

第9回九州CT研究会
平成29年5月20日

『 Next generation
～Dual energy imaging & Spectral imaging ～ 』

Dual Energy CTの現状とPhoton Counting CTの基礎解説
～だれでもわかる！明快！Photon Counting CT技術解説～

埼玉県済生会川口総合病院
富田博信

本日の内容

- X線CTの変遷
- Dual Energy CTの基礎
- Dual Energy CT技術の基礎
- 仮想単色と混合画像の特性
- Dual Energy 臨床
- 今後の展開

X線CTの主な歴史

- 1914 **Mayer**がX線による断層撮影の原理を発表
- 1961 OldendorfがRIを用いた回転断層撮影を発表
- 1963 CormackがX線投影データからの再構成を発表
- 1967 **高橋信次**が断層撮影に関する研究を発表
- 1969 Slavin螺旋走査型CT法の原理
- 1971 **Radon**が投影像からの再構成を数学的に証明
- 1972 G. HounsfieldがEMIスキャナを発表する
- 1973 EMIスキャナ1号機、米国Mayo Clinicに設置
R.S.Ledleyが全身用CTスキャナ
Georgetown大学で臨床テスト開始
Ambroseの臨床データ発表

1975 頭部用EMIスキャナ Mark I 東京女子医大に設置
GE.Picker.Siemens.Varian等 CT装置を製作発表
第3世代CT発表

1979 G.HounsfieldとCormackがノーベル賞を受賞

1985 スリッピングCTを発表

1988 固体検出器CT

1989 ヘリカルスキャン

1991 サブミリメーターCT

1993 リアルタイムCT

1995 サブセコンドCT

1998 ハーフセコンドCT

1998 マルチスライスCT

本日の内容

- X線CTの変遷
- Dual Energy CTの基礎
- Dual Energy CT技術の基礎
- 仮想単色と混合画像の特性
- Dual Energy 臨床
- 今後の展開

X線CTのDual Energy Imagingの歴史

- Dual Energy Imagingの考え方の歴史は40年ほど前には既に、論文化されている。
- Dual-Photon Absorptiometry (DPA) Photon-Counting法に関しては1974年, 1987年
- Multi-Layer Detectorを用いたSandwich Detector法に関しては1987年, Dual Energy X-Ray Absorptiometry (DXA)に代表される
- kV-Switching法に関しては, 1989年, 1990年に相次いで論文報告されている

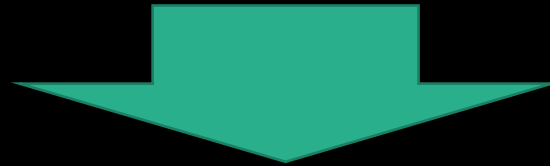
※Roos, B., et al. : Dual photon absorptiometry in lumbar vertebrae ; One theory and method. Acta. Radiol. Ther. Phys. Biol., 13, 266～280, 1974.

※Barnes, G.T., et al. : Detector for Dual-Energy Digital Radiography. Radiology, 156, 537～540, 1985.

※Hickey, N.M., et al. : Dual-Energy Digital Radiographic Quantification of Calcium in Simulated Pulmonary NodulesRadiology. Am. J. Reontgenol., 148, 19～24, 1987.

Dual Energy Imaging CTの考え方

X線CTでは単一の(連続スペクトル)管電圧を利用することにより物質の線減弱係数の違いにより透過X線を検出器により投影データとして取得し、Filtered back-projection(FBP法)を用いて単一のサイノグラムを用い画像を再構成している。



- Dual Energy Imagingの原理は、物質の減弱がX線の平均エネルギーによって異なることを利用した画像化の手法。
- 異なる2つの管電圧は異なったエネルギーの差により組織減弱係数も変化するので、これら2つのデータの違いを元に、各々から計算して、物質を弁別

CT値が同じものを弁別するには？

線減弱係数(CT値) = 質量減弱係数 × 密度

∴ 質量減弱係数を変化させる！

質量減弱係数はX線エネルギーに依存する



エネルギーの異なるX線で撮影する



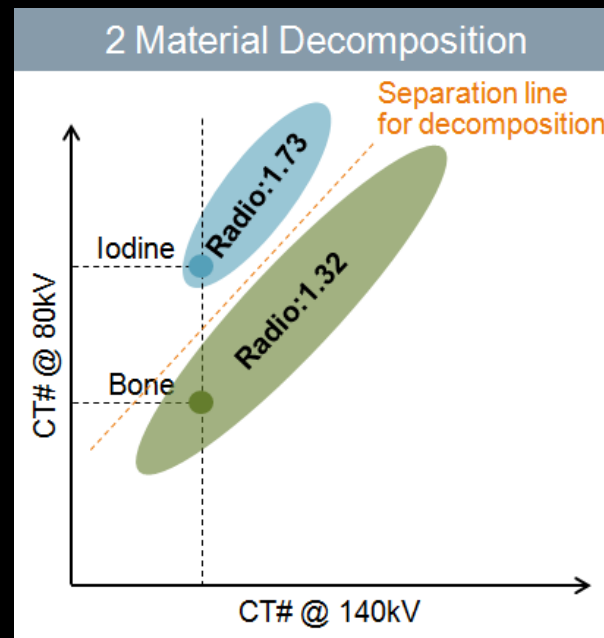
エネルギーごとのCT値が得られる！

➤ 2-material decomposition

2種類の基準物質を用い、物質弁別を行う方法。

ヨードと骨の場合、それぞれ低管電圧と高管電圧のCT値をプロットすると、濃度や密度による一定の傾きを持った分布を示す。

その分布の境界に、分離線を作成し物質弁別を行う。

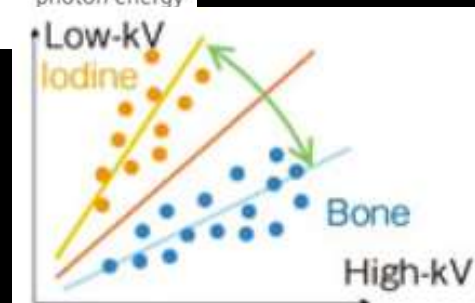
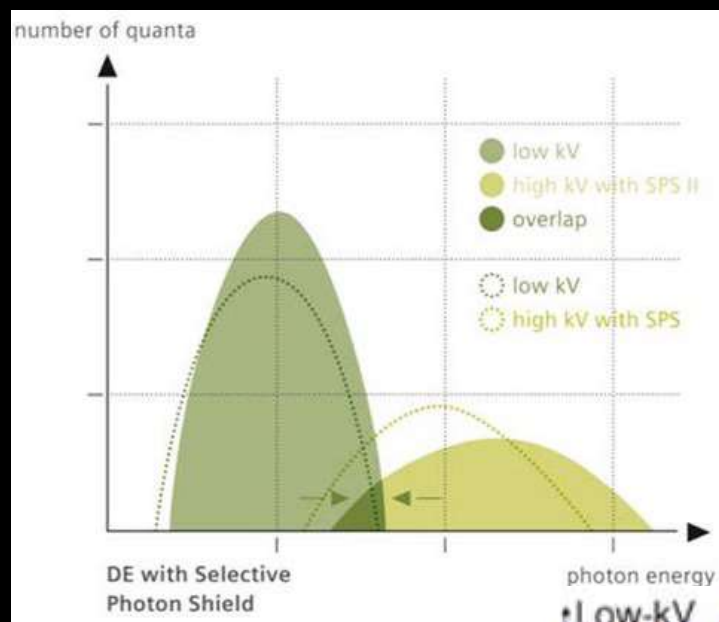
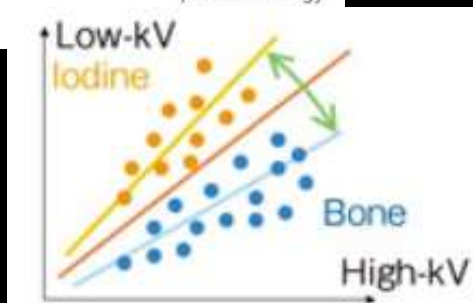
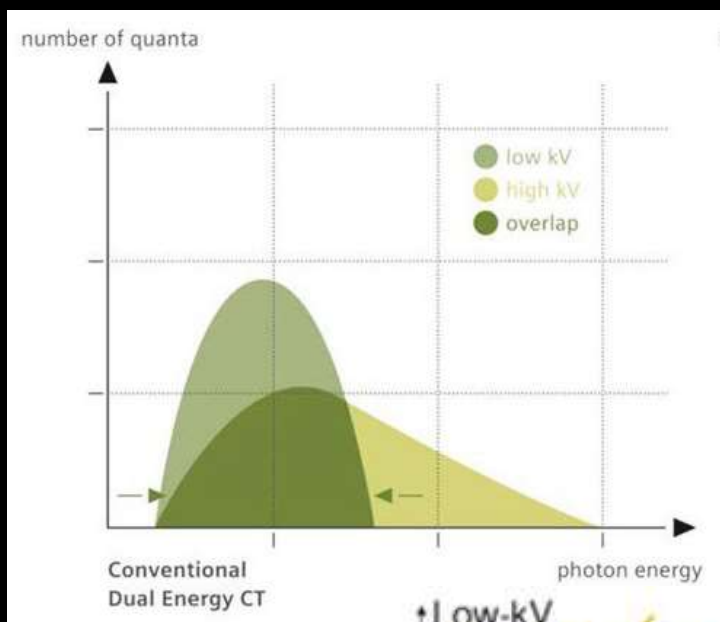


Siemensより提供

物質弁別精度向上のための技術

➤ Selective Photon Shield (siemens)

高電圧と低電圧のX線スペクトルの重なりをSnフィルタを使用し少なくし、エネルギー分解能を向上させている



➤ 3-material decomposition

3種類の基準物質を用い、物質弁別を行う方法。

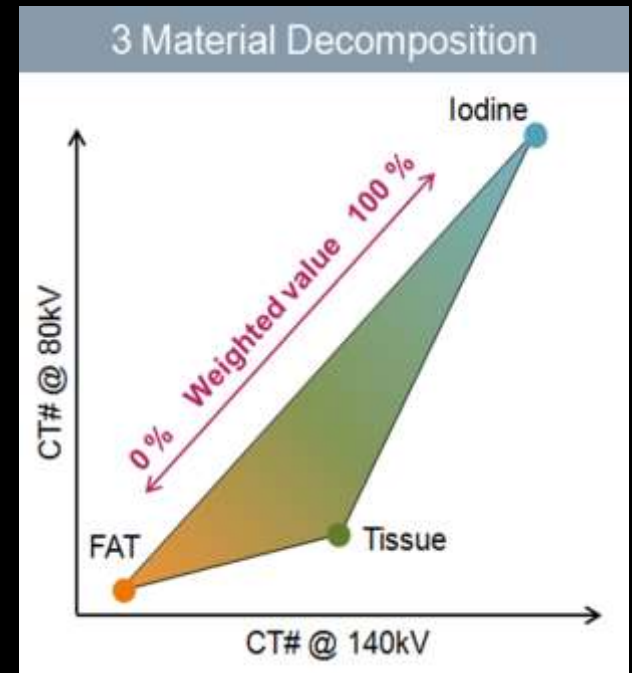
実測されたヨードのCT値は、脂肪と軟部組織を結ぶ辺とヨードとを結ぶ線上に分布する。

実測されたヨードのCT値から脂肪と軟部組織を結ぶ辺までの距離をヨード量とし、

画像化したものを**ヨードマップ画像**という。

結んだ点を造影前のCT値と仮定し、

画像化したものを**仮想単純画像**という。



Dual Energy Imagingの画質向上要素

重要です！

- 異なる2つの撮影管電圧のX線エネルギー差はできるだけ大きく
- 2つの投影データには、空間的・時間的誤差が限りなく小さく
- 撮影された画像の低エネルギー側，高エネルギー側双方とも，同等の画質(SNR)である
- 連続X線のエネルギー調整(Snフィルターなど)

本日の内容

- X線CTの変遷
- Dual Energy CTの基礎
- Dual Energy CT技術の基礎
- 仮想単色と混合画像の特性
- 造影剤低減方法の研究
- 今後の展開

Dual Energy技術

- Multi-Layer Detector Sandwich Detector法

各メーカーにて検討されたが、現在臨床実機ではフィリップス採用

- kV-Switching法

1つの管球をパルススイッチングして、2つのエネルギーデータを得る GE採用

- Dual Source CT法

2管球装置によりそれぞれの管球から異なったエネルギーを発生 シーメンス採用

- Dual Spin法

1つの管球より、異なるエネルギーにて同一部位を2回撮影し、Dual Energy Imagingを取得する 東芝 フィリップス採用

- Twin Beam Dual Energy

1つのX線管球とX線焦点で、フィルタリングを行うことで低エネルギーと高エネルギーの2つのスペクトラム(ビーム)を生成

※動きの速い部分への臨床使用に関しては、kV-switching方式、Dual Source CT機種にアドバンテージ

Switching VS Dual Source VS Multi-Layer

私の私見です。。。。。

	GE	Siemens	Philips	
	KV Switching	Dual Source	Multi-Layer	考察
被曝線量	△	○	○	AEC使用可能
仮想単色画像SDの安定性	○	△	○	SDの変動率
処理の簡便さ	○	◎	◎	WSにて簡便
日常使用(撮影)	○	○	◎	WSにて簡便
データ容量	△	△	△	Dual Energyはもともとデータは多い
ビームハードニング補正	○	△	○	それぞれに特徴あり

本日の内容

- X線CTの変遷
- Dual Energy CTの基礎
- Dual Energy CT技術の基礎
- 仮想単色と混合画像の特性
- Dual Energy 臨床
- 今後の展開

Virtual monochromatic image

仮想単色X線画像

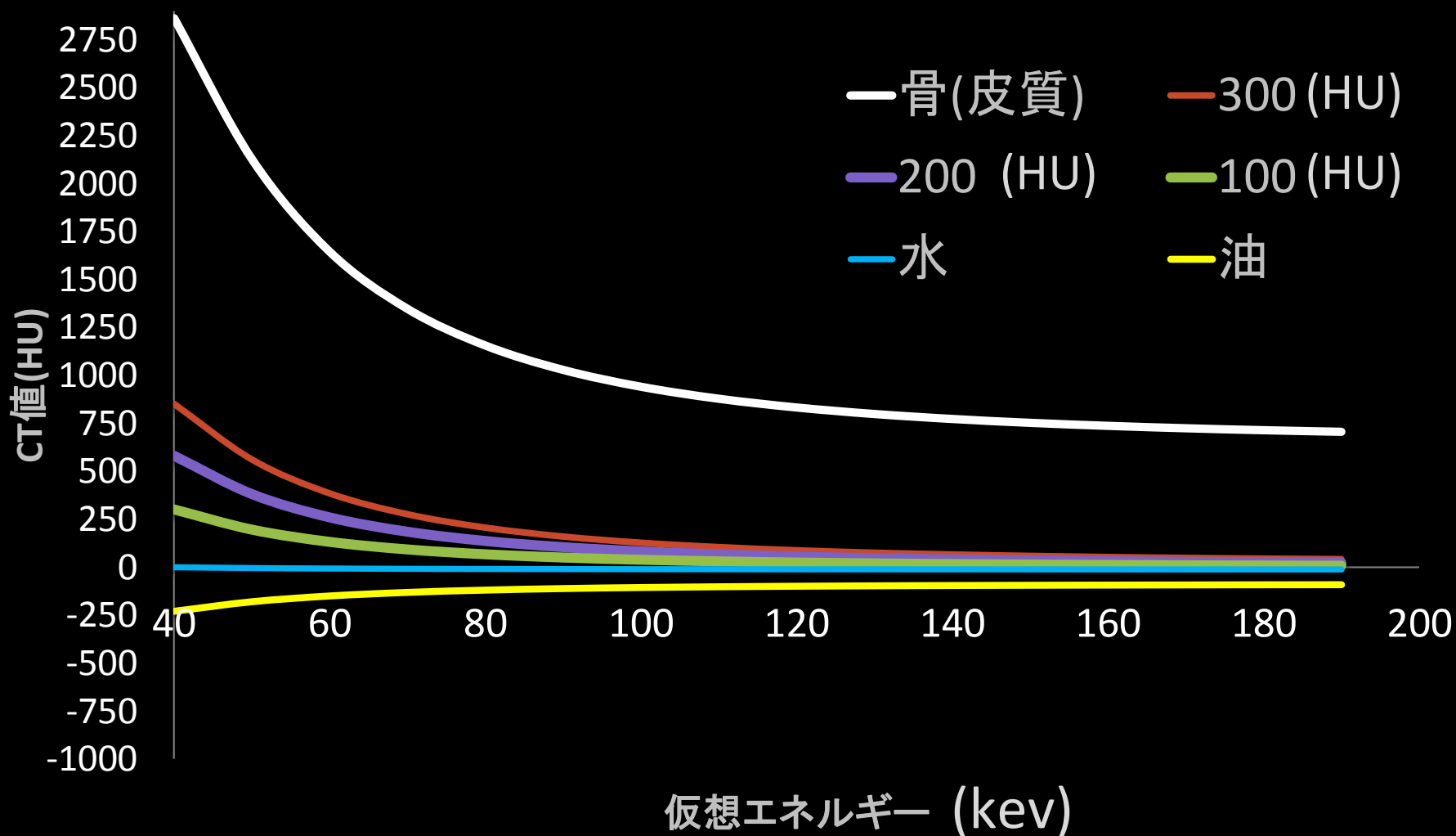
仮想単色実験

- 希釈造影剤(120kVにて調整)
CT値:50 100 150 200 250 300(HU)
- 水
- 油 (オリーブオイル)
- 骨(豚骨)
- 注射器シリンジ

