

Ag フィルタを用いた

Computed Tomography 位置決め撮影

における被ばく線量低減に関する研究

2020 年 9 月

野村 恵一

# 目次

## 第 1 章 序論

1.1	研究の背景 .....	1
1.2	本研究の目的 .....	7
1.3	本論文の構成と内容 .....	9

## 第 2 章 CT 検査の概要及び線量指標

2.1	CT 検査の概要 .....	11
2.2	線量指標 ( $CTDI_{vol}$ 、DLP、 $CTDI_{vol, SPR}$ ) .....	13

## 第 3 章 CT 位置決め撮影の被ばく線量推定方法

3.1	本研究に用いた CT 装置と bowtie フィルタ ...	16
3.2	フィルタ材質 Ag の選定について .....	18
3.3	線量シミュレーションによる CT 位置決め撮影 の線量推定方法 .....	23
3.4	HVL 及び CTDI 測定の測定方法と線量シミュレ ーションの精度 .....	32

3.5	被写体サイズの違いによる CT 位置決め撮影の 被ばく線量推定方法 .....	36
3.6	臓器線量と実効線量の評価方法 .....	39
3.7	画質評価方法 .....	46
3.8	水等価厚の評価方法 .....	48

#### 第 4 章 CT 位置決め撮影の被ばく線量評価

4.1	HVL 及び CTDI の測定結果と線量シミュレーシ ョンの精度の検証 .....	50
4.2	CT 位決め撮影における線量評価 .....	53
4.3	CT 位置決め撮影における Ag フィルタの被ばく 低減効果について .....	65
4.4	画質評価結果 .....	67
4.5	水等価厚の検討結果 .....	75
4.6	被写体サイズの違いによる CT 位置決め撮影の 被ばく線量評価 .....	78

## 第 5 章 結 論

5.1	フィルタ材質 Ag の特性 .....	88
5.2	線量指標 $CTDI_{vol, SPR}$ .....	88
5.3	CT 位置決め撮影の線量評価 .....	89
5.4	画質評価及び水等価厚の検証 .....	91
5.5	被写体サイズと CT 位置決め撮影の被ばく線量 の関係 .....	92
5.6	研究の限界と今後の課題 .....	94
	謝 辞 .....	96
	参 考 文 献 .....	98

# 第 1 章 序論

## 1.1 研究の背景

現在医療現場において、放射線を利用した画像診断装置は一般 X 線撮影、X 線透視、X 線 Computed Tomography (CT) 装置、核医学検査が用いられている。各検査とも診断には欠かすことのできない機器であり、医師の診断に有用な情報を提供している。なかでも X 線 CT 装置はスキャン方式の変遷や検出器の体軸方向への多列化などの開発が 2000 年頃まで積極的に行われた。頭部専用の CT 装置 (EMI スキャン装置) が登場した 1973 年から今日に至るまで CT 装置は進化を続け、検診、救急、術前診断また死亡画像まで、幅広く臨床応用がなされている。これまではハードウェアの進化が目覚ましかったが、近年では逐次近似再構成や深層学習を利用した画像再構成 [1-3] による低被ばく撮影や低ノイズ画像の再構成、Dual Energy 撮影による物質弁別 [4] といったソフトウェアが強化されており、いままでの撮影技術と合わさることにより、今後の画像診断がさらに発展するこ

とが期待されている。このような高い臨床応用が可能な CT 装置は設置台数、検査数も年々増加している。2018 年の Organization for Economic Cooperation and Development (OECD) の報告書 [5]によれば、人口百万人あたりの CT 装置の保有台数は 111 台で突出して多く、次がオーストラリアの 67 台、アイスランドの 49 台となっている。また 2008 年の United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR) の報告書 [6]では、医療被ばく線量は世界平均では 0.6 mSv/年であるのに対し、日本は 3.87 mSv/年と約 6 倍高く [7]、CT 検査数についても撮影部位に関係なく最多となっている。日本では東日本大震災以降、国民の医療被ばくに対する関心も高くなり、診断参考レベルの策定が求められていた。2015 年に医療被ばく研究情報ネットワークにより、日本発となる医療被ばくの線量指標を示した最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定 (Dose Reference Levels 2015) を公表した [8]。これには一般 X 線撮影をはじめ

とした計7項目の放射線検査の診断参考レベルが扱われている。このうちX線CT検査では volume CT Dose Index (CTDI<sub>v,01</sub>) と Dose Length Product (DLP) の2つの線量指標を使用し、実態調査で集計された各施設の標準体型(50 kg~60 kg)における75%タイル値に設定されている。診断参考レベルは「診断領域の医療放射線防護における最適化のツール」とされており、診断参考レベルを超えている施設では撮影方法などが見直されることが望ましいとされている。しかし、診断参考レベルは線量の最適値または制限値ではないため、施設での検査目的に合わせた線量レベルの決定が必要であり、また線量指標は個々の患者の被ばく線量を表した値でないことにも注意が必要である。

X線CT検査における被ばく線量の評価には撮影部位によって、X線が照射される臓器とされない臓器が存在する。例えば、胸部CT検査の場合、鎖骨付近から肋骨下縁までが撮影範囲となり、骨盤部には直接X線は照射されない。そのため、検査ごとに患者体内の各組織・臓器が受けた線量で

