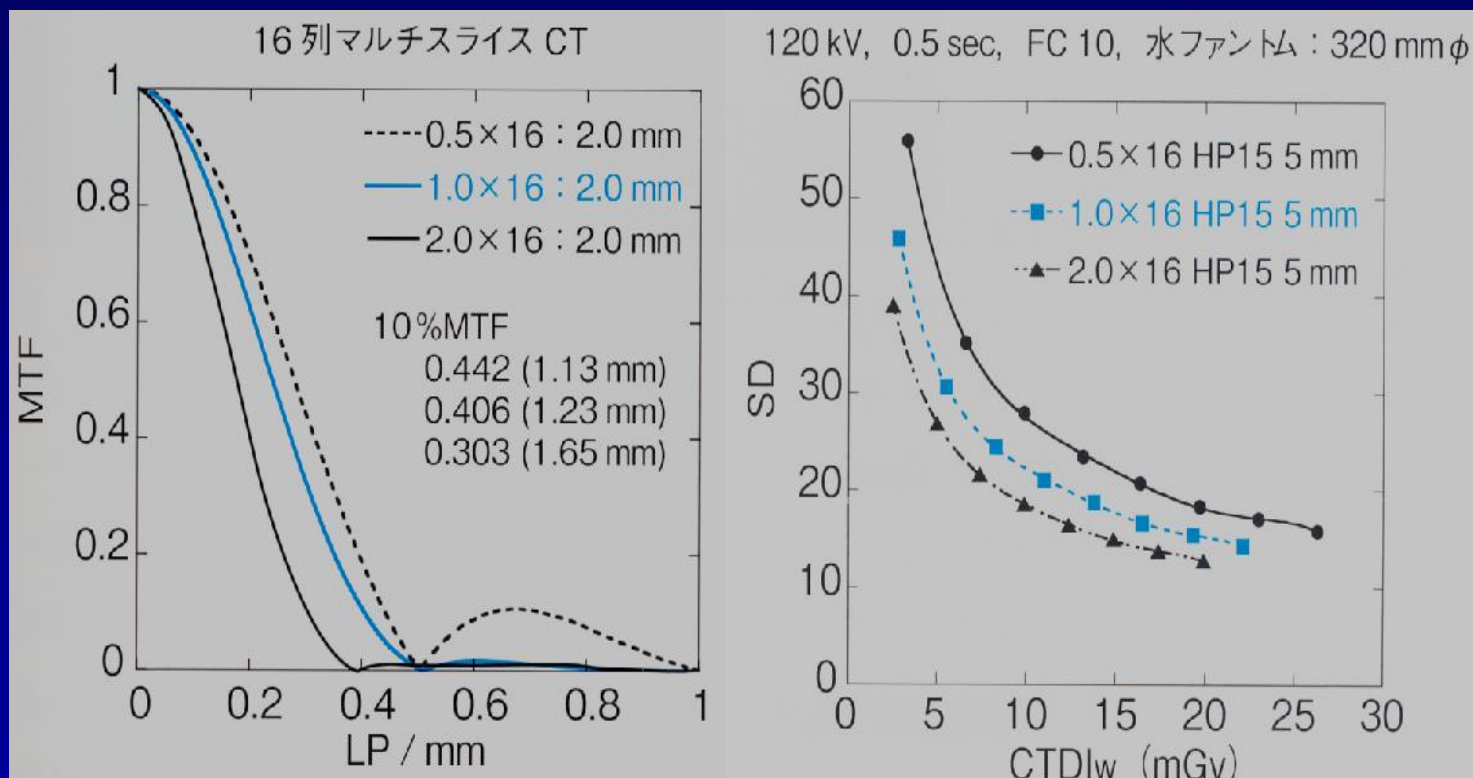
腹部関数 (FC17)

スライス厚と体軸方向の空間分解能



収集スライス (ビームコンフィグレーション)

マルチスライスCTでは同じ画像スライス厚で収集スライスが異なると空間分解能や画像ノイズに最小エレメントサイズに応じた変化をきたす



CTのスキャンパラメータ

ノンヘリカルスキャン

管電圧

管電流

X線管回転速度

収集スライス厚

画像再構成関数

視野 (FOV)

撮影範囲

スキャン間隔

ヘリカルスキャン

管電圧

管電流

X線管回転速度

収集スライス厚

画像再構成関数

視野 (FOV)

撮影範囲

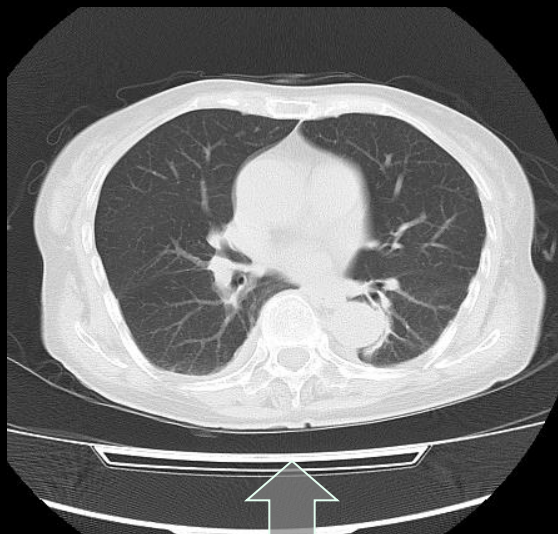
画像再構成間隔

再構成スライス厚

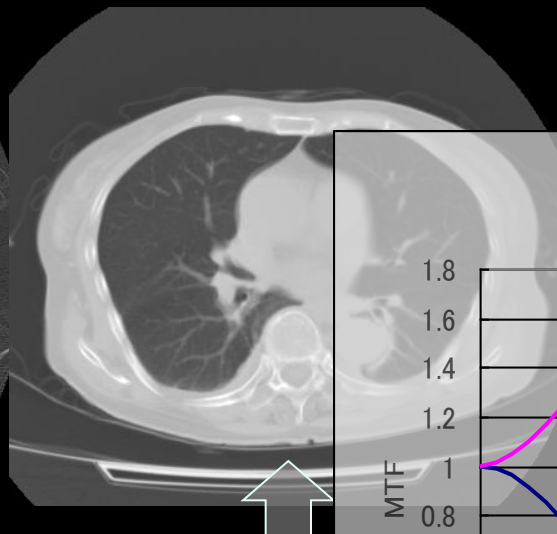
ヘリカルピッチ

補間再構成法

画像再構成関数 (カーネル)



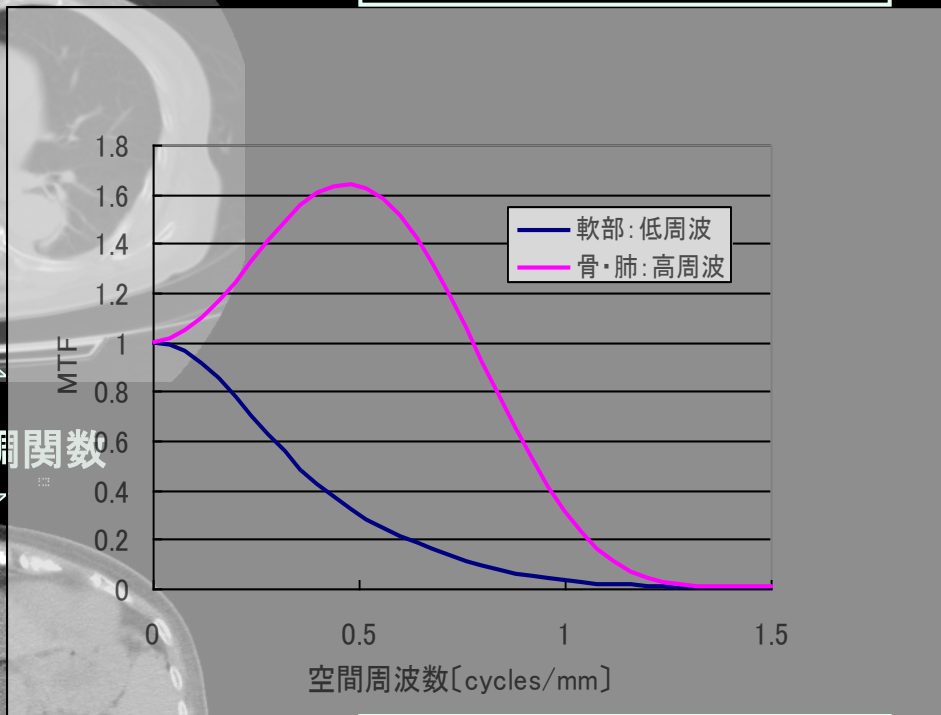
高周波強調関数



低周波強調関数

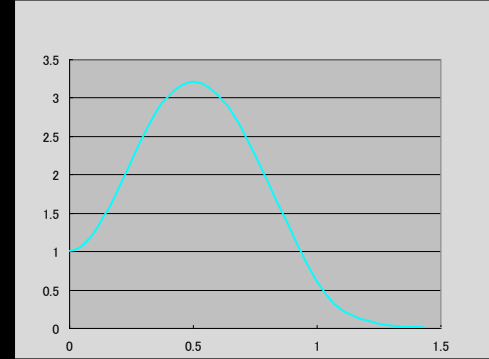
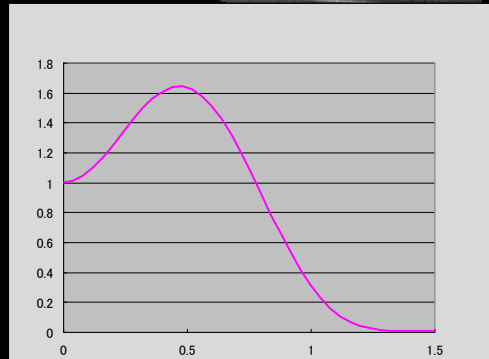
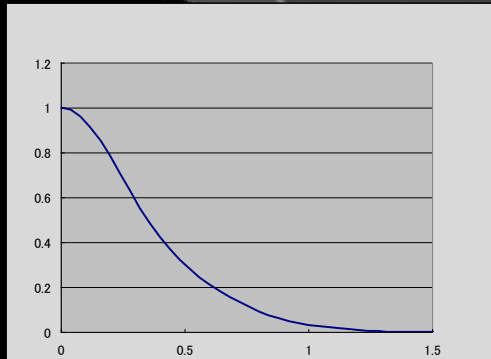
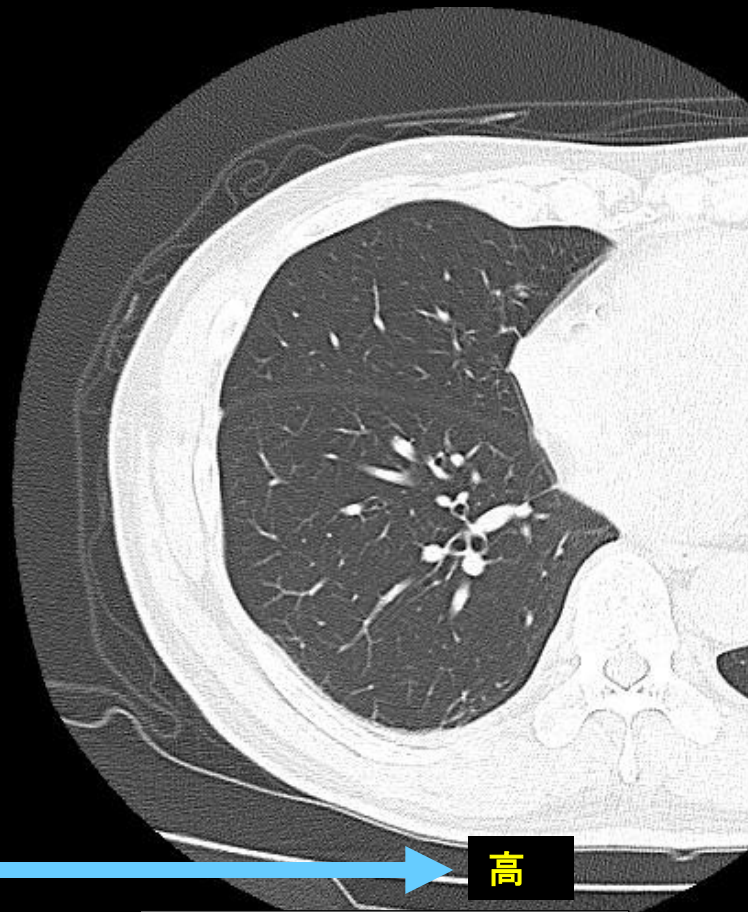
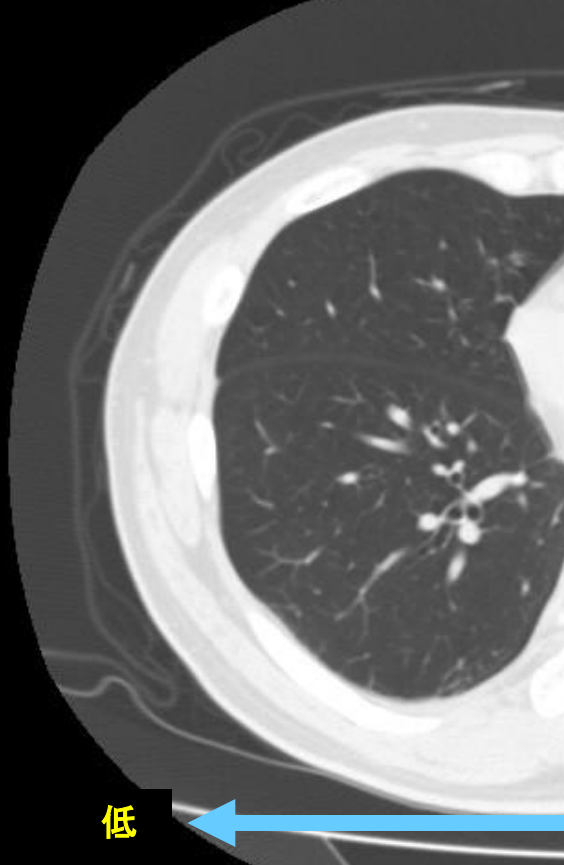