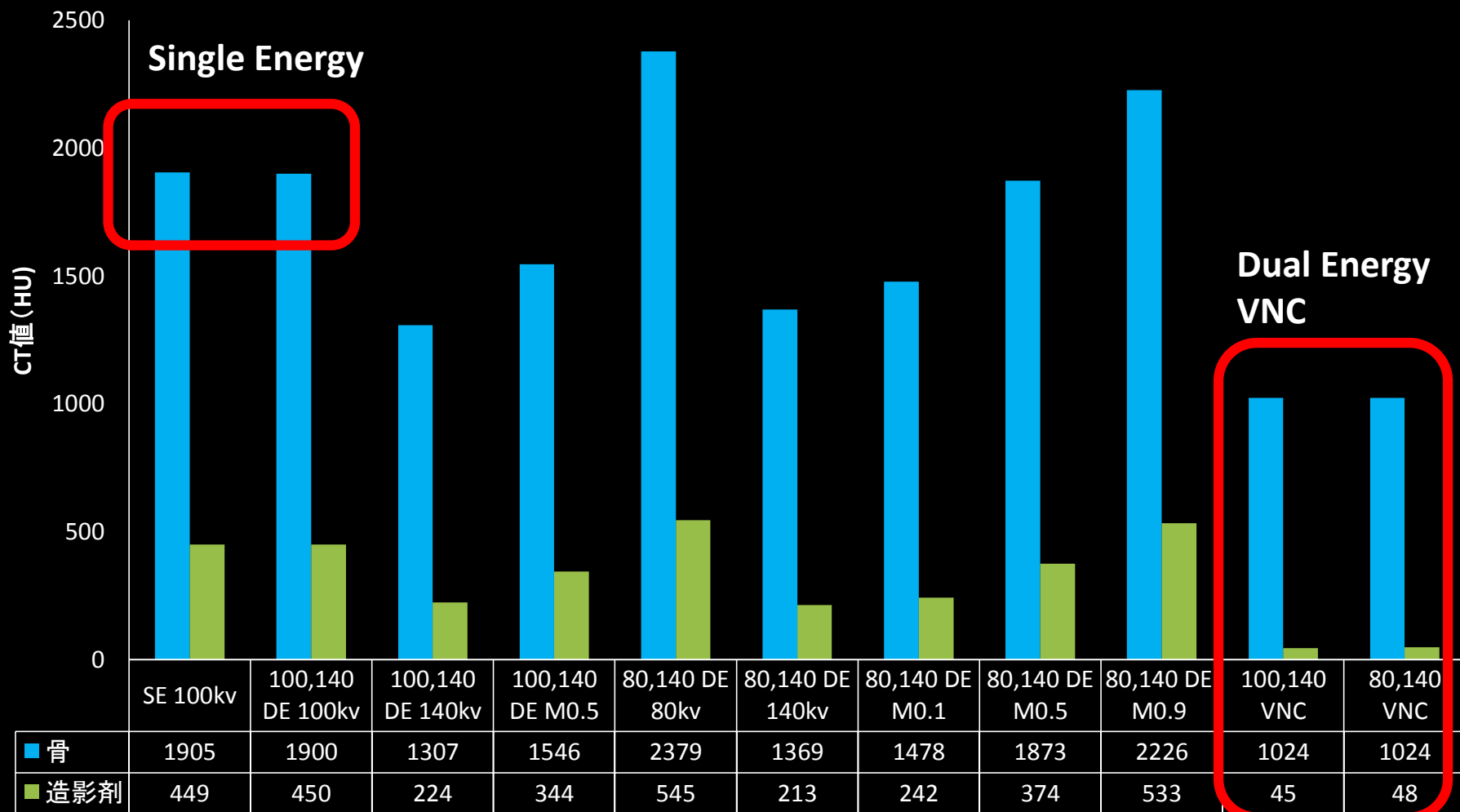


仮想単色エネルギーとCT値

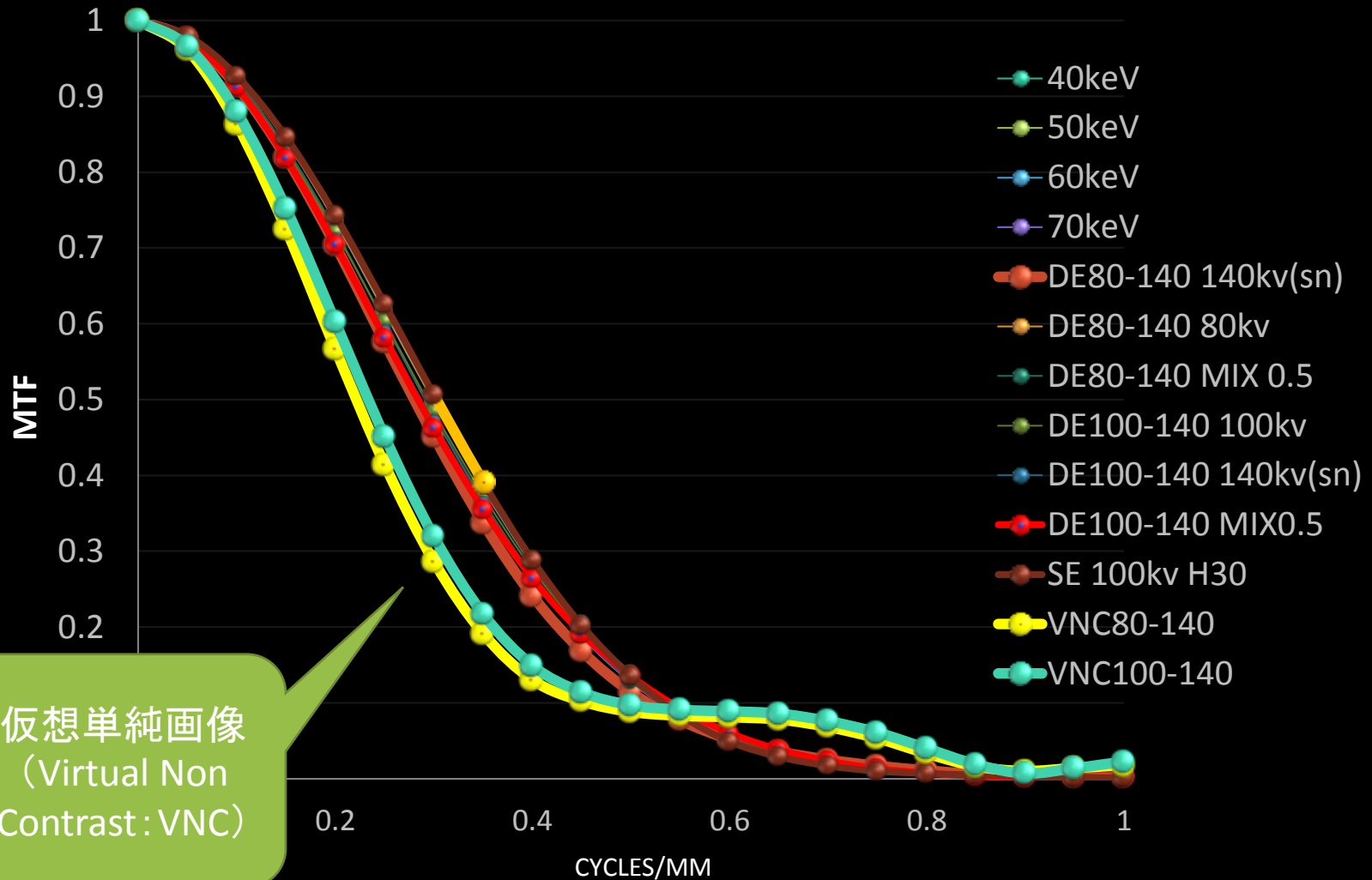
造影剤 水 油のエネルギーによるCT値の変動



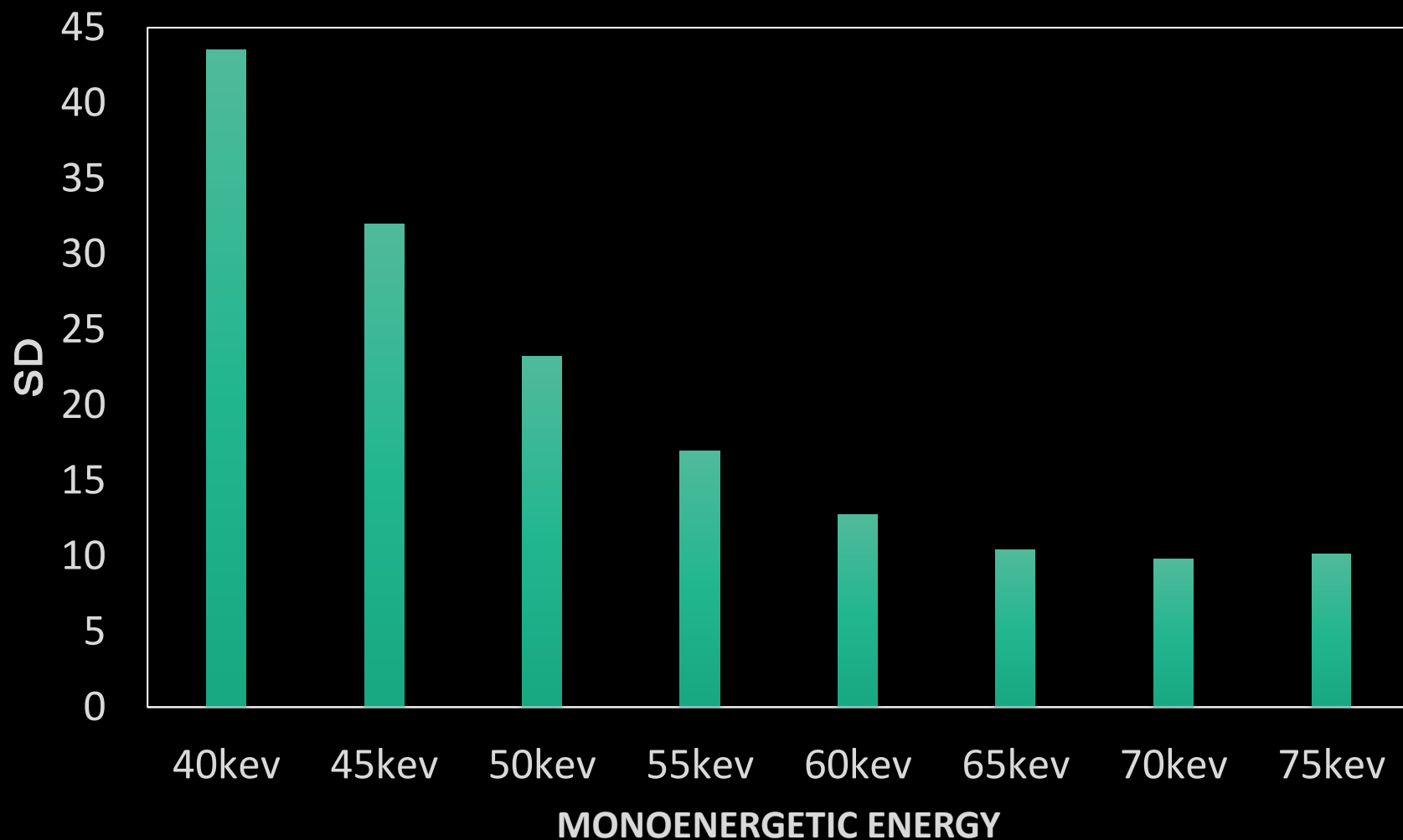
Dual Energy画像におけるファントムCT値



Dual Energy MTF



Monoenergetic energyにおける画像SDの変化（シーメンス）



仮想単色画像の利点

- ビームハードニングに対して強い
- 任意のエネルギーレベル選定できる
- 装置間比較がある程度可能
- 低エネルギー使用で造影剤感度増強

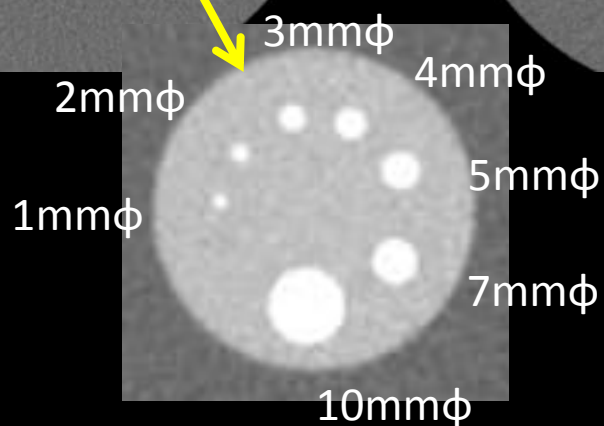
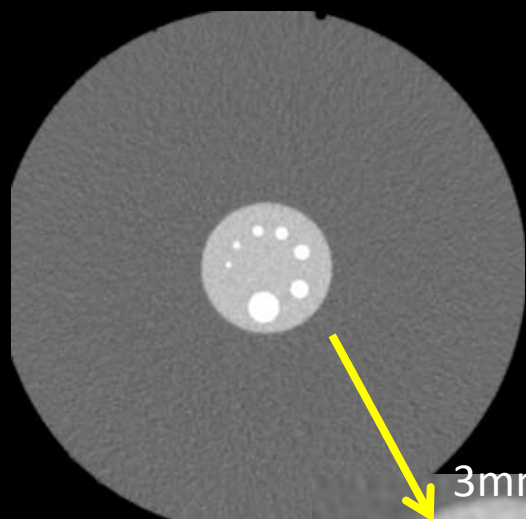
ECR 2016 エントリー
造影剤削減を考慮した仮想単色画像MONO
+の画質評価と検討

**Is advanced monoenergetic imaging
ready for clinical routine?**

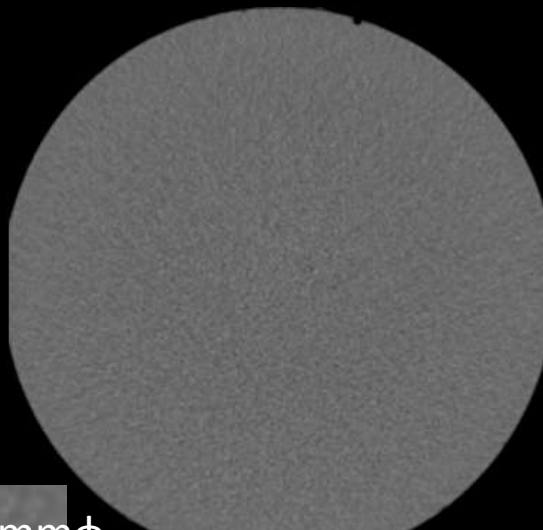
An in-depth image quality analysis.

Use phantom

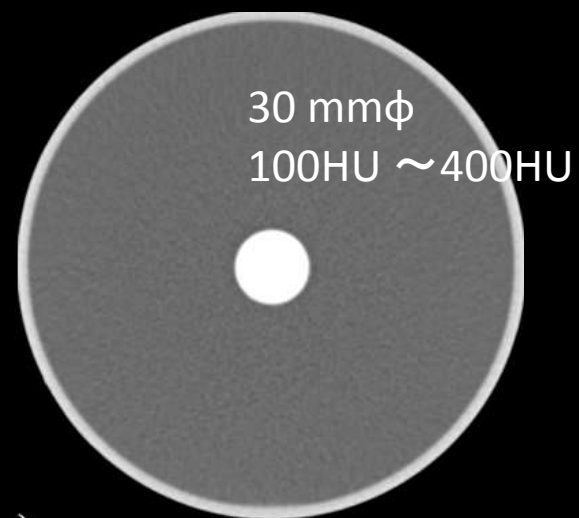
CNR CT number



SD NPS

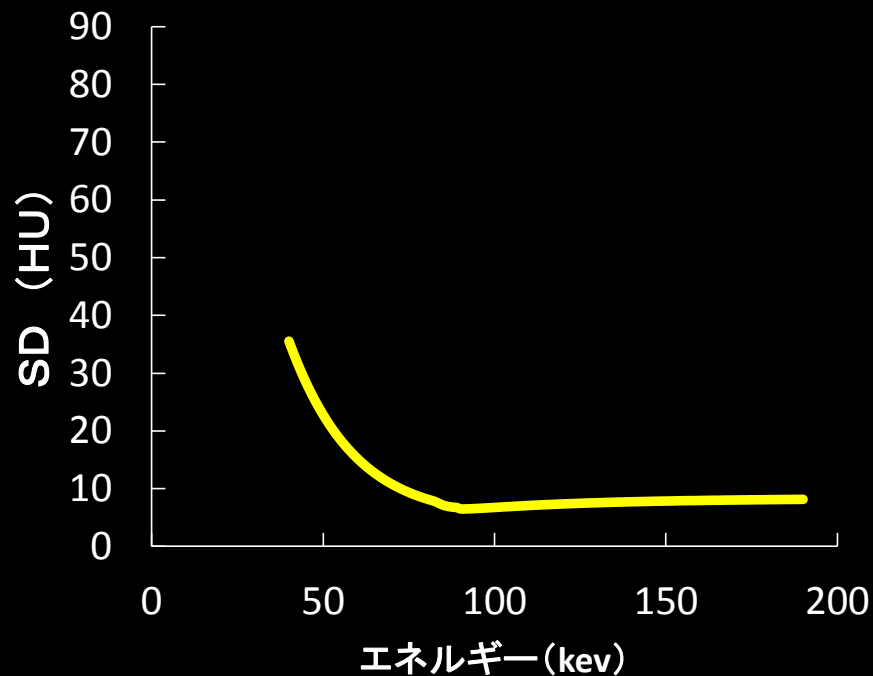


MTF

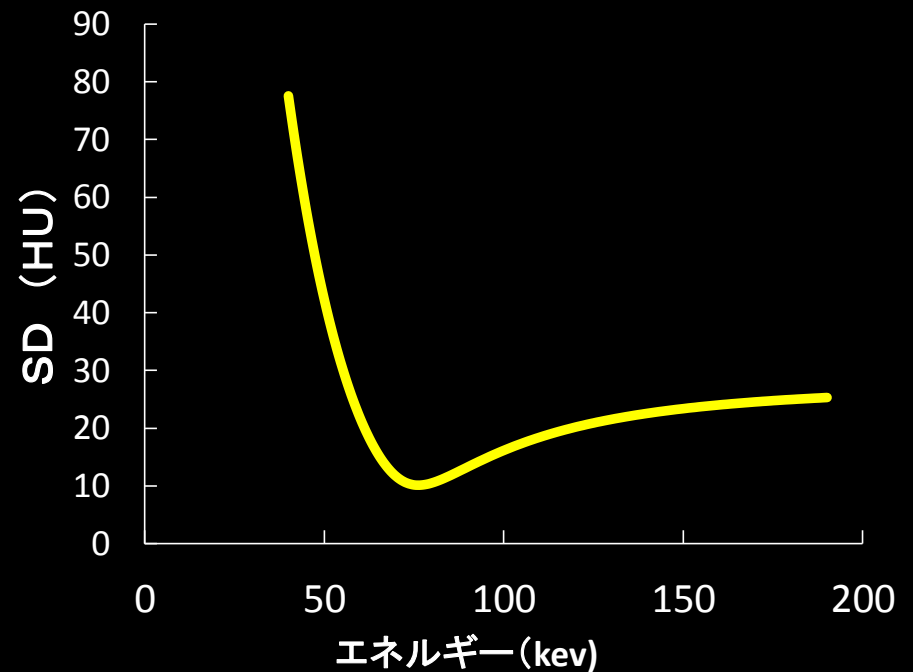


400HU 300mAs における エネルギーと画像SDの関係

Mono(+)

