

放射線治療における Cone-beam CT の画質改善

木田 智士¹、早乙女 直也¹、芳賀 昭弘²、増谷 佳孝²、
作美 明²、中野 正寛¹、今江 禄一²、山下 英臣²、中川 恵一²

¹東京大学大学院医学系研究科

²東京大学医学部附属病院放射線科

2012/8/9 基研主導研究会 一原子力・生物学と物理

@京都大学 基礎物理学研究所 湯川記念館

画像誘導放射線治療

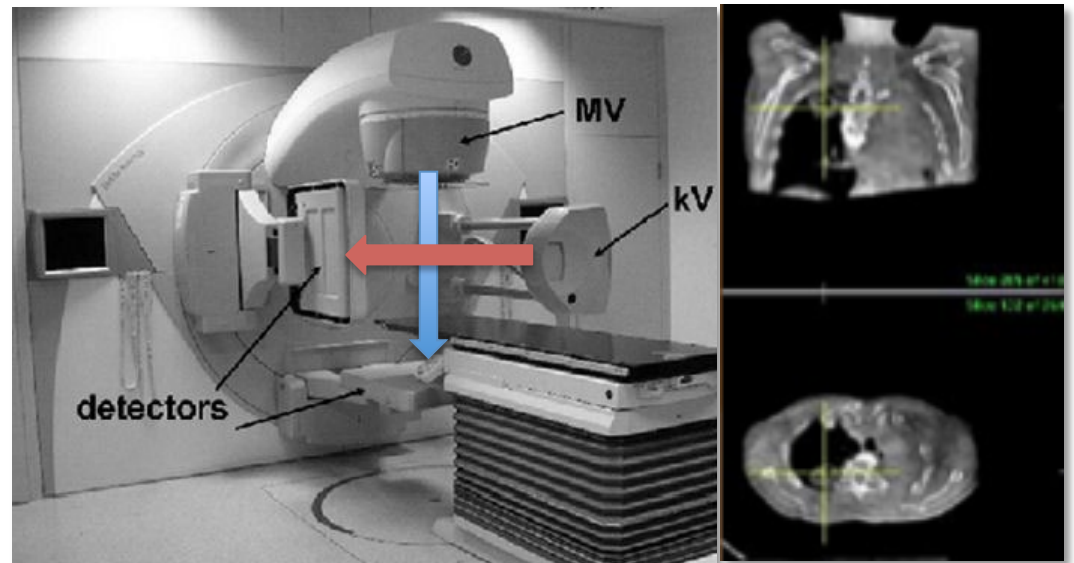
(Image guided radiation therapy : IGRT)

* 画像を用いて、治療前や治療中のターゲット位置をより正確に捉え、高精度な治療、検証を実現する。

1. X線透視



2. CT



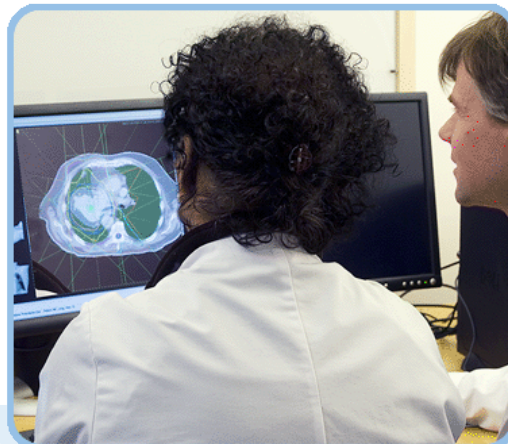
治療装置(MV)に併設されている診断用CT(kV)がIGRTに活躍！

治療のどこでどのように
画像が使われるのか？

治療の流れ



● 治療計画用 CT撮影



● 治療計画



● 治療直前撮影

治療装置に転送



● 画像で位置合わせ



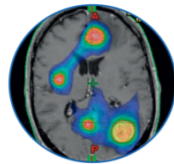
● 寝台位置補正



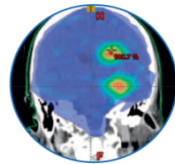
● 正しい位置で照射

放射線治療における様々な線量分布

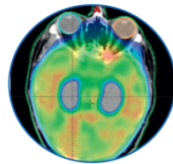
Unlimited Clinical Application.
RapidArc™



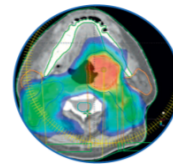
Brain SRS – Multiple Metastases
3 non-coplanar arcs, 330 sec



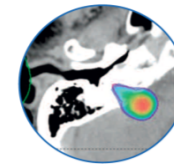
Brain SRT – Multiple Metastases and Whole Brain
2 arcs, 151 sec



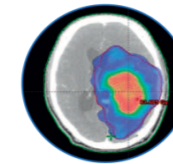
Prophylactic Cranial Irradiation with Hippocampus Sparing
2 arcs, 155 sec



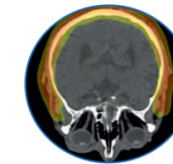
Head & Neck (Nasopharynx)
1 arc, 79 sec



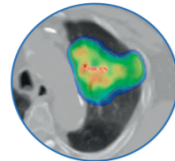
Vestibular Schwannoma
2 arcs, 140 sec



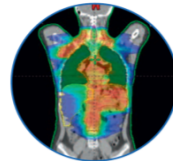
Glioblastoma
2 arcs, 150 sec



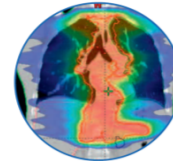
Skull Skin Irradiation
1 arc, 100 sec



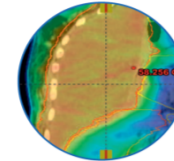
Non-Small Cell Lung Carcinoma SRT
2 arcs, 210 sec



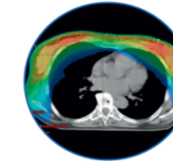
Pediatric Hodgkin's Lymphoma
2 arcs, 150 sec



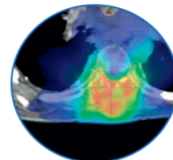
Hodgkin's Lymphoma
2 arcs, 148 sec



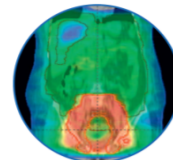
Mesothelioma
2 arcs, 150 sec



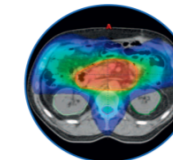
Bilateral Breast
2 arcs, 150 sec



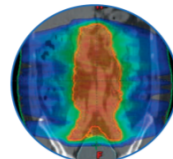
Paraspinal Lesion
1 arc, 215 sec



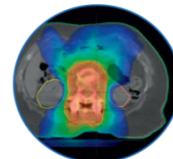
Whole Abdominal Irradiation
3 arcs, 225 sec



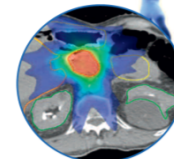
Pancreas
1 arc, 74 sec



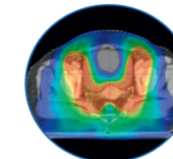
Seminoma
1 arc, 74 sec



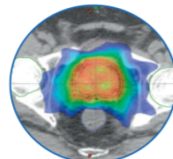
Chordoma
1 arc, 74 sec



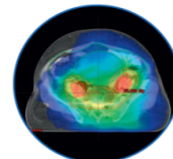
Abdominal Metastases
1 arc, 176 sec



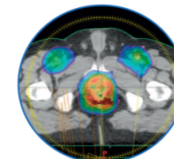
Cervix Uteri
1 arc, 74 sec



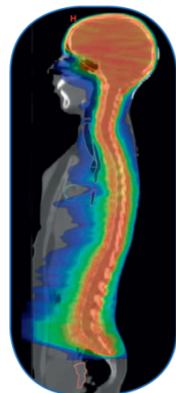
Prostate
1 arc, 75 sec



Multiple Pelvic Nodes
2 arcs, 150 sec



Anal Canal
2 arcs, 170 sec



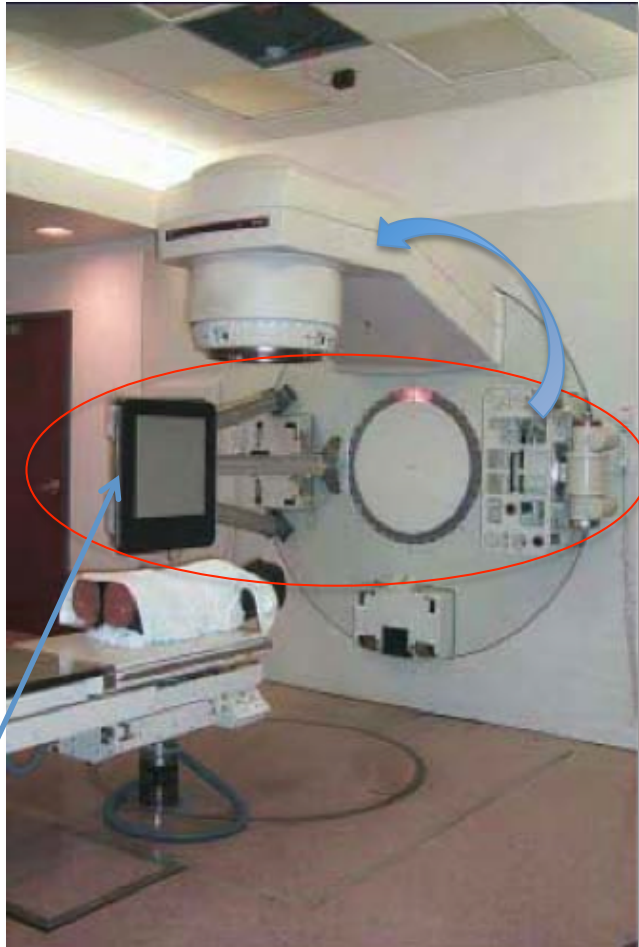
Medulloblastoma
2 arcs, 148 sec

Data Courtesy:
VU Medical Center, Amsterdam
Istituto Oncologico della Svizzera Italiana, Bellinzona
Rigshospitalet, Copenhagen
CRIC Val d'Aurelle, Montpellier
Humanitas Institute, Rozzano-Milano
University Hospital, Zurich