肺野・骨：微細構造の抽出
⇒観察ウィンドウは広い

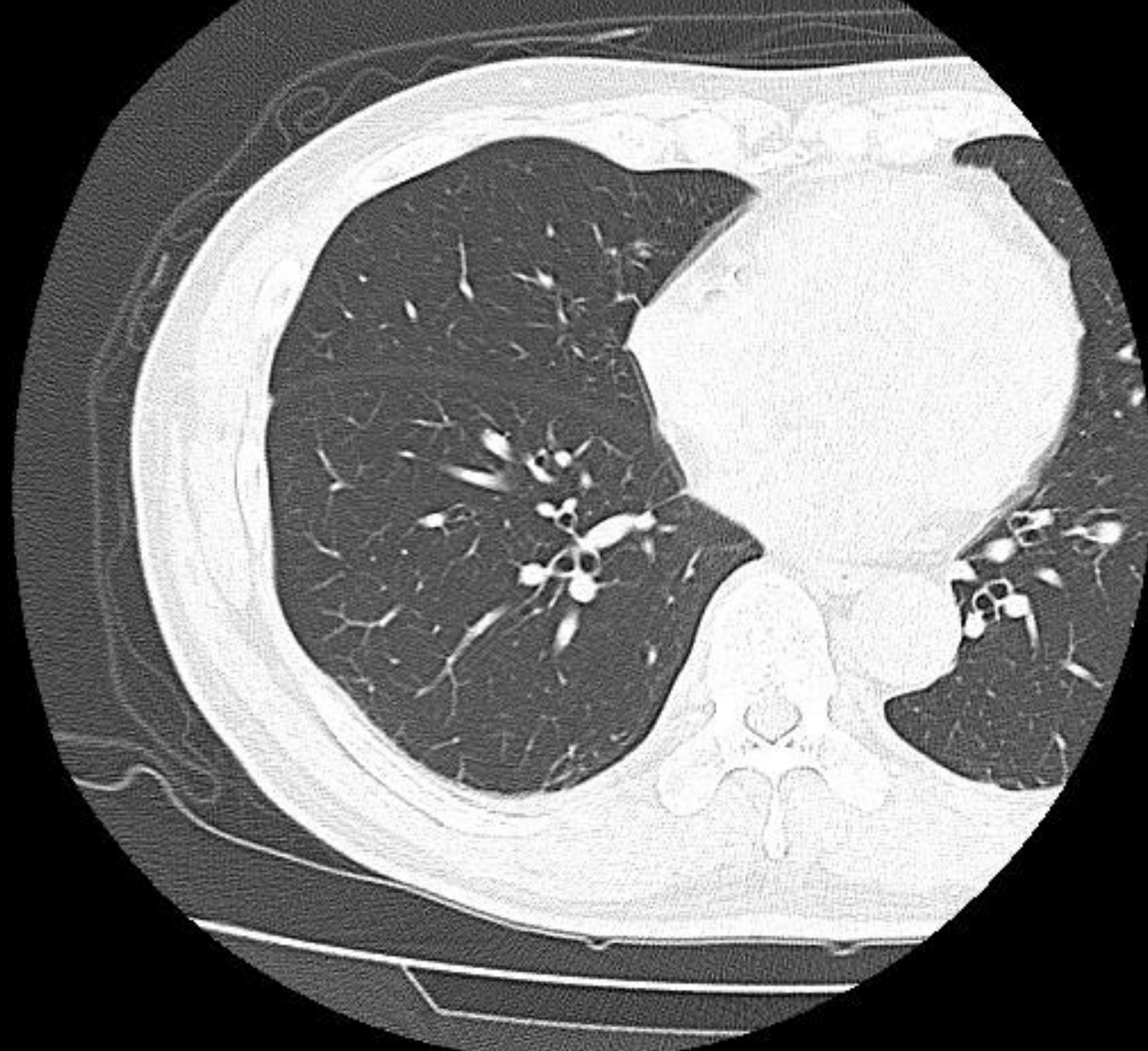


軟部：密度分解能重視
⇒高周波を軽減する関数
⇒観察ウィンドウは狭い

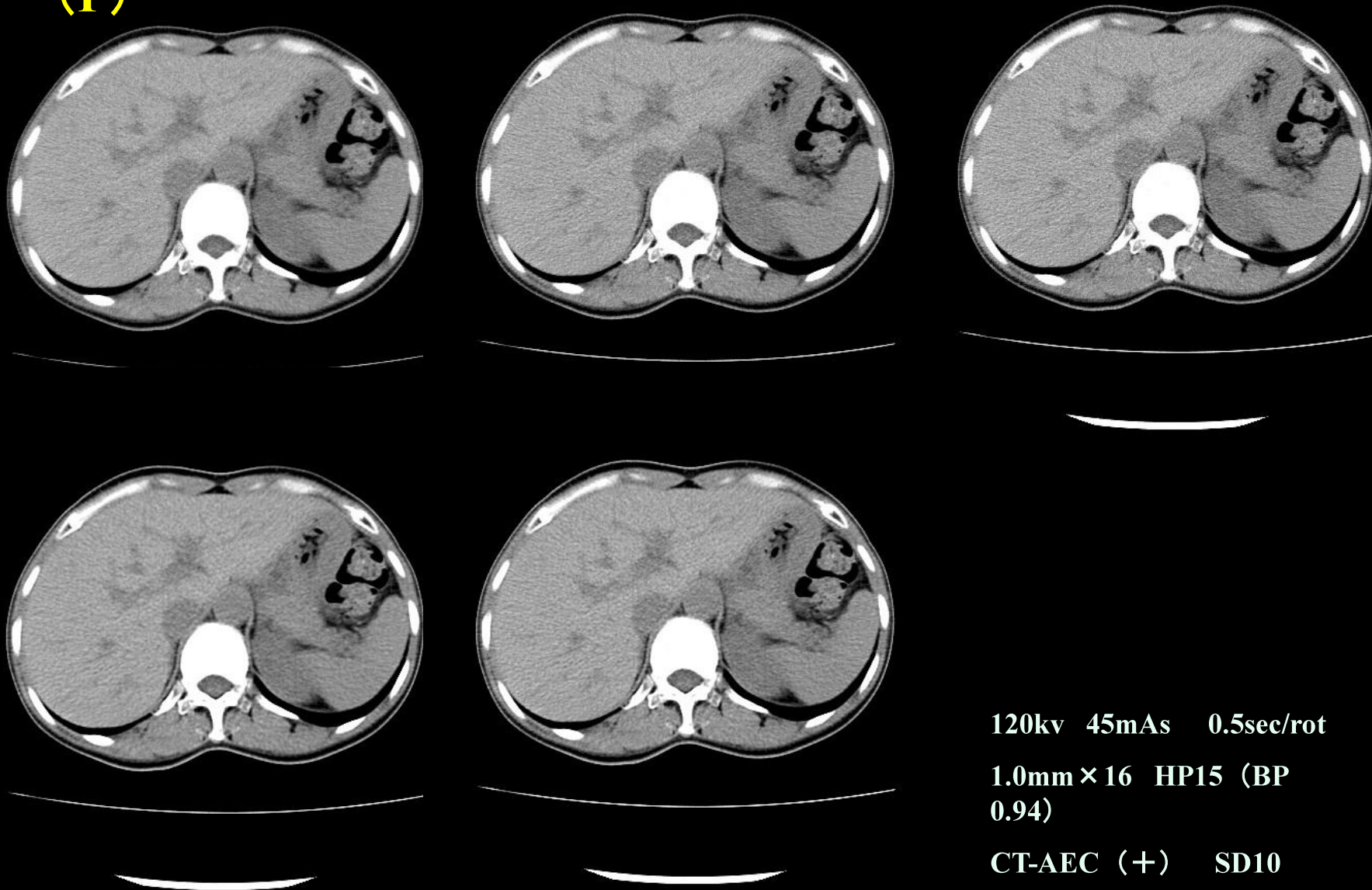
画像再構成関数 (カーネル)



過剰な強調、肺の周辺にアンダーシュートが起きている



画像再構成関数の違いによる画像 (P)

