

CTのビームデータ測定

熊本地域医療センター

石橋 謙吾
黒田 洋明
山下 裕輔
森島 光浩

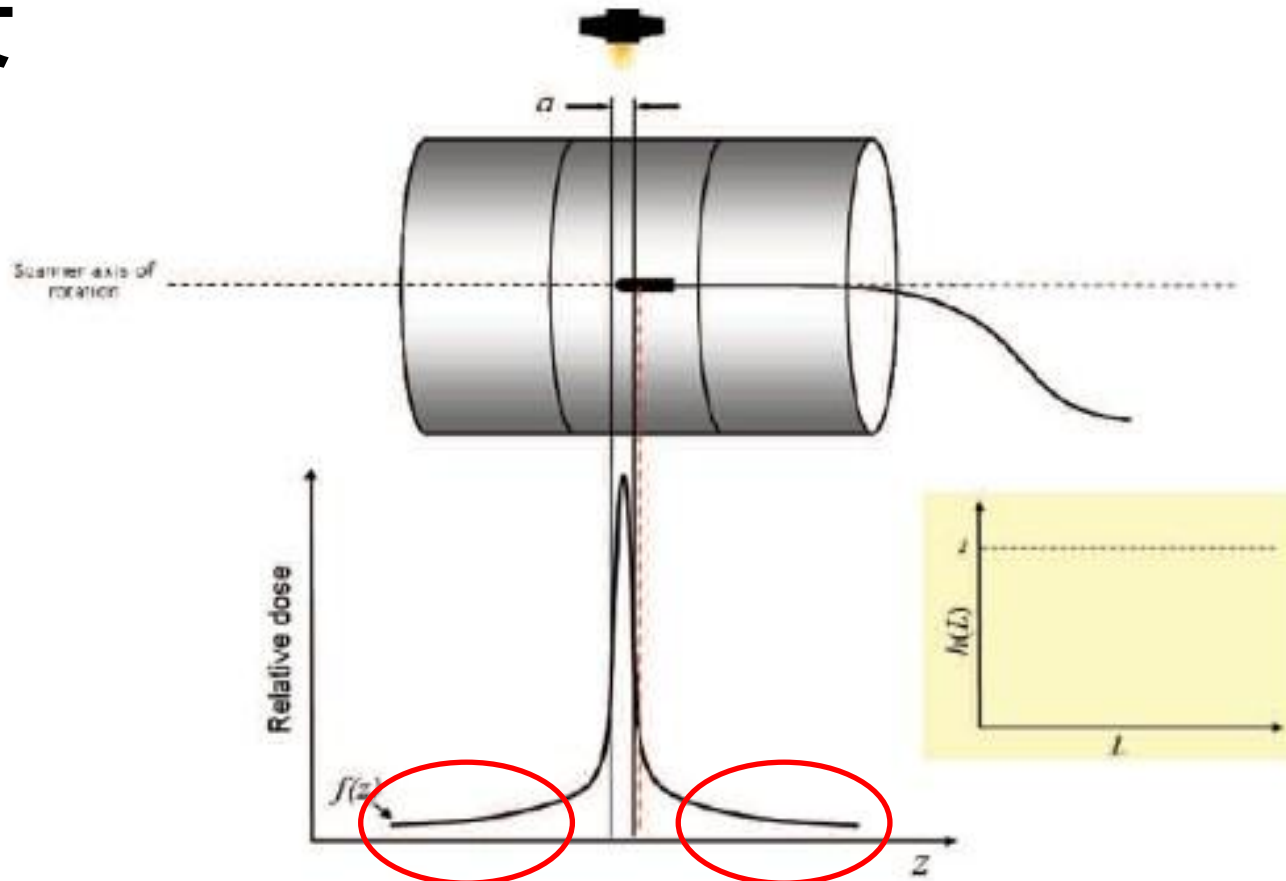
熊本大学大学院生命科学研究部

荒木 不次男
大野 剛

背景

- 現在，わが国の年間医療被ばくの内，X線CTによる被ばくは43%に達している。
- 被ばく線量の評価としてCTDIを用いられているが，CTDIの目的は装置間の線量の違いの比較であり，患者の被ばく線量の評価には適していない。

背景



parameters to represent CT dose: as $CTDI_{100}$ excludes contributions from radiation scattered beyond the relatively short (100-mm) range of integration along z , it tends to undervalue the cumulative dose at $z = 0$ that would otherwise be reported were all contributions included.^[13-17]

AAPM Task Group(TG) - 111では、 $CTDI_{100}$ はZ軸方向の散乱線を十分に収集できず、実際の線量と比べ過小評価になることが指摘されている。

目的

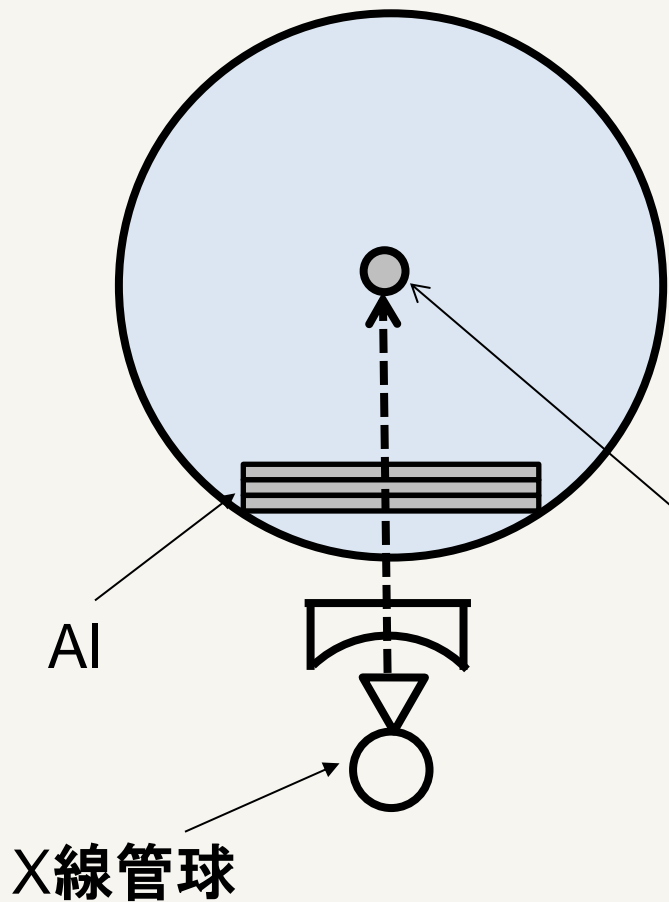
- モンテカルロシミュレーションを用いたCT撮影における患者の被ばく線量の評価を目的にCTのビームデータを測定する。
- 得られたビームデータをもとに，吸収線量測定から線量校正を行い，CT検査における患者CT画像を用いて，モンテカルロシミュレーションにより各臓器の被ばく線量の評価を行う。