Legend:
Number of arcs, beam on time/tx

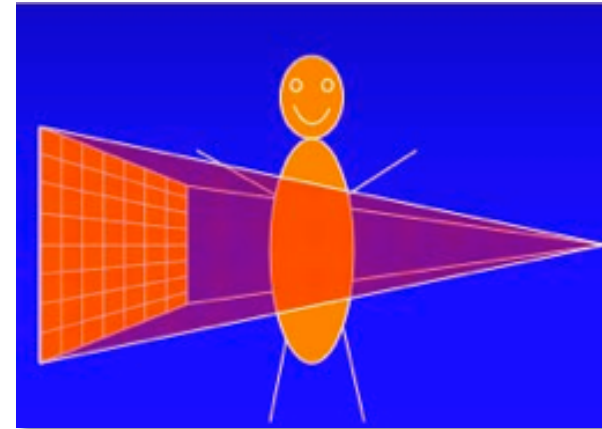
IGRTになくてはならない
kV Cone Beam CTとは？

kV Cone Beam CT (kV CBCT)



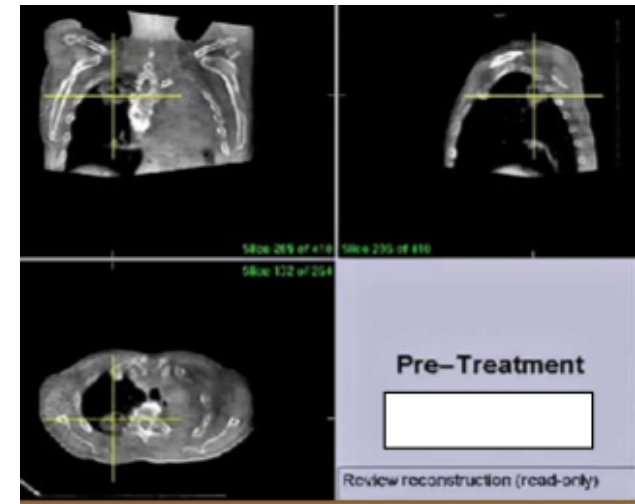
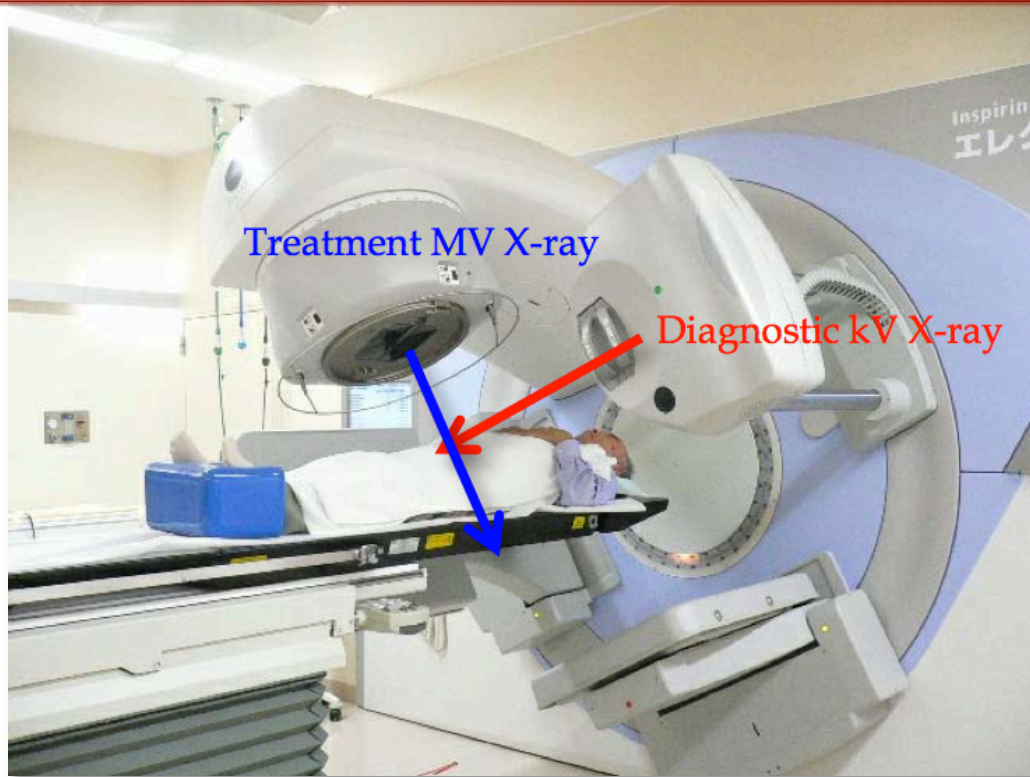
Flat panel detector : 二次元検出器

コーンビーム



- * 治療装置にkV-CBCT (80~120 kV) が併設。
- * 回転させながら、各投影方向からの投影画像を二次元検出器 (40 cm × 40 cm) を用いて取得する。

kV-CBCTを用いたIGRT

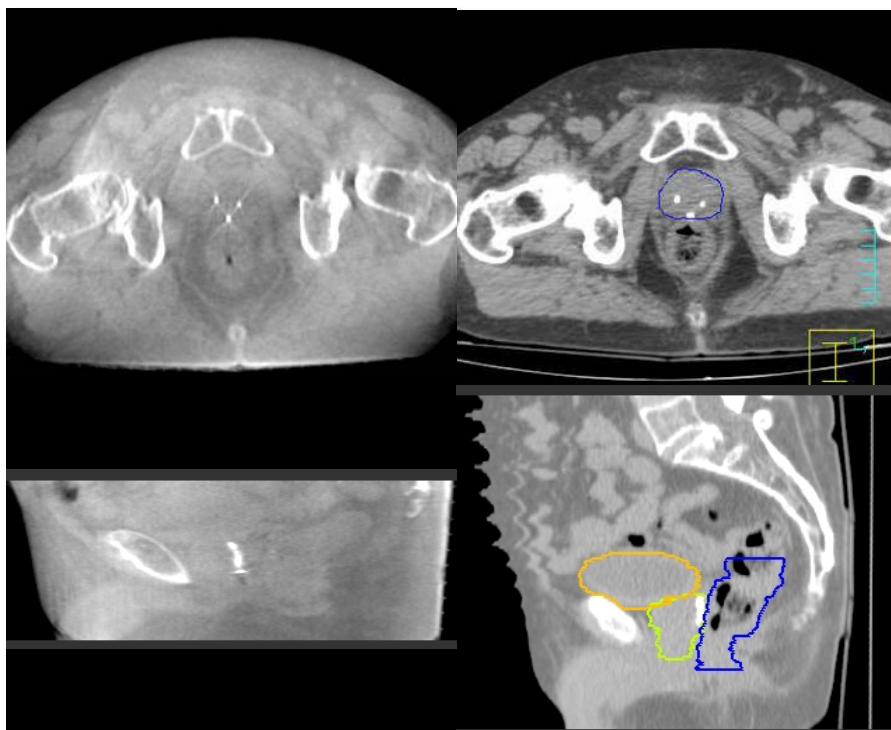


(順序)

1. ターゲットの正確な位置を知る
為に治療前にkV-CBCTを撮影する。
2. 寝台の位置を補正することによって、
ターゲットの位置を補正する。
3. 治療実施。

背景

(Cone-beam CT vs Fan-beam CT)