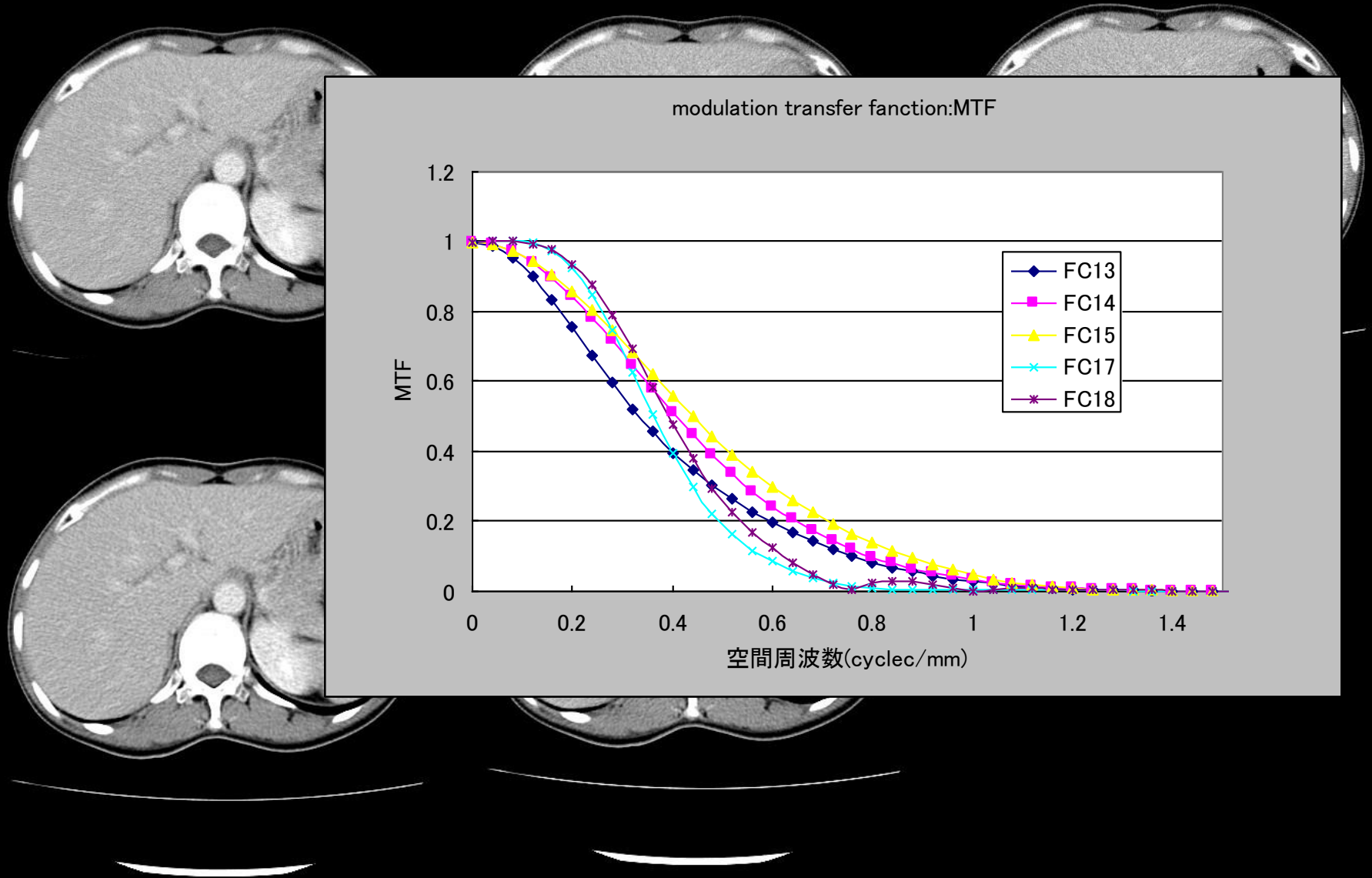


120kv 45mAs 0.5sec/rot

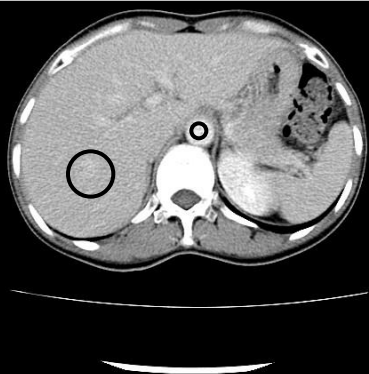
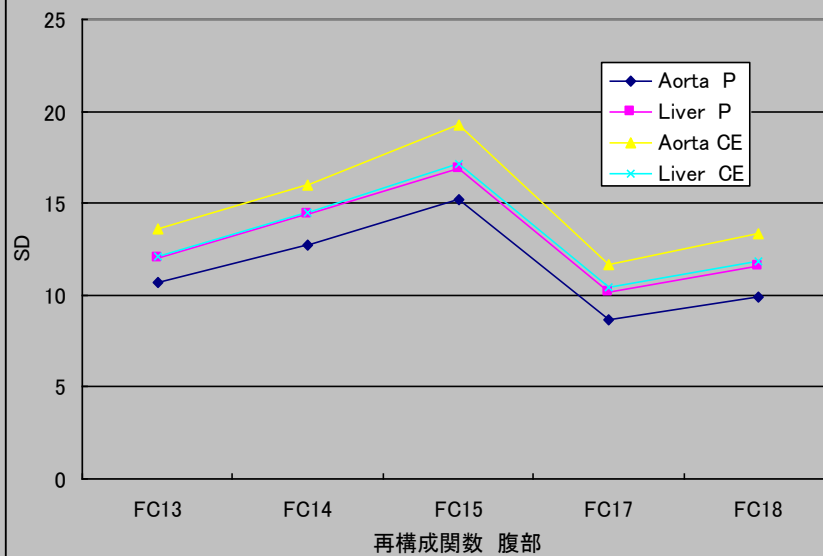
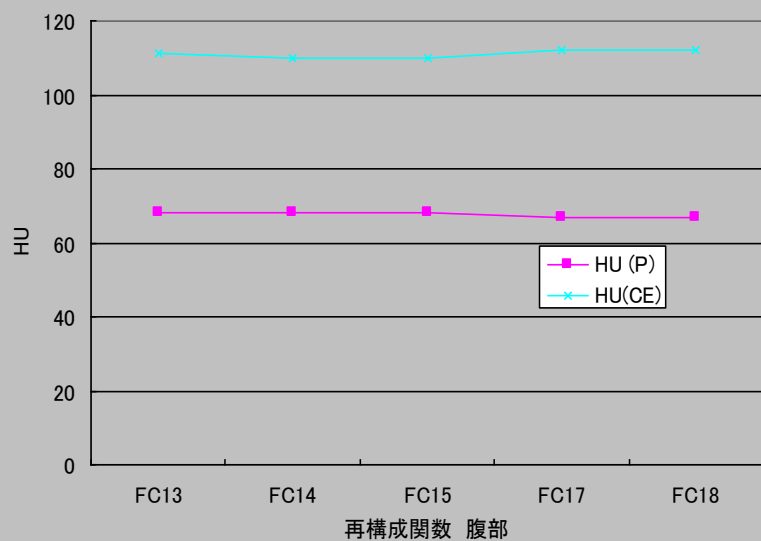
1.0mm × 16 HP15 (BP
0.94)

CT-AEC (+) SD10

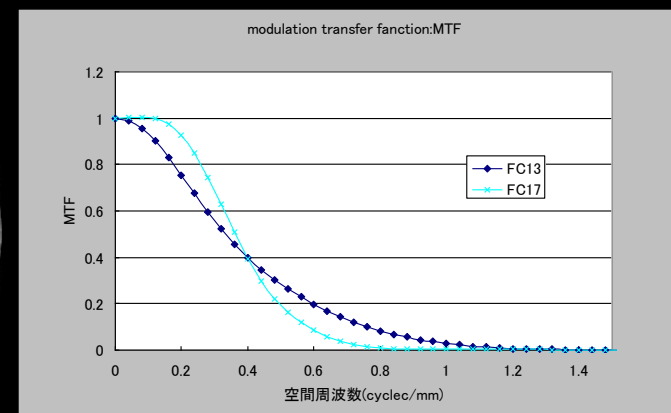
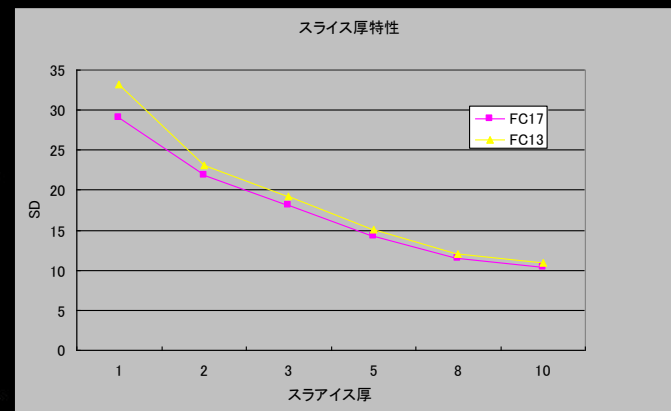
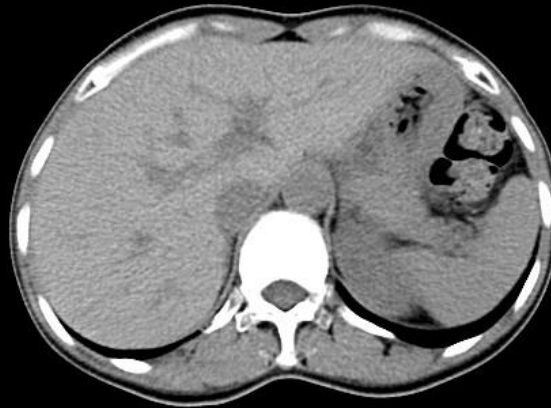
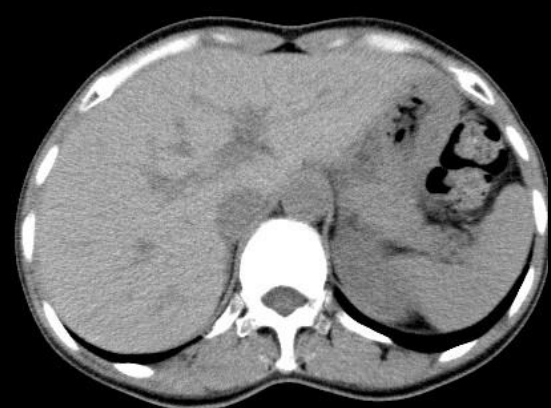
画像再構成関数の違いによる画像 (CE)



画像再構成関数の違いによるHU・SD

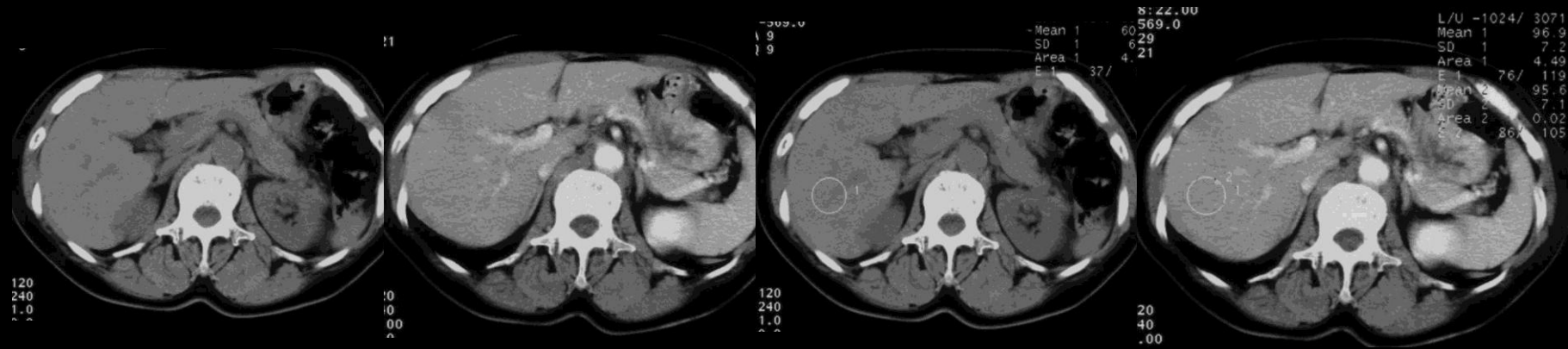


画像再構成関数の違いによるスライス厚特性とMTF

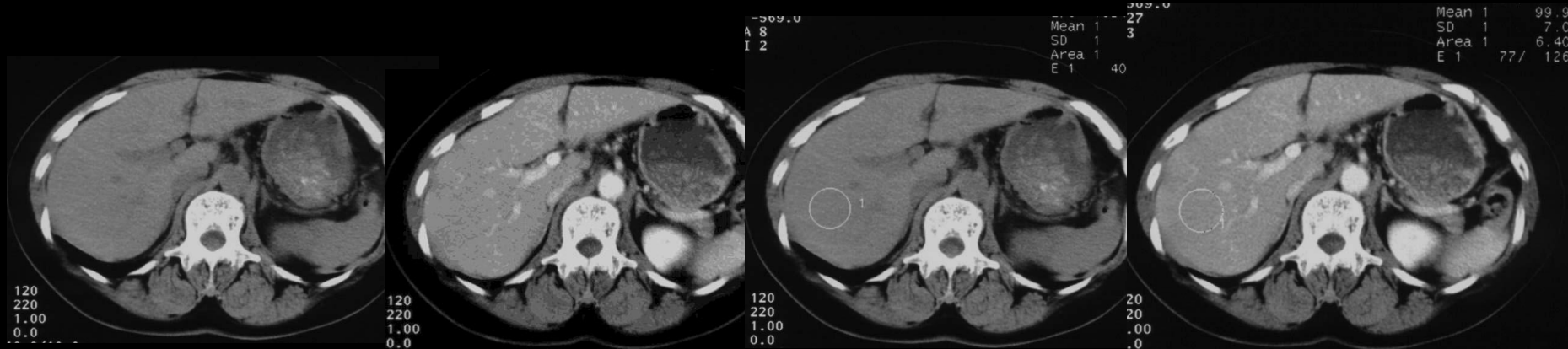


再構成関数の違いによる電流設定

2006. MAR



65y F BW:51kg 87ml 120Kv 240mA Kernel AB50 Mean P61:CE97 SD P6.5:CE7.2



66y F BW:57kg 97ml 120Kv 220mA Kernel AB40 Mean P64:CE100 SD
P6.4:CE7.0

2007. MAR

同一患者間の経時的変化

SSCT

CTのスキャンパラメータ

ノンヘリカルスキャン

管電圧

管電流

X線管回転速度

収集スライス厚

画像再構成関数

視野 (FOV)

撮影範囲

スキャン間隔

ヘリカルスキャン

管電圧

管電流

X線管回転速度

収集スライス厚

画像再構成関数

視野 (FOV)

撮影範囲

画像再構成間隔

再構成スライス厚

ヘリカルピッチ

補間再構成法

有効視野 (field of view:FOV)

マトリックスが同じ場合、FOVが小さいほどピクセルサイズも小さくなりスライス面における空間分解能は向上する

装置固有の空間分解能の限界は検出器の開口径と焦点サイズ・焦点一検出器距離

などで決定されるため、拡大再構成による空間分解能の向上には限界がある

CT画像1枚の容量

1枚あたりの画像容量 = 512ピクセル × 512ピクセル × 16bit

= 4,194,304 bit

= 4,194,304 bit (Kbit/1024bit)

= 4,096Kbit

= 4Mbit (1byte=8bit)

= 0,5MB

CTのスキャンパラメータ

ノンヘリカルスキャン

管電圧

管電流

X線管回転速度

収集スライス厚

画像再構成関数

視野 (FOV)

撮影範囲

スキャン間隔

ヘリカルスキャン

管電圧

管電流

X線管回転速度

収集スライス厚

画像再構成関数

視野 (FOV)