使用機器

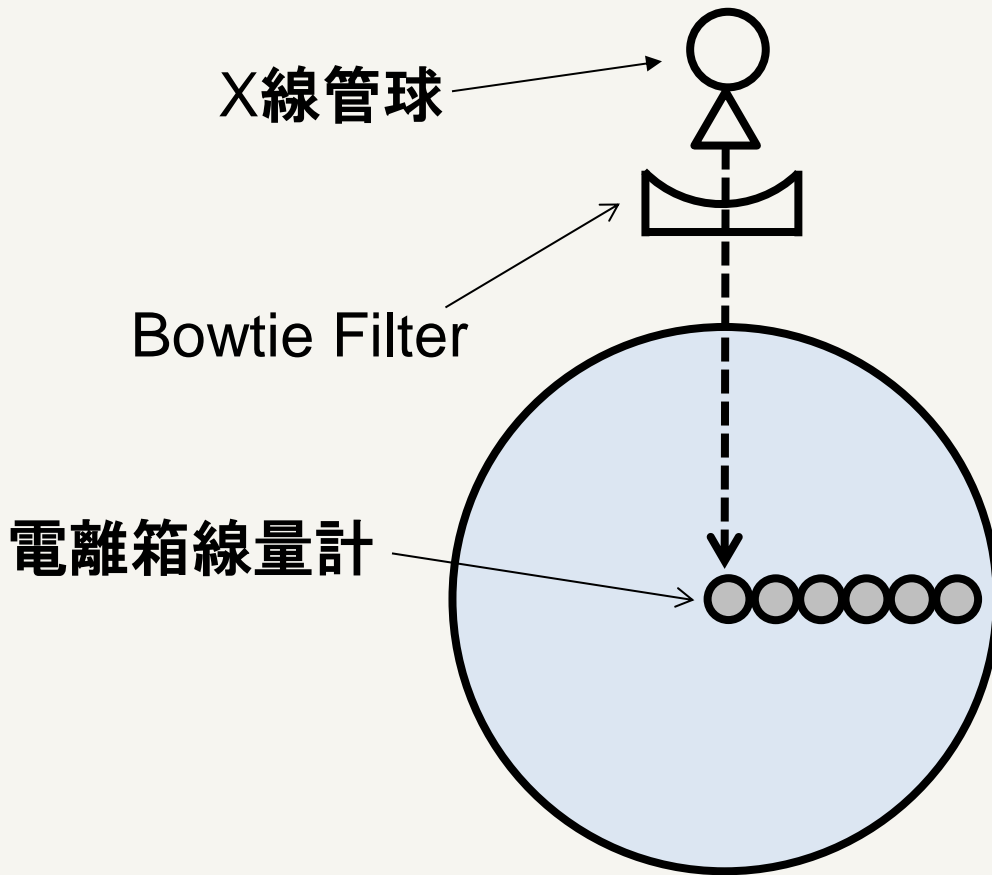
- PHILIPS Brilliance CT 64
- M100 CT chamber (0.9 cm Φ × 10 cm)
- PTW30013 Farmer chamber, 0.6 cc
- GMctdospp (IMPS, Germany)

ビームモデリングの作成

Al半価層

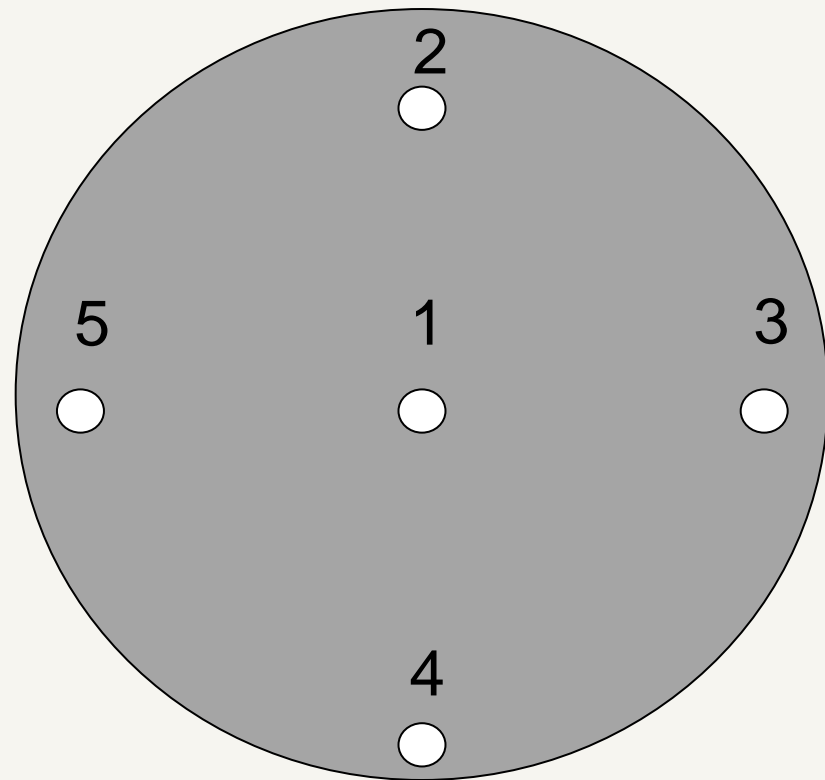
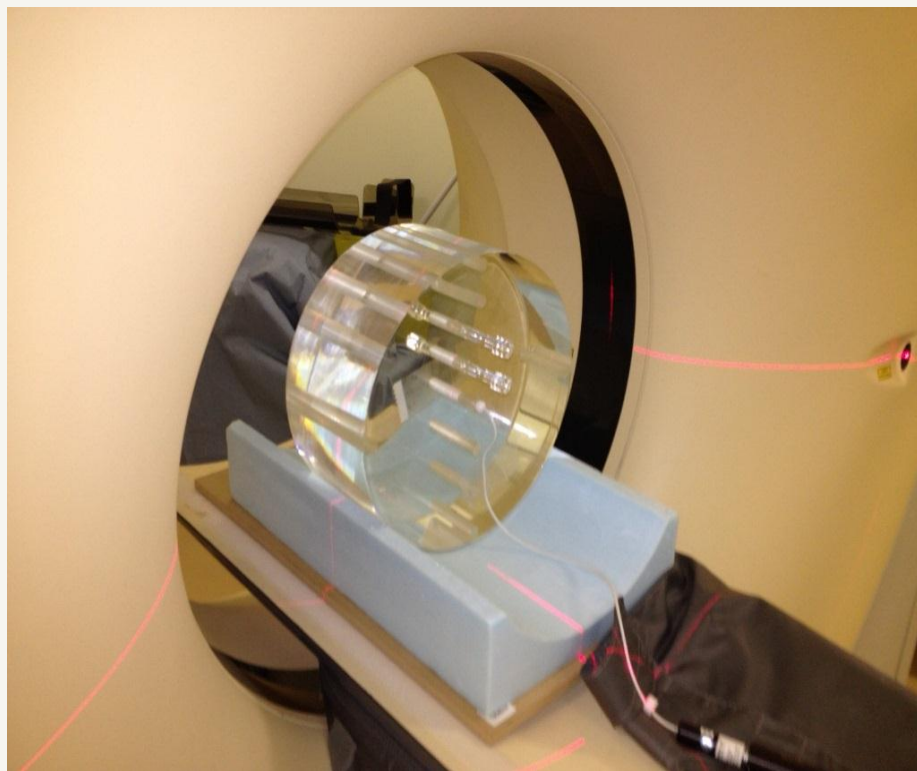