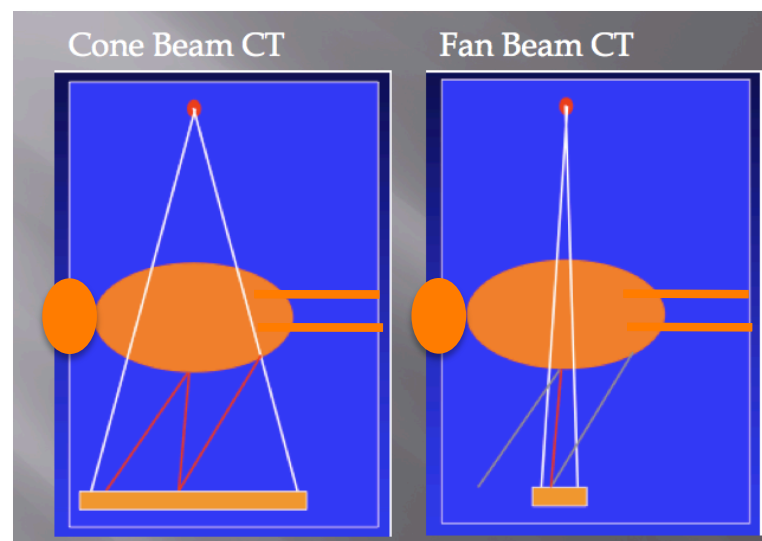
Cone-beam CT

Fan-beam CT

【Cone Beam CTの問題点】

*散乱により画像のコントラストが悪くなり、CT値から電子密度が求められない。
→ 電子密度がわからないと、線量計算ができない。

*日々の撮影による被ばく線量（投影枚数に比例）増大 → 低線量被ばくの影響



CBCTは一度に大容積撮影できるが、
散乱成分も多いため、画質が劣化する。

研究の目的

日々の臓器移動&変形に合わせた最適な線量処方を行う為に、移動&変形に合わせて線量計算が可能な高画質CBCTが必要。

CT値 → 電子密度 → 線量計算

- ① **散乱補正**による高画質化。
 - 人体による散乱成分を解析的に求め、元の投影画像から散乱成分を取り除いて再構成。
- ② **逐次近似再構成方法**を用いることによる高画質化。
 - 少ない投影枚数でも高画質が得られるため被ばく量の減少を図れる。

CBCT 画質改善の手法

① 散乱補正

<実験的手法>

- 出射口にX線を遮蔽する鉛のコリメータをとりつけ、散乱成分を実験的に見積もる。^[1]

<計算的手法>

- 体内での散乱カーネルを仮定し、シミュレーションする。^[2]
- Monte Carlo シミュレーションを用いる。^[3]

Monte Carloシミュレーションは、計算精度は上がるものの、計算時間が長いため、本研究では、実験的手法とシミュレーションを融合した手法を用い、簡便な計算モデルの構築を試みた。

Reference:

- [1] J. H. Siewerdsen, M. J. Daly and B. Bakhtiar, Med. Phys. 33(1): January 2006
- [2] Weiguang Yao and Konrad W. Leszczynski: Med Phys 36(7): 3145-3156, 2009
- [3] Boone JM and Seibert JA: Med Phys 15(5):713-720, 1988

CBCT 画質改善の手法

② 再構成方法

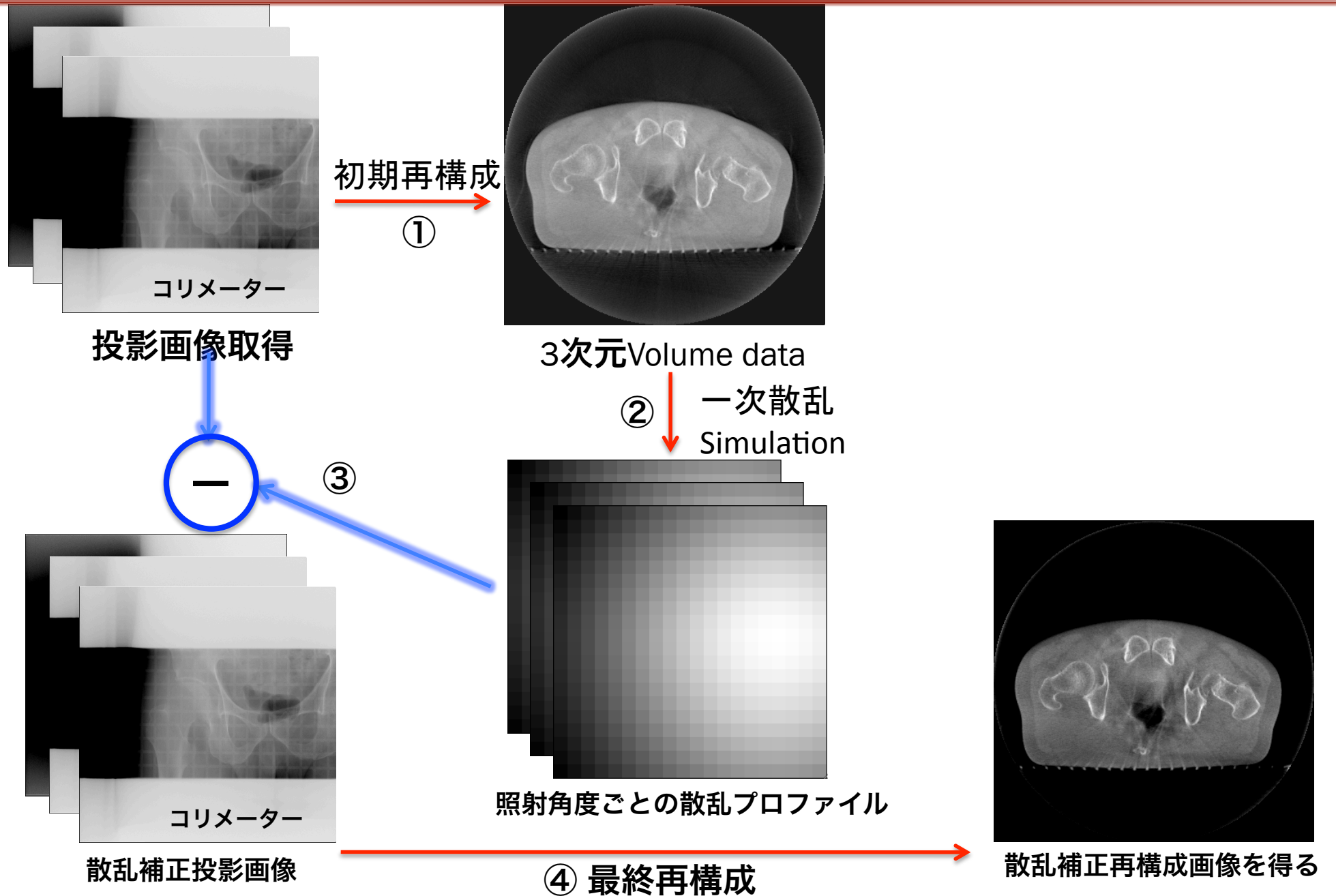
・iterative再構成法(MLEM)

*CTにおけるiterative再構成は、繰り返し計算による計算時間の問題があったが、コンピューターの性能向上により、臨床への適用が期待されている。

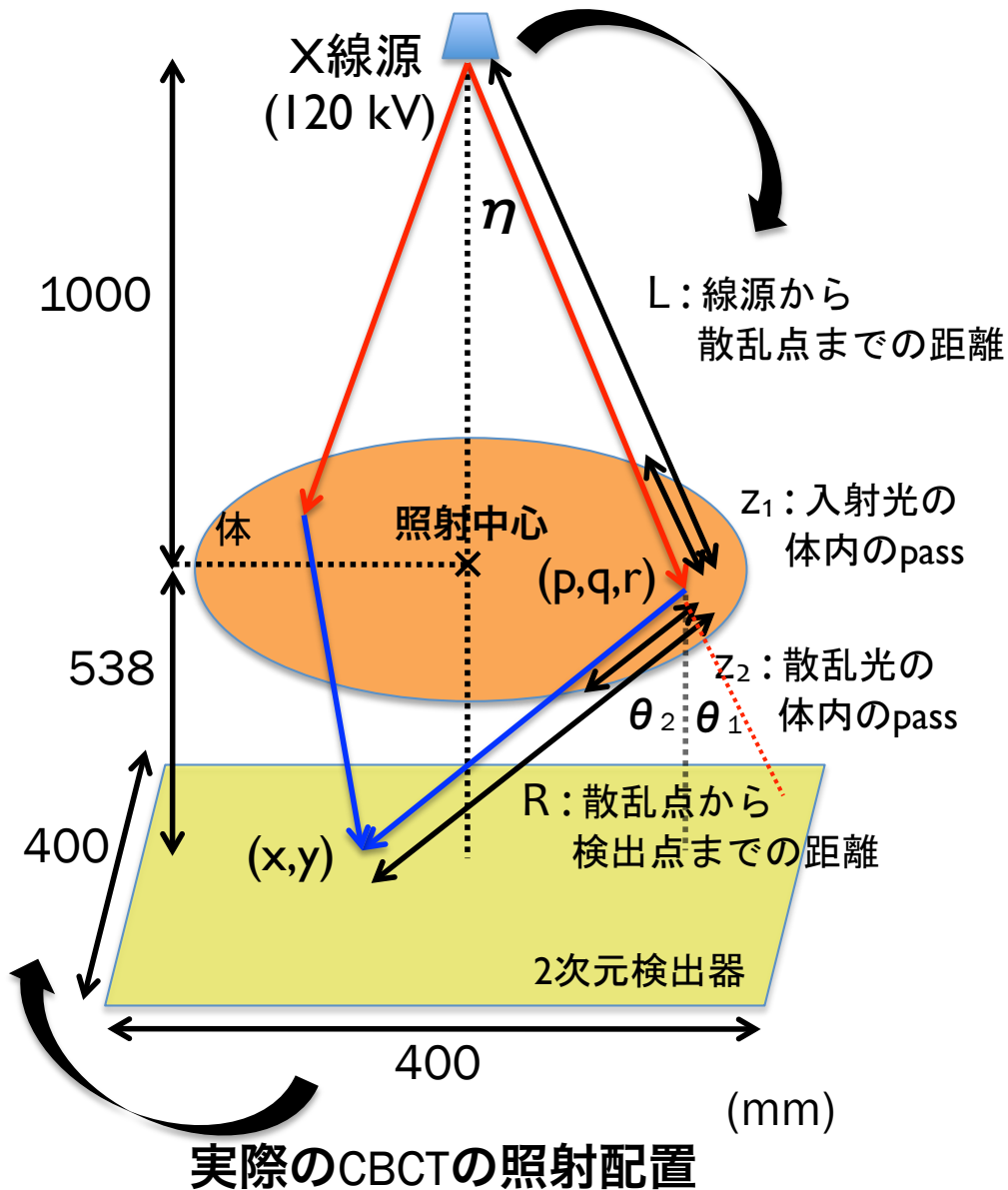
*少ない投影枚数での高画質化が可能のため、日々撮影するCBCTにおいて有用と考えられる。