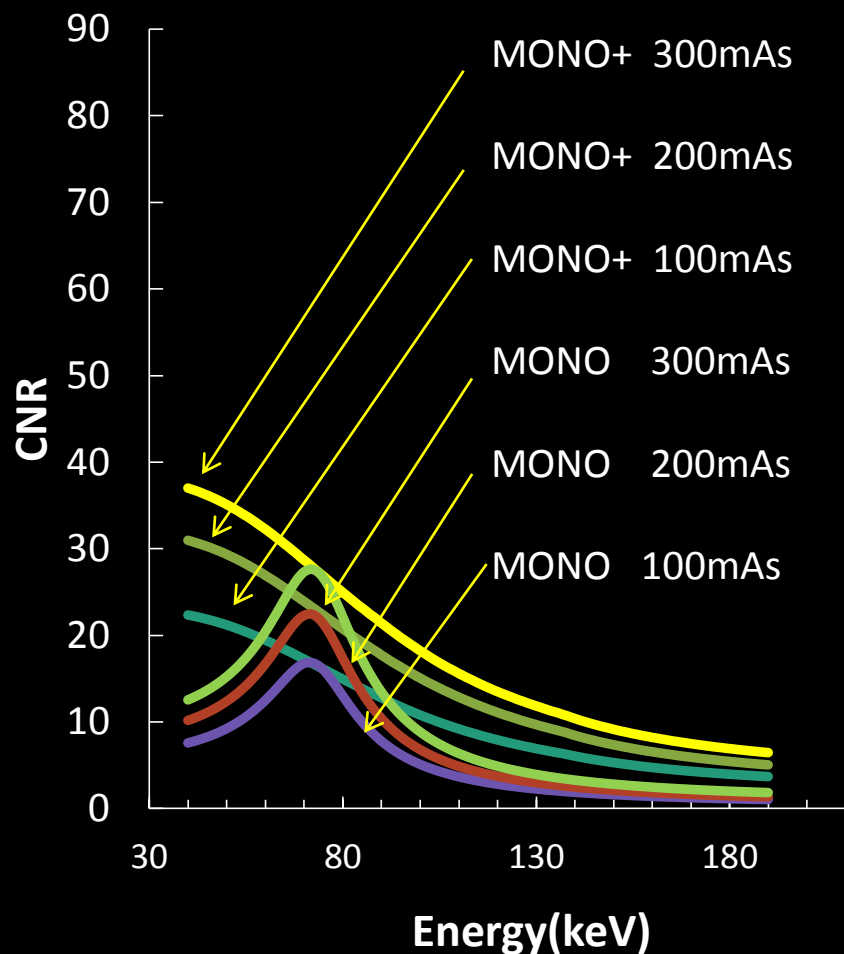


MONO ノーマル

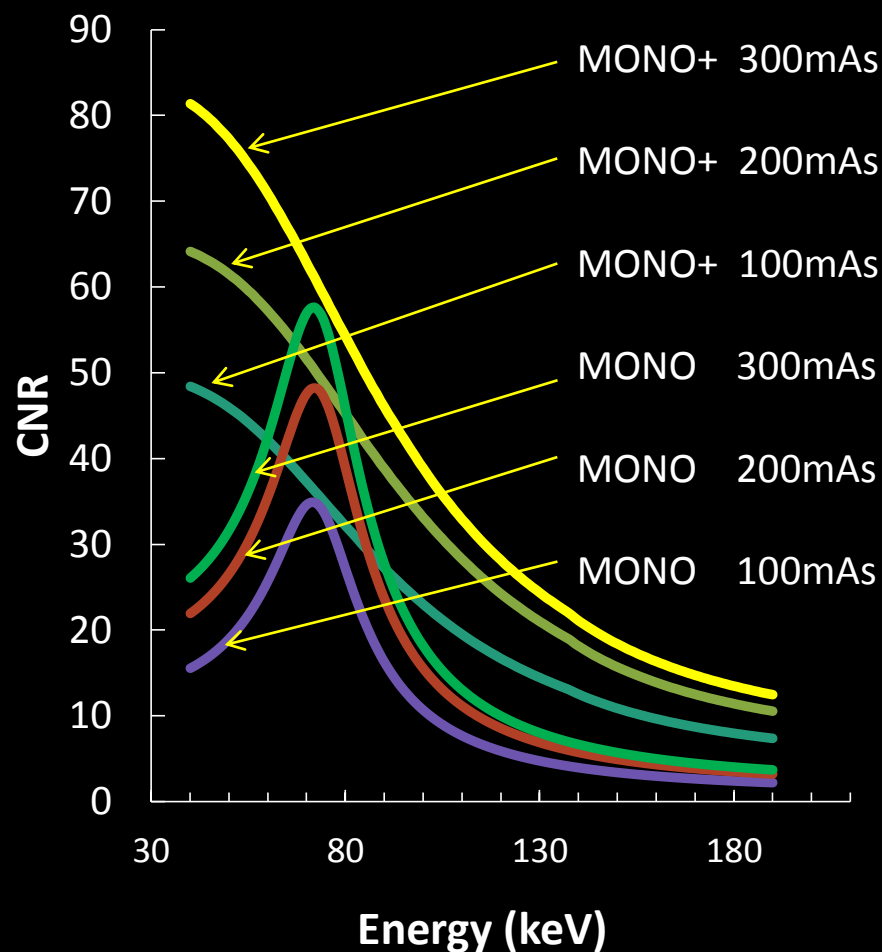


Result: CNR

CNR (Phantom 200HU)



CNR (Phantom 400HU)

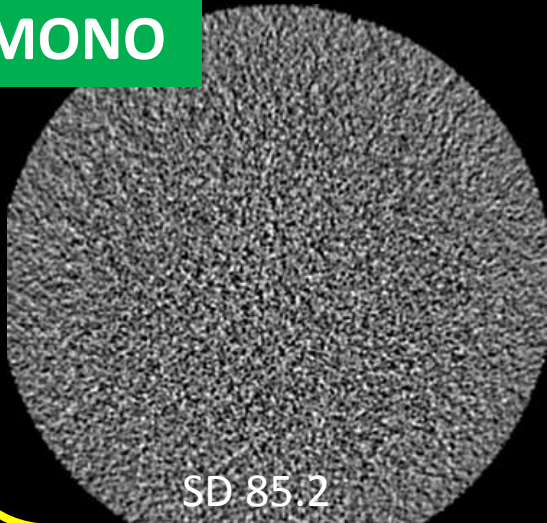


CNR was improved in MONO+ monoenergetic images in both phantoms (low and high CT values), in particular in images of low keV.

MONO VS MONO+ NPS Phantom image 40keV

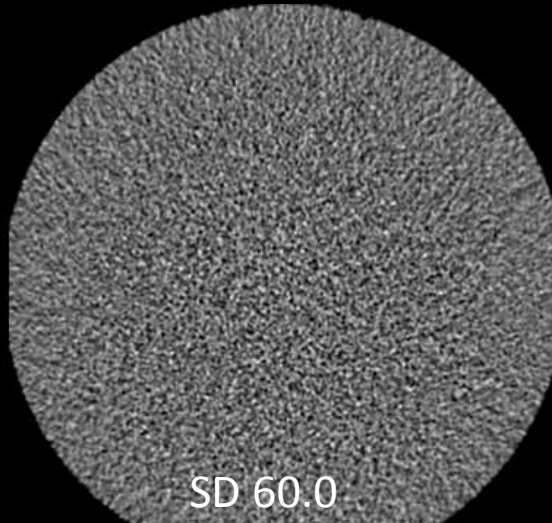
100mAs

MONO



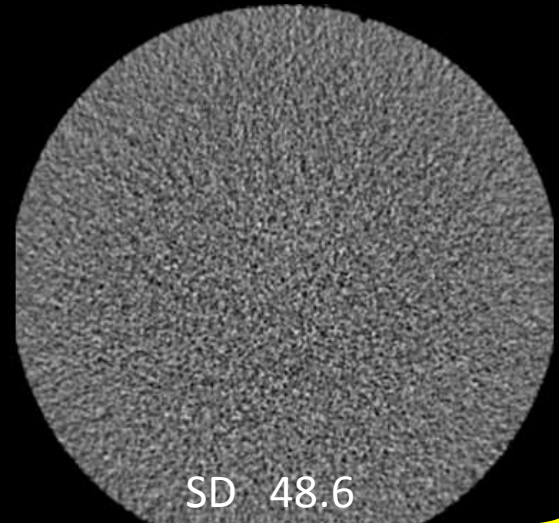
SD 85.2

200mAs



SD 60.0

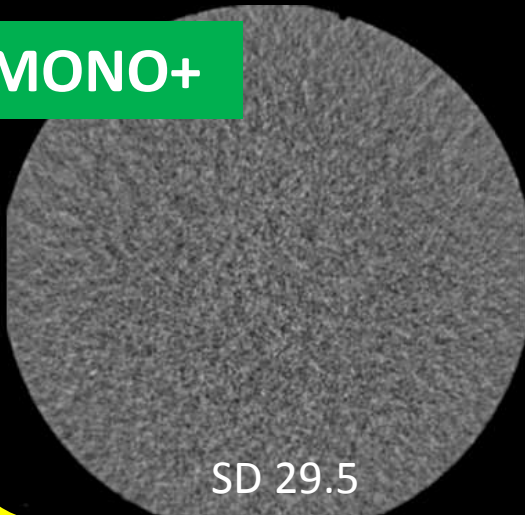
300mAs



SD 48.6

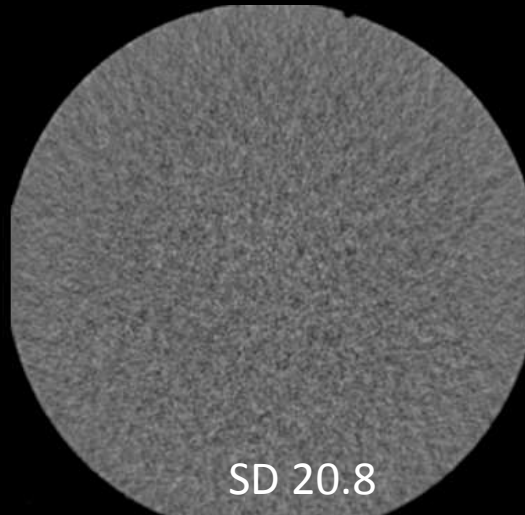
100mAs

MONO+



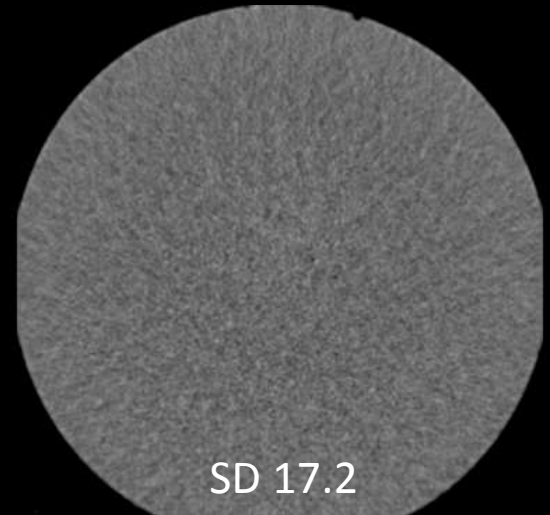
SD 29.5

200mAs



SD 20.8

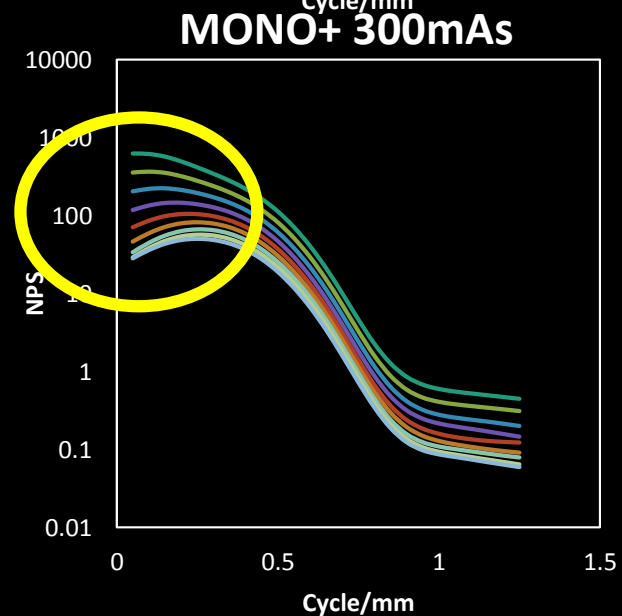
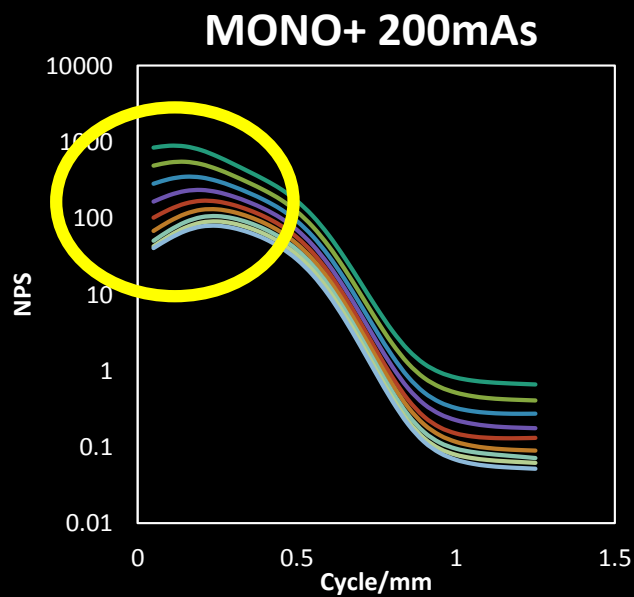
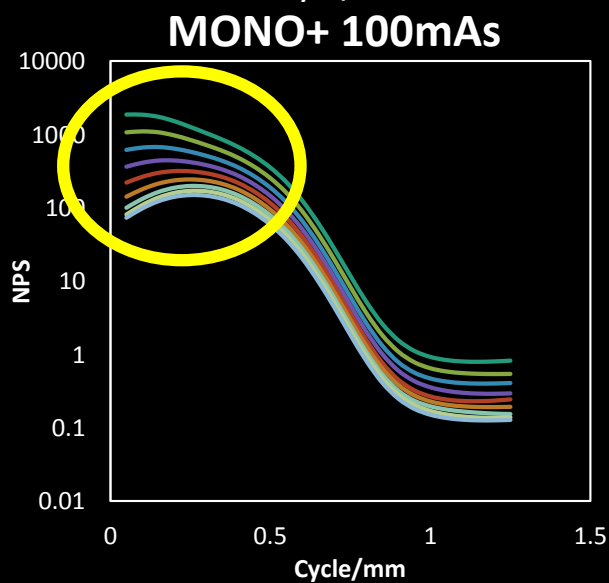
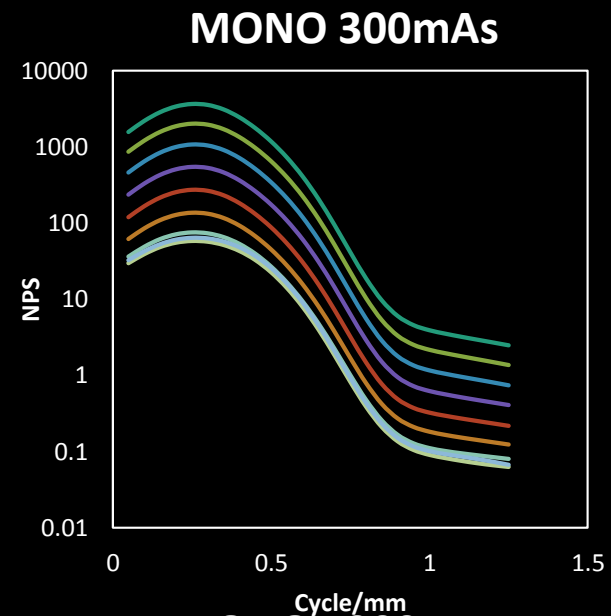
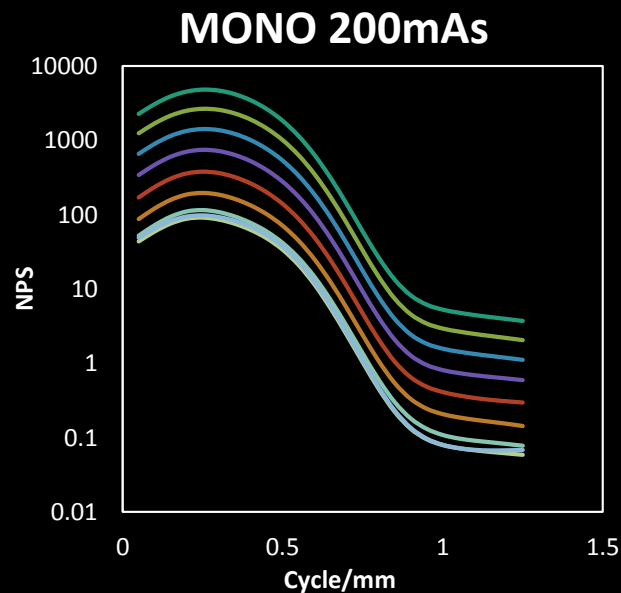
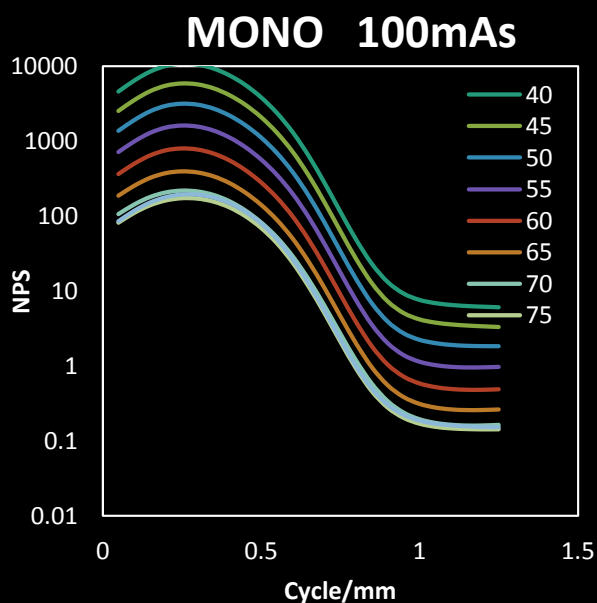
300mAs



SD 17.2

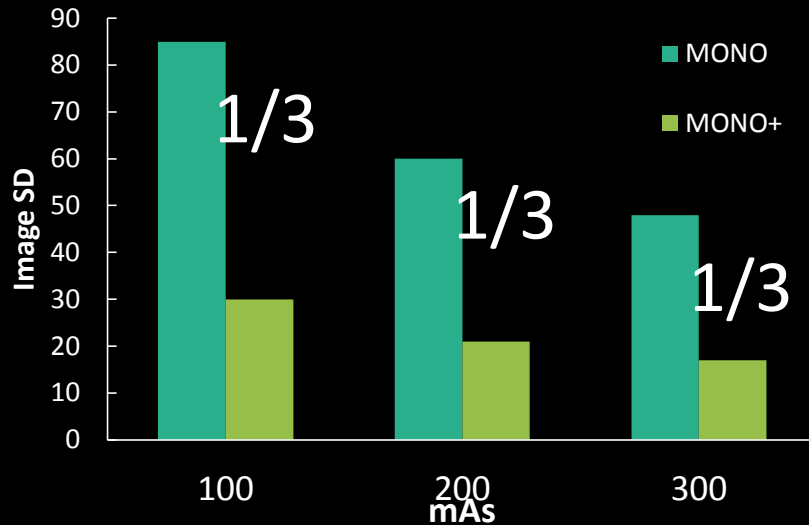
WL 30 WW400

Result NPS MONO VS MONO+

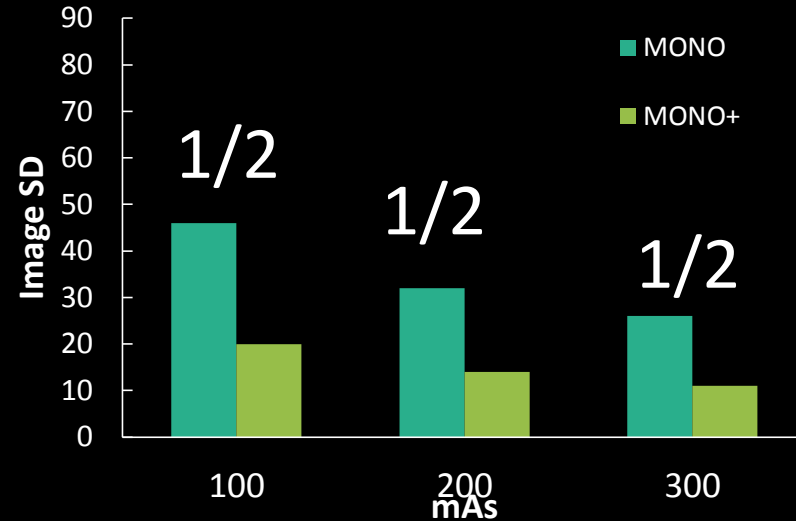


MONO VS MONO+ (SD)