OCR(空中軸外線量比)



ビームモデリングの検証

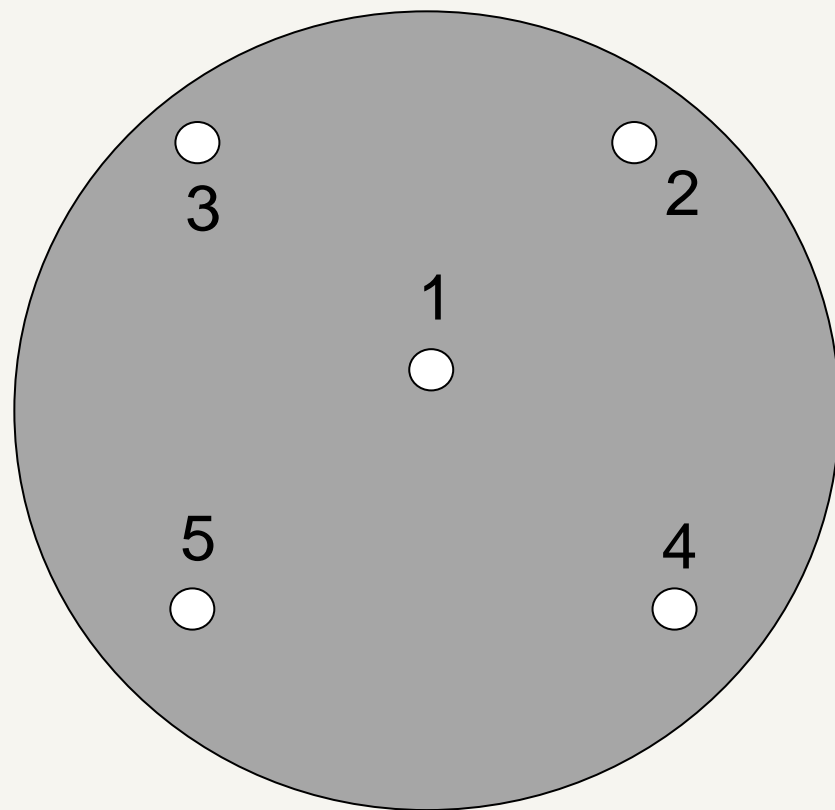
CTDI₁₀₀測定



X-ray voltage : 120,100,80 kV
X-ray current : 200 mA
Beam collimation : 10 mm

線量校正

水ファントムによる吸収線量測定



X-ray voltage : 120,100,80 kV

X-ray current : 422 mA

Beam collimation : 40 mm

Helical pitch : 0.703

吸収線量の計算式

$$D_{\text{PMMA}} = N_{D,w}^{60\text{Co}} M_{\text{PMMA}} k_{\text{PMMA}} k_Q k_{D,\text{PMMA}}$$

D_{PMMA} : アクリル吸収線量

$N_{D,w}^{60\text{Co}}$: コバルト水吸収線量校正定数

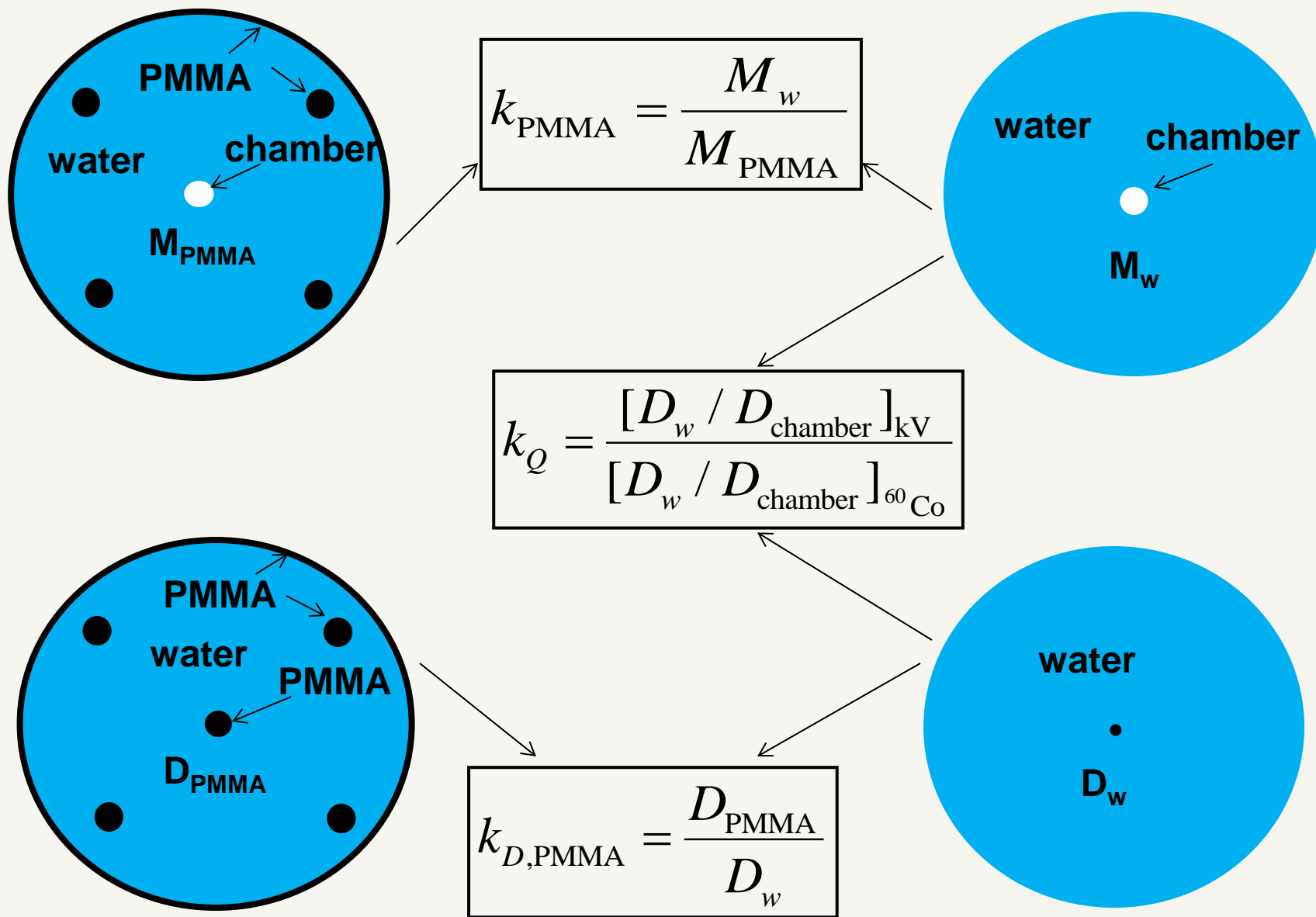
M_{PMMA} : アクリル測定電離量

$k_{\text{PMMA}} = M_w / M_{\text{PMMA}}$: 水とアクリルの電離量比

$k_Q = \frac{[D_w / D_{\text{chamber}}]_{\text{kV}}}{[D_w / D_{\text{chamber}}]_{60\text{Co}}}$: kV-X線に対する線質変換係数