① kV CBCTの散乱補正

散乱補正再構成の手順



kV X線散乱シミュレーション



(方法)

Klein-仁科の式で体内における散乱カーネルを仮定し2次元検出器上での1次散乱光の重ね合わせを計算する。

$$\Psi_s = C \cdot \frac{\cos(\eta)^3 \cdot \cos(\theta_2) \cdot (L - z_1)^2}{L^2 \cdot R^2} \cdot (d\sigma / d\Omega) \cdot \exp(-\mu(z_1 + z_2))$$

$d\sigma / d\Omega$: Klein-仁科による微分散乱断面積(θ_1, E)

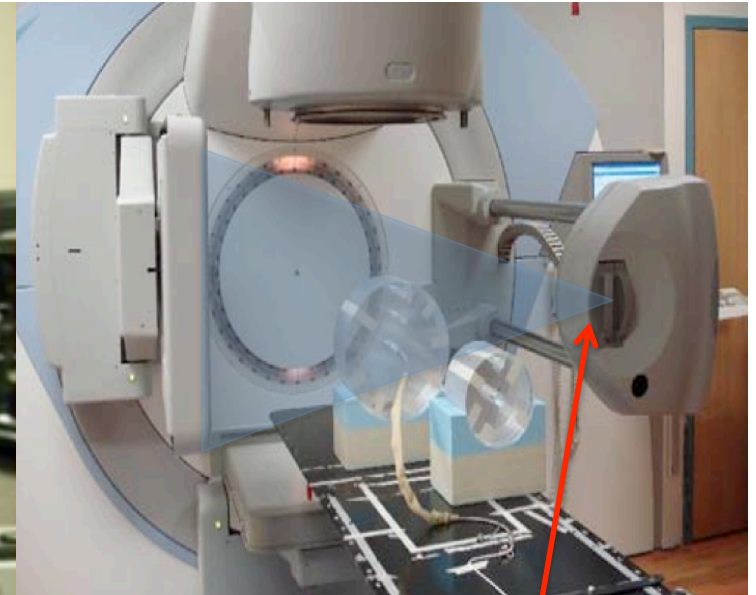
Ψ_s : 検出器に入る散乱光子のフルーエンス ($1/m^2$)

シミュレーションと実験的見積もりとの間の比例定数Cを求め、簡便な計算モデルを作る。

コリメータ (散乱成分の見積もりに利用)

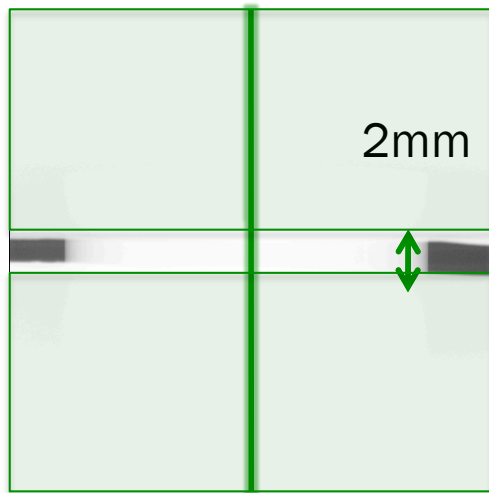
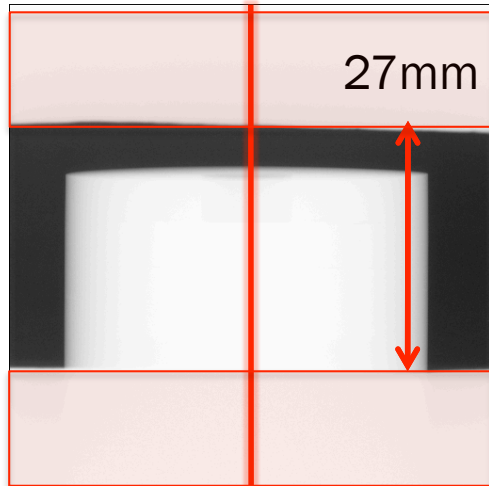


Cone beamの照射領域を調節するため
X線出射口にとりつけるコリメータ



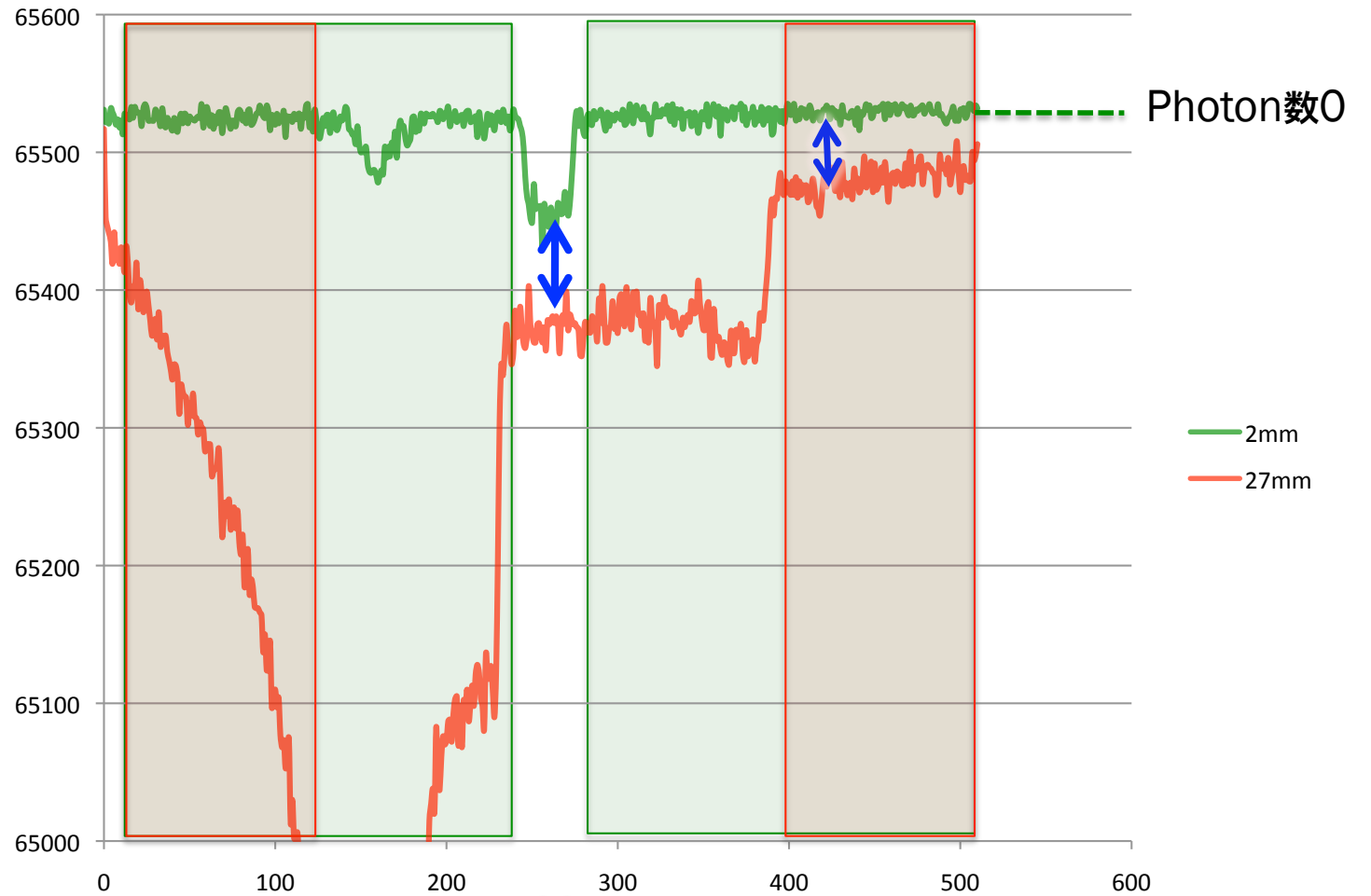
X線出射口にとりつける

散乱成分の実験的見積もり (Phantom Study)