ある臓器線量を求めることが重要である。また、放射線による発がん及び遺伝的影響を加味し、各組織・臓器についてのリスク割合を考慮して、全身で加重平均した値である実効線量を求めることも、患者の被ばく線量の管理、最適化、放射線防護等を考慮するうえで重要である。

臓器線量や実効線量を評価する方法には、人体ファントム内の各臓器に対応する位置に蛍光ガラス線量計や熱ルミネセンス線量計を埋め込んで測定する方法が代表的である[9, 10]。一方でシミュレーションを用いる方法として X 線源および人体ファントムを数学的に再現し、光子の相互作用に基づくモンテカルロ計算により、臓器線量や実効線量を計算する手法がある。近年は Nvidia 社の graphic card で使用できる CUDA[11]を用いることで、計算時間を従来よりも短時間でシミュレーション結果が得られるようになった。この手法では、PC 上で線量シミュレーションが行えるため、物理的な測定の手間は実測と比較して少なくなった。しかしながら、CT 検査における線量シミュ



レーションを行うには、CT装置のジオメトリ、基礎特性であるX線スペクトルやbowtieフィルタの素材・形状等を把握する必要があるが、これらのデータは、CT装置のメーカーによってすべてが公表されているとは限らない。そのため、メーカーによって公表されていない装置特性については、理論式等を用いて推定するか、または、実機を用いた実測に基づいて把握する必要がある。特に理論式等を用いて推定した特性については、推定したデータをシミュレーションに組み込んで計算した結果と線量計を用いて物理的に測定した結果とを比較することで、推定したデータの精度について検証することが望ましいとされている。

CT検査では、他の放射線診断検査と比べて、比較的高い線量を患者に与えるため、CT検査時の被ばく線量や患者の健康に与える影響について関心が高まっている。これを受けて、CT検査において診断画質を維持しながら、どの程度被ばく線量が低減することができるか検討されている。その一方で、CT検査の本スキンの前に行なわ

れる CT 位置決め撮影の被ばく線量の最適化については、これまで十分に議論されていなかった。CT 位置決め画像は、CT スキャンの範囲を設定するために、一方向あるいは二方向撮影される。また、撮影された CT 位置決め画像は CT 用自動露出制御 (CT-Auto Exposure Control : CT-AEC、または管電流変調機能 : Tube Current Modulation (TCM) とも呼ばれている) の設定にも利用される [12]。CT 位置決め撮影の線量は、通常の CT スキャンの線量よりも低く、実効線量では  $\mu\text{Sv}$  オーダーと報告されている [13-15]。しかし、CT 装置の高性能化や逐次近似再構成法の普及により、CT スキャンの被ばく線量が減少傾向にあり、また、冠動脈 CT 検査や肺がん CT 検診では  $1\text{mSv}$  以下の被ばく線量で検査が可能であるため [16-18]、CT スキャンの線量の最適化だけでなく、位置決め撮影の線量の最適化についても重要視されつつある。

CT 位置決め撮影の線量低減方法として、撮影条件 (管電圧や管電流など) を調整する方法がある。被ばく線量の低減のみを目的として、CT 位

位置決め撮影の撮影条件を低く設定しすぎると、被写体を透過する X 線（光子）が減少するため、特に高体重の患者において画像が不鮮明になるだけでなく、CT-AEC の設定にも影響を及ぼす可能性が報告されている [19]。従って、CT 位置決め画像の画質を維持しながら、CT 位置決め撮影の被ばく線量を低減するには、CT 位置決め画像として人体の解剖学的情報が得られる画質であること、また、位置決め画像取得後の CT スキャンにおいて、CT-AEC 使用時の各 X 線投影（寝台）位置で、患者の体厚に応じた管電流を正確に決定することが求められる。しかし、CT 位置決め撮影の撮影条件を調節するだけでは、位置決め画像としての役割を維持しながら、線量を低減するには限界があるため、撮影条件を変更する以外の方法で、線量を低減する方法を検討する必要がある。

## 1.2 本研究の目的

本研究では、CT 位置決め撮影において、画質を維持しながら、被ばく線量を低減する方法とし

て、撮影条件の変更ではなく、CT装置に装着されている bowtie フィルタの変更を考えた。bowtie フィルタには X 線の線質を調整するための付加フィルタが付随しており、その材質を既存の Cu から X 線の効果的な吸収が期待できる Ag に変更した。この新しい付加フィルタを CT 装置に装着して位置決め撮影を行った場合、被ばく線量がどの程度低減されるか検討するために、メーカーが提供する標準的な位置決め撮影プロトコルについて、CT 線量指標の測定、モンテカルロ法を用いた線量シミュレーションにより臓器線量、実効線量を推定した。また、位置決め画像としての機能を検証するために、頭部、胸部、腹部－骨盤部の画質および CT-AEC の動作に影響する水透過厚について検証し、位置決め画像としての機能が担保できているかについて検証した。そして、従来 CT 装置に装着されている Cu フィルタ使用時における、CT 位置決め撮影の被ばく線量や画質に関する報告は少ないため、本研究では、Cu フィルタ使用時の CT 位置決め撮影の線量および画質について評