$k_{D,\text{PMMA}} = D_{\text{PMMA}} / D_w$: アクリルと水の吸収線量比

吸収線量の補正係数

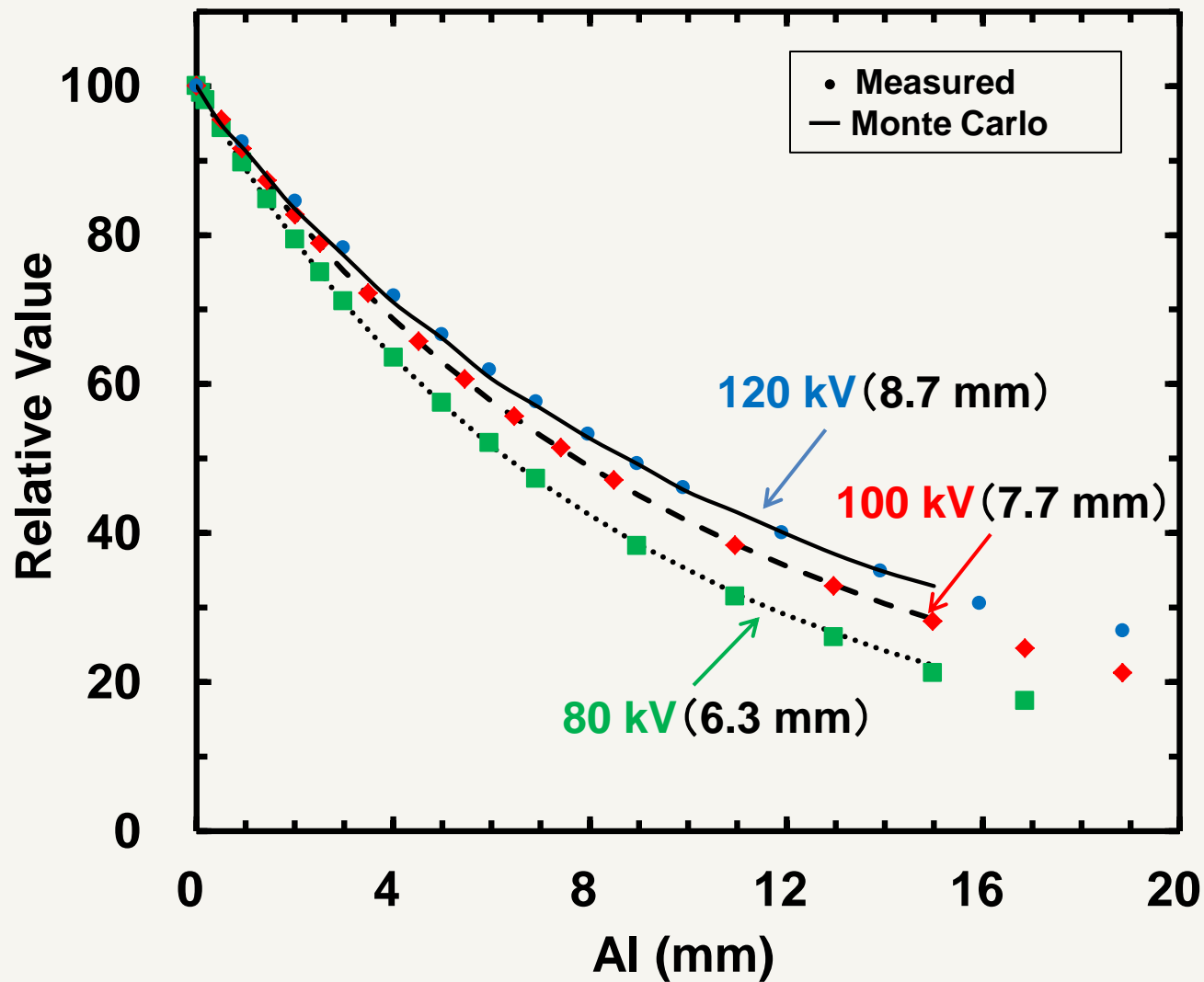


臓器線量の評価

- 患者CT画像を用いて、実際のスキャン条件でのモンテカルロシミュレーションによる計算から体内線量分布を計算した。
- 体内線量分布をもとに線量体積ヒストグラム（Dose Volume Histogram : DVH）を作成し、各臓器線量を定量的に評価した。
- 臓器線量は胸部、腹部における主要な臓器を対象とした。