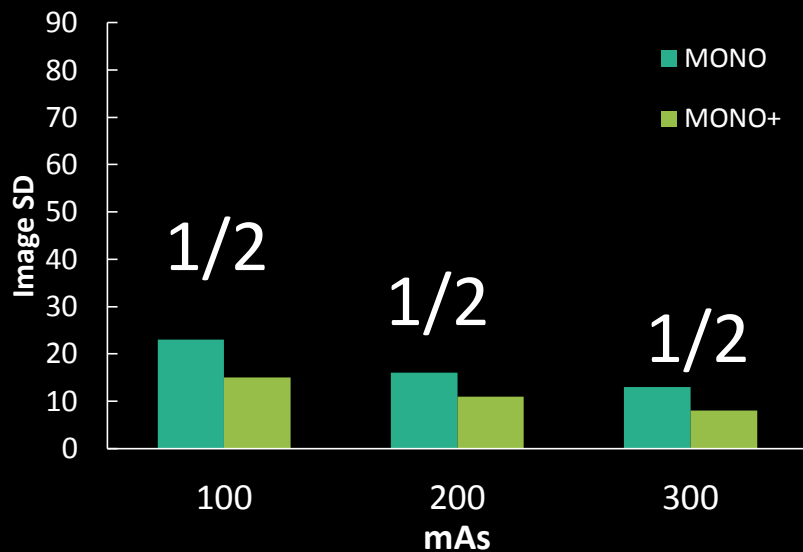
40KeV



50KeV



60KeV



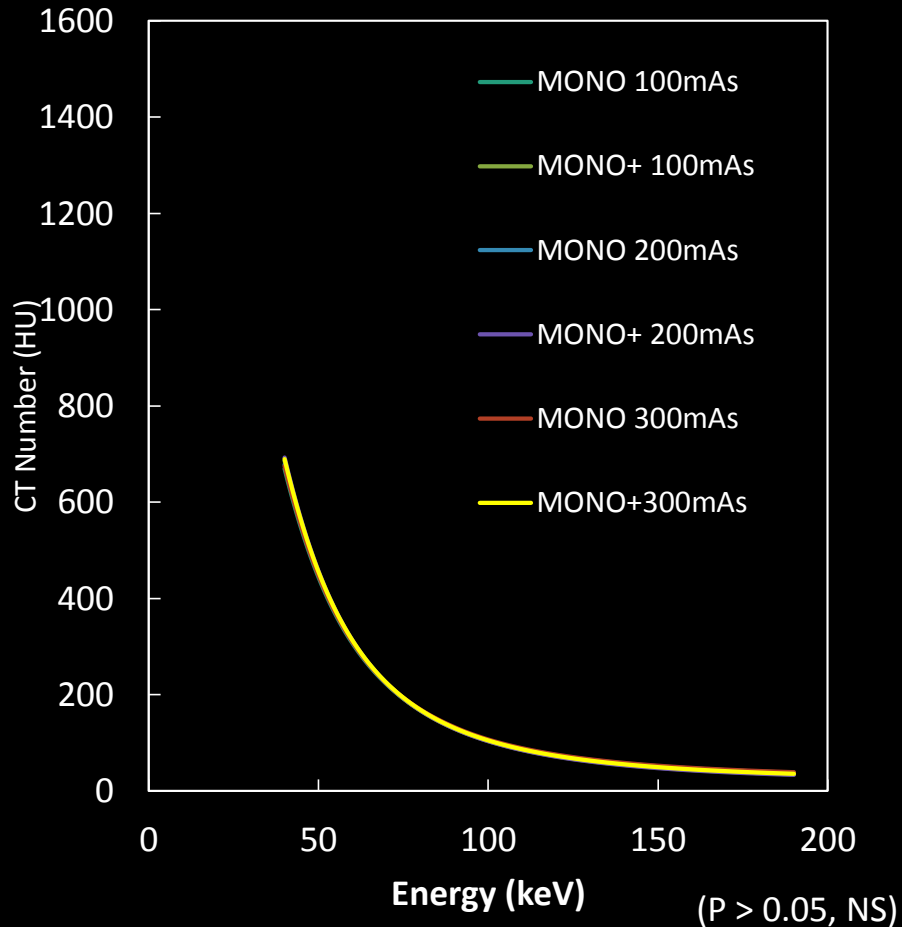
SD improvement of MONO + compared to the low KeV MONO was 3 times.

Additionally 60Kev was twice even.

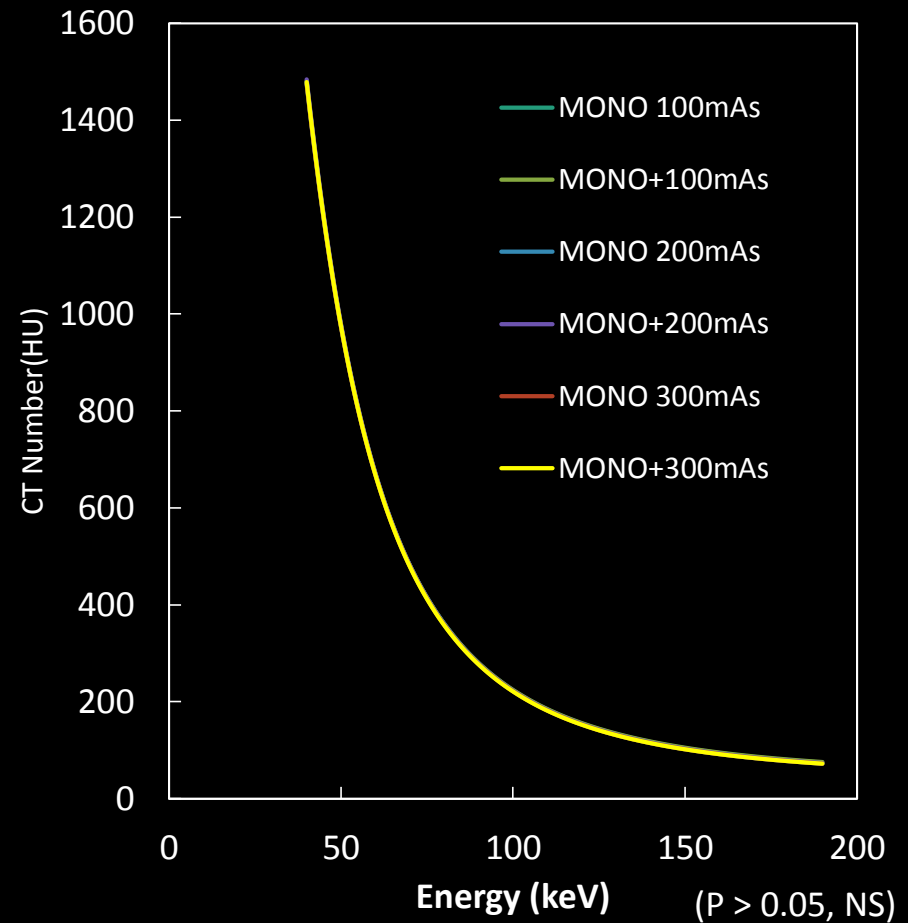
Result

Relationship of energy change and the CT value

Phantom 200HU



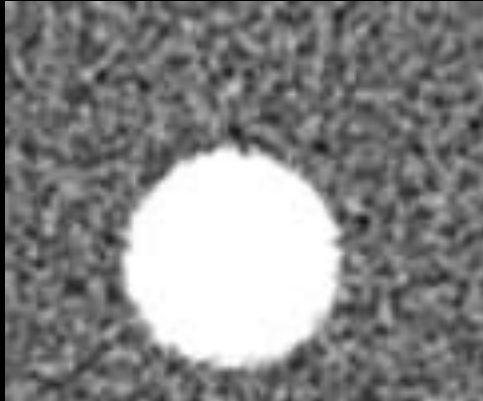
Phantom 400HU



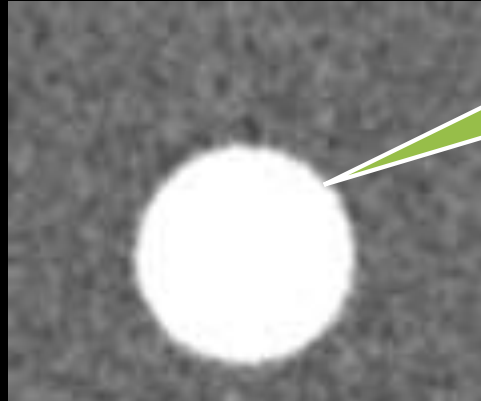
Change of CT value did not change any KeV, even if Mas is changed

Relationship image and MTF

MONO



MONO+



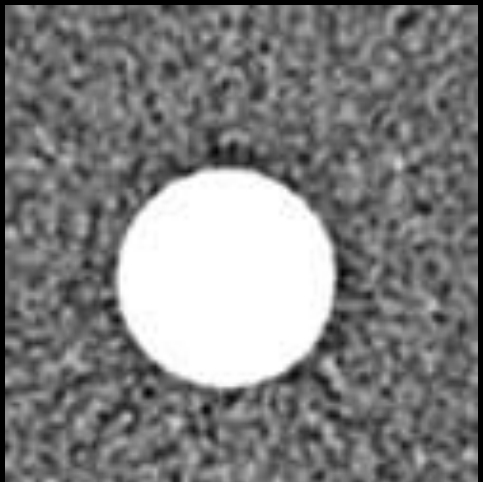
Resolution ↓

Resolution ↑

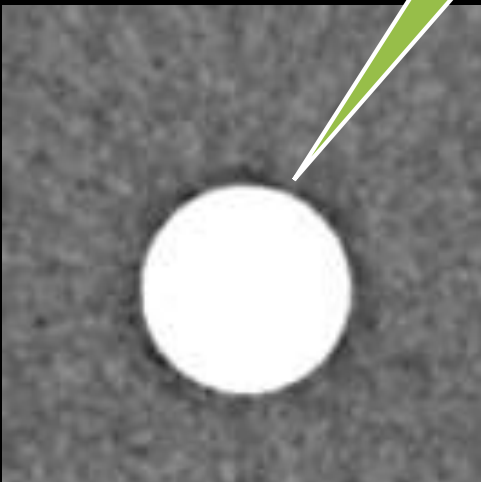
Phantom contrast medium CT value 100HU

Phantom image is reflected in the MTF results

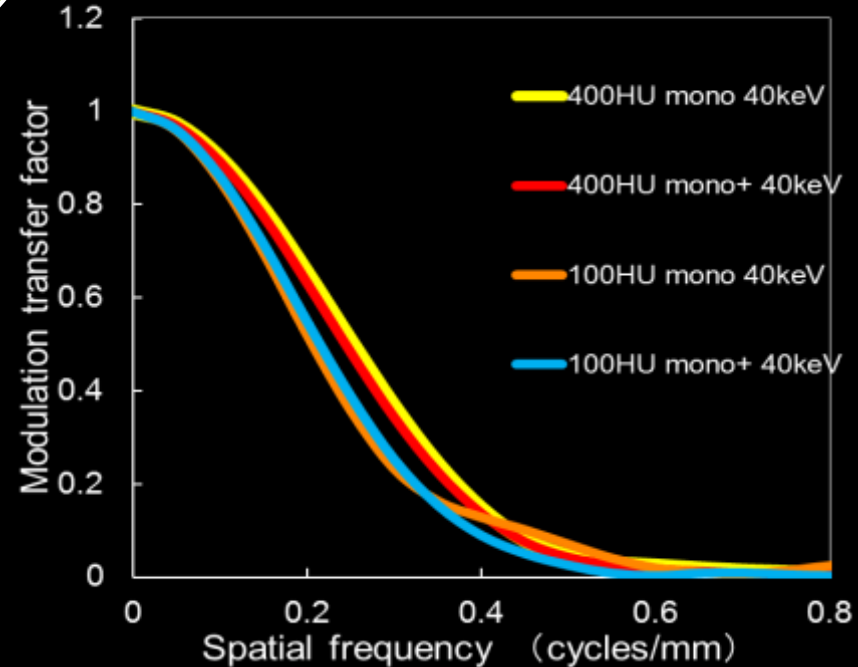
MONO



MONO+



Phantom contrast medium CT value 400HU



MONO+ 生成工程

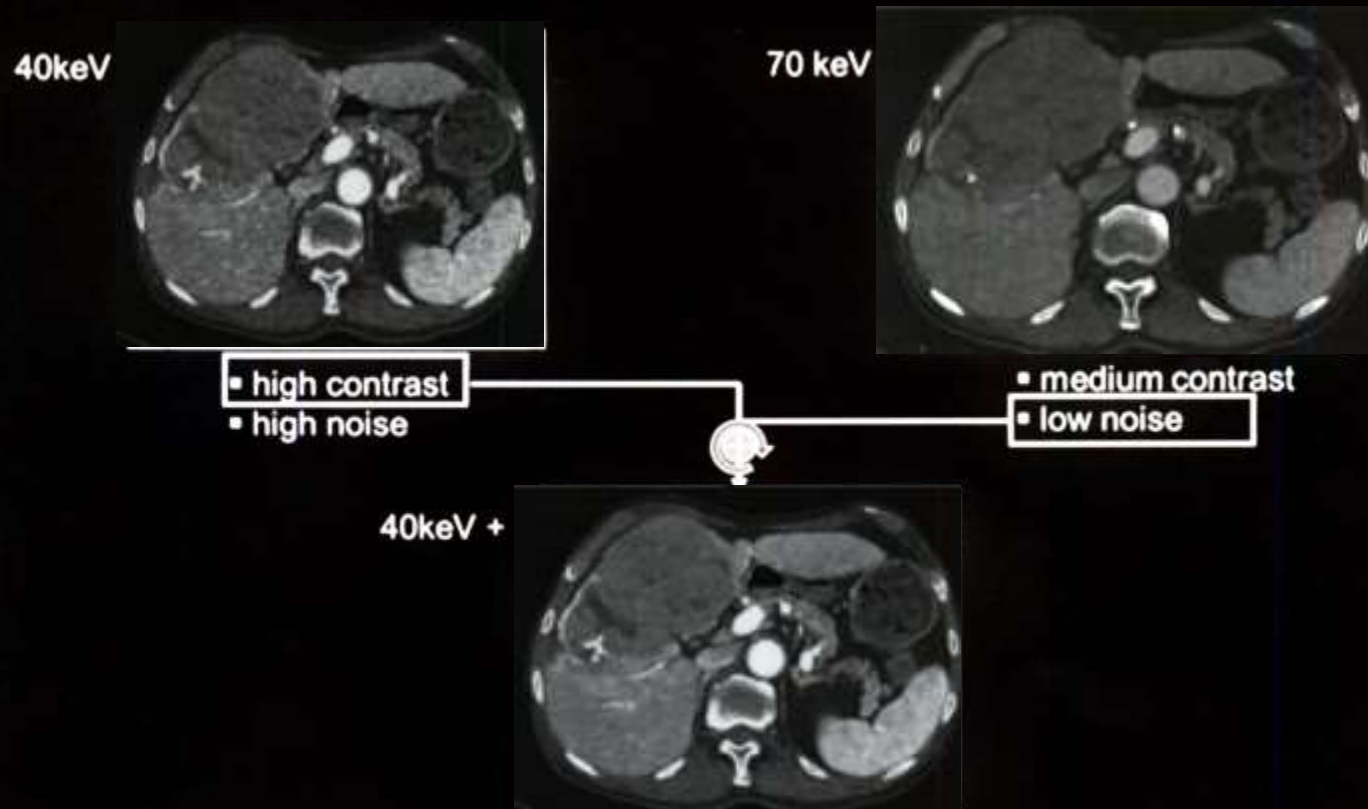
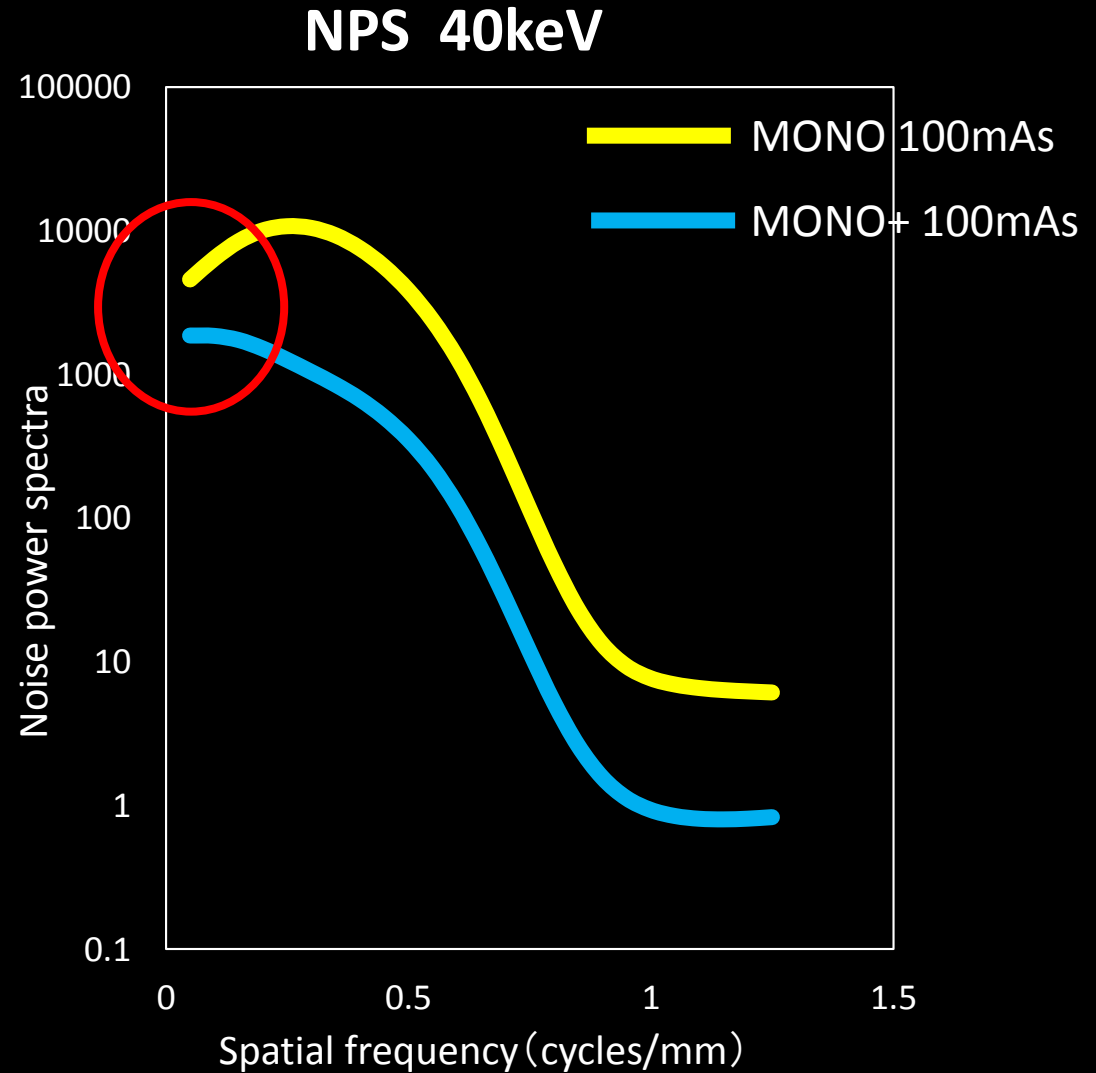
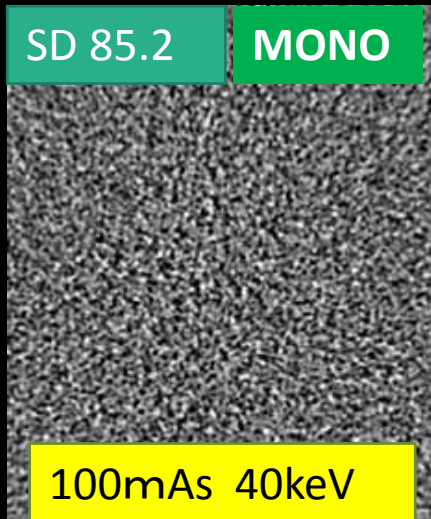
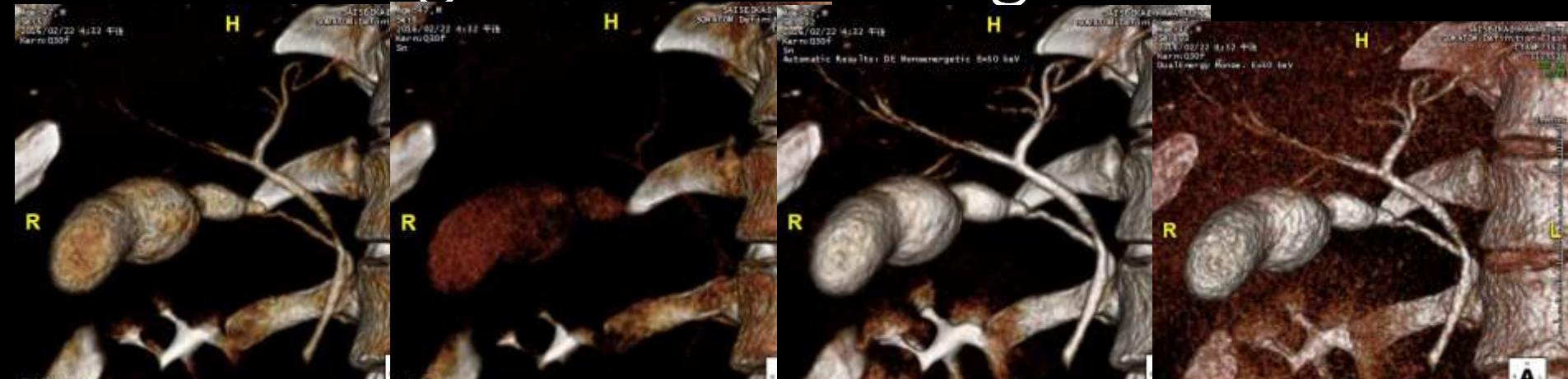


FIGURE 1. Schematic illustration of the principle used to calculate Mono+ images. Images with high contrast and high noise (40 keV) are mixed with images at lower contrast and lower noise (70 keV) to obtain an improved CNR at low keVs (eg, 40 keV).