価し、Ag フィルタ使用時の CT 位置決め撮影の線量および画質と比較した。さらに、CT スキャンとは異なり、CT 位置決め撮影では、被写体サイズによって撮影条件が変更されることは少ない。従って、被写体サイズの違いが CT 位置決め撮影の被ばく線量にどのように影響しているか線量シミュレーションにより推定し、各被写体サイズに適した撮影条件について検討した。

### 1.3 本論文の構成と内容

第 1 章では Ag フィルタを用いた CT 位置決め撮影における被ばく線量低減に関する研究を始めるに至った背景と目的を述べた。第 2 章では CT 検査や線量指標の概要について解説した。第 3 章では本研究に使用した CT 装置と bowtie フィルタ、付加フィルタ材質に Ag を使用するに至った経緯、CTDI の実測方法、線量シミュレーションの方法、得られた線量分布から臓器線量や実効線量の算出方法、画質と水等価厚の評価方法について述べた。第 4 章では CT 位置決め撮影（頭部、胸部、腹部

－ 骨盤部）における被ばく線量の評価結果並びに画質・機能性評価結果についてまとめた。そして Ag フィルタを用いた際の被ばく線量低減効果について述べ、被ばく線量に関係する因子と CT 位置決め画像の画質や機能性を評価した。また被写体サイズにおける CT 位置決め撮影の線量について考察した。第 5 章では、本研究で得られた結果をまとめ、その成果と意義を結論としてまとめた。

## 第 2 章 CT 検査の概要及び線量指標

### 2.1 CT 検査の概要

CT 装置はガントリ（架台）と寝台、コンソール（操作卓）から構成される（図 1）。ガントリは X 線管と検出器が対となり被写体の周りを回転する第三世代方式が現在主流となっている。寝台は患者を天板状の台に寝かせることにより、上下動によりガントリ中心となるように高さを調整でき、また前後に移動させてスキヤンの開始位置を調整する機構を持っている。



図 1 CT 装置の構成（左：ガントリ（架台）、右上：コンソール（操作卓）、右下：寝台）

CT 検査では診療放射線技師が患者を寝台に寝かせる（ポジショニング）所からスタートする。体幹部撮影のポジショニングでは、患者の体をまっすぐに寝台に寝かせ両手を挙上させる。これは体幹部撮影の特に腹部領域について、両腕による X 線が減弱することによるビームハードニング効果が生じ、ストリーク状やダークバンド状のアーチファクトが発生するのを予防するためである。患者の体がガントリ中心に位置するように寝台の高さを調整し、CT 位置決め画像撮影開始位置まで天板をスライドし位置を調整する。CT 位置決め撮影は、 $0^{\circ}$ （真上）もしくは  $180^{\circ}$ （真下）に X 線管球を固定した状態で行う。側面の位置情報が必要な場合は、 $90^{\circ}$ （ $270^{\circ}$ ）方向に固定する。X 線管球からは連続的に X 線が照射され、合わせて寝台の天板が移動することにより、一般 X 線撮影に似た投影像を得ることができる。この CT 位置決め画像では体表面や肺、骨が確認できるため診療放射線技師はこれらの解剖情報より撮影位置を設定する。また CT 位置決め撮影の投影データ



より、被写体の厚さや形状を推定し、管電流を変調する機構も備えており、本スキャン前の有用な情報として活用されている。

## 2.2 線量指標 (CTDI<sub>vol</sub>、DLP、CTDI<sub>vol, SPR</sub>)

CTにおける線量評価で用いられる指標として、volume CT dose index (CTDI<sub>vol</sub>) と Dose Length Product (DLP) が挙げられる。CTDI<sub>vol</sub>はCT装置の技術革新に対応するように改訂がなされ、現在は IEC 60601 2-44 Ed. 3.1: 2012 においてビーム幅 40 mm を超えるスキャン条件に対しても対応している。

CT装置による被ばくの形態はX線管が被写体の周りを 360° 回転しながらX線が照射される特徴がある。得られた線量プロファイルは線積分線量と D(Z) 定義される。D(z) はX線管球1回転時のZ軸(体軸)方向に沿った線量プロファイルである。

$$\text{線積分線量} = \int_{-\infty}^{\infty} D_1(Z) dz \quad \cdot \cdot \cdot (1)$$

CTDI はアクリル樹脂ファントムの中にペンシル型の電離箱を挿入し、測定される線量であり次式で定義される。T は設定スライス厚、n は一回あたりに生成されるスライス数を示す。CTDI の無限長（ $-\infty$  から  $\infty$ ）の積分線量値を理想値とするが、実際には有効電離長 10 cm のペンシル型の電離箱で測定した線量をビーム幅で割った値（ $CTDI_{100}$ ）となる。

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-\infty}^{\infty} D_1(Z) dz \quad \cdot \cdot \cdot (2)$$

実際の測定では、アクリル樹脂ファントムの中心（ $CTDI_c$ ）とファンファントム表面から 1 cm 下の周辺の 4 点（ $CTDI_p$ ）の計 5 点で測定を行う。各線量値を加重平均した weighted CTDI（ $CTDI_w$ ）で定義される。