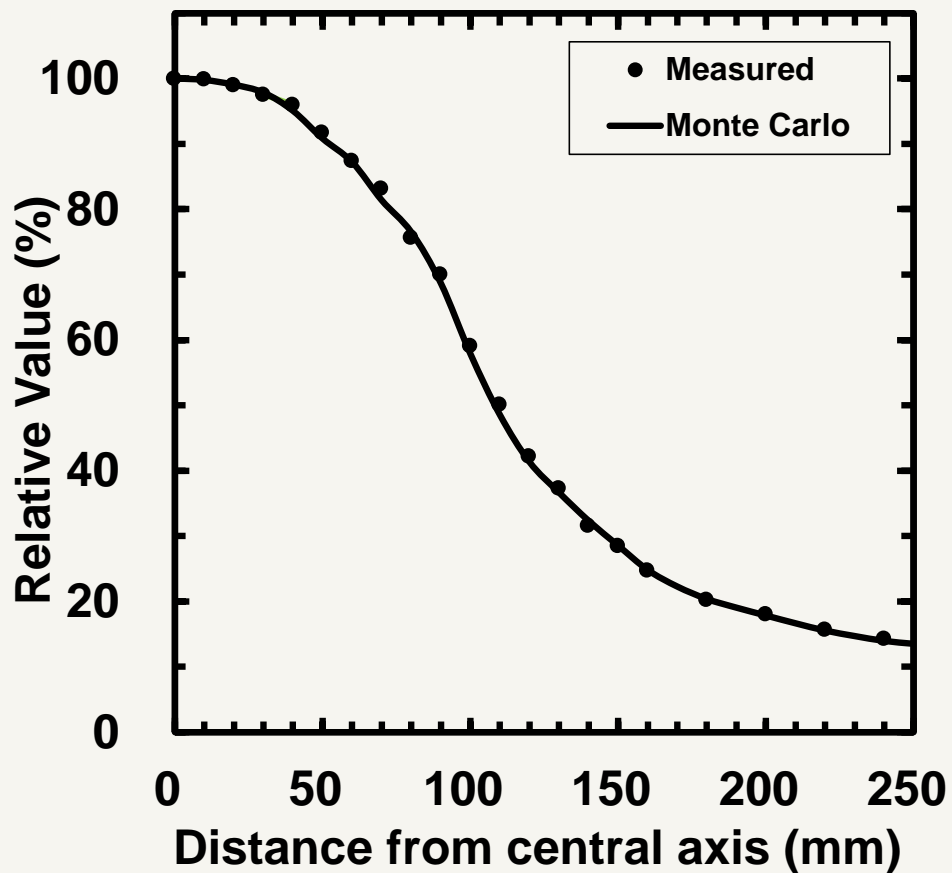
結果

Al半価層測定

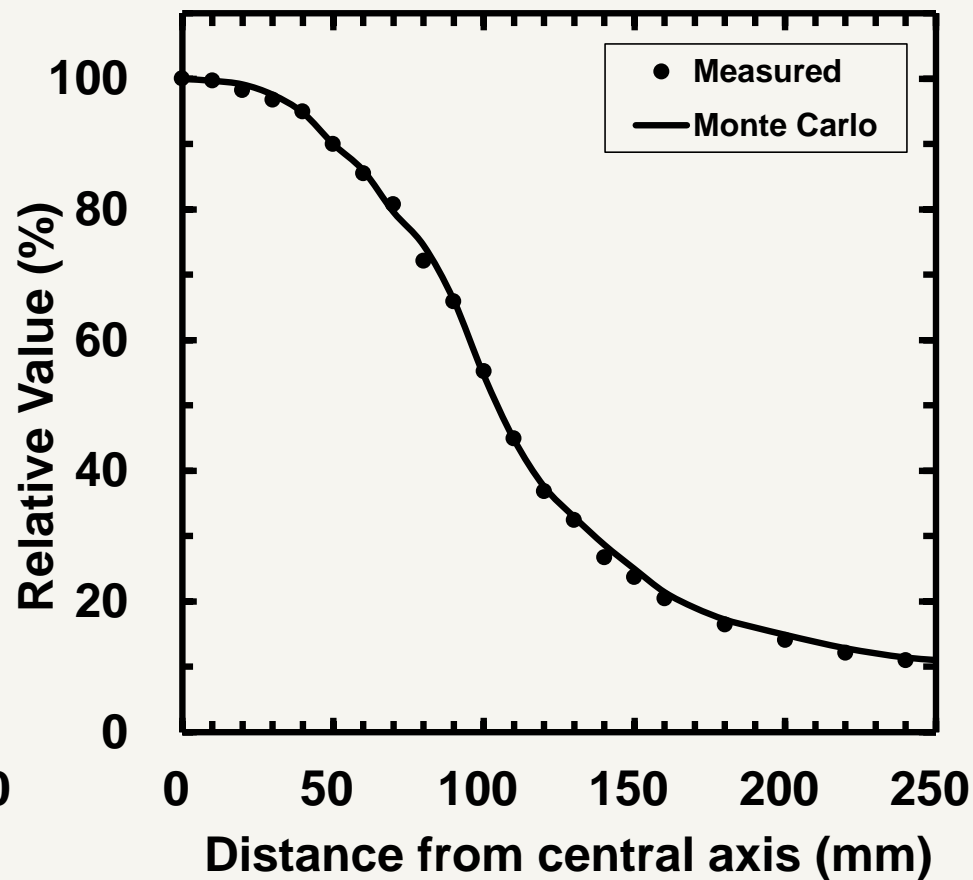


結果

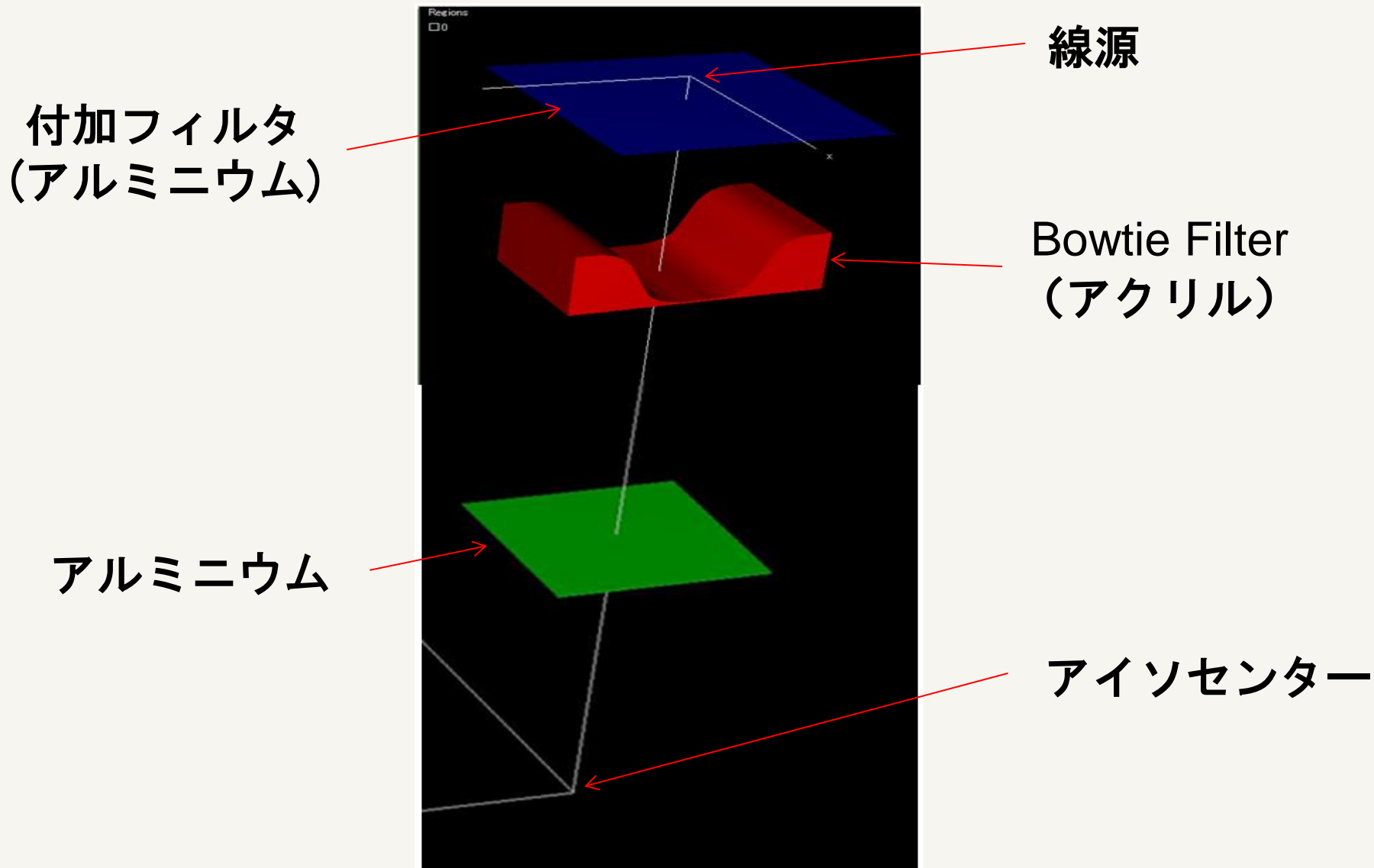
OCR (120 kV)



OCR (80 kV)