撮影範囲

画像再構成間隔

再構成スライス厚

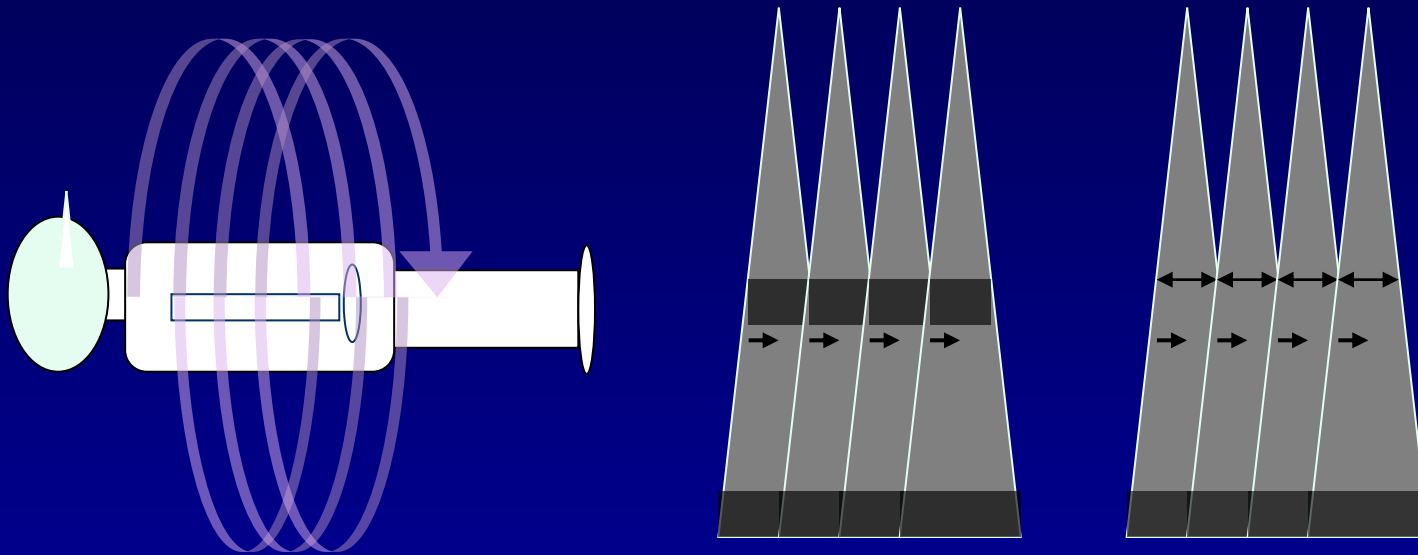
ヘリカルピッチ

補間再構成法

ヘリカルピッチ（ピッチファクタ）

X線管1回転あたりの寝台移動距離の指標

SSCT



ヘリカルピッチ

ビームピッチ1.0

1.0

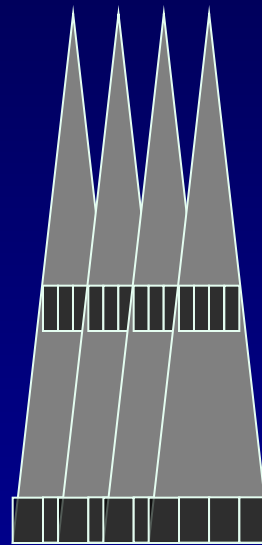
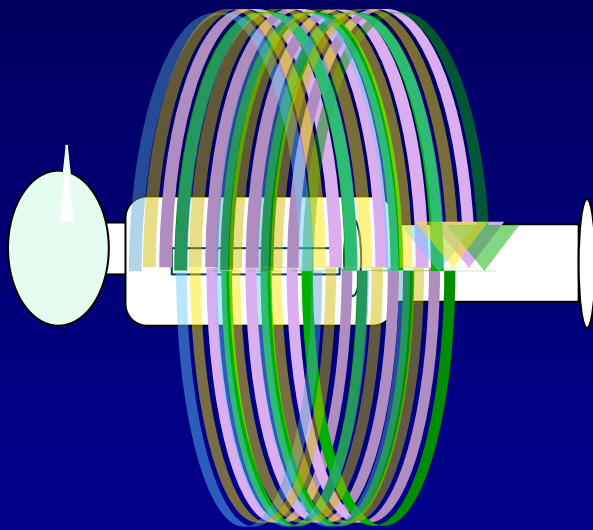
ヘリカルピッチとビームピッチの比較 (シングルスライスヘリカルスキャン)

シングルスライスヘリカルではヘリカルピッチとビームピッチは等しい

ヘリカルピッチ（ピッチファクタ）

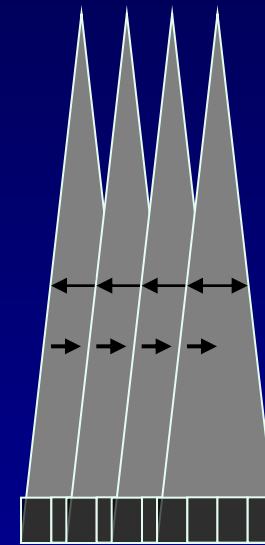
X線管1回転あたりの寝台移動距離の指標

MSCT



ヘリカルピッチ

3.0



ビームピッチ

0.75

ヘリカルピッチとビームピッチの比較 (マルチスライスヘリカルスキャン)

マルチスライスヘリカルではヘリカルピッチとビームピッチは異なった値となる。ヘリカルピッチを検出器の列数で除した値がビームピッチとなる。

CTのスキャンパラメータ

ノンヘリカルスキャン

管電圧

管電流

X線管回転速度

収集スライス厚

画像再構成関数

視野 (FOV)

撮影範囲

スキャン間隔

ヘリカルスキャン

管電圧

管電流

X線管回転速度

収集スライス厚

画像再構成関数

視野 (FOV)

撮影範囲

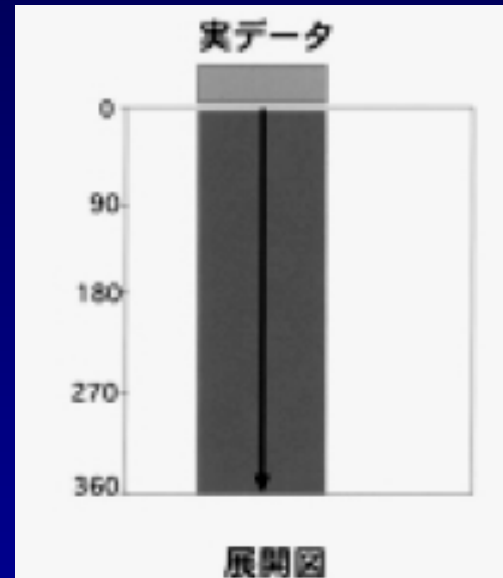
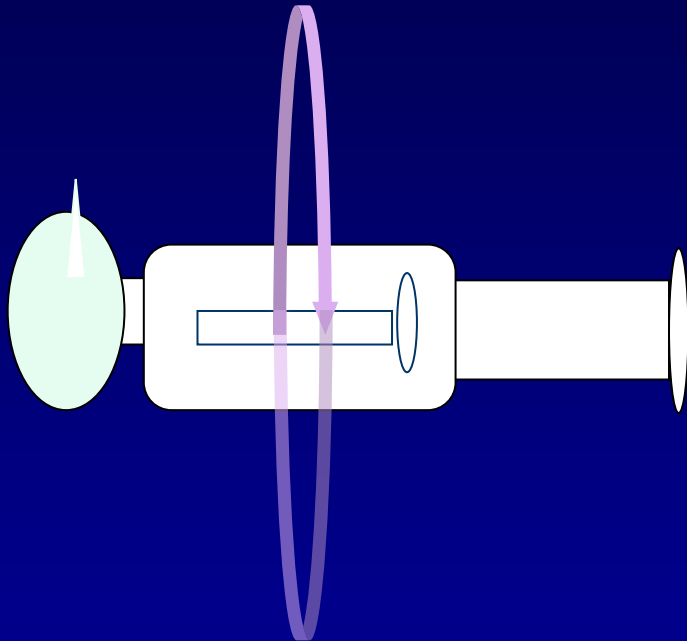
画像再構成間隔

再構成スライス厚

ヘリカルピッチ

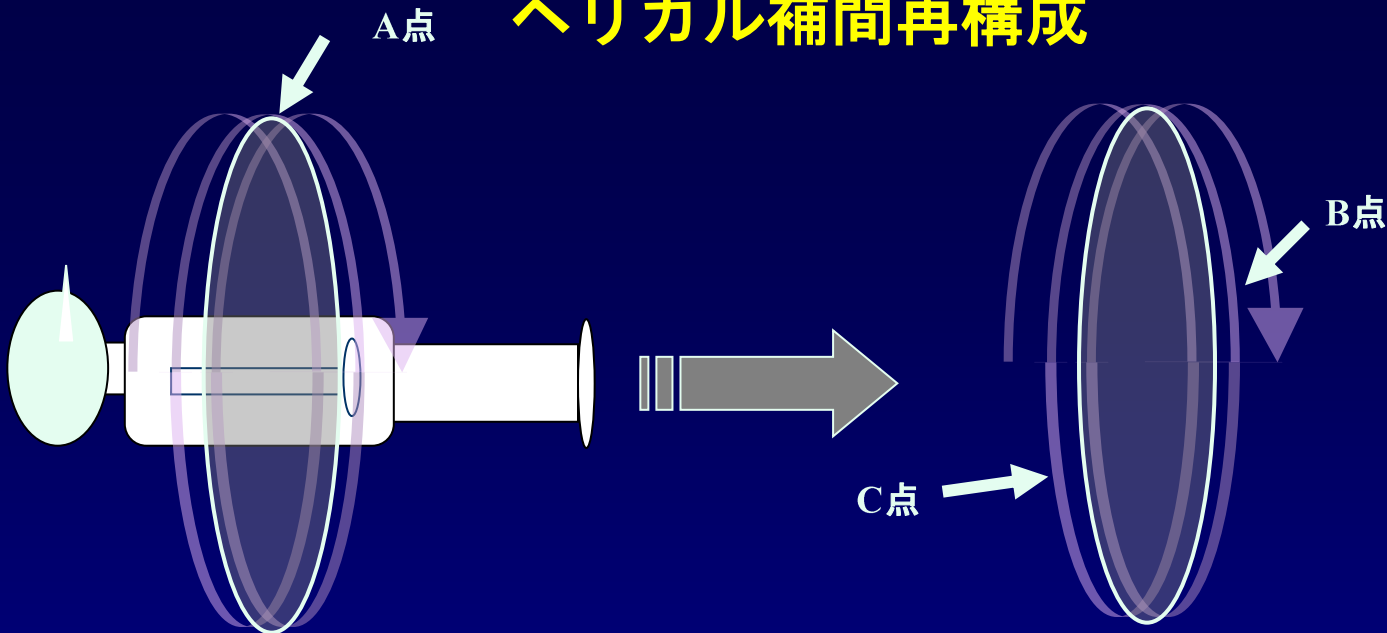
補間再構成法

ノンヘリカル補間再構成



ノンヘリカルスキャンでは同一面内の全周の投影データから再構成を行う

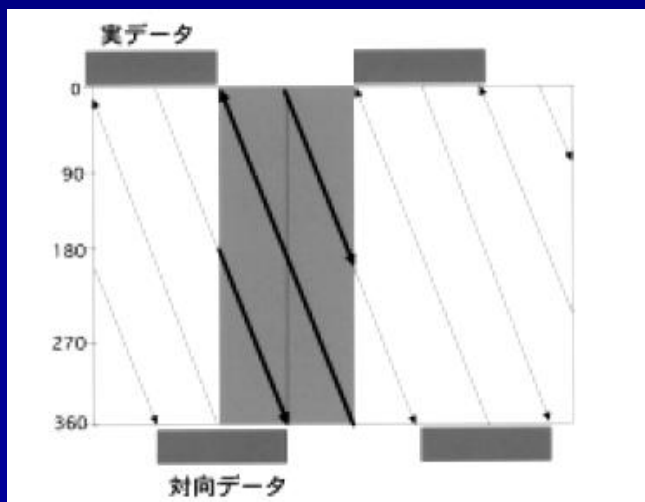
ヘリカル補間再構成



ヘリカルスキャンでは同一面内の投影データは1点(A)しか存在しない

ヘリカルスキャンでは同一面内の他の角度の投影データは前後のデータから補間計算より求める (B点) (C点)