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_c + \frac{2}{3}CTDI_p \quad \cdot \cdot \cdot (3)$$

$CTDI_{v.01}$  は  $CTDI_w$  をピッチファクタで除した値

である。なお、ピッチファクタ（PF）はビーム幅に対する1回転当たりの寝台の移動量である。

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{PF} CTDI_w \quad \cdot \cdot \cdot (4)$$

DLPはスキャン範囲全体を示す値として定義され、 $CTDI_{vol}$ に照射スキャン長を乗じた値である。両者はDose Reference Levels 2015にも使用され、線量レベルの把握に有用な指標である。またCT検査の本スキャン前に撮影する位置決め撮影に関する線量指標として volumetric CT dose indices for scan projection RADIOGRAPY ( $CTDI_{vol, SPR}$ )が定義されている[20]。 $CTDI_{vol, SPR}$ は $CTDI_{vol}$ をCT位置決め撮影時の寝台の移動速度で除した値であり次式で算出される。

$$CTDI_{vol, SPR} = \left( \frac{CTDI_w}{\text{Current Time Product (mAs)}} \right) \times \text{Tube Current (mA)} \\ \times \text{Nominal Total Collimation Width (mm)} / \text{Table Speed (mm/s)}. \quad \cdot \cdot \cdot (5)$$

## 第 3 章 CT 位置決め撮影の被ばく線量推定方法

### 3.1 本研究に用いた CT 装置と bowtie フィルタ

本研究に用いた CT 装置は超高精細 CT と呼ばれている Aquilion Precision (キヤノンメディカルシステムズ株式会社, 栃木, 日本) である。CT の基本性能の一つである空間分解能は、CT 装置が臨床応用され始めた 1985 年以來、0.35 mm 程度で変化がなかった。それから約 30 年後の 2017 年にリリースされた Aquilion Precision では XY 面の空間分解能は  $150 \mu\text{m}$  となり、さらに画像スライス厚 0.25 mm の画像を得ることができる。高精細 X 線検出器を体軸方向に 160 列備えており、従来 CT の 2 倍の 1792 チャンネルになったことによりサンプリングが向上し、最大で 2048 ピクセルの CT 画像の再構成が可能であり、非常に高い空間分解能が特徴的な CT 装置である。

CT 装置にはビーム成型に用いられる bowtie フィルタが装着されている。bowtie フィルタは X 線管球とコリメータの間に設置されている蝶ネクタ

イ型のフィルタである。X線管球が回転することや被写体が人体で円形であることから、照射面の線量分布の均一化や被ばく線量の低減を目的として用いられている。素材や詳細な形状は非公表となっていることが多いが、Dual Energy撮影時にX線のエネルギー分布の分離目的で用いられるSnを付加したbowtieフィルタを搭載したCT装置が臨床で用いられている[21]。本研究で使用したCT装置には線質を調整するために、Cu 0.4 mmが付加されている(図2)。本研究ではこの部分を線量低減効果が期待できるAg 0.5 mmに変更し、2種類のフィルタを使用したCT位置決め画像撮影時の線量測定と線量シミュレーション、画質の検討を行った。

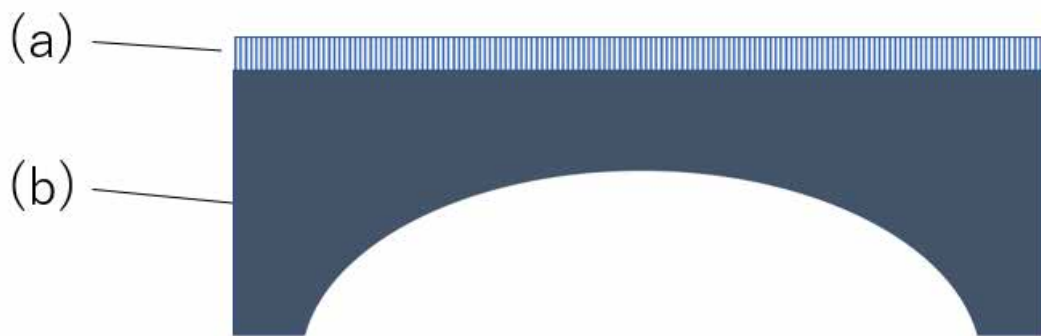


図 2 bowtie フィルタの概略図。X 線の線質を調整する役割 (a) とビームを成型する役割 (b) を持つ。

### 3.2 フィルタ材質 Ag の選定について

CT 検査では他の放射線診断検査と比較しても、被ばく線量が高いことが知られている。特に放射線感受性の高い臓器がスキャン範囲に含まれる場合は、放射線防護の観点からも、可能な限り被ばく線量を低減することが望ましい。CT 検査における線量や画像形成（画質）に影響を与える重要な因子の 1 つとして、X 線スペクトルが挙げられる。そのため、CT 検査にける線量や画質の最適化を検討するには、X 線スペクトルの基礎データ