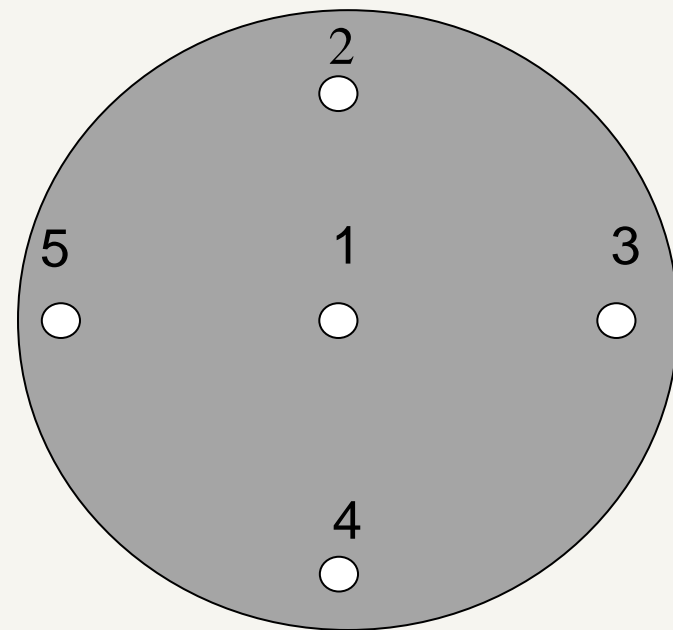
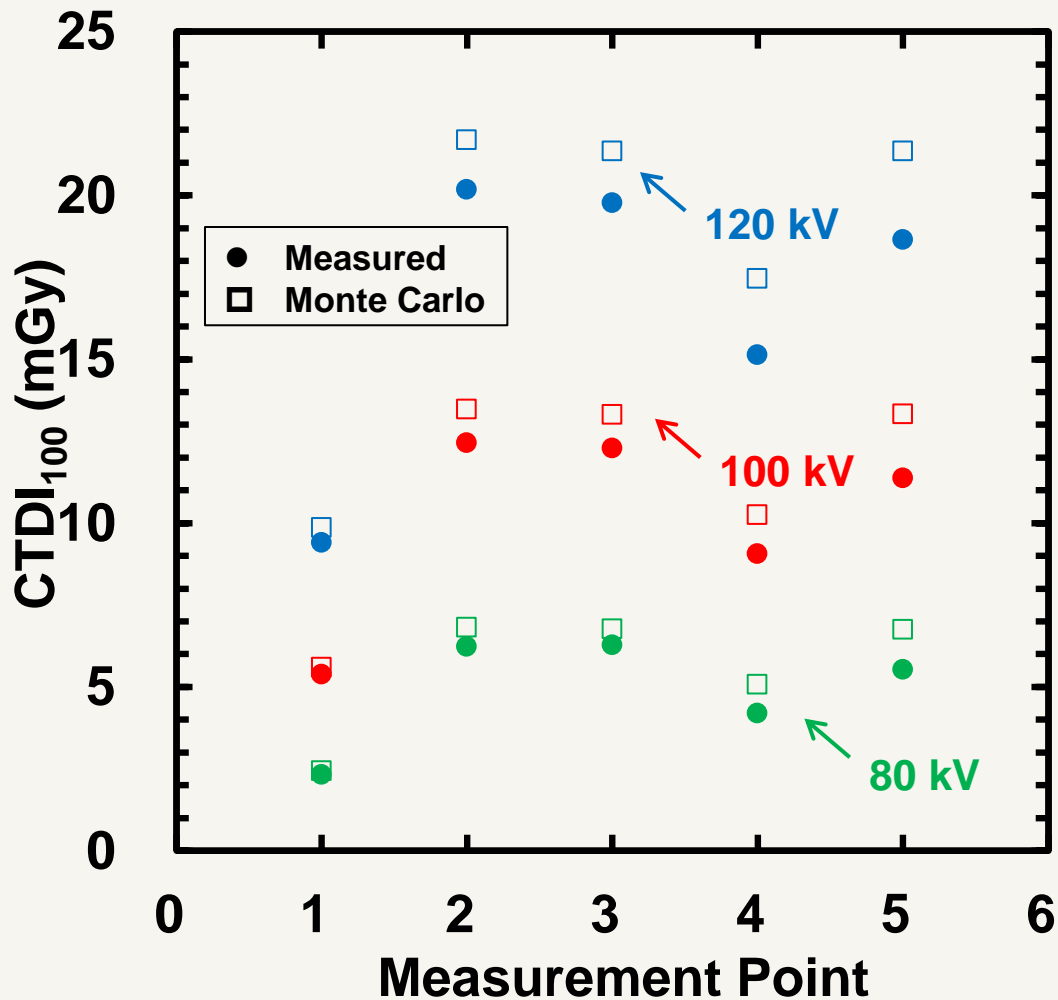