SSCT

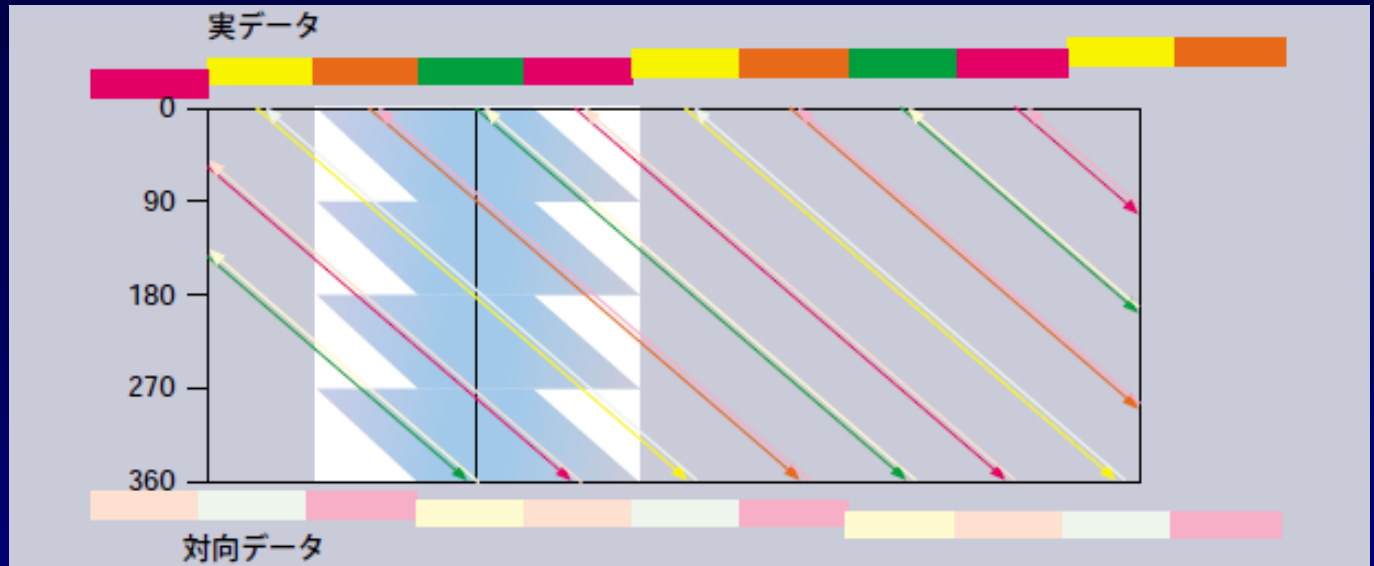


SSCT MSCTを問わずヘリカルスキャンでは任意スライス面において、全周方向のデータを収集できないため、必要なデータの近傍のデータから補間している

ヘリカルピッチ4の展開

図

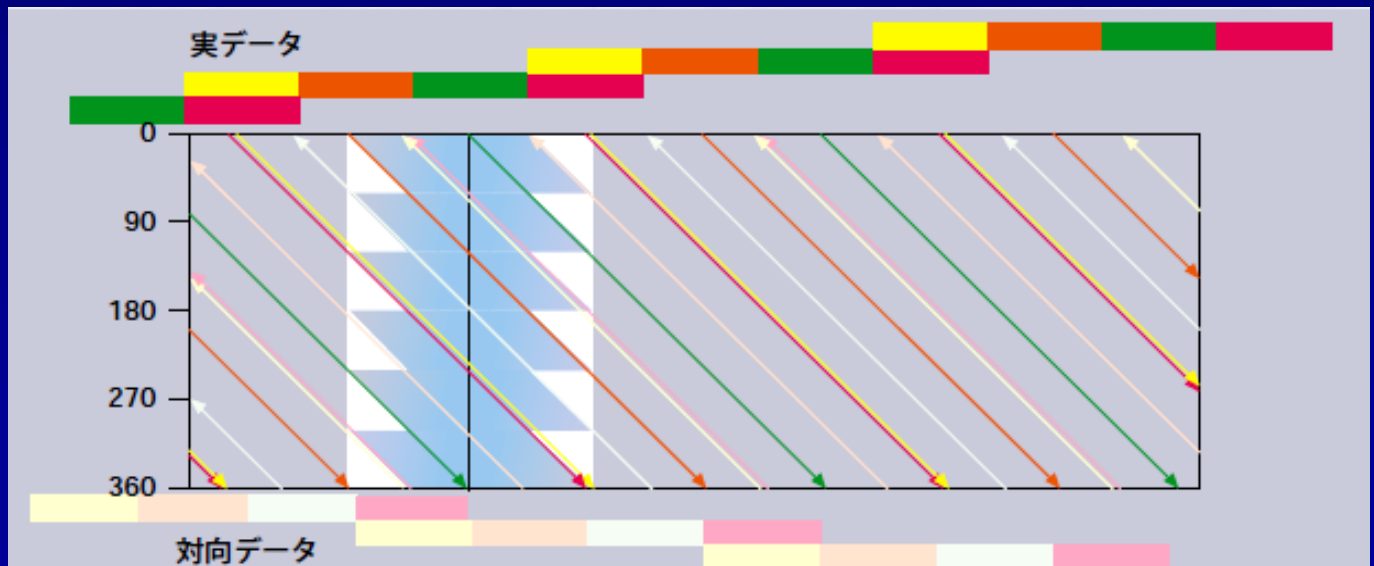
実データと対向データが重複



ヘリカルピッチ3の展開

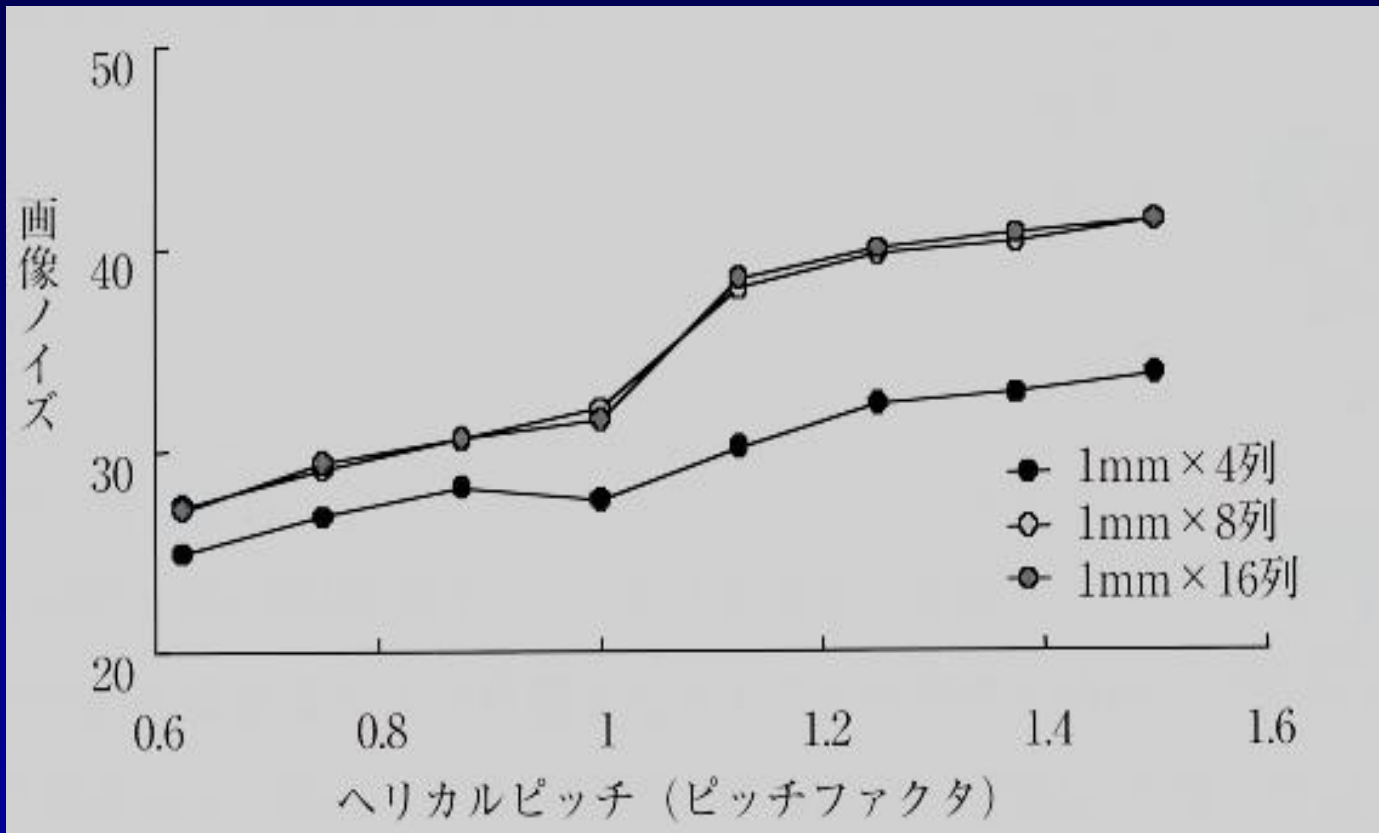
図

実データと対向データは分散され、画像再構成のためのデータ収集範囲が狭くなる

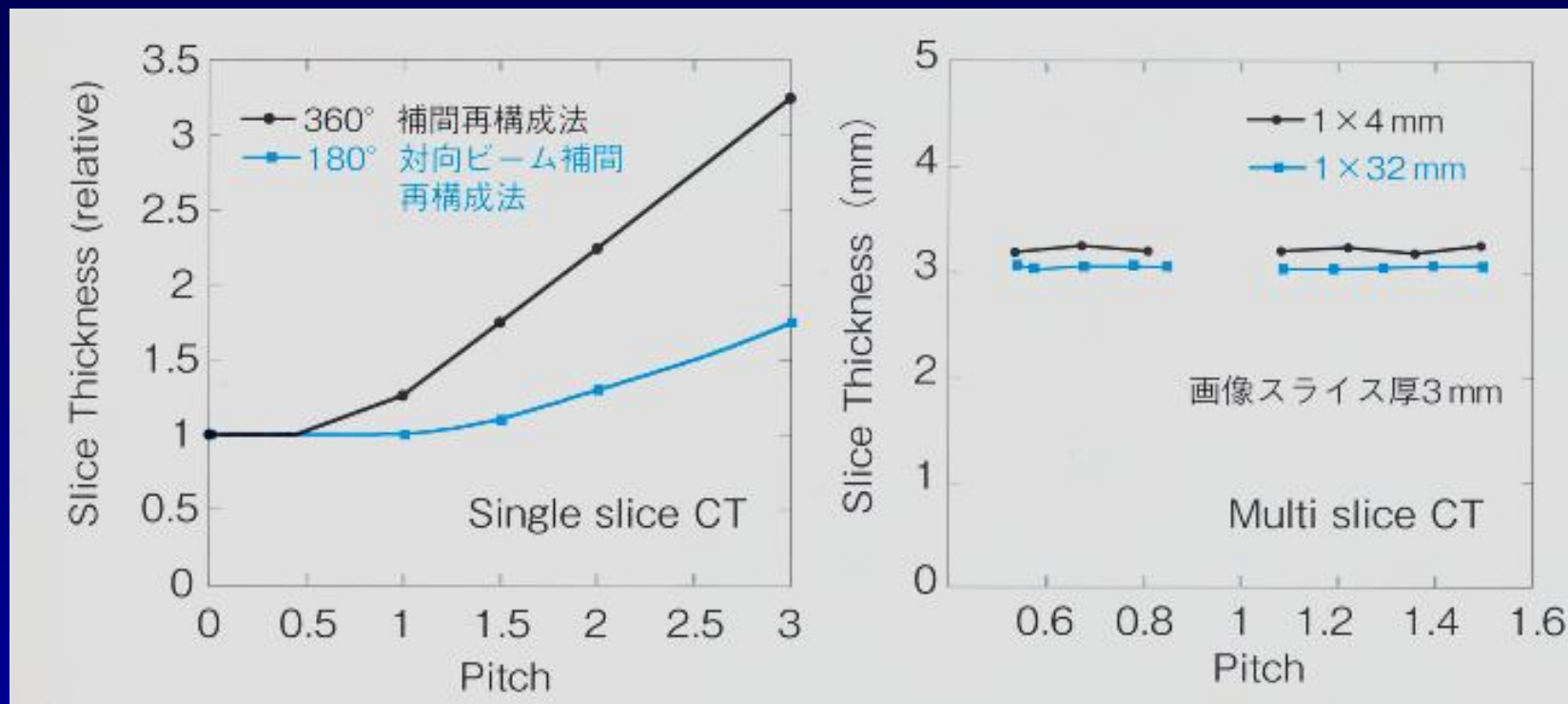


MSCT 4
DAS

マルチスライスCTのピッチファクタと画像ノイズ



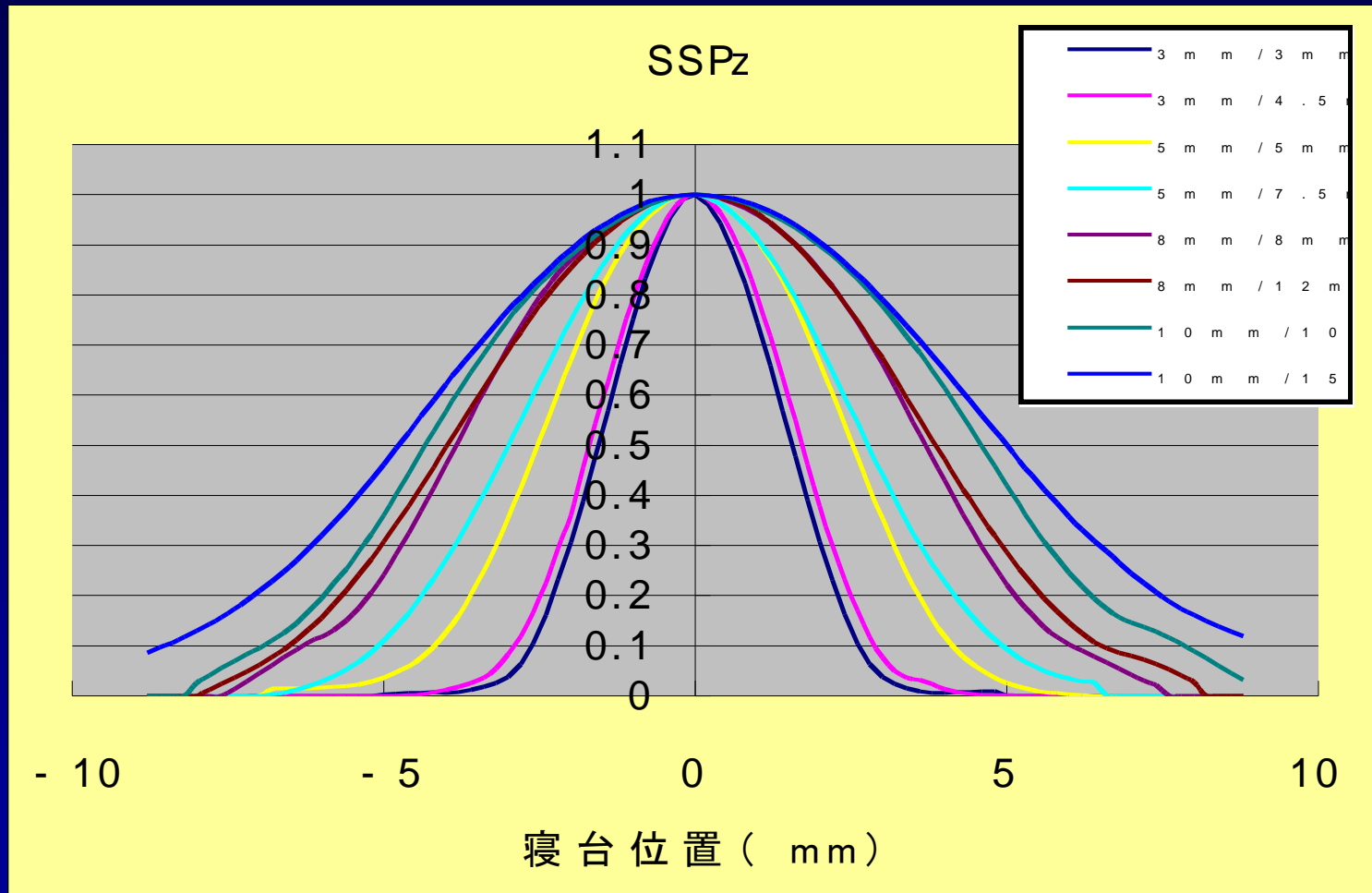
ヘリカルピッチと実効スライス厚の関係



SSCT

MSCT

SSP: Slice Sensitivity Profile



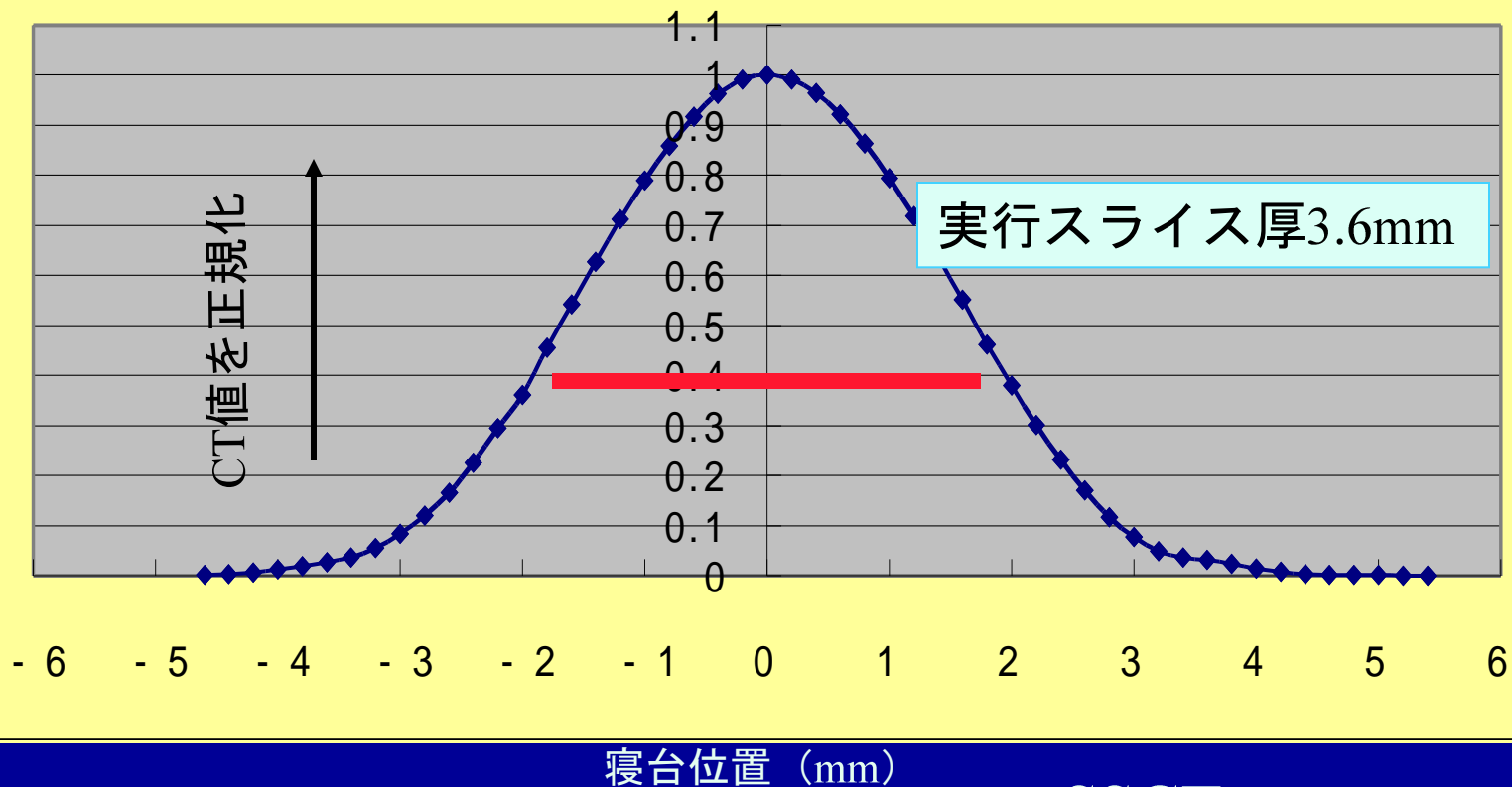
SOMATOM PLUS-4 SIEMENS (1996~2007)
X線管容量 5.3MHu

SSCT

Morioka Japanese Red Cross Hospital

SSP: Slice Sensitivity Profile