Relationship image and NPS curve



3D image and Axial image

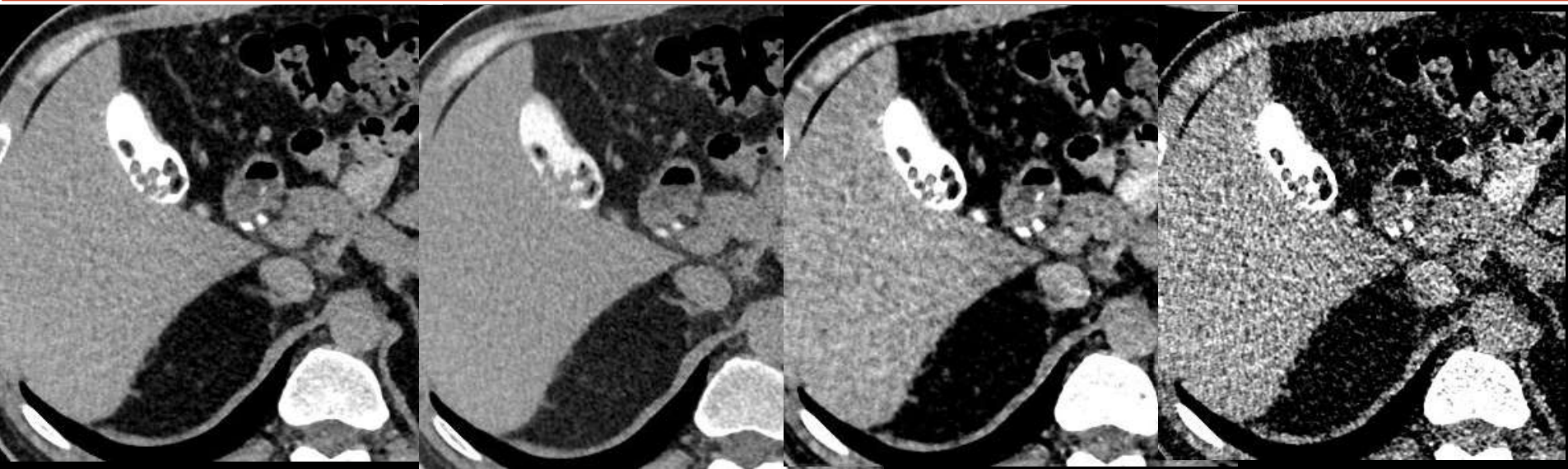


100kVp

140kVP

50KeV MONO+

50KeV MONO



Please look at the liver axial image

3DVR is very good but is suggested to be difficult organ diagnosis

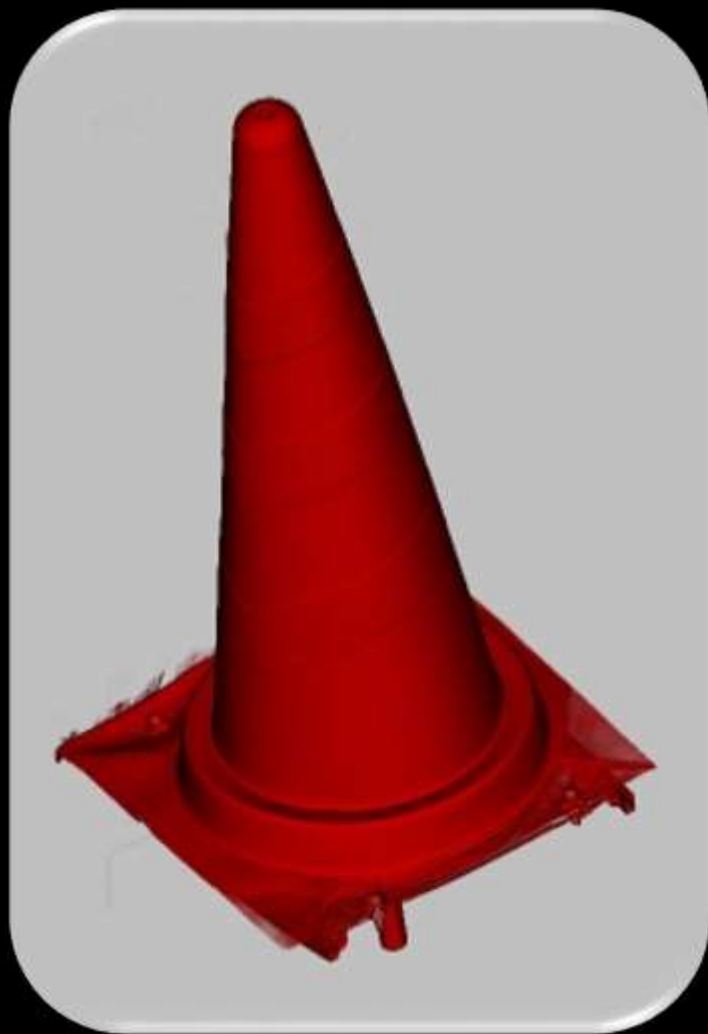
仮想単色画像

- ビームハードニングに強い？

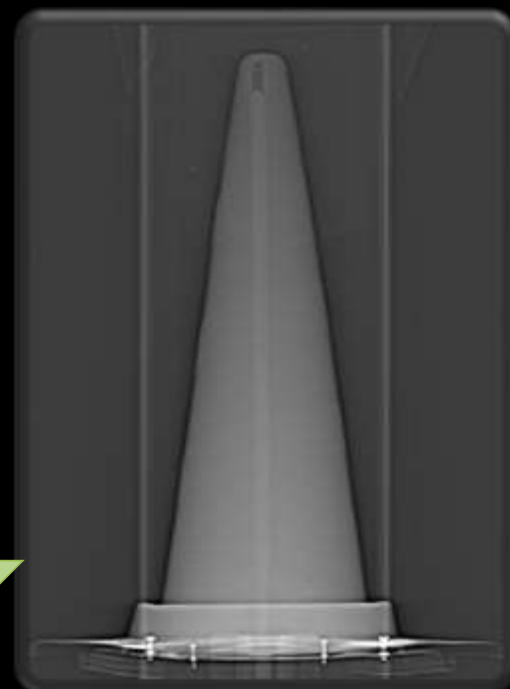
ビームハードニング検証ファントム

工事用 コーン
内部に 寒天 14L

中心に
アクリル20φに希釈造影剤(寒天)
100HU~300HU(空气中)



撮
影



Saiseikai Kawaguchi general HP

目で見るビームハードニング効果

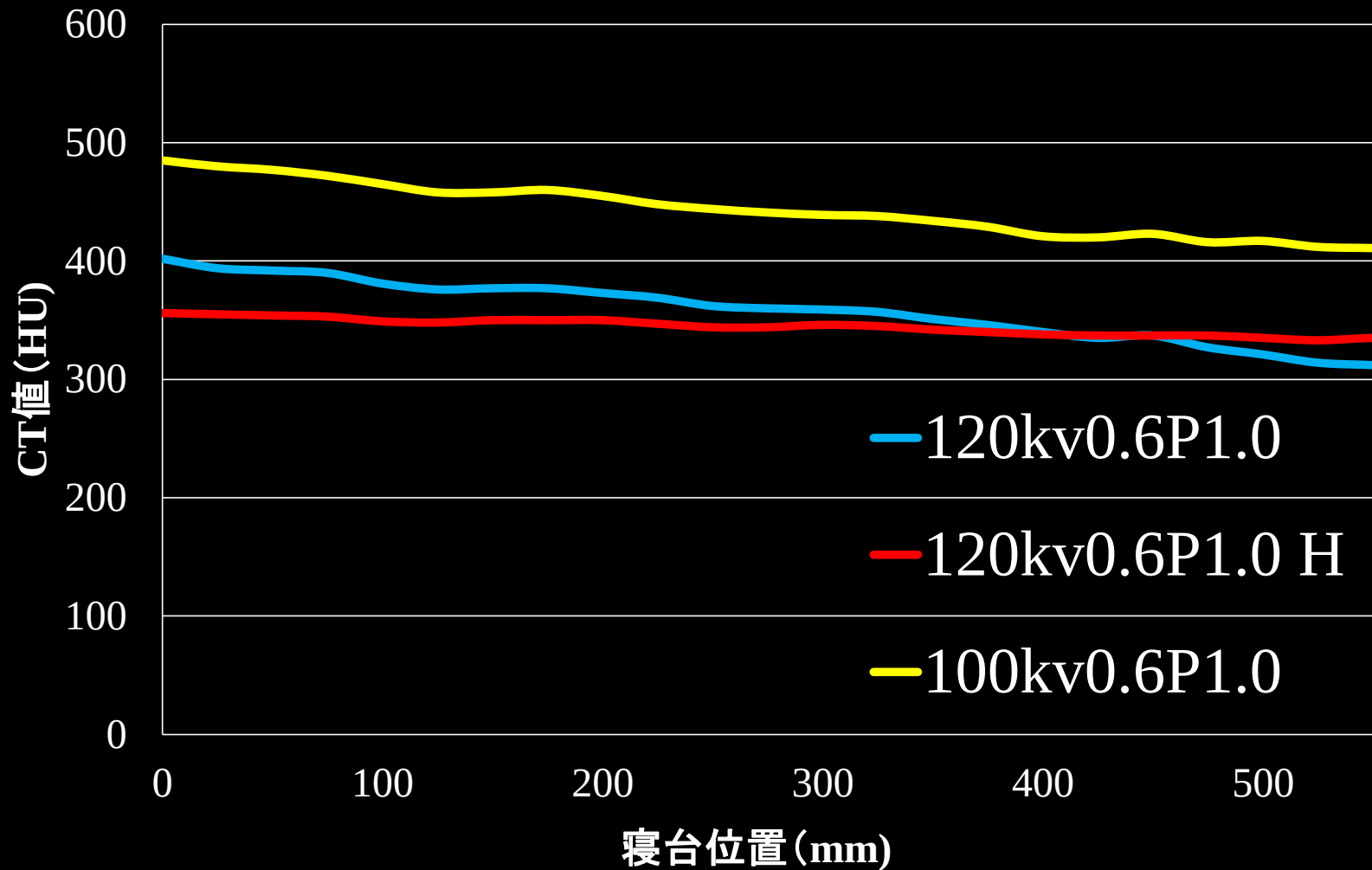
断面積大⇒小

だんだん薄くなっていく

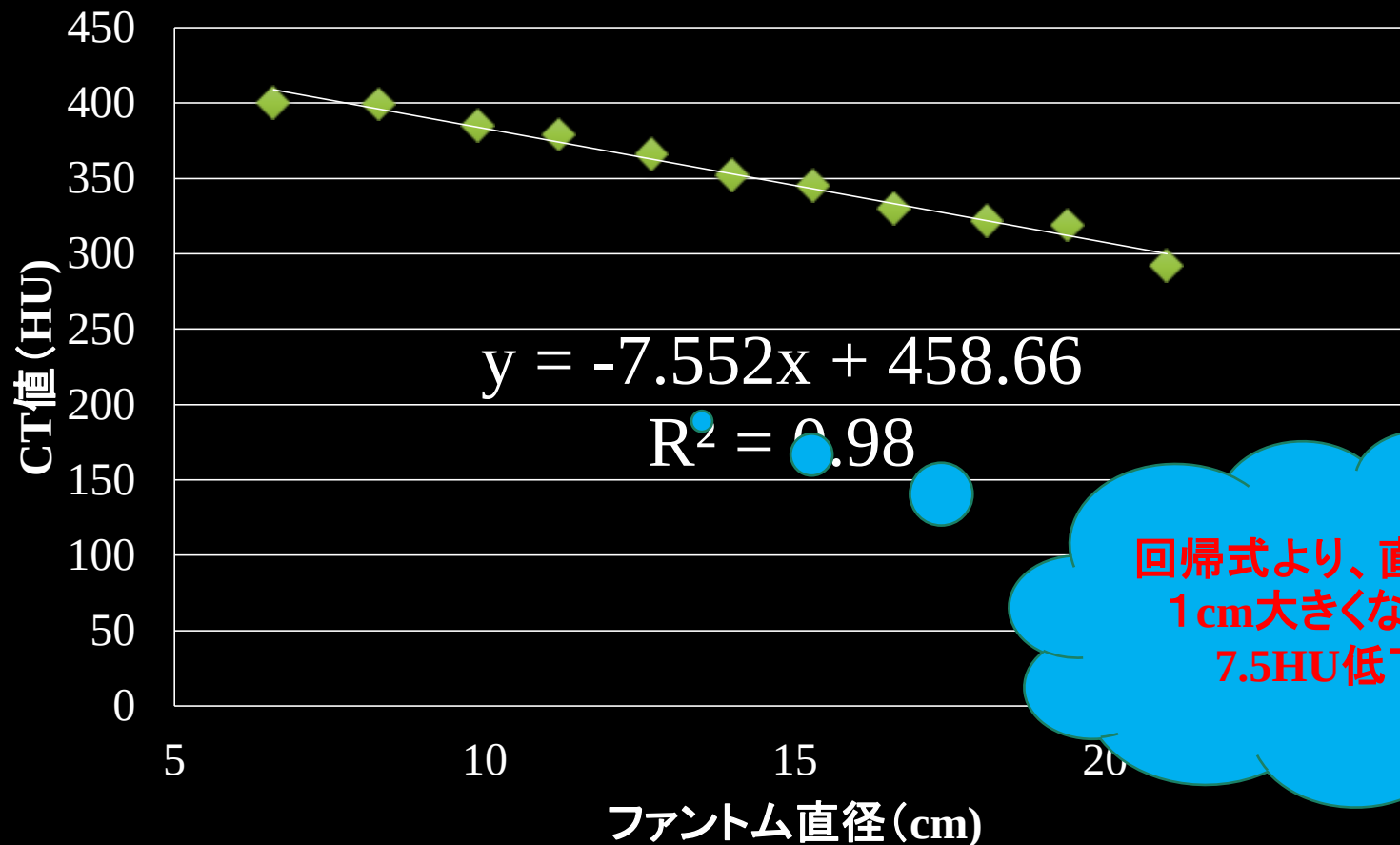
ビームハードニング効果によりCT値の変動

Saiseikai Kawaguchi general HP

被写体厚の変化とビームハードニング効果



腹部用再構成関数(B25) におけるファントム直径とCT値の変化

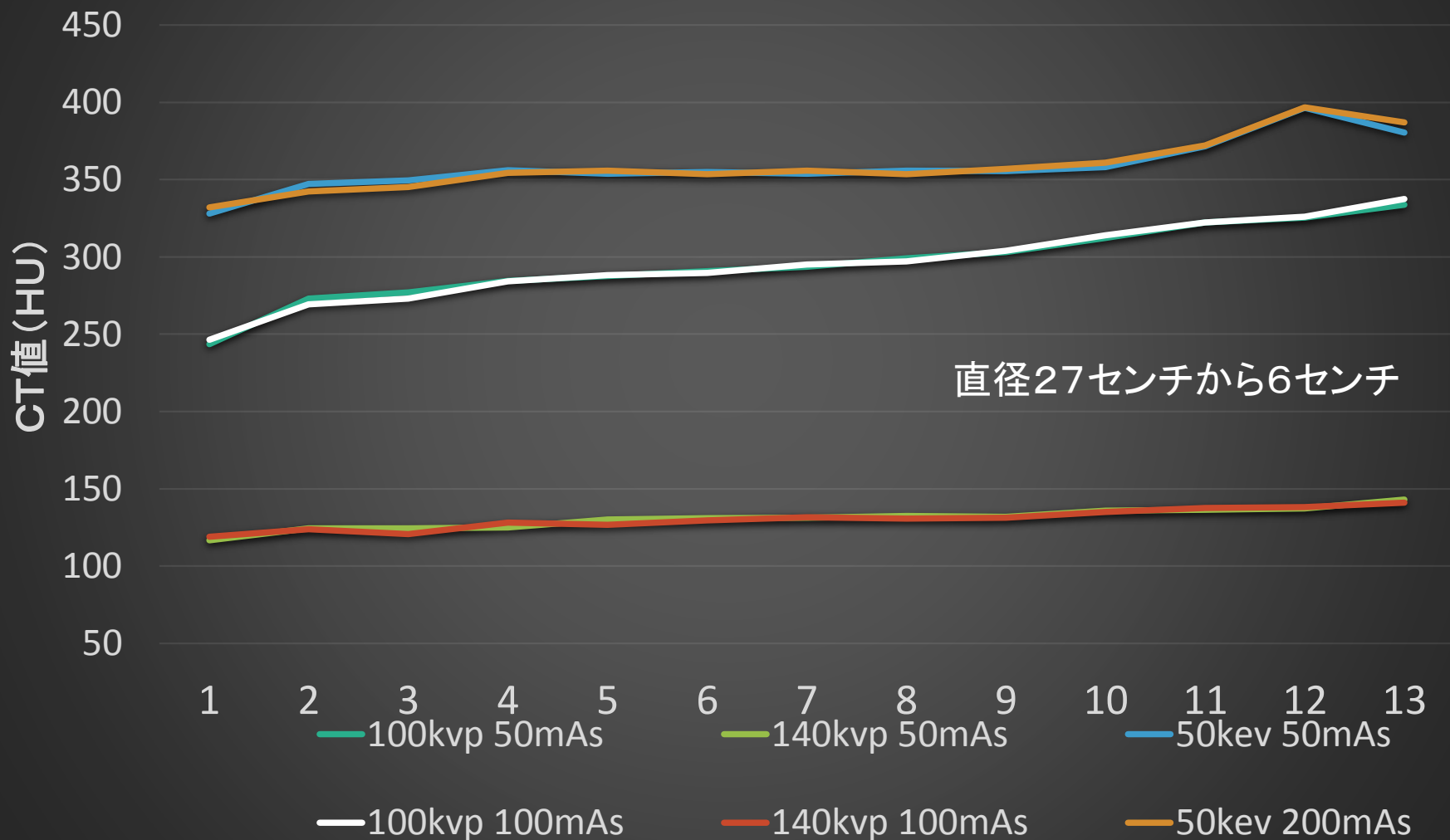


円錐ファントム撮影

100mAs CTDIVOL 8mGy

300mAs CTDIVOL 16 mGy

仮想単色画像と100kvp 140kvp
ビームハードニング比較



本日の内容

- X線CTの変遷
- Dual Energy CTの基礎
- Dual Energy CT技術の基礎
- 仮想単色と混合画像の特性
- Dual Energy 臨床
- 今後の展開

シーメンス 実際の臨床使用例

① Dual Energy プロトコル選択

② 2管球撮影

Aシステム 140kVp Bシステム 100 or 80kVp

Aシステム側の画質設定にてBシステムも自動調整

腹部でCTD_{lvol} 12mGy程度

逐次近似併用可能

③ 再構成

A+B+混合(比率10~90%まで可変)