投影画像

Pixel value \rightarrow photon数



↕ Phantomによる散乱成分

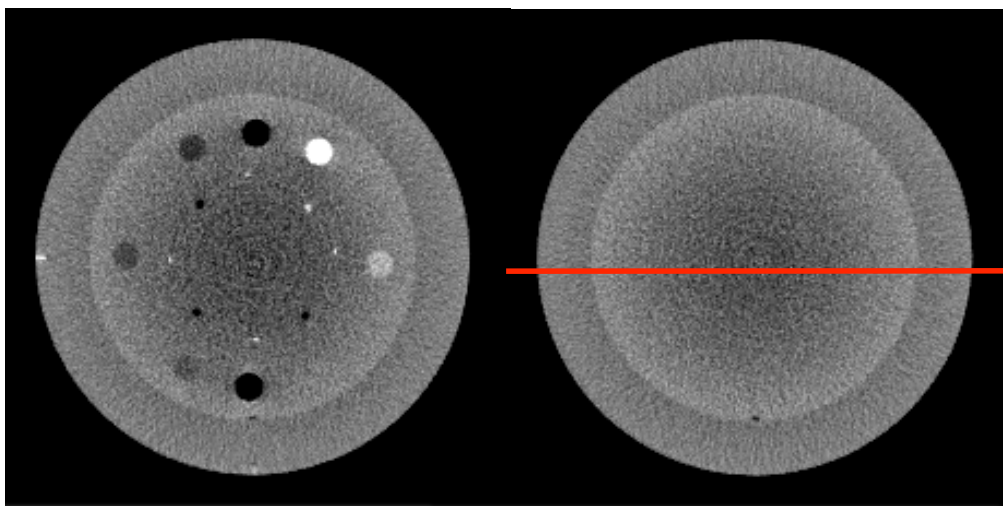
2 mm

27 mm

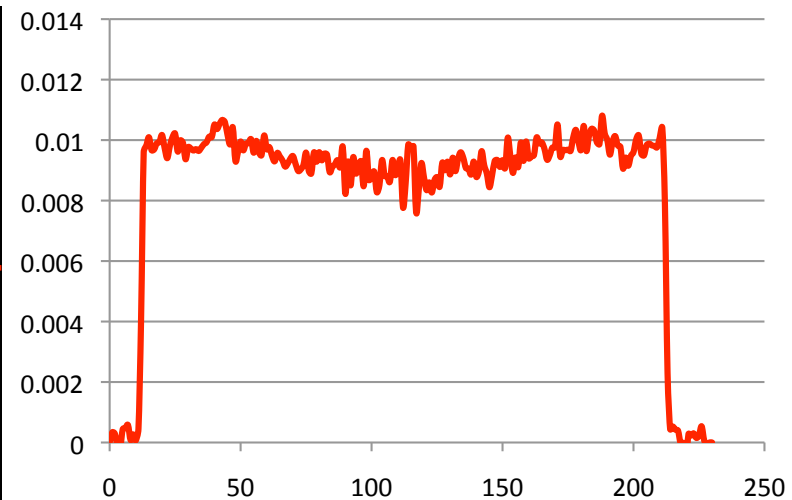
Pixel position

散乱補正なし VS 散乱補正あり

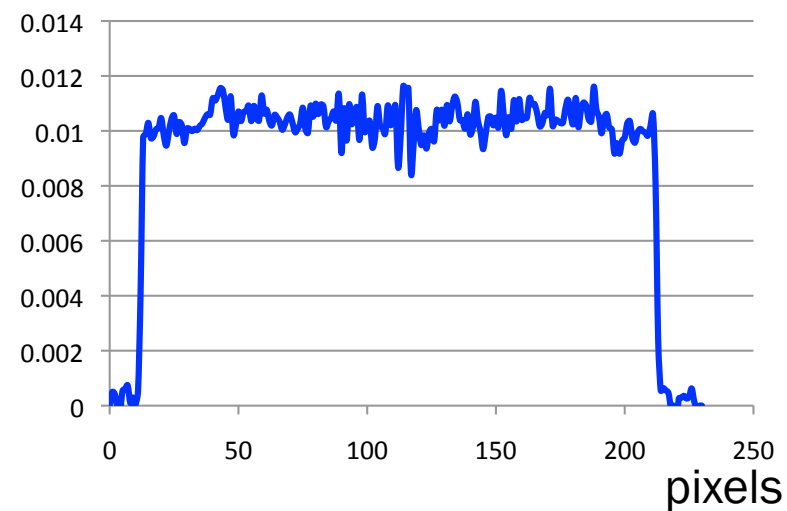
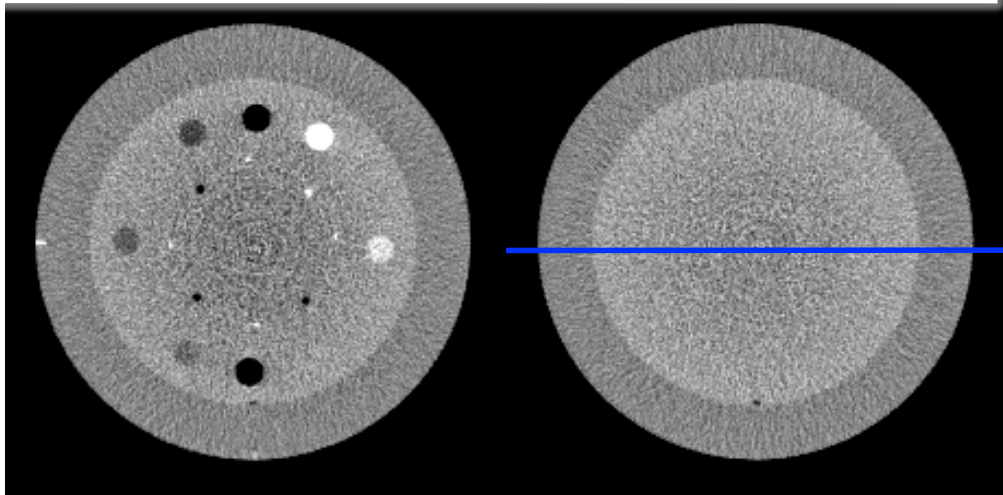
散乱補正なし



減衰係数 μ (1/mm)