SSP 3mm/4.5mm

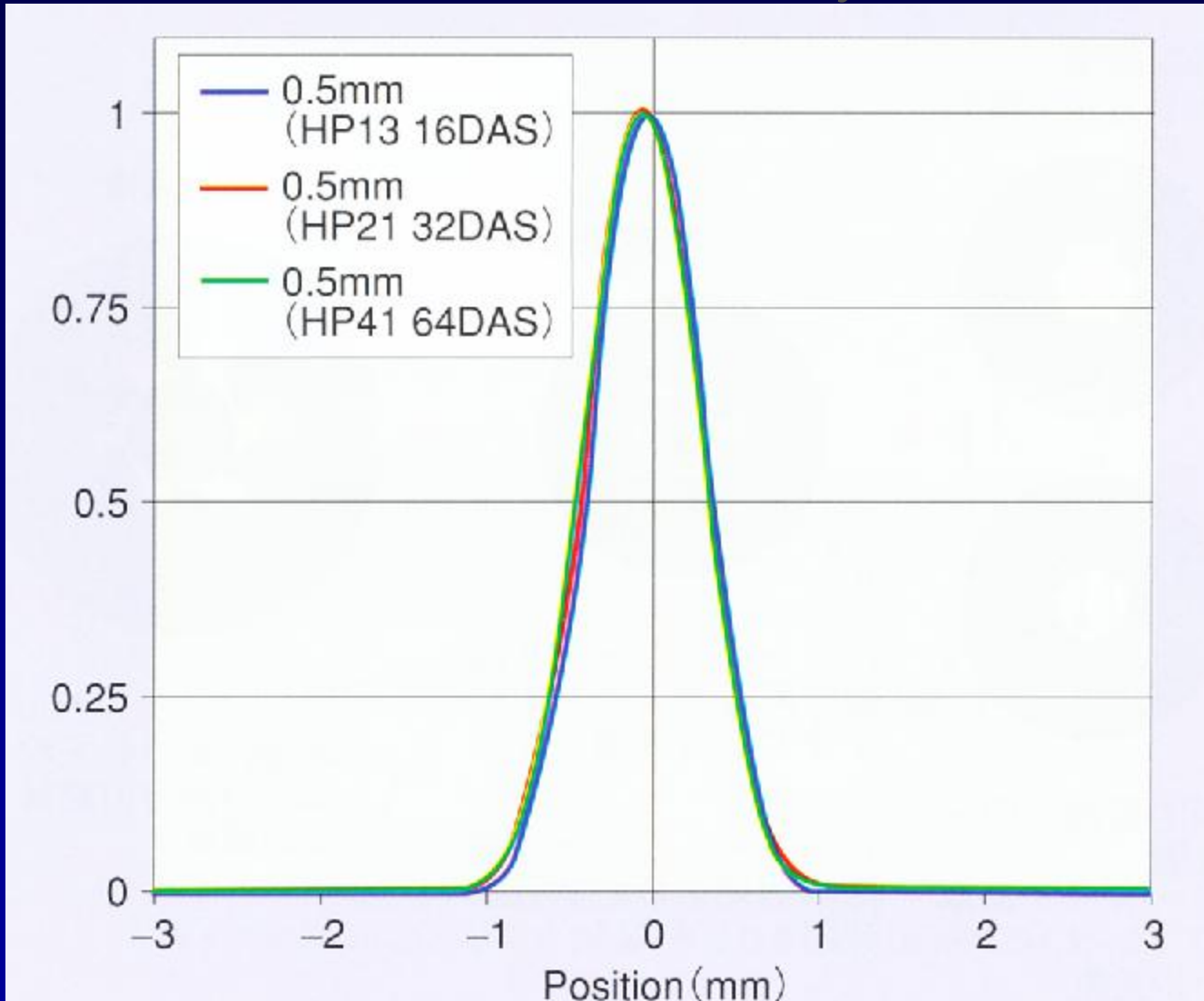


SOMATOM PLUS-4 SIEMENS (1996~2007)
X線管容量 5.3MHu

SSCT

Morioka Japanese Red Cross Hospital

SSP: Slice Sensitivity Profile



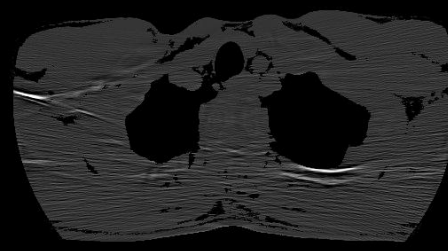
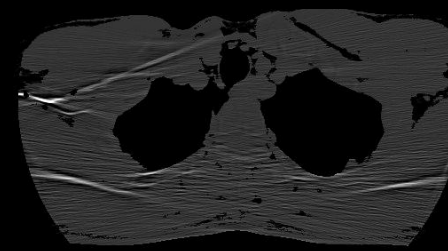
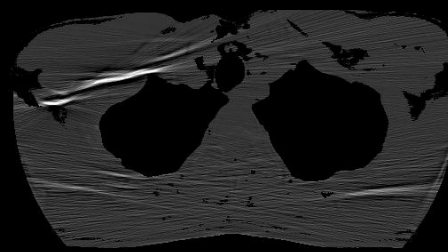
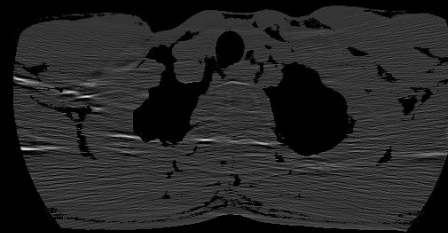
Contents

- ・ CTのスキャンパラメータ
- ・ アーチファクトの低減ソフト
- ・ 自動露出機構

(CT-AEC Automatic Exposure Control)

- ・ 撮影タイミング
- ・ 線量評価
- ・ X線CTの標準化

アーチファクト低減ソフト

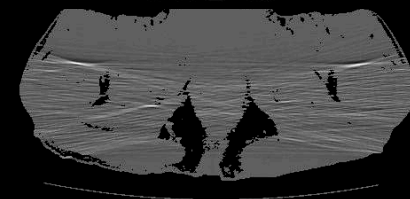
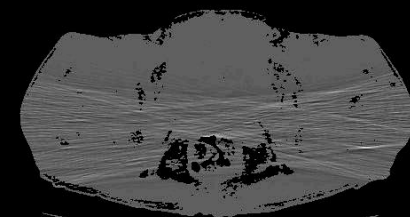
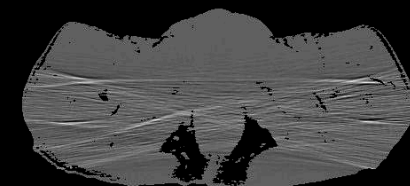
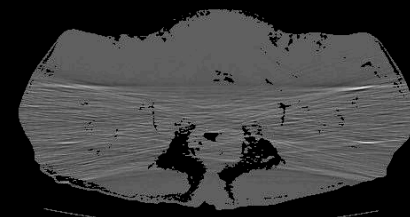