A+B のみも可能

④ 処理

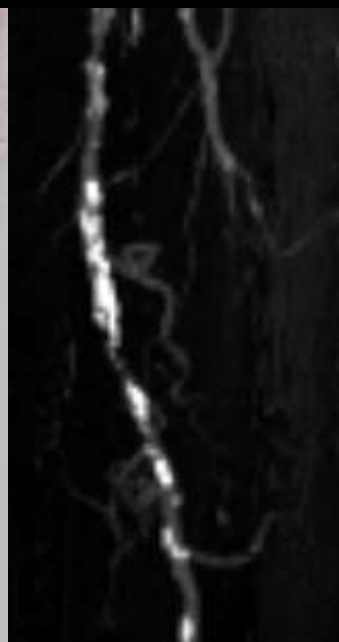
A+Bを読み込み⇒処理アプリケーション選択

Dual Energy

80kv 140kv



VR



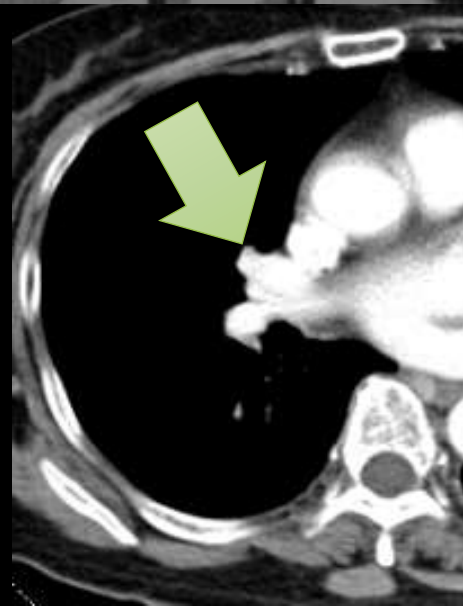
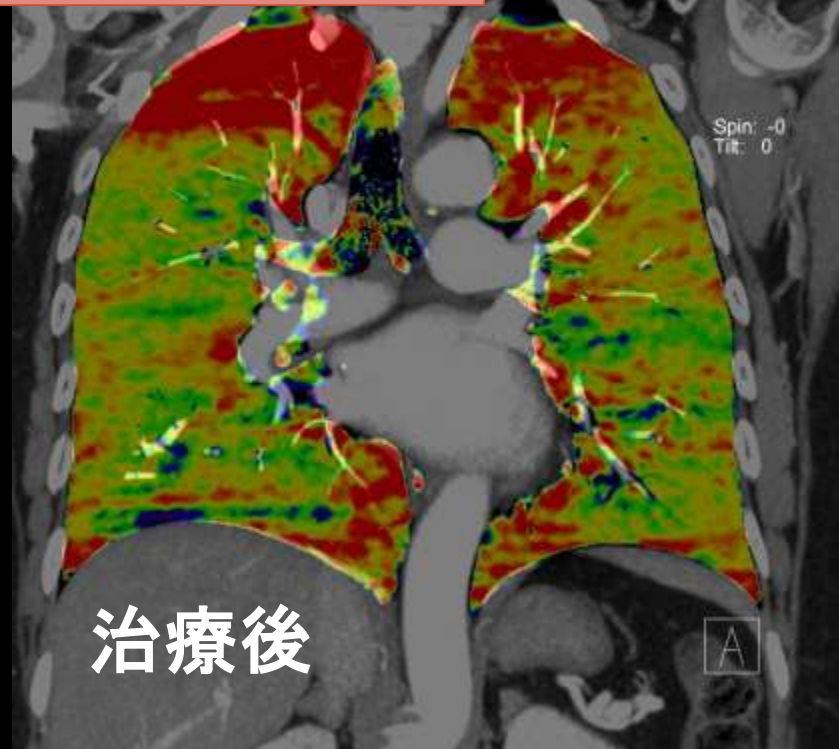
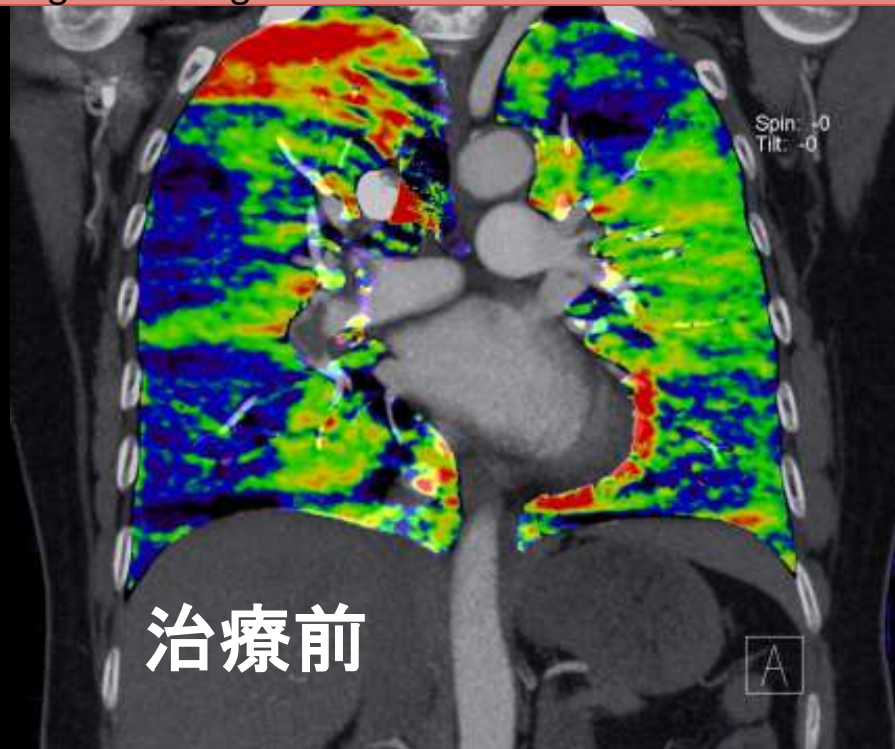
MIP



MIP Calc off

20secの撮影時間

Dual Energy
Lung PBV (Lung Perfused Blood Volume)



Monochromatic image

50kev

70kev

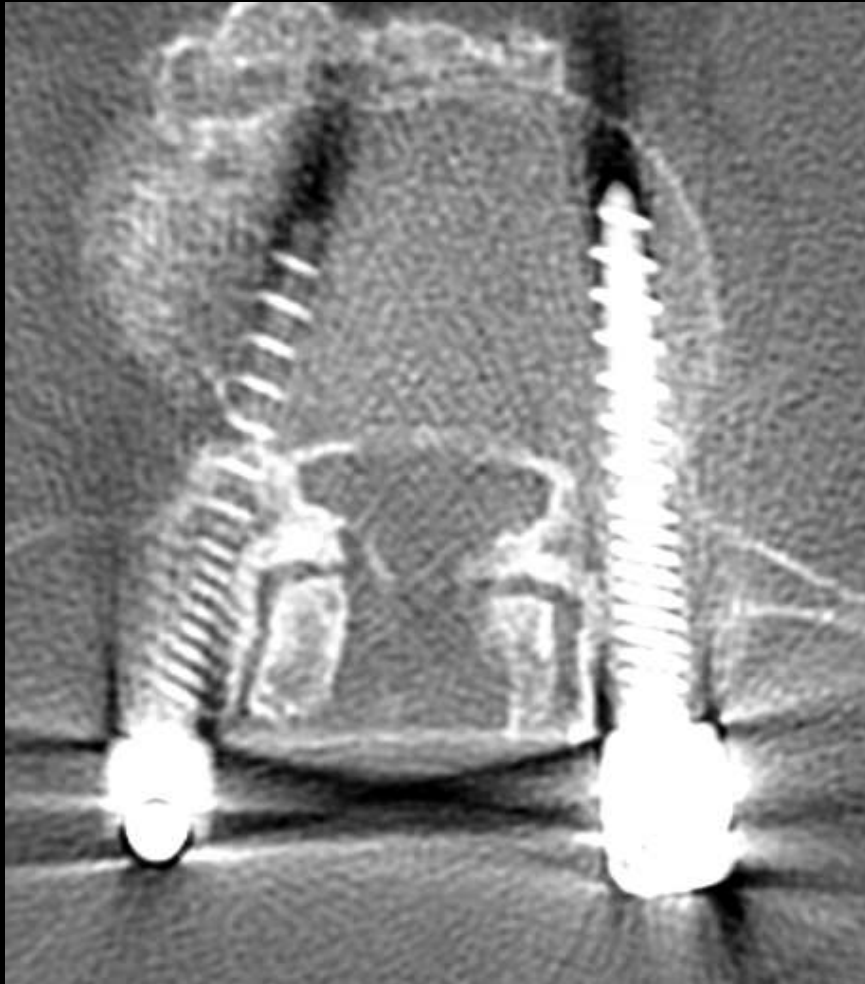
120 kev

140 kev

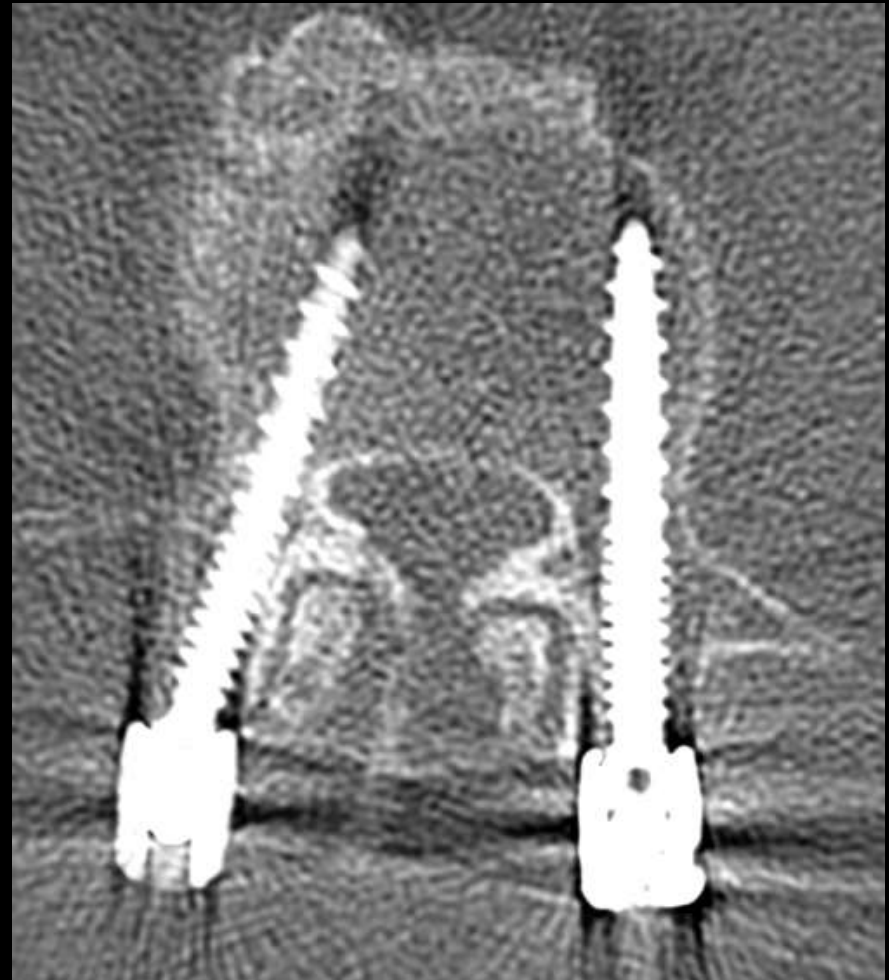
F

Monochromatic image

PLIF後(posterior lumbar interbody fusion)