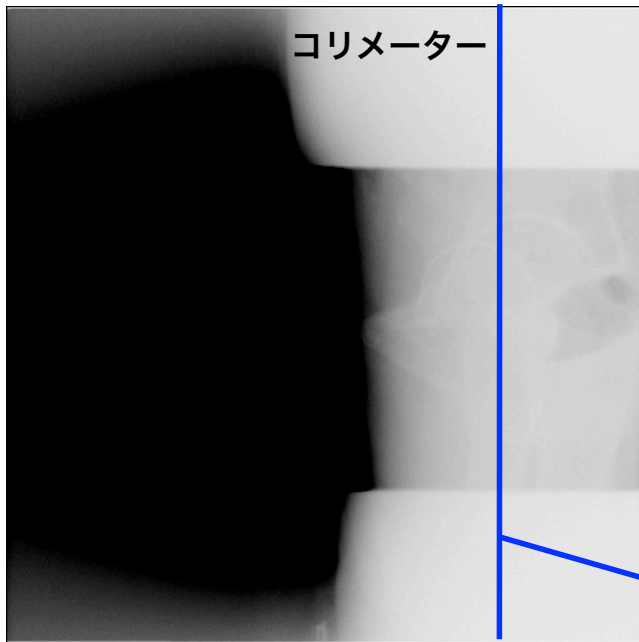


散乱補正あり

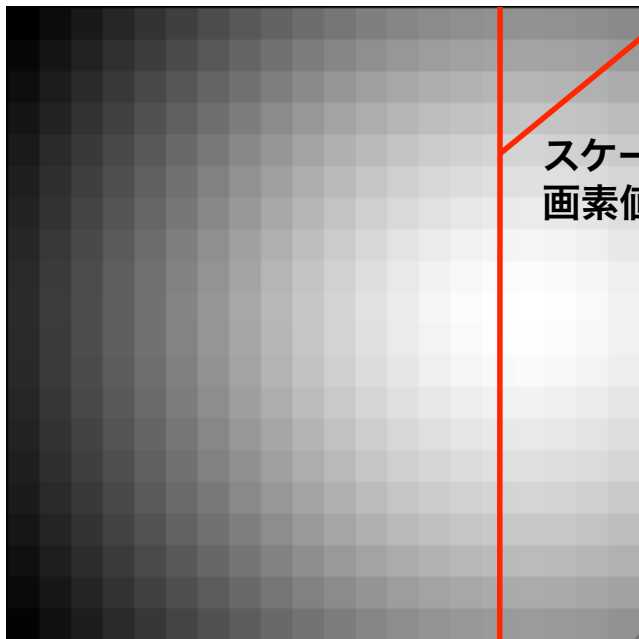


$$\mu = \log(\text{入射photon数} / \text{透過photon数})$$

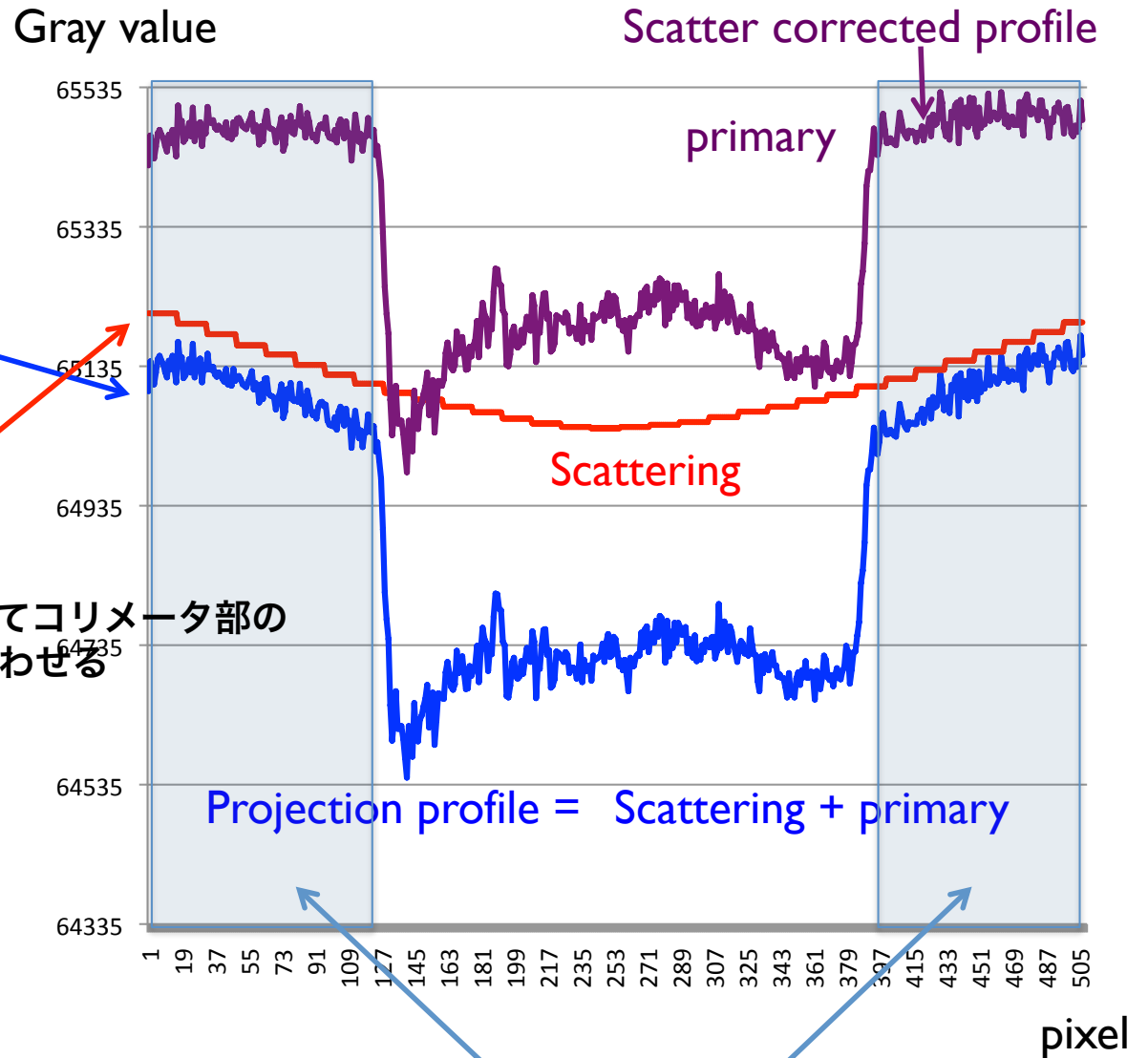
散乱成分の実験的見積もり (Patient Study)



投影画像



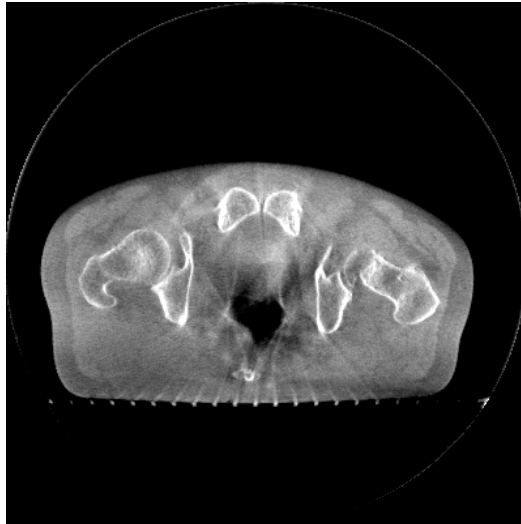
得られた散乱プロファイル(20 pixel × 20 pixel)