が必要である。

印加電圧により X 線管の陰極から加速された電子が陽極のターゲット物質の原子の近傍を通過する際、原子核のクーロン力の作用により方向を曲げられるときに電子の運動エネルギーの一部を電磁波として放出することで連続 X 線が発生する。X 線のエネルギーは電子の運動エネルギーや原子核との相互作用の度合いに依存するため発生する X 線は連続スペクトルとなる。またターゲット物質による自己吸収により特性 X 線が発生するため、X 線スペクトルの形状は連続 X 線と特性 X 線を合わせた形となる（図 3）。

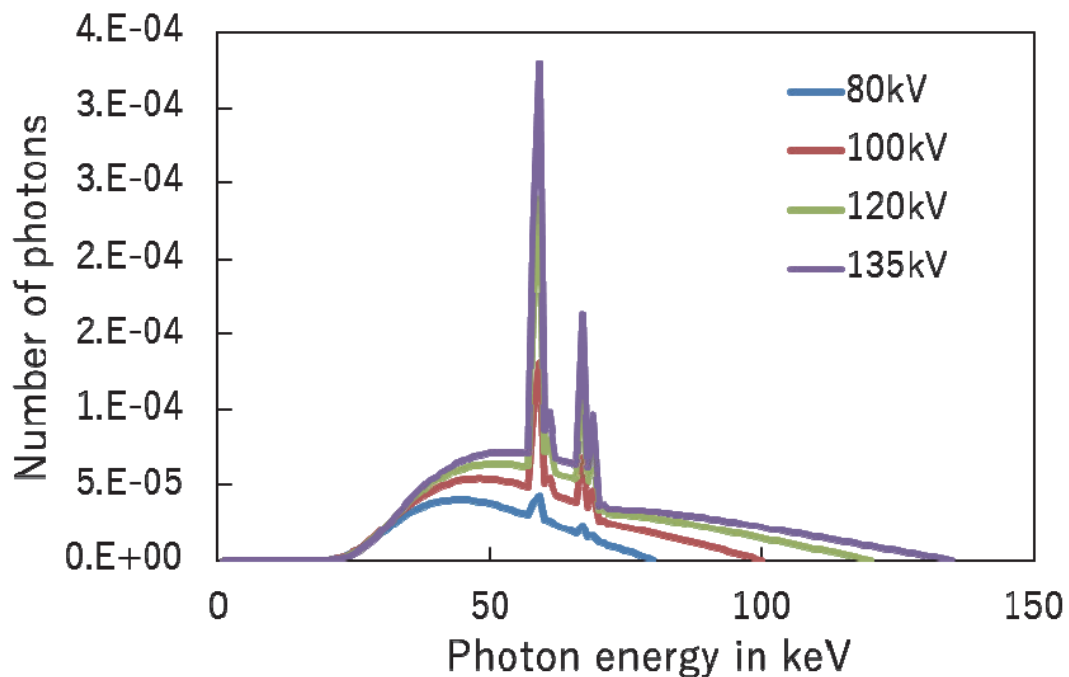


図 3 異なる管電圧の X 線スペクトルの例。50～100 keV の間にあるスパイク上の形状が特性 X 線を示している [22 より引用]

放射線診断検査で用いられる X 線のエネルギー領域では、物質（正確には、原子を構成する電子）との相互作用により減弱し、その X 線減弱の程度は物質の原子番号、密度などに依存する。また、診断用 X 線と物質との相互作用としては光電効果およびコンプトン散乱が重要となる。光電効果とは、入射光子（入射 X 線）の全エネルギーが原子



の軌道電子に吸収され、光電子として放出される現象である。一方、コンプトン散乱とは、入射光子のエネルギーの一部を軌道電子に与えて反跳電子として放出し、入射光子はその分のエネルギーが失われ、散乱される現象である。両者の相互作用が生じる確率（断面積）は、原子番号が大きい物質ほど高く、X線の吸収・散乱が生じる確率が高い。従って、X線の防護や遮蔽に利用される物質は、原子番号が大きく、低価格で安定性が高く、加工しやすい物質が選択されている。

本研究では、CT装置に装着されている bowtie フィルタ（付加フィルタ）の材質として、現在付加フィルタに搭載されている Cu、Sn に代わる新たな材質として、Ag を選択した。Cu, Sn, Ag の原子番号は、それぞれ 29、50、47 である。Ag の X 線減弱を検証するために、既存の Cu と Sn と共に質量減弱係数を比較した [23]。図 4 は診断用 X 線で使用されるエネルギー領域における質量減弱係数  $\mu / \rho$  ( $\text{cm}^2/\text{g}$ ) を表したものである。質量減弱係数とは、X 線がある物質中を通過する際、単

位質量当りに相互作用する確率を表している。図4から、光子のエネルギーが20 keVから120 keVの範囲において、Cuの質量減弱係数は単調に減少していることがわかる。また、Agと比較すると、20 keVから26 keVまでは、Cuの方が質量減弱係数は大きい。26 keV以上の光子エネルギーでは、Agの質量減弱係数の方が大きい。また、Snは、他社製のCT装置のbowtieフィルタ材質として使用されており、20 keVから26 keVまでは、Snの質量減弱係数は、Agに比べてわずかに大きく、また、30 keV以上の光子エネルギーでは、Snの質量減弱係数は、Agと同程度とみられる。しかし、AgのK吸収端は、Snに比べて約4 keV小さいことから、Agフィルタは、その範囲のエネルギー領域におけるX線の吸収効果が、Snフィルタに比べて大きいと考えられるため、本研究では、新たなフィルタ材質としてAgを選択した。