モンテカルロ法によるモデリング



結果

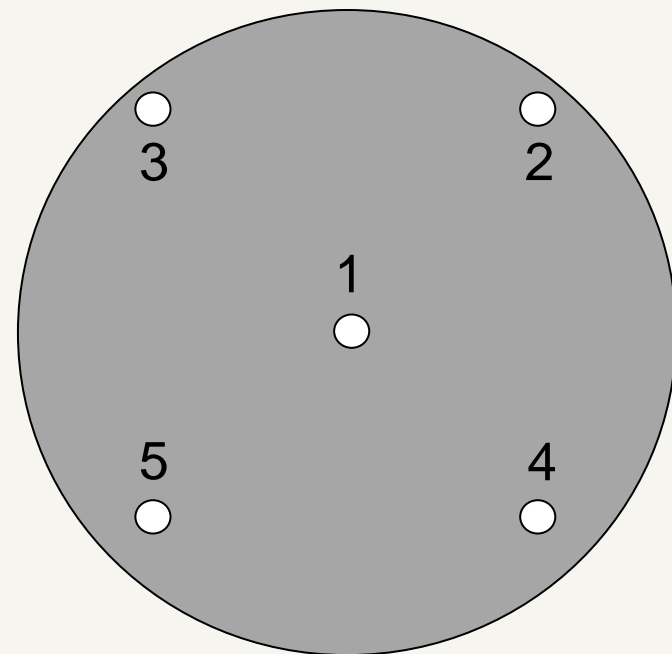
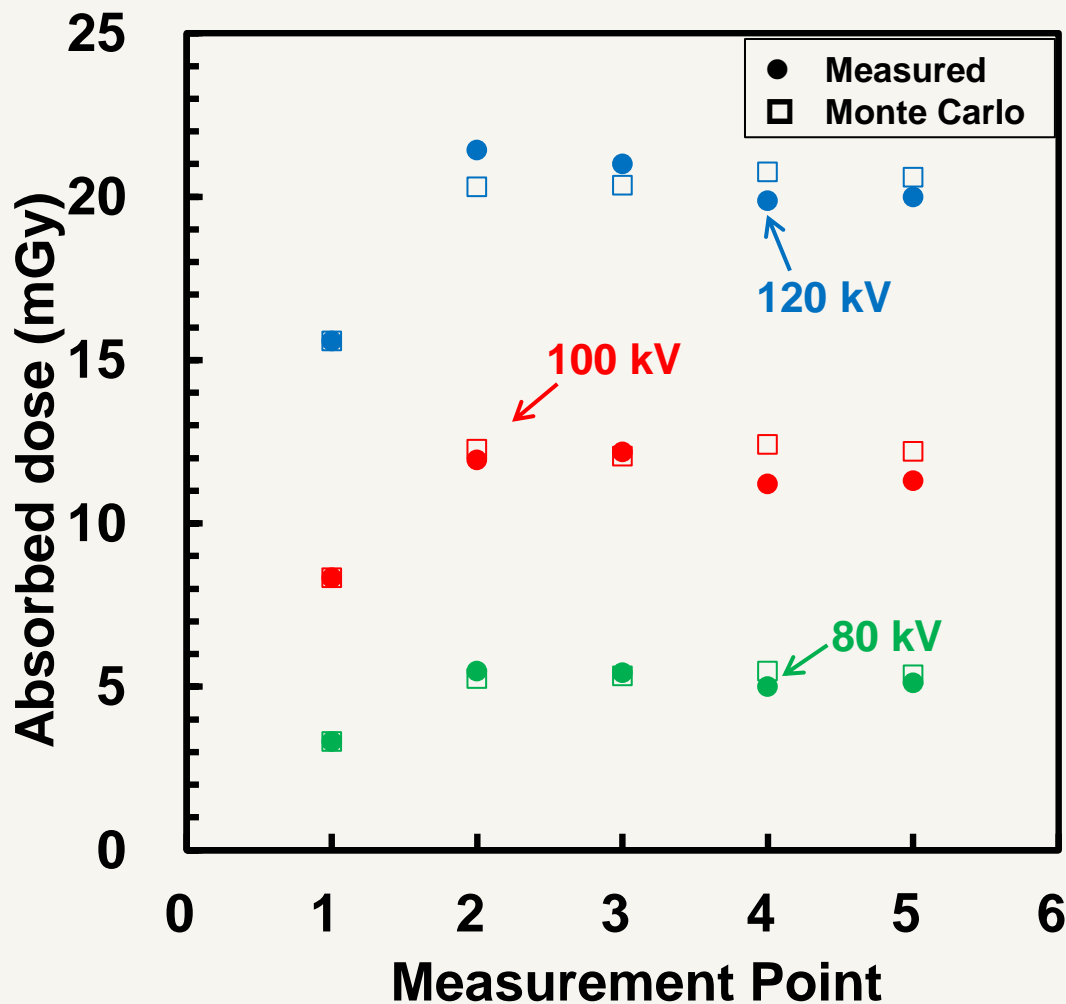
CTDI₁₀₀



X-ray voltage : 120, 100, 80 kV
X-ray current : 200 mA
Beam collimation: 10 mm

結果

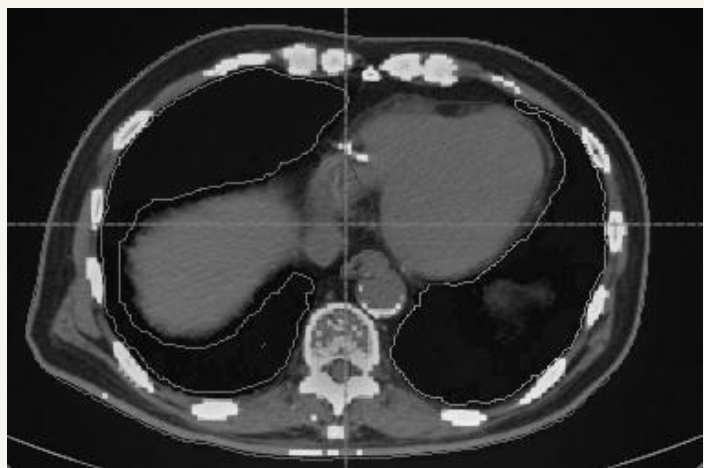
吸収線量



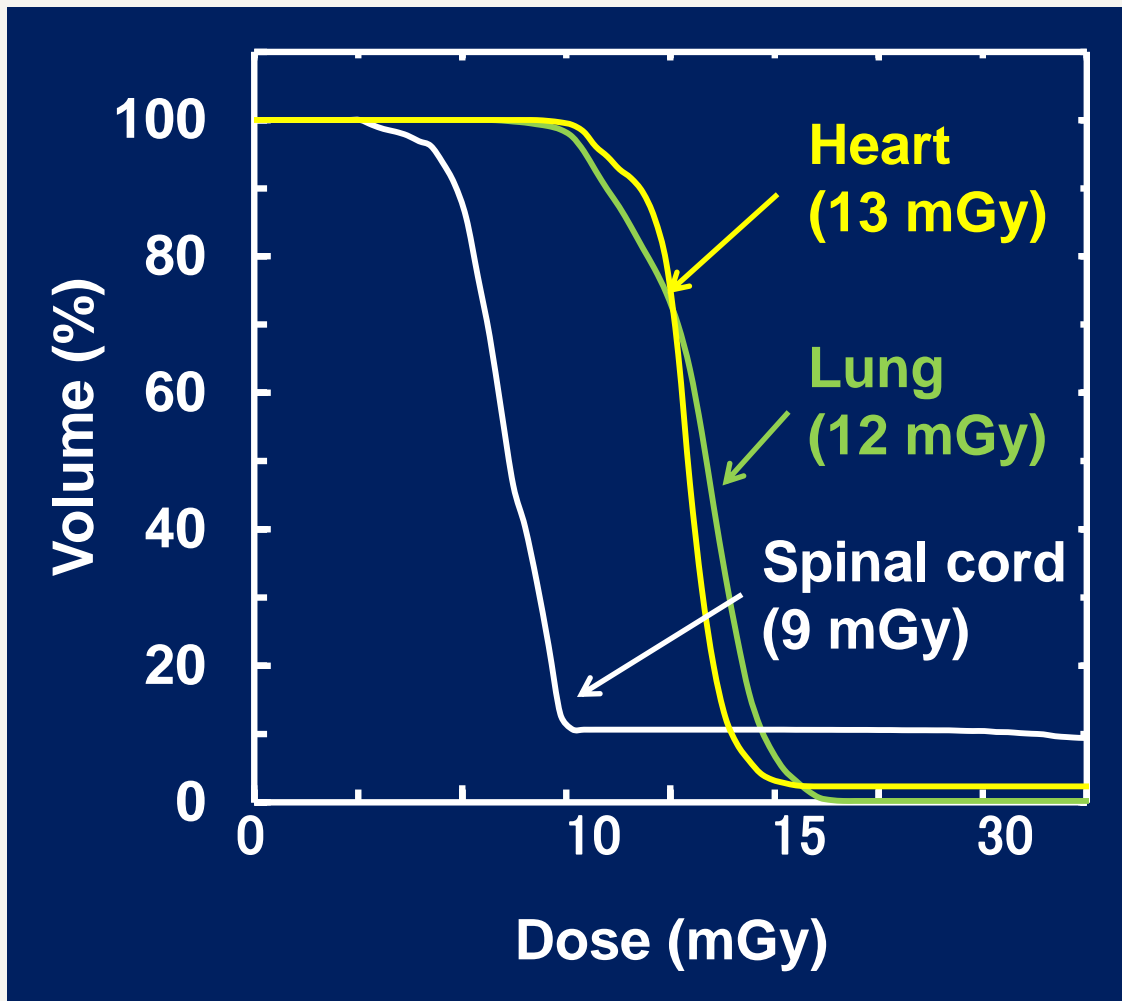
X-ray voltage : 120, 100, 80 kV
X-ray current : 422 mA
Rotation time : 0.5 rot/s
Beam collimation : 40 mm
Detectors : 64
Helical pitch : 0.703