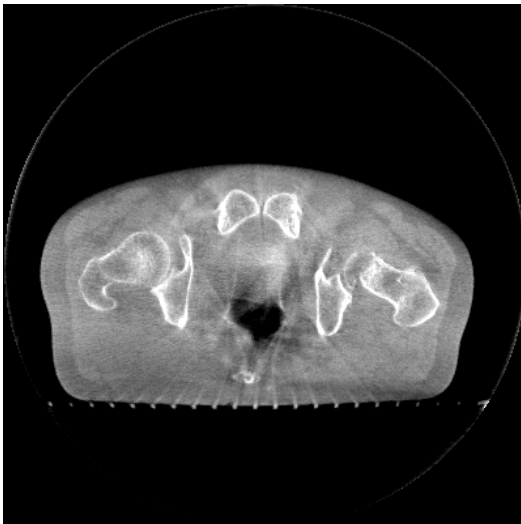
コリメータ部
=ほぼ散乱成分とみなせる

散乱補正再構成

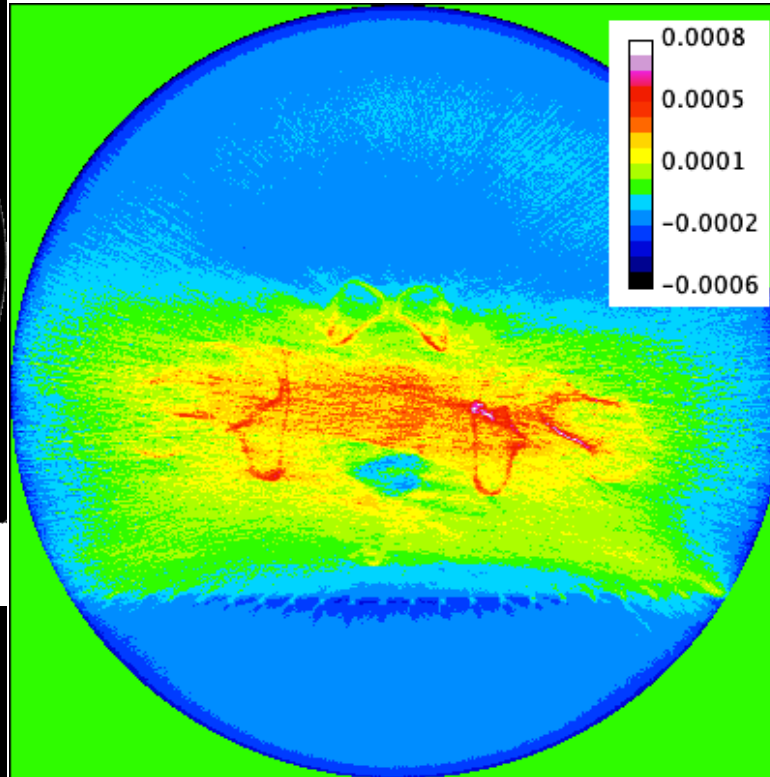
散乱補正なし



散乱補正あり



差分画像

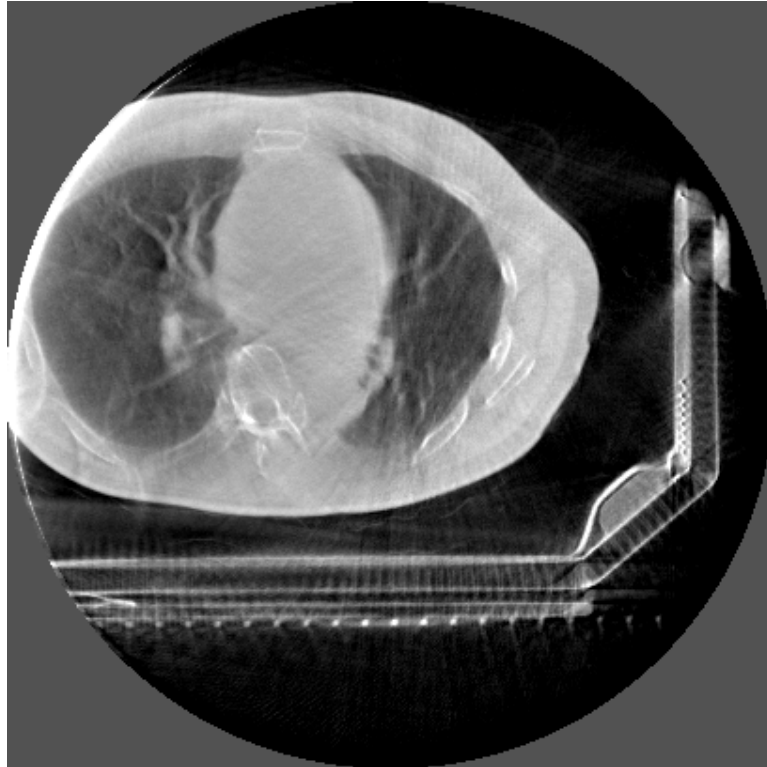


* 空気、骨、軟部組織間のコントラストの上昇が見られた。
→ 散乱補正により、投影画像におけるS/Nがよくなったため。

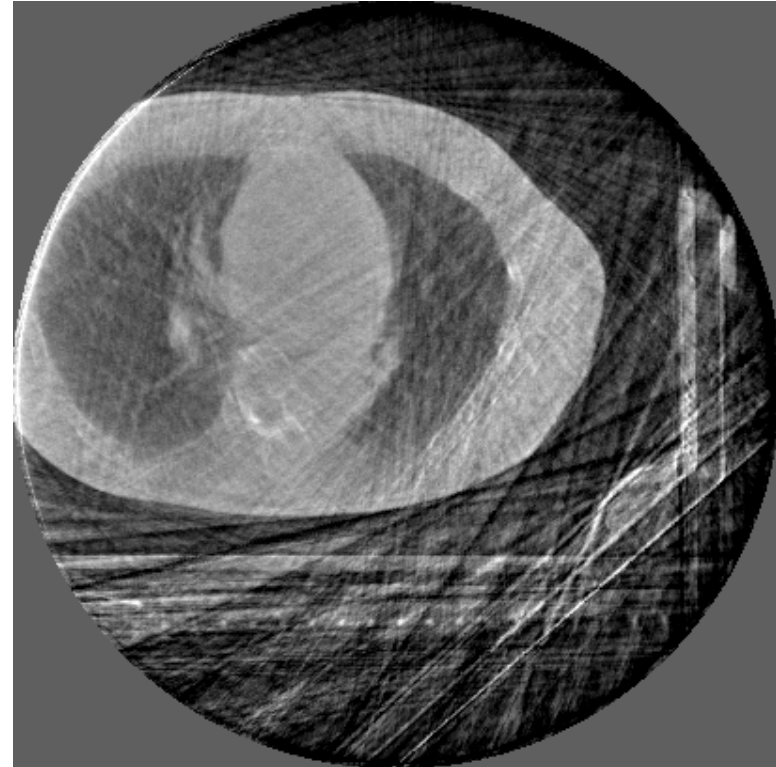
* 体の中央部の画素値が上がり、外側にいくにつれて減少。
→ 検出器中央部に近づくにつれ増加する散乱光子の数を補正したため、体の中央部において、より散乱補正の効果が大きく見られた。

② 逐次近似CT再構成方法(MLEM)による 画質改善と被ばく低減

投影枚数が減少すると画質は劣化する



投影画像：約1000枚

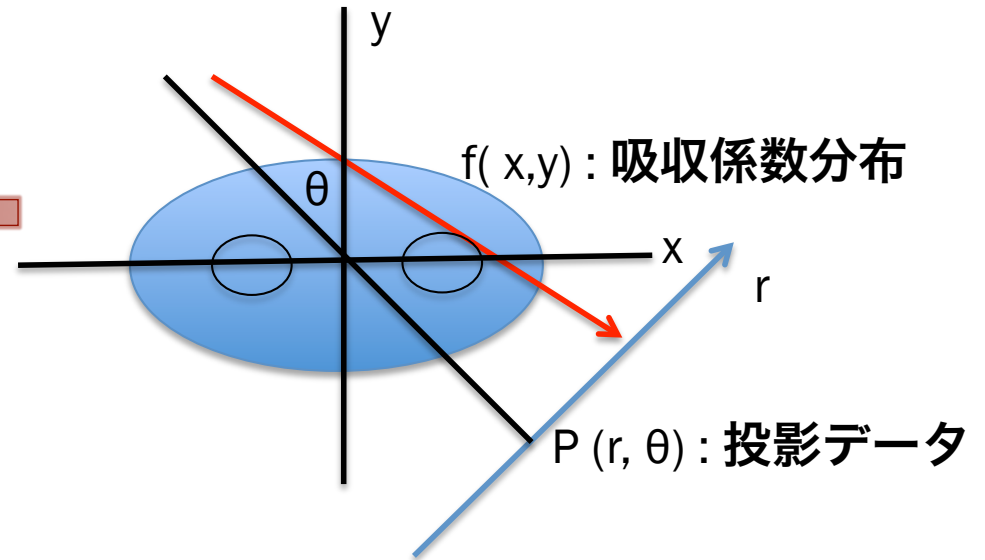


投影画像：約250枚

従来の再構成方法(FBP)では、投影枚数の不足により画質が劣化する。

より少ない投影枚数で
高画質のCBCTを得たい。

CT画像再構成方法



① 解析的手法

ラドンの反転公式に基づく、Filtered back projection (FBP)法

② 逐次近似法

散乱や検出器の特性などを考慮した評価関数を定義し、それを繰り返し計算により最小化する手法。

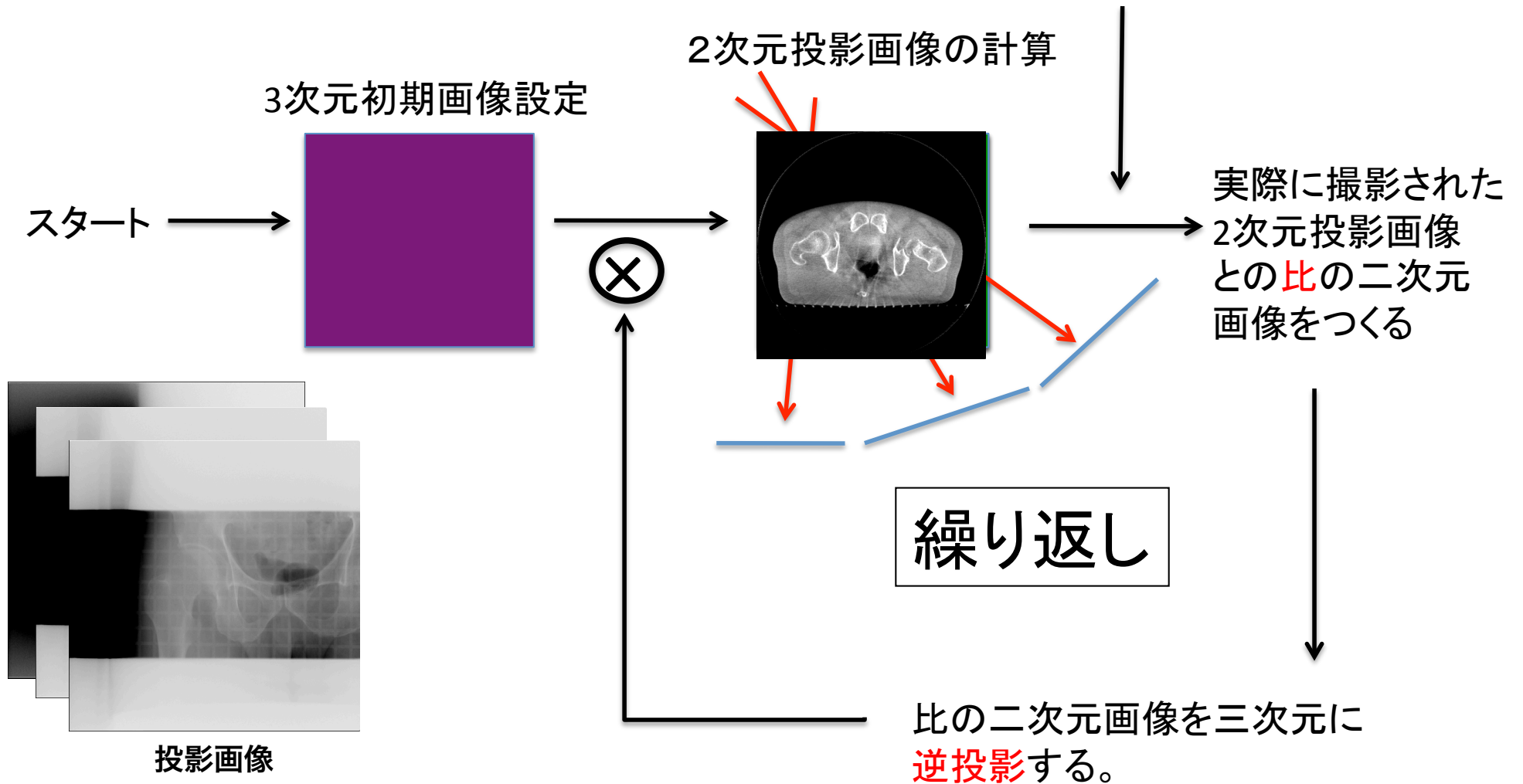
*非統計的逐次近似法・・・最小二乗法などを利用。

*統計的逐次近似法・・・雑音がポアソン分布に従う性質を考慮して最も確率の高い事前分布を逆推定する。

→ML-EM法 (Maximum Likelihood - Expectation Maximization : 最尤推定法)