肩部を含む肺尖部、骨盤腔内などは、X線吸収の高い骨に囲まれている

X軸投影データのフォトン量が減少し、アキシャル画面上X軸方向にストリ

ーク状アーチファクトが生じる

アーチファクト低減ソフト



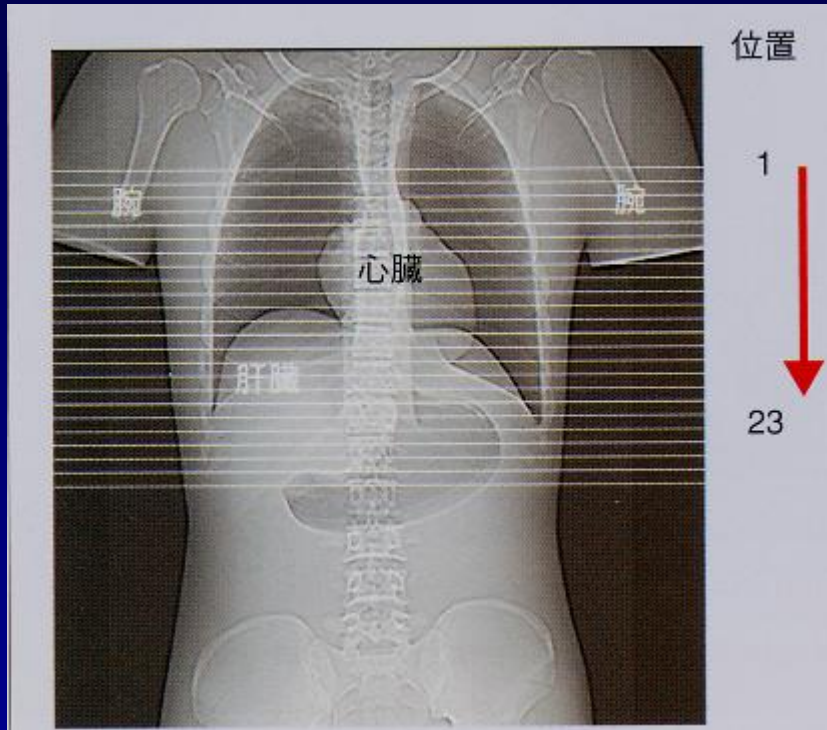
Contents

- ・ CTのスキャンパラメータ
- ・ アーチファクトの低減ソフト
- ・ **自動露出機構**

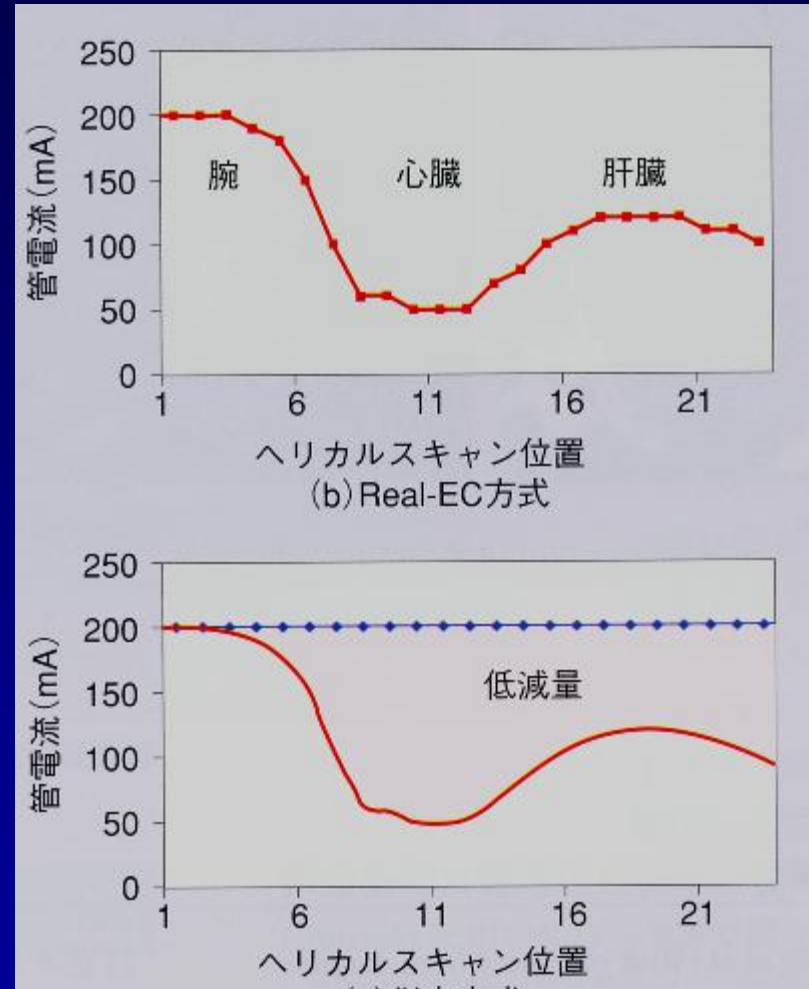
(CT-AEC Automatic Exposure Control)

- ・ 撮影タイミング
- ・ CTのスキャンパラメータ
- ・ CTのスキャンパラメータ

自動露出機構 (CT-AEC Automatic Exposure Control)

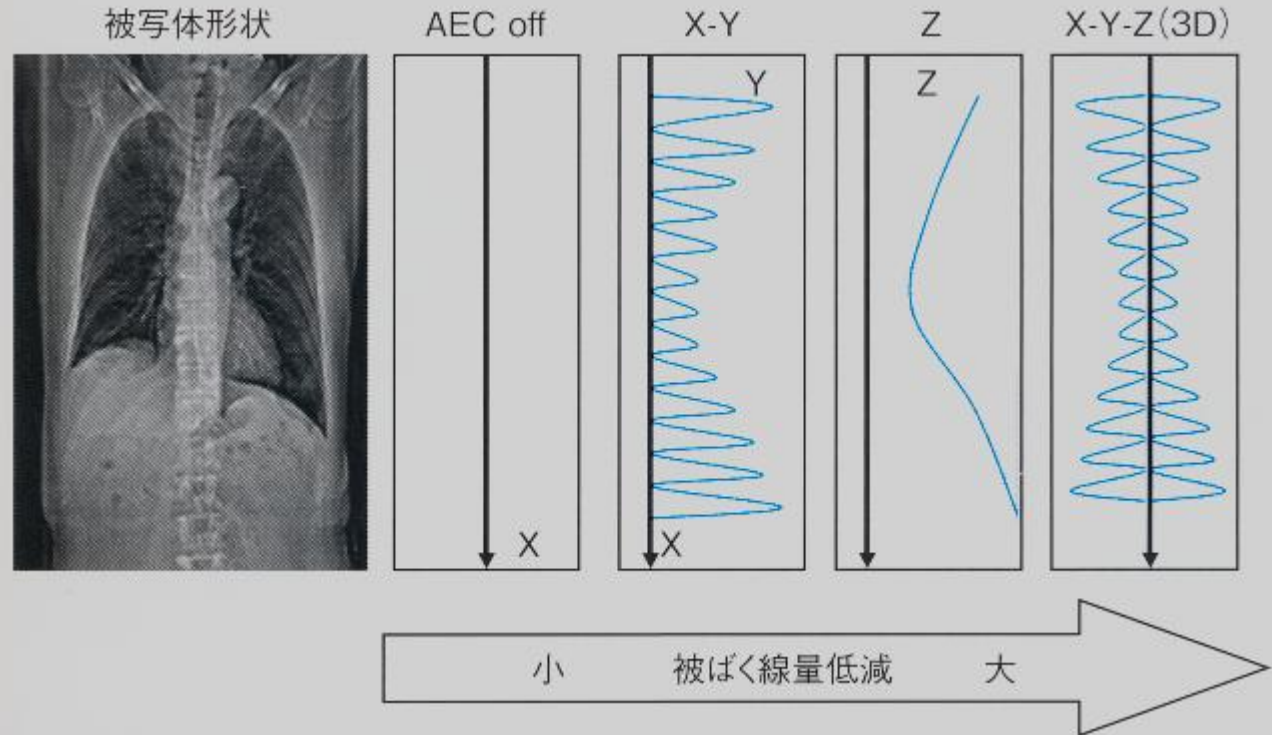


スキャン中にX線出力を照射角度や部位によりコントロールし被写体の構造やX線の吸収の程度に応じて画像SDが一定になるように調整することで余分なX線による被曝低減し画質を一定させる機能



	Patient Size AEC	Z-Axis AEC	Rotational AEC	3D Dose Modulation	SD setting
シーメンス	CARE Dose 4D	CARE Dose 4D	CARE Dose 4D /CARE Dose	○	—
フィリップス	Dose Right ACS	Dose Right Z-DOM	Dose Right D-DOM	—	—
東芝	Real EC	Real EC	Volume EC	○	○
GE	Auto mA	Auto mA	Smart mA	○	○

CT-AECの性能特性を理解し有効利用することによって、画質の担保と被曝の低減の両立が成立



Contents

- CTのスキャンパラメータ
- アーチファクトの低減ソフト
- 自動露出機構

(CT-AEC Automatic Exposure Control)

- 撮影タイミング
- 線量評価
- X線CTの標準化

動脈優位相撮影タイミング決定方法

■撮影開始時間固定法（固定法）

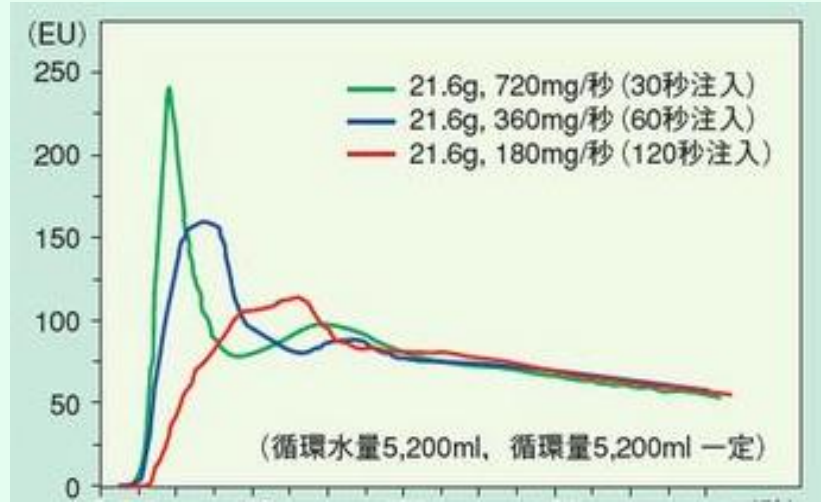
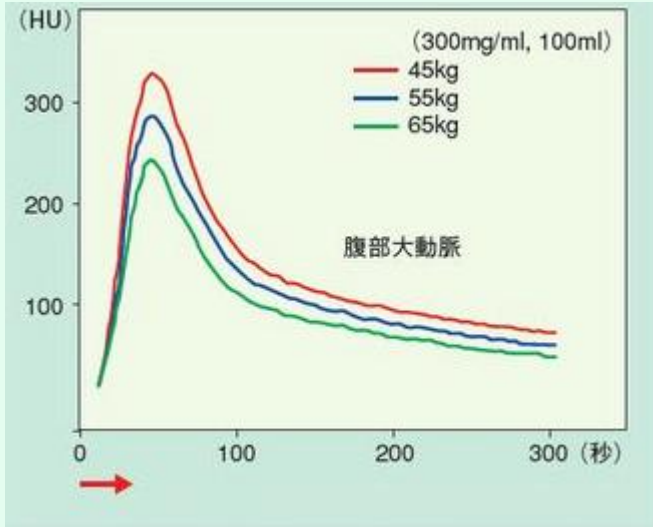
■bolus tracking法

（Real Prep. Smart Prep.

CARE Bolus）

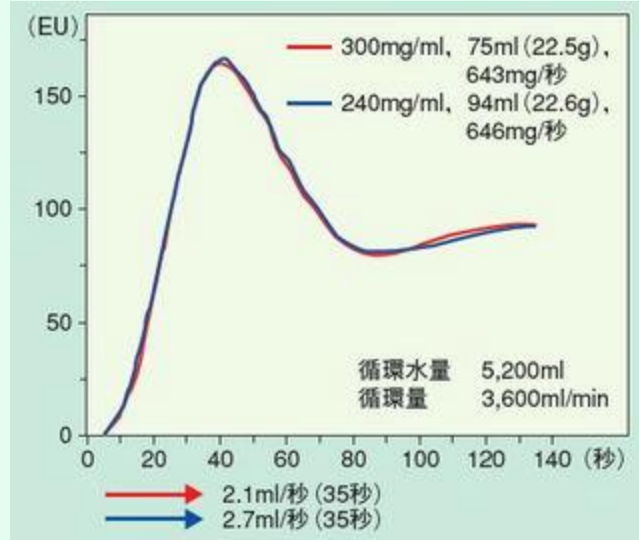
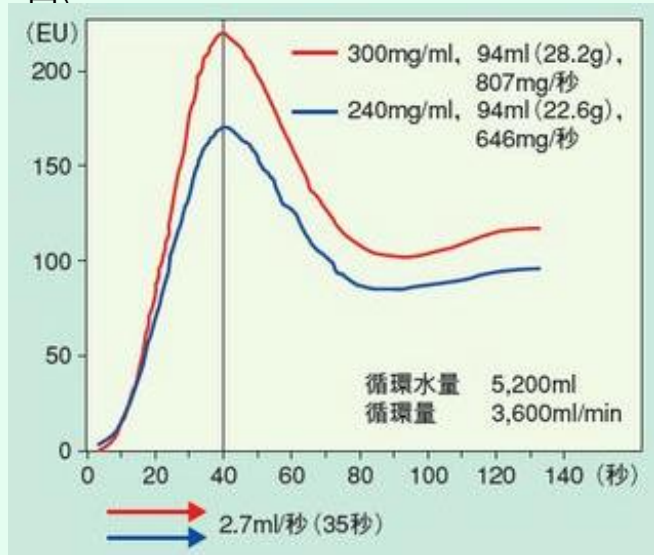
■test injection法

造影剤の時間濃度曲線



体重ごとのCTの変化 (ヨード量・注入時間一定)