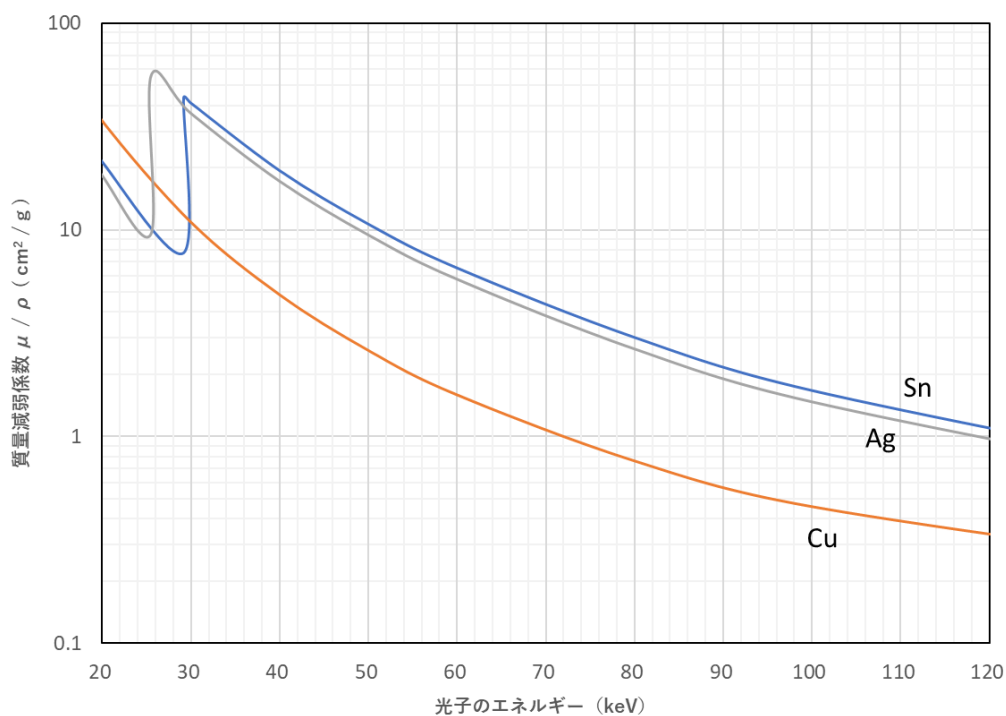


図 4 Cu、Ag、Sn の質量減弱係数の比較。Cu は 30 keV 付近のエネルギーから Sn、Ag よりも質量減弱係数が低くなる。Ag、Sn はカーブの形状が似ているが、K 吸収端が存在する光子のエネルギーが Ag では 4 keV 小さい。

### 3.3 線量シミュレーションによる CT 位置決め撮影の線量推定方法

2011 年の東日本大震災以降、放射線検査に対する国民の関心が高まっており、2019 年 3 月 11 日に医療法施行規則を一部改正する省令が公布され、

2020年4月1日からは厚生労働大臣が定める放射線診療に用いる医療機器（循環器用エックス線透視装置や全身用エックス線CT装置など計8装置）の医療放射線の線量管理・記録が義務づけられることになった[24]。ここで管理される線量値は装置が照射した放射線量を表す線量指標を対象としており、患者が被ばくした線量ではない。

患者の被ばく線量を推定するための指標として、臓器線量や実効線量が挙げられる。しかしながら、人体で臓器線量を実測するには、各臓器内に線量計を挿入する必要がある、実質は不可能である。そのため、人体の形状・組成を高度に模擬した物理ファントムを用いて、そのファントムの各組織・臓器位置に小型の線量計を設置して、臓器線量を測定・評価する方法が用いられている。しかしながら、人体ファントムや線量計は非常に高価であり、各施設において、これらの機材を用いて実測を行うことは難しいのが現実である。これに対し、モンテカルロシミュレーションを利用した線量シミュレーションにより、任意のCT装置、

撮影条件を用いた CT 検査における被検者の臓器線量を推定する方法がある。本研究では、市販されている線量シミュレーションソフトウェアである ImpactMC (Advanced Breast-CT GmbH, Erlangen, Germany) を用いて、線量分布シミュレーションより、各組織・臓器の臓器線量の推定を行った [25]。

ImpactMC は、PC 上に仮想の CT 装置と被写体を設定し、モンテカルロシミュレーションに基づいて被写体の線量分布を推定するソフトウェアである。線量シミュレーションの流れは始めに、被写体の DICOM 画像をソフトウェアに読み込ませることで、被写体のボクセルデータを取得する。次に、CT 装置のジオメトリおよび撮影条件等を設定してシミュレーション計算を行う。そして、シミュレーションの結果として、各ボクセルに吸収線量を与えられ、被写体の線量分布を得ることができる。またこれまでの研究において、ImpactMC を用いて推定した CT 検査における線量は実測値とよく合っていることが報告されてい