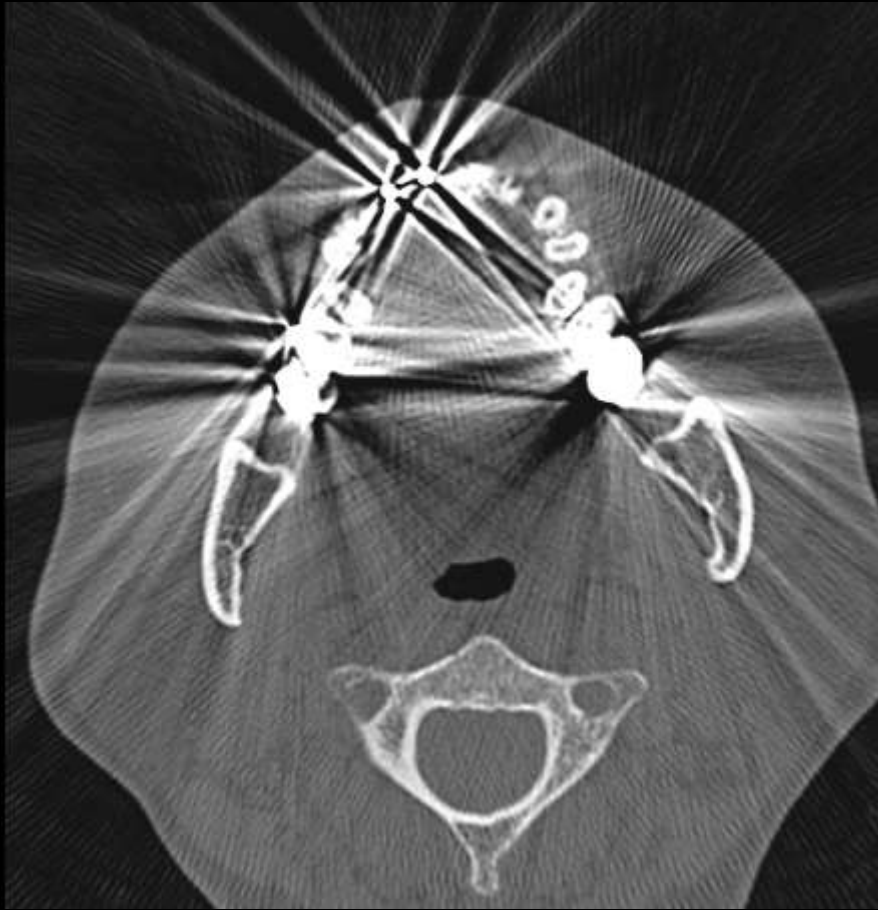


60kev

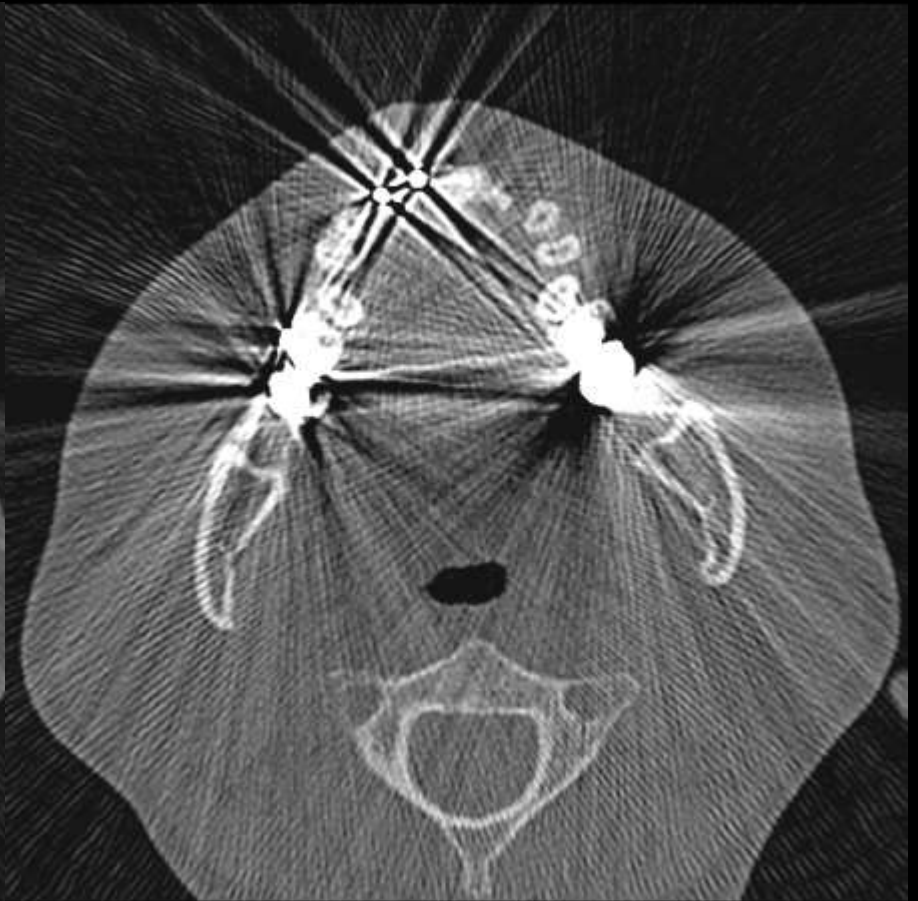


140kev

Implant



60kev



140kev

応用編

- Virtual subtraction

Dual Energy CTA Virtual image subtraction Monoenergetic Image(45 kev)- VNC



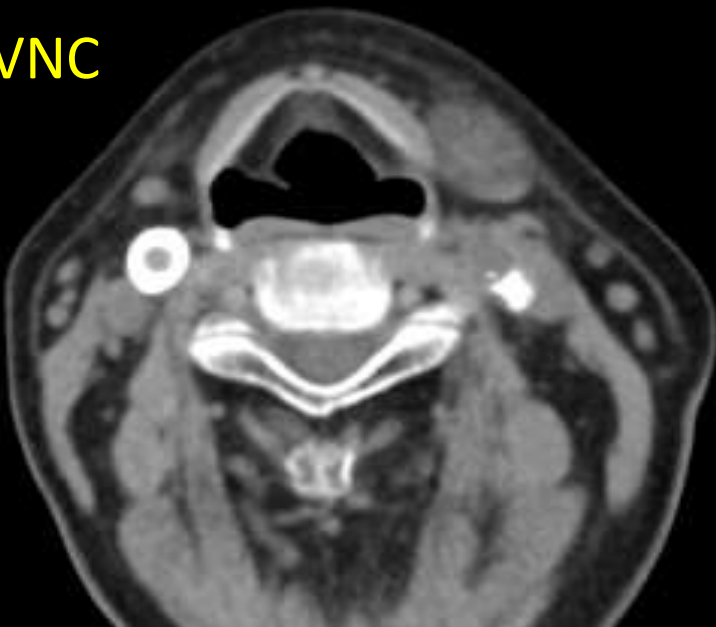
両側眼動脈も明瞭に描出

骨中の微小動脈瘤描出

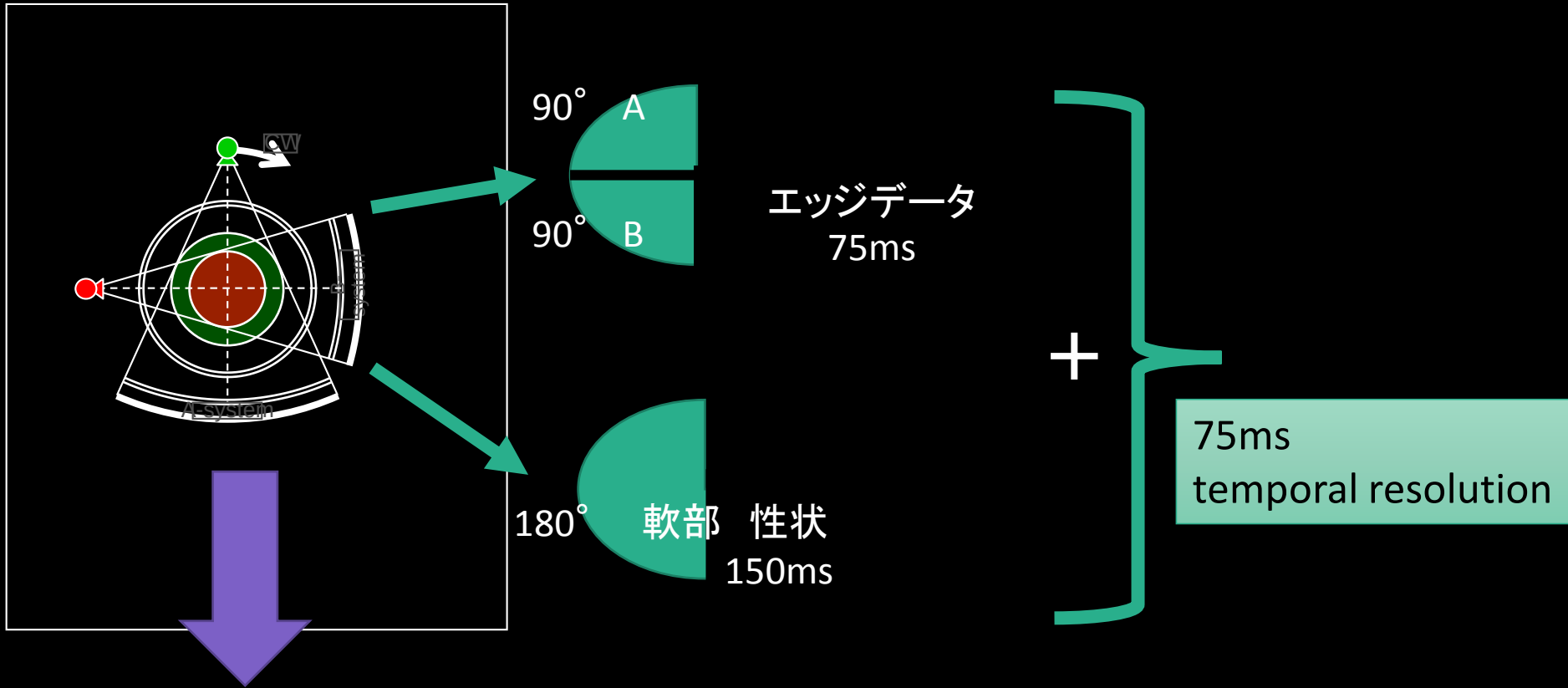
造影 55ev



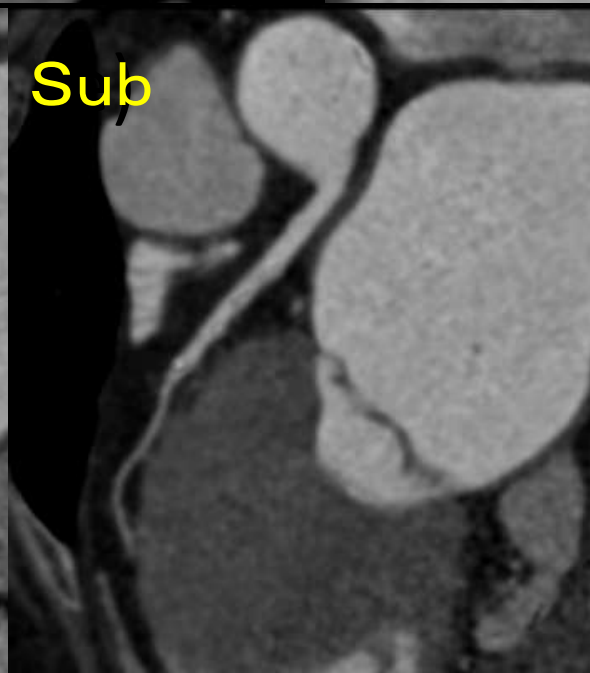
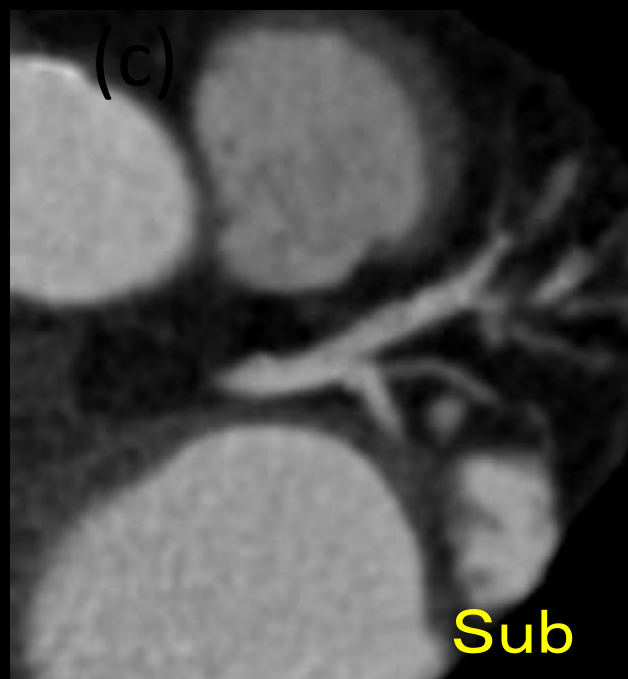
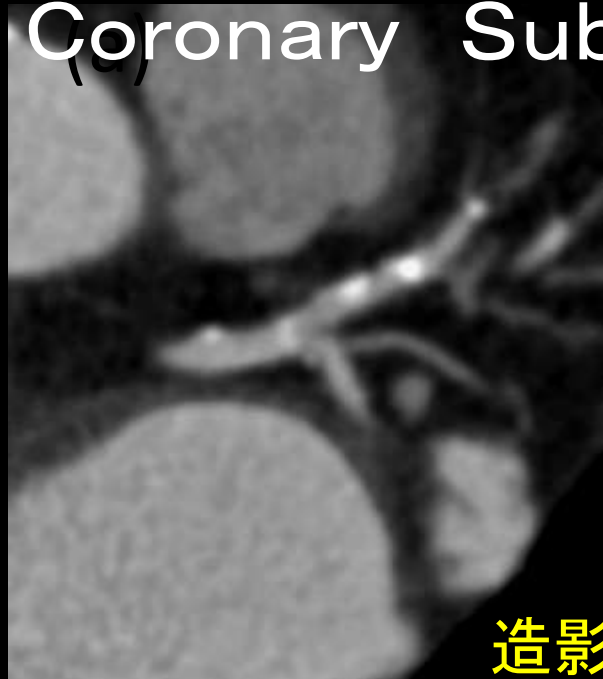
VNC



Coronary Dual Energy temporal resolution



Coronary Subtraction



造影剤低減

造影剤低減の意義

- ・ CT-Angioは臨床において幅広く用いられている。

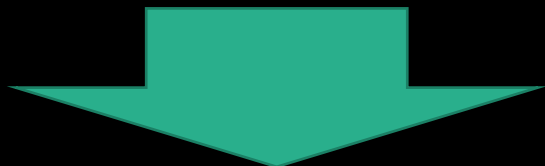


腎機能低下症例に関しては検査対象とならない。
3D検査必要症例の中で18.5%は造影剤腎症リスクを持っている。

The PIOPED In-vestigators . JAMA 1990 ; 263 (20): 2753 – 2759

少しでも造影剤投与量を減らすことで造影剤腎症へのリスクは減る

Japanese Society of Nephrology Guideline 2012



- ・ 先行研究では、注入法の適正化、低電圧撮影などが報告されている。

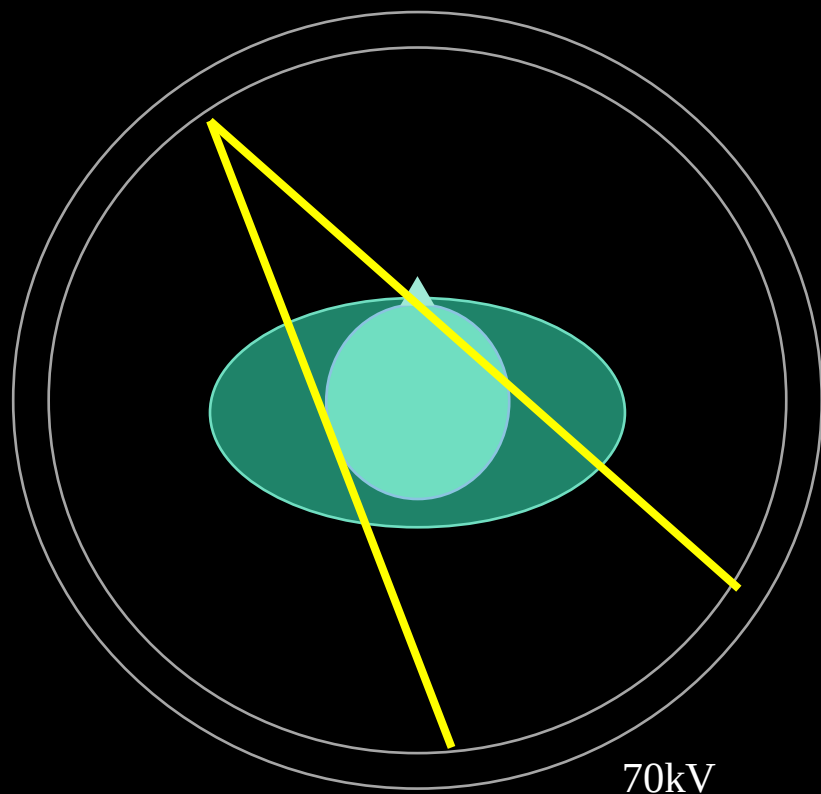
ファントム実験による

120kvpを100%としたときの造影剤削減量計算値

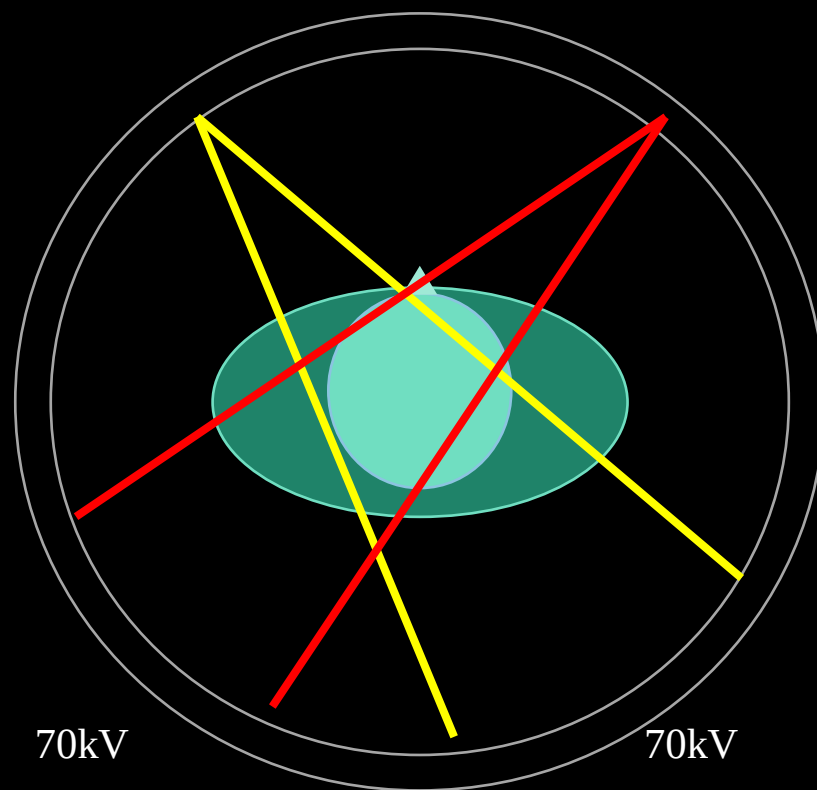
実際の撮影条件の範疇では70kvp、80kvpの使用は
管球容量の兼ね合いより使用範囲は限定される

	70kvp	80kvp	100kvp	120kvp	140kvp
5mgl/mL	51.9%	60.9	80.7	100.0	117.5
10mgl/mL	51.9	62.1	81.2	100.0	117.1
15mgl/mL	51.2	61.3	80.7	100.0	117.2
20mgl/mL	50.9	61.1	81.5	100.0	118.1

Dual source CT



1管球CT



2管球CT

Φ250mm 水ファントム

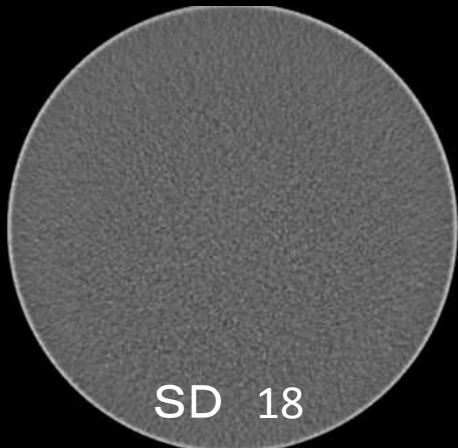
- single

70Kvp Eff mAs 400 pitch 0.6 CTDIvol 4.95mGy
configuration 128 X 0.6 = 38.4

- DSXXL

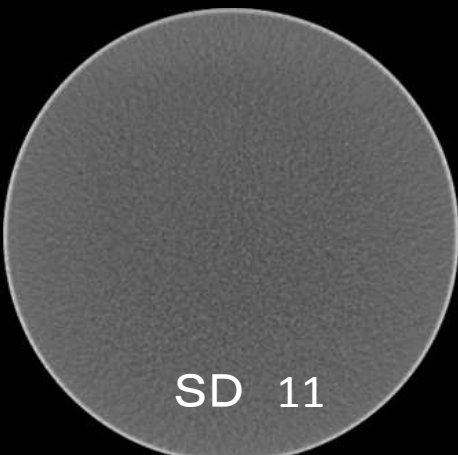
70Kvp Eff mAs 800 pitch 0.6 CTDIvol 12.95mGy
configuration 32X 0.6 =9.6mm

70Kvp Eff mAs 1000 pitch 0.6 CTDIvol 4.95mGy
configuration 32 X 0.6 =9.6mm



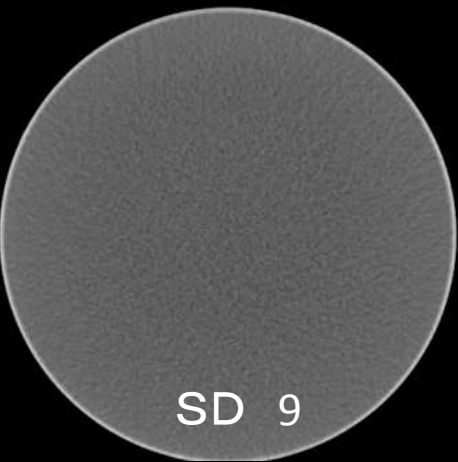
Single

70Kvp Eff mAs 400 pitch 0.6
CTDIvol 4.95mGy 0.5sec
configuration $128 \times 0.6 = 38.4$



DSXXL

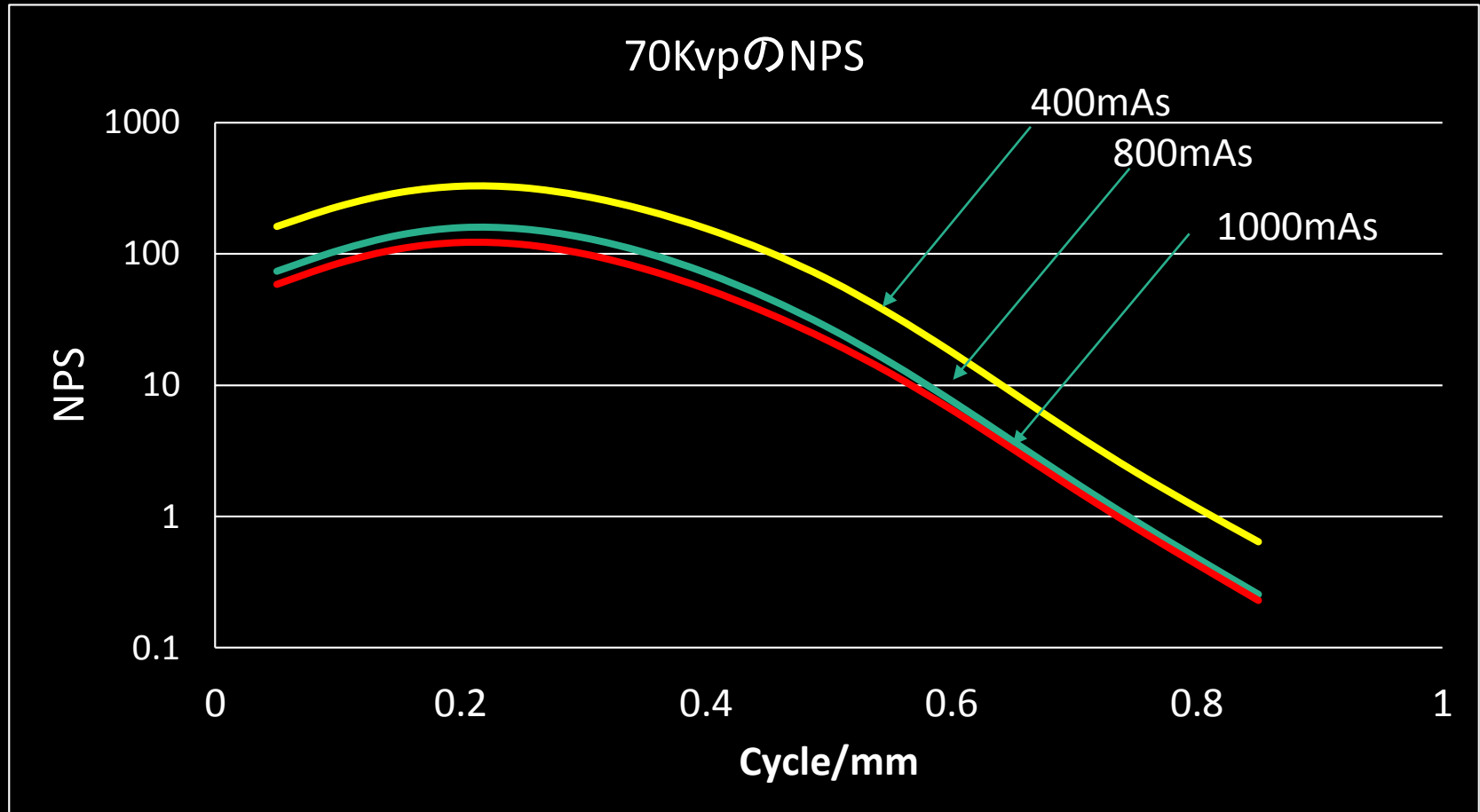
70Kvp Eff mAs 800 pitch 0.6 CTDIvol
CTDIvol 12.95mGy 0.5sec
configuration $32 \times 0.6 = 9.6\text{mm}$



DSXXL

70Kvp Eff mAs 1000 pitch 0.5 CTDIvol
CTDIvol 4.95mGy 0.5sec
configuration $32 \times 0.6 = 9.6\text{mm}$

SingleモードとDSXXLのNPS(70Kvp)



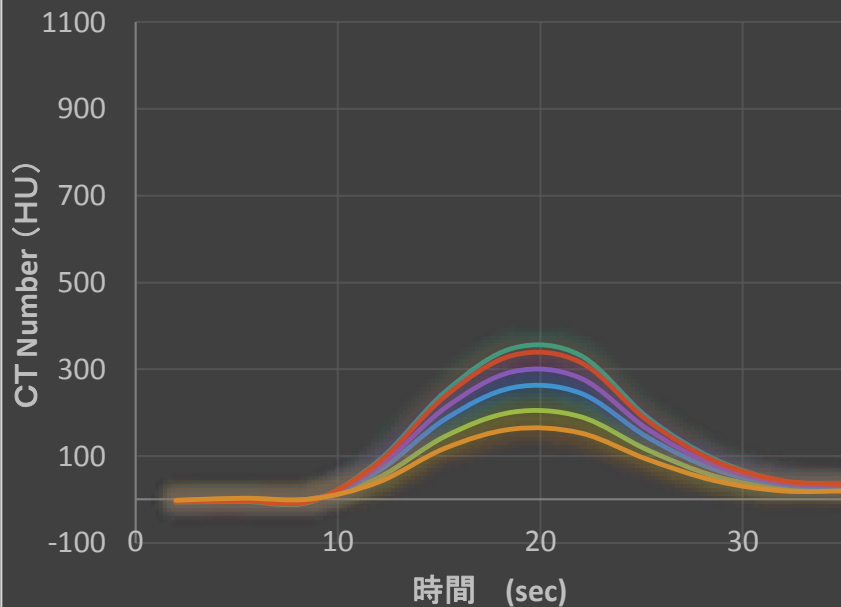
仮想単色画像を使用する根拠

Dual Energy Imaging Composition (DIC) とVirtual Monoenergetic Image (VMI) における造影剤感度の違い