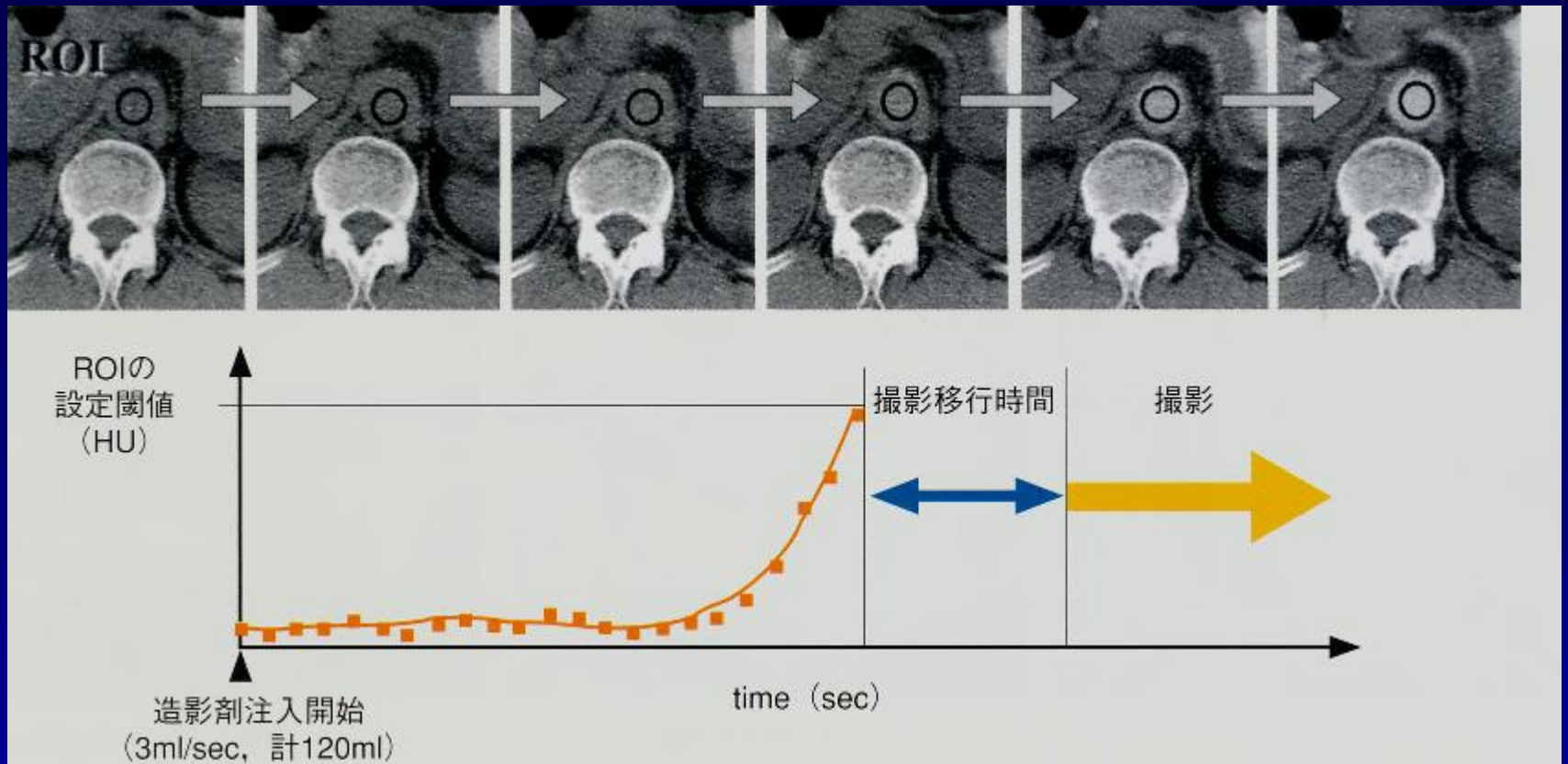
注入時間の違い (ヨード量一定)



単位時間当たりのヨード量の違い (注入時間・注入量一定)

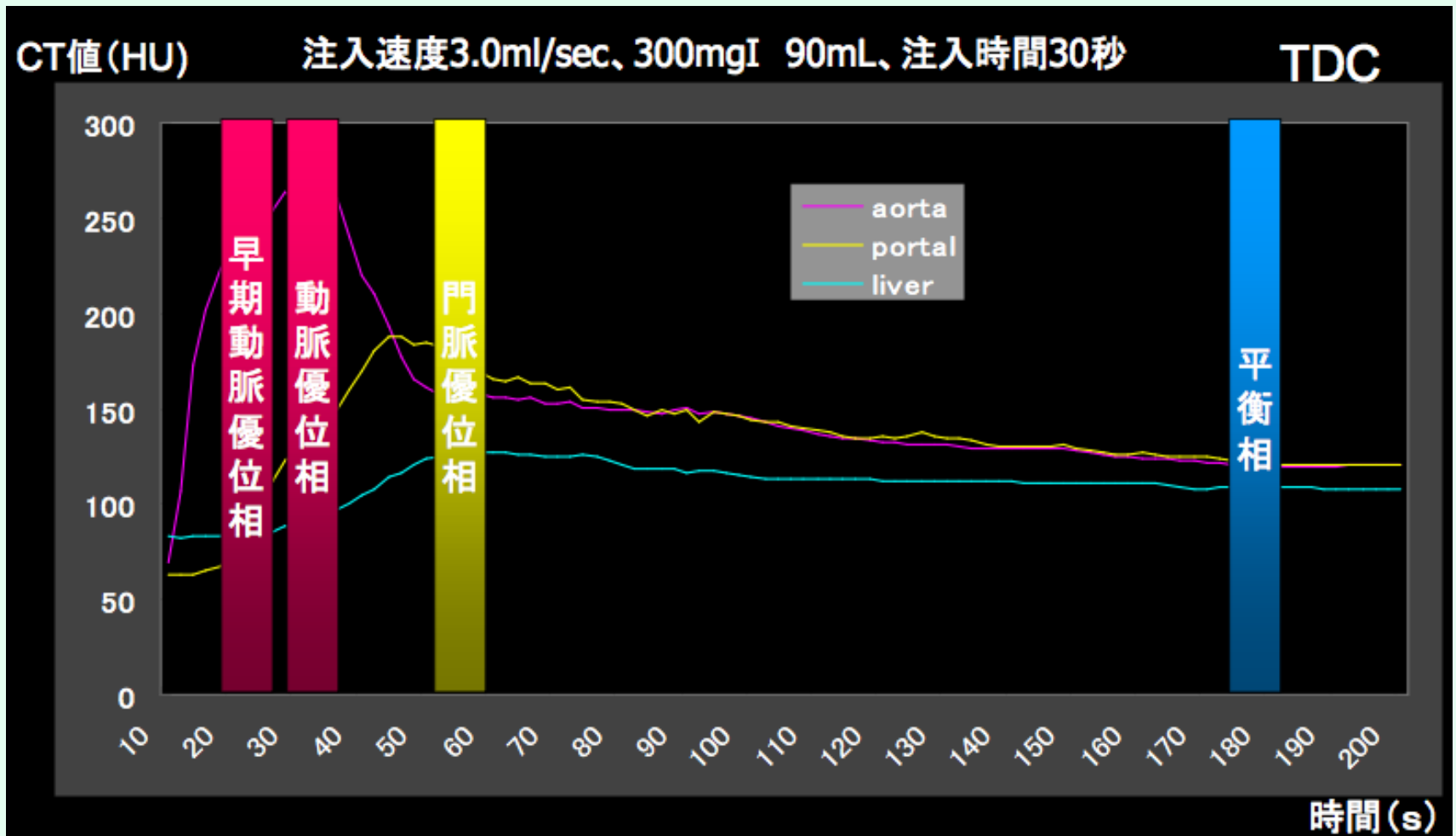
単位時間当たりのヨード量一定 (注入時間一定)

ボーラストラッキング機構関心領域



造影剤の注入状態をモニタリングする機構で、造影剤注入、後ある位置で連続的に
低線量のX線でCT値を測定し、あらかじめ設定したしきい値に達すると、自動的あるいはマニュアルで本スキャンを開始する方法

時間濃度曲線からみた肝の造影CT



Contents

- ・ CTのスキャンパラメータ
- ・ アーチファクトの低減ソフト
- ・ 自動露出機構

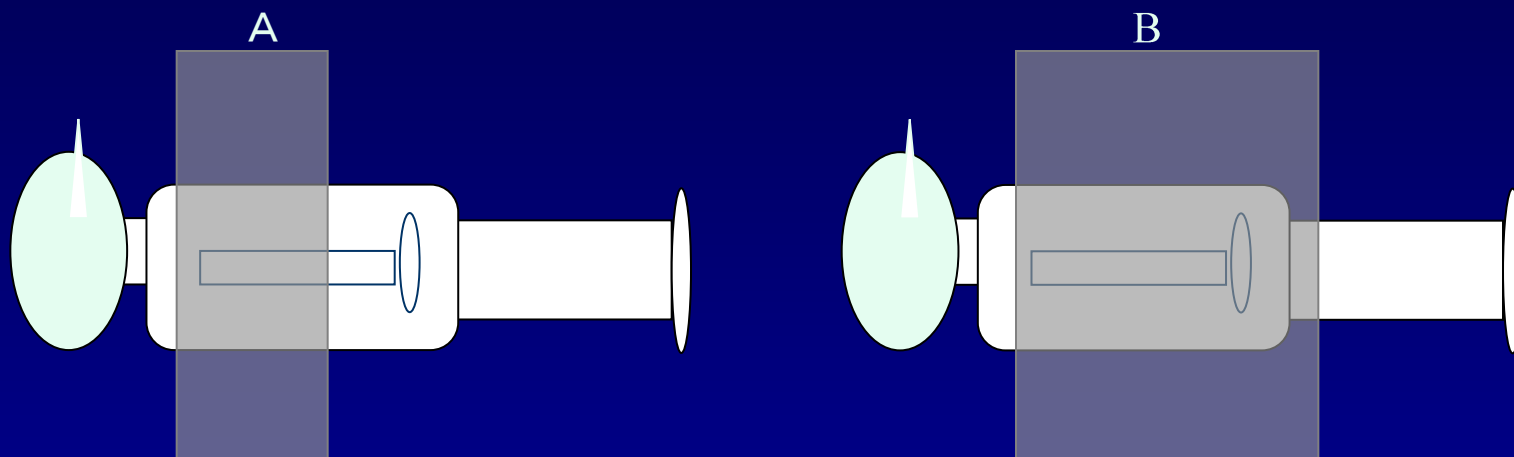
(CT-AEC Automatic Exposure Control)

- ・ 撮影タイミング
- ・ 線量評価
- ・ X線CTの標準化

線量評価

ガイダンスレベルや装置コンソールの表示にはCTDIやDLP使用されている

CTDIやDLPは被検者の被曝を表すものでないが指標として・・・



同一撮影条件の場合、A・BのCTDIは同一（スキャンエリア内の平均線量は同じ）

であるが、DLPはBがAの2倍
囲

$$DLP \text{ (Gy} \cdot \text{cm)} = \text{CTDI}_{\text{vol}} \times \text{スキャン範囲}$$

Contents

- CTのスキャンパラメータ
- アーチファクトの低減ソフト
- **自動露出機構**

(CT-AEC Automatic Exposure Control)

- 撮影タイミング
- 線量評価
- **X線CTの標準化**

X線CT撮影における標準化 「～ガイドラインGuLACTIC～」

	Grade	strong recommendation	recommendation
撮影範囲	撮影範囲	肝上縁～恥骨結合下縁	
	体位	仰臥位	
	呼吸制御	抑制が必要	
撮影条件	管電圧	120kv	
	線量	250mAs以下	CT-AEC使用
	スキャンスライス厚	3mm以下	1. 25mm以下
	スキャン(回転)時間	0.8sec以下	0.5sec
	総スキャン時間	15sec以下	
再構成条件	再構成FOV	体格に合わせて	
	再構成スライス厚	5mm	
	再構成スライス間隔	同上	
	再構成関数	体幹部用	
造影法	総ヨード使用量 (mgi/kg)	500mgi/kg以下	
	注入時間(sec)	50sec	
	撮像時相	①初回検査 1、単純 2、造影 80sec	

X線CT撮影における標準化 「～ガイドラインGuLACTIC～」

	Grade	strong recommendation	recommendation	造影法	総ヨード使用量 (mgi/kg)	600mgi/kg以下		
撮影範囲	撮影範囲	肝上縁～総腸骨下縁			造影法	注入時間(sec)	30sec	
	体位	仰臥位					撮像時相	①初回検査 1、単純 2、後期動脈相 40sec 3、門脈相 80sec 4、平衡相 180sec ②経過観察(原発性肝臓癌) 1、単純 2、後期動脈相 40sec 3、平衡相 180sec ③経過観察(転移性肝臓) 1、単純 2、門脈相 80sec
	呼吸制御	抑制が必要						
撮影条件	管電圧	120kv						
	線量	250mAs以下	CT-AEC使用					
	スキヤンスライス厚	3mm以下	1. 25mm以下					
	スキヤン(回転)時間	0.8sec以下	0.5sec					
	総スキヤン時間	10sec以内						
再構成条件	再構成FOV	体格に合わせて						
	再構成スライス厚	5mm						
	再構成スライス間隔	同上						
	再構成関数	体幹部用						

以上です。
ご清聴ありがとうございました。