る [26, 27]。ImpactMC は、他の線量シミュレーションソフトウェアにはない多くの利点を有している。ImpactMC では、DICOM 画像を用いて、任意の被写体のボクセルファントムを容易に作成でき、また、実際の CT 装置に搭載されている機能を設定することが可能である。例えば、任意の投影角度(寝台位置)における管電流を設定することで、管電流変調使用時における管電流を再現することが可能である。また、スキャン開始と終了時のコリメータの開閉制御を行うことも可能である。さらに、CT 装置だけでなく、一般撮影装置や C-アーム装置を用いた線量評価も可能である。図 5 に ImpactMC で入力するデータとパラメータ、出力データの概要を示す。

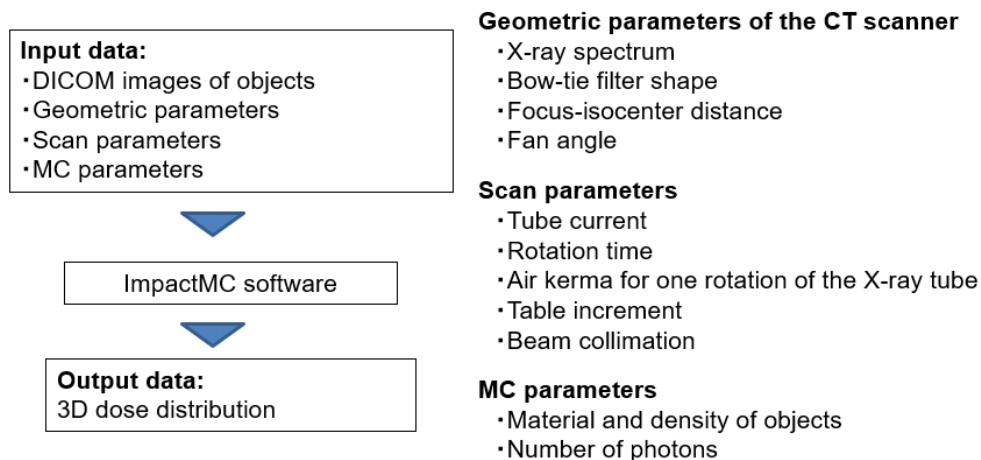


図 5 ImpactMC で入力する各種パラメータとデータ入力から出力までのソフトウェアの概要。被写体や CT 値と密度に関するデータと CT 装置の基礎特性や撮影条件、モンテカルロシミュレーションを行うために必要なパラメータを入力する。

本研究では、被写体として、成人体型を模擬した人体ファントム (THRA1:京都科学、京都、日本) を用いた。このファントムは、日本人の成人の標準体型 (164 cm、54 kg) を表しており、診断用および治療用 X 線エネルギー領域の光子減弱特性に関して、生体軟組織、肺組織、骨組織とそれぞれ等価な物質である Tough Water WE-211、Tough

Lung LP-430、Tough Bone BE-303 から構成されている。この人体ファントムを CT 装置で撮影し、得られた CT 画像上で、人体ファントムの各組織・臓器位置に対応する位置に 10×10 ピクセルの関心領域 (ROI) を 277 カ所に設定した。この ROI の設置位置は、国際放射線防護委員会の 2007 年勧告 (ICRP Publication 103) で、実効線量評価に必要な組織加重係数が与えられている組織・臓器であり、各組織・臓器と組織加重係数の内訳を表 1 に示す。

ファントムの CT 画像を ImpactMC に読み込ませることで、ボクセルファントムを作成することができるが、シミュレーション計算を行うには、各ボクセルの CT 値を密度に変換する、CT 値-密度変換表が必要である。そこで本研究では、密度既知の軟組織、肺組織、骨組織などが入った電子密度ファントム (Model 062A; CIRS Inc., USA) を CT 装置で撮影し、得られた画像を用いて各物質の CT 値を測定して、CT 値-密度変換表を作成し、この表に基づいて、人体ファントム画像の各



ボクセルの CT 値を密度に変換した。また人体ファントムは、軟組織、肺組織、骨組織で構成されているため、人体ファントムの各 CT 値に対応する材質は、-900HU 以下を空気、-899HU から -100HU を肺、-99HU から 100HU を軟部組織、101HU から 3000HU を骨とした。

表 1 ICRP 103 による各組織・臓器の組織加重係数  $W_T$ 。各組織・臓器により重みづけが異なる。

Tissue or organ	Tissue weighting factor $w_T$
	ICRP 103
Brain	0.01
Lens	-
Salivary glands	0.01
Thyroid	0.04
Lung	0.12
Oesophagus	0.04
Breast	0.12
Liver	0.04
Stomach	0.12
Colon	0.12
Ovaries	0.08
Bladder	0.04
Testes	0.08
Bone surface	0.01
Red bone marrow	0.12
Skin	0.01
Remainder	0.12

本研究では、Al板を用いて半価層(half value layer:HVL)を測定し、この半価層の値と Tuckerら[28]の semi-empirical modelを用いて X線スペクトルを推定した。また、bowtieフィルタの形状については、CT製造メーカーから提供された。