ML-EM法

散乱補正はここで入れる。



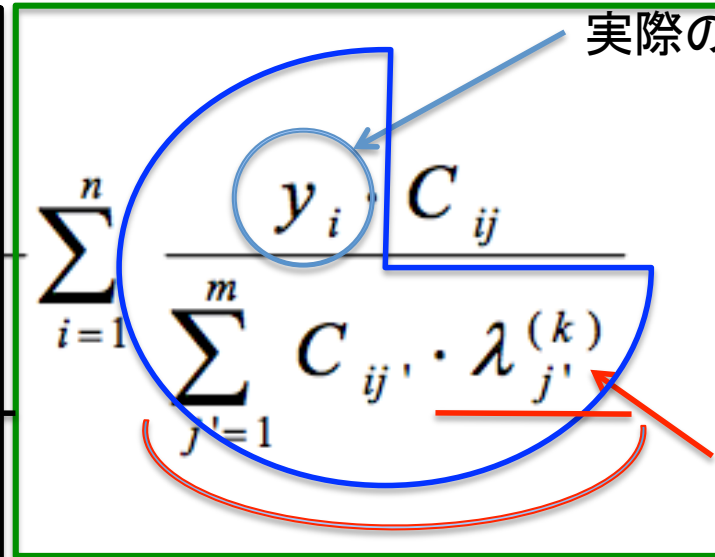
漸化式を立て、
繰り返す。

ML-EM法

仮定した画像

$$\lambda_j^{(k+1)} = \frac{\lambda_j^{(k)}}{\sum_{i=1}^n C_{ij}}$$

規格化



① 投影の計算

② 実際の投影画像と仮定の投影との割り算

③ ②で求めた比の投影画像を逆投影。

④ 仮定した画像にかけた後、規格化する。

j 番目の画素と i 番目の検出器
との関係を表す。
(ここでは、Voxelを切るPathの長さ)

この流れを繰り返す。

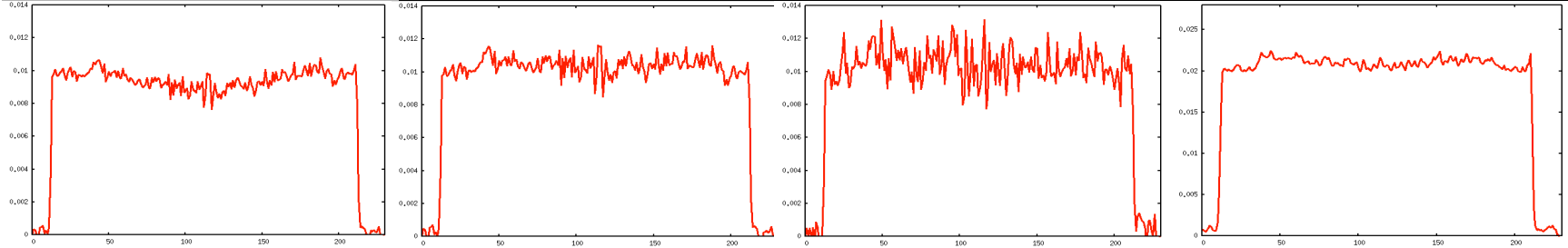
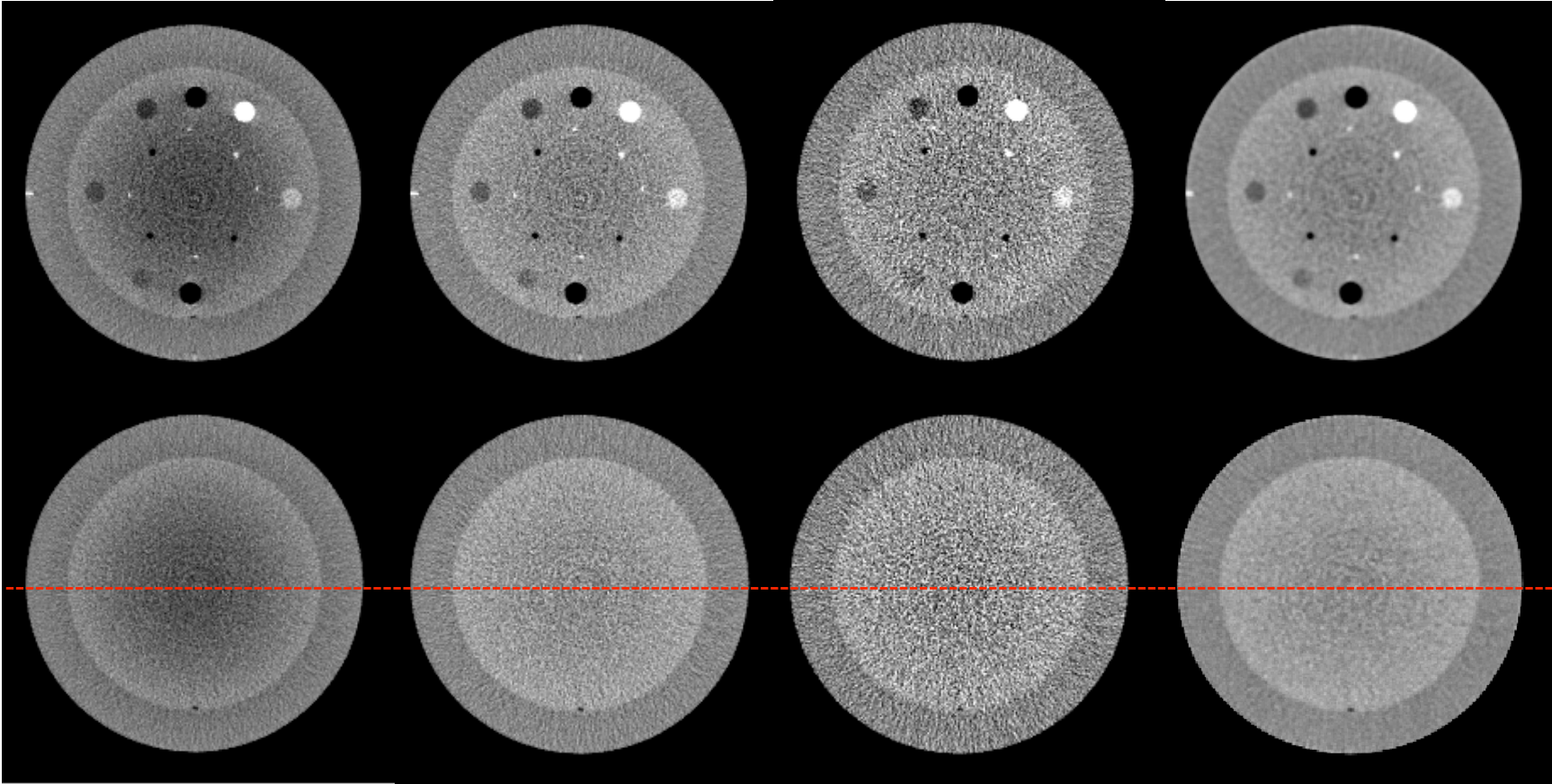
FBP vs MLEM 再構成

FBP 635枚
散乱補正なし

FBP 635枚
散乱補正あり

FBP 157枚
散乱補正あり

MLEM 157枚
散乱補正あり



結論

- ✳ Klein-仁科の散乱カーネルを用いたシミュレーションと、コリメーターによる実験的見積もりを組み合わせることによって、簡便な散乱シミュレーションモデルを立てることができた。
- ✳ 散乱補正により、中央部に近づくにつれ増加する散乱光子数を補正でき、検出器中央部のCT値の凹み（cupping artifact）が改善された。
- ✳ 散乱補正と逐次近似再構成（MLEM法）によって、1/4の投影枚数でも、より均一で高いコントラストの画質を得ることができ、画質を保ったまま投影枚数を減らす（被ばく低減）可能性を示唆することができた。

今後

- ✳ Klein-仁科の散乱カーネルを用いたシミュレーションと、実験的見積もりとの間の比例定数は、散乱体の形状や大きさ、散乱体を通過することによるビームの高エネルギー化（ビームハードニング）、入射X線が単一エネルギーでないこと等を考慮する必要がある、Monte Carloシミュレーションとの比較を今後検討する。
- ✳ 患者さんのCBCT画像に逐次近似再構成を適用し、線量計算に使えるかどうか検討する。