結果

胸部撮影の被ばく線量

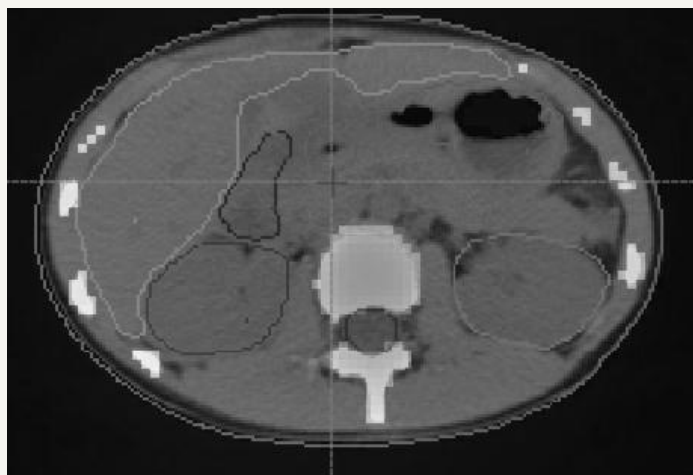


X-ray voltage : 120 kV
X-ray current : 231 mA
Rotation time : 0.5 rot/s
Helical pitch : 0.609
CTDI_{vol} : 11mGy

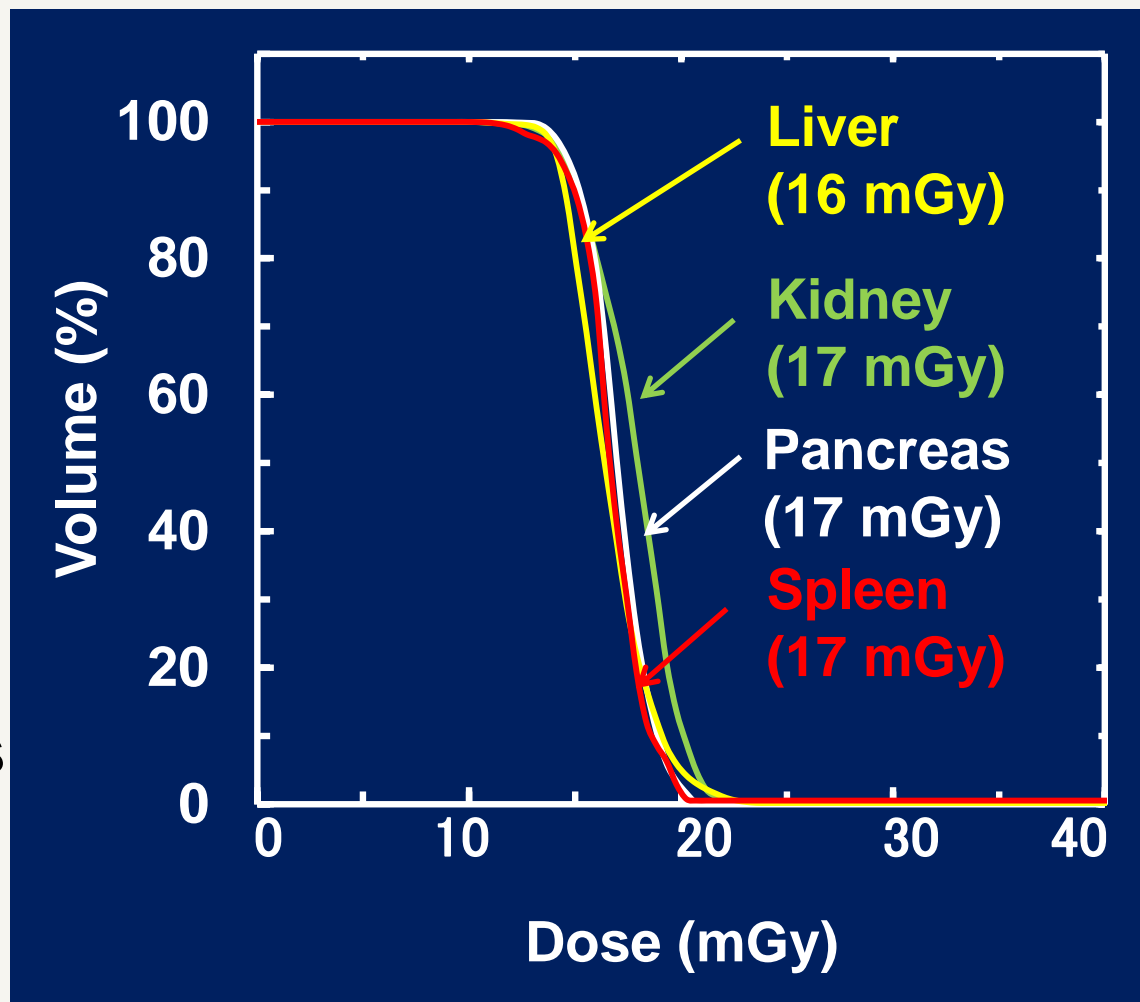


結果

腹部撮影の被ばく線量



X-ray voltage : 120 kV
X-ray current : 261 mA
Rotation time : 0.5 rot/s
Helical pitch : 0.703
CTDI_{vol} : 14 mGy



考察

ビームモデリングの検証

□ $CTDI_{100}$ の測定値が計算値に比べ低かったのは寝台によるX線の吸収が考えられる。

モンテカルロシミュレーションによるモデリングの精度を上げるには寝台のモデリングまで考慮する必要がある。

考察

線量校正

- 吸収線量測定による校正は，部分的にベッドの影響を含んでおり，測定値と良い一致を示した。

臓器線量の評価

- 胸部撮影の被ばく線量は肺，心臓に比べ脊髄は線量が低かった。これは骨により線量が吸収されたものだと考えられる。また骨に囲まれている臓器は線量が不均一になっていた。
- 腹部撮影の被ばく線量は肝臓，膵臓，腎臓，脾臓にどれもほぼ均一に線量がかかっていた。

結語

- モンテカルロシミュレーションを用いたX線CT装置のビームモデリングはCTの線量評価に有用でした。
- 得られたビームデータをもとに，吸収線量測定から線量校正を行い，患者CT画像を用いたモンテカルロシミュレーションによる臓器被ばく線量の評価は有用でした。

ご清聴ありがとうございました