A peak is TDC of 300HU at 100kv. (saline : Contrast media 0:10)

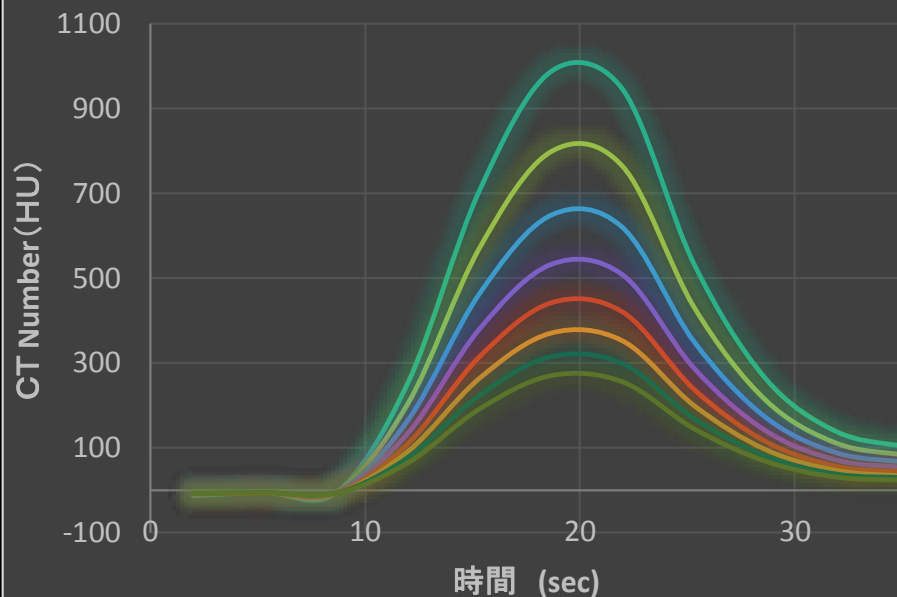
DIC and TDC curve

100kv M0.2 M0.5
M0.7 M0.9 140kv



VMI and TDC curve

40kev 45kev 50kev
55kev 60kev 65kev
70kev 75kev



造影剤と生食の混合注入



仮想単色画像(低keV)による ヨードコントラスト向上のその他メリット

○腎機能低下症例
造影剤量の減量
造影剤腎症の軽減

○静脈路の確保困難症例
細いゲージ数の選択、注入速度の低減
血管外漏出のリスク軽減

○小児、若年者への影響

本日の内容

- X線CTの変遷
- Dual Energy CTの基礎
- Dual Energy CT技術の基礎
- 仮想単色と混合画像の特性
- Dual Energy 臨床
- 今後の展開

CTの放射線検出のはじまり

- X線CTの開発当初は放射線の透過量計測はガンマ線源を使用
- Hounsfieldは、1971年の実験で、1スライスのデータ収集に9日、画像再構成に2時間、画像表示のための処理には2時間を要した。
- ⇒線源をX線源に置き換える⇒9時間のデータ収集短縮 1)



- 線量やエネルギーを自由に設定可能となり、その後の臨床機の発展に大きく寄与。

※透過ガンマ線の個数を計測するのではなく、そのエネルギーの積分値を計測することは、X線のエネルギースペクトルについての情報を失うことになる。

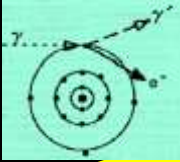
(人間の体はほぼ水等価物質で構成されているので問題は小さい)

1) Webb S: From the watching of shadows: The origins of radiological tomography. 1990, Adam Hilger, New York

放射線と物質の相互作用

- フォトンカウンティングCTを理解するためには知っておかなければならない最低限の知識がある。

X線における相互作用

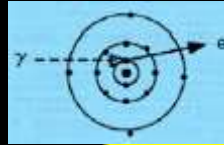


人体は水等価物質
(原子番号の小さな元素)

コンプトン効果による減衰が支配的

エネルギーの低い光子に対しても
エネルギーの高い光子に対しても、
それほど差異が出ることがない

比較的一定の割合で放射線が減衰する。
∴ 画像化される物理量は基本的に
媒質の密度に近い



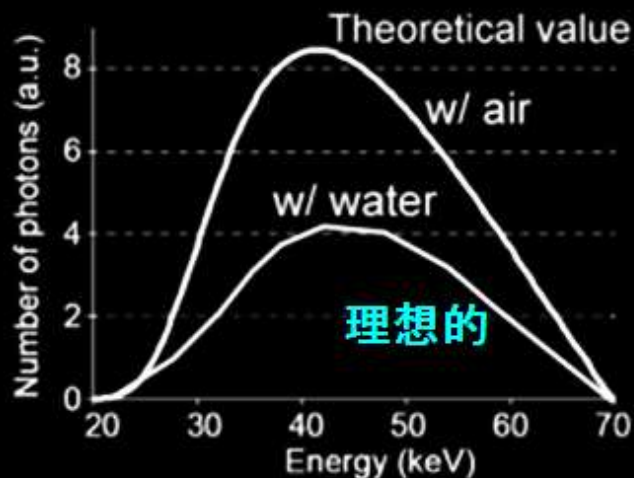
原子番号の大きな元素

光電効果による減衰が支配的

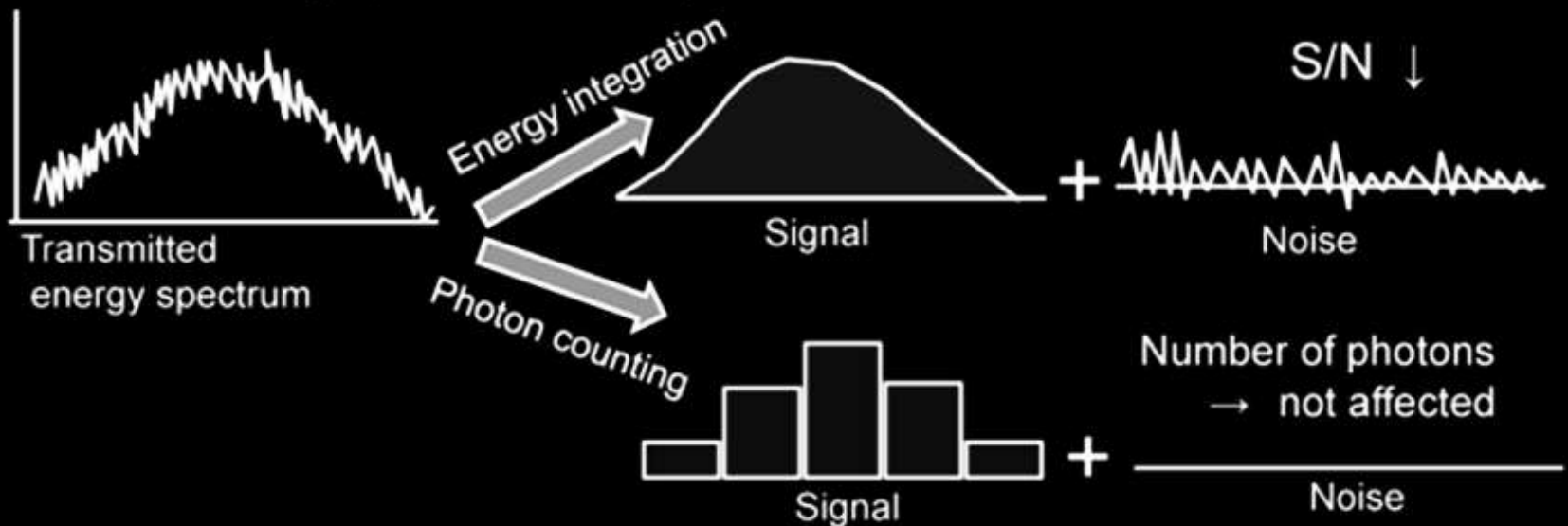
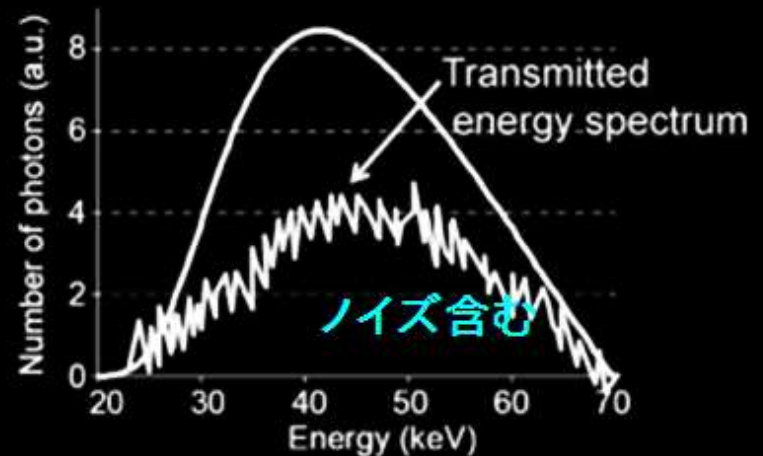
光子の収集されたデータはそのエネルギー依存性を強く受ける

計測値と実際の媒質の分布との間の
相関が失われたり、アーチファクトが
生じる。

雑音の低減



Energy spectrum of 70kV X-ray



フォトンカウントは個々の X 線が個数としてカウントされるのでその影響は受けにくい

k吸収端イメージング

- エネルギー積分形計測で実現できない
- 人体を構成する元素の原子番号は小さいために、そのk吸収端をとらえることは不可能
- 造影剤としてGd(ガドペンテト酸メグルミン)やPt、Auのコロイド^{2),3)}などを用いる場合、Gdでは50 keV、Pt、Auでは80 keV近傍にk吸収端が位置するので、k吸収端の前後でデータの計測を行い、その差のイメージング
- 特定の医薬品の集積状態を画像化が可能
- 核医学において特定の臓器に集積する医薬品を放射性同位元素で標識し、ガンマ線を計測することで臓器の機能イメージングを実現しているのと同様
- 造影剤を用いたイメージングは、X線CTによって機能イメージングを実現することが可能

Hainfeld JF, Slatkin DN, Focella TM, et al.: Gold nanoparticles: an new x-ray contrast agent. Br. J. Radiol. 79: 248–253, 2006

Fleiter TR, Aras O: Full Spectral CT for targeted imaging using Nano-Gold labeled conjugates. ECR2013

フォトンカウンティング計測の問題点

- 常温で使用可能な半導体検出器
- 面検出器として構成する場合のモジュール間ギャップ
- 高計数率時における飽和
- エネルギーウィンドウ設定によるSN

※Binの幅が狭い場合には当該エネルギーにおける線減衰係数の正確な測定が可能になるが、同時に収集カウントが減るために量子雑音が増大

CT装置としてみた場合の総合性能の重要性

Photon counting CT Scanner makes research debut

Posted by bobnellis , Oct 8, 2014

Mayo Clinic Medical Science Blog



<http://advancingthescience.mayo.edu/discussion/photon-counting-ct-scanner-makes-research-debut/>

2016 RSNA. . .



CT Photon Counting セッション

Physics (CT Photon Counting)	
Amir Pourmorteza, PhD 58022-01-273114 - Novel Imaging with Complementary Contrast: Molecular Imaging in Whole Body 10:30 AM - 10:40 AM	Adam Harrison, PhD 58022-01-273114 - A Multi-Channel Block-Matching 10:40 AM - 10:50 AM
Amir Pourmorteza, PhD 58022-01-273114 - Quantitative Spectral Photon Counting CT: Evaluation of Myocardial 10:50 AM - 11:00 AM	Daniel Bar-Ness 58022-01-273114 - Spatial Performance in Improving CT 11:00 AM - 11:10 AM
Ahmed Halaweish, PhD 58022-01-281111 - Advanced Spectral Analysis of Whole-Body Photon Counting Data 11:10 AM - 11:20 AM	Shuai Leng, PhD 58022-01-273114 - Spectral Performance in Whole 11:20 AM - 11:30 AM
pooyan sahbaee 58022-01-281111 - Spectral Photon Counting CT for Imaging of Contrast Agents Based 11:30 AM - 11:40 AM	Shuai Leng, PhD 58022-01-273114 - Ultra-High Resolution Imaging 11:40 AM - 11:50 AM
Daniel Bar-Ness 58022-01-273111 - Multi-Channel Agent Quantitative Separation in High-Resolution 11:50 AM - 12:00 PM	Willi Kalender, PhD 58022-01-273111 - Spectral Performance in Whole 12:00 AM - 12:10 PM
Katsuyuki Taguchi, PhD 58022-01-273111 - Molecular 12:10 AM - 12:20 PM	

BEYOND IMAGING
ASNA 2018

S403B

Current Speaker:
Hubert J. Vesselle, MD, PhD

Tue, 8:30 AM - 10:00 AM

RC323

Molecular Imaging Mini-Course: Basics of Molecular Imaging

QR Code

NEXT SESSION

Tue, 10:30 AM - 12:00 PM

55G12

Physics (CT Photon Counting)

QR Code

9:58 AM



CT Photon Counting セッション

マルチコントラスト

ノイズ軽減処理

心筋イメージへの可能性

ステント評価
K吸収端画像

ヨウド造影剤定量の精度検証

高分解能モード
物理特性

マルチコントラスト

- SSG12-01 Renal Imaging with Complimentary Contrast Materials Using A Whole Body Photon-Counting CT Scanner
- SSG12-02 A **Multi-Channel Block-Matching Denoising** Algorithm for Spectral Photon-Counting CT Images
- SSG12-03 Dual-Contrast Spectral Photon-Counting CT: **Imaging Feasibility for Myocardial**
- **SSG12-04 Initial Experience in Improving Stent Analysis and Intra Stent Lumen Assessment using Spectral Photon Counting CT and K-edge Imaging**
- SSG12-05 Advanced Spectral Analysis of Whole-Body Photon-Counting-Detector Computed Tomography Data
- SSG12-06 Spectral Performance of a Whole-Body Research Photon Counting Detector CT: **Accuracy of Iodine Quantification**
- SSG12-07 Spectral Photon-counting CT for Imaging of Contrast Agents Based on lanthanides
- SSG12-08 **Ultra-High-Resolution** Imaging using a Photon-Counting-Detector CT System: **Spatial Resolution , Image Quality and Dose Efficiency**
- **SSG12-09 Multi-Contrast Agent Quantitative Separation via K-Edge Imaging Using Spectral Photon-Counting Computed Tomography**

2社のPhoton Counting CT

- シーメンスは第2世代2管球装置SOMATOM Definition FlashのB管球側にPhoton Counting CT(FOV275mm)の検出器を搭載
- 140kvpにて撮影 0.5sec/rot pitch 0.6 32 × 0.5mm
AEC なし 25~550mA 4エネルギーバンド
エネルギー分解能 1keV 20-90keV
バンド幅の組み合わせは1000種類

Photon counting CT Scanner makes research debut
Posted by bobnellis , Oct 8, 2014



Mayo Clinic Medical Science Blog
<http://advancingthescience.mayo.edu/discussion/photon-counting-ct-scanner-makes-research-debut/>

- フィリップスでは、Brilliance CTへのPhoton Counting CTシステムが搭載。
- スペックは、画像ボクセルサイズで、0.2 × 0.2 × 0.25mmコンベンショナルなBrilliance 64は0.2 × 0.2 × 0.33mm
- ガントリ一回転速度は1秒
- 撮影電圧は120kVpで撮影

Impact Photon counting CT

- Artifact



- Dose



- Noise



- Spatial resolution



- Spectral I imaging



- contrast



Dual-Contrastプロトコル

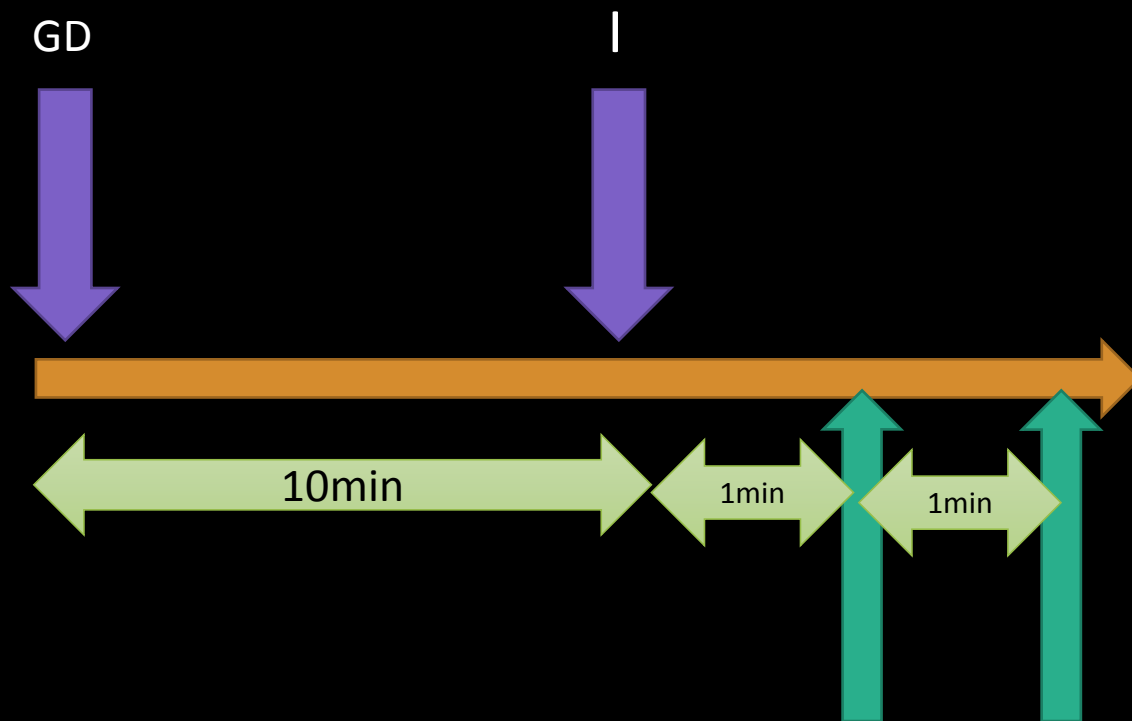
GD 0.5mmol/kg

After 10min I

140kvp 200mAs

64x0.5mm

Energy 25/50/75/90kev



フォトンカウンティングCTにできること

- 仮想単色
- 骨抜き
- Lung PBV
- 超高分解能画像
- スペクトラルイメージング
- 物質弁別
- Kエッジイメージ
- 実効原子番号イメージ

シーメンスPhoton Counting CTは、HR(ハイレゾリューション)モードではコリメータを分割し、0.225mmのサブピクセルを使用して画像収集(再構成?)を行う。これにより32列×0.25mmの収集が可能となりMTFは20lp/cm@2%(再構成関数s80)と報告されていた。

まとめ

- Dual Energyの画像評価はまだ定量的に定まっていない。
- 臨床使用はまだ限定的である。
- 造影剤低減や血管描出に効力を発揮すると考える
- 今後の更なるCTの発展を期待する。
- Dual Energy CT ➡ spectral CT ➡ photon counting CT

今後、大いに期待！！！！