CT位置決め撮影では、X線管球を $0^\circ$ または $90^\circ$ の位置に固定し、それぞれ Anterior-Posterior(AP)方向および Lateral(LAT)方向に X線を照射して、位置決め画像を得る。2方向の位置決め撮影時の代表的な撮影条件を表2に示す。管電圧、ビーム幅、テーブル移動速度については、AP方向とLAT方向で同じであるが、AP方向の管電流は30 mAであるのに対して、LAT方向では50 mAである。これは体幹部の形状が円形ではなく、楕円形となっているためで、LAT方向の体厚がAP方向と比較して厚いため、画質を担保するために管電流が高く設定されている。また、撮影範囲については、人体ファントムの頭部(260 mm)、胸部(385 mm)、腹部-骨盤部(435 mm)領域に設定した(図6)。

表 2 CT 位置決め撮影に用いた撮影条件。AP 方向と LAT 方向では管電流がそれぞれ 30 mA、50 mA となり異なっている。

		Localizer Radiograph	
		AP	LAT
Scan projections			
Tube voltage	(kV)	120	120
Tube current	(mA)	30	50
Collimation width	(mm)	0.5 × 4	0.5 × 4
Table speed	(mm/s)	100	100

CT 装置の特性、ジオメトリ、撮影条件等を ImpactMC に入力し、シミュレーション計算を行った。そして、シミュレーションにより得られた線量分布画像上に 277カ所の ROI を設定して ROI 内の平均の吸収線量を計算し、さらに、組織・臓器ごとの平均線量を求めることで、各組織・臓器の臓器線量を評価した [26]。また、実効線量は、ICRP Publication 103 [29] に従って評価した。

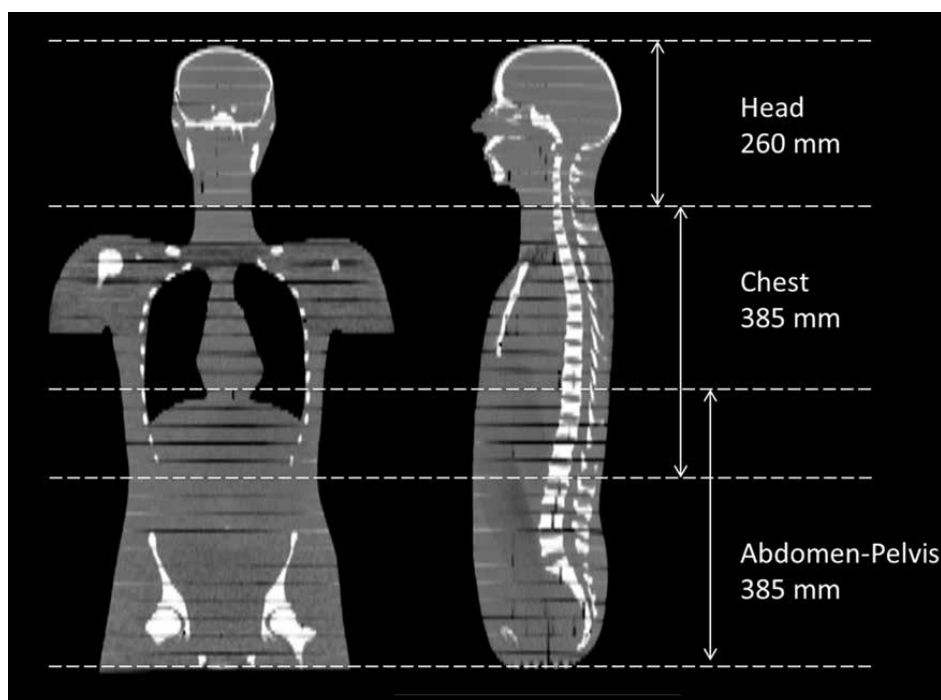


図 6 線量シミュレーションで設定した CT 位置決め撮影の頭部、胸部および腹部 - 骨盤部の撮影範囲。

### 3.4 HVL 及び CTDI 測定の測定方法と線量シミュレーションの精度

X 線の線質を評価するために、Al 板を用いて半価層測定を行った。半価層測定には、ペンシル型電離箱線量計 (model 10X6-6, Radcal Corporation, California, USA) に線量読取装置 (model 2186, Radcal Corporation, California, USA) を接続し

た測定器を用いた。最初に、電離箱線量計を CT ガントリのアイソセンターに設置し、X 線管球を  $180^\circ$  の位置に固定して、X 線を照射し、線量を測定した。次に、X 線管球と電離箱線量計の間の位置（実際は、ガントリの下部）に Al 板を設置して、線量を測定した。Al 板を積み重ねて、各 Al 厚に対する線量を測定し、Al 板を設置していない状態で測定した線量との相対値を計算し、HVL を求めた [30]。

CTDI の測定には、直径 32 cm の CTDI ファントムと 10 cm のペンシル型電離箱線量計（model 10X6-3CT, Radcal Corporation, California, USA）に線量読取装置（model 2186, Radcal Corporation, California, USA）を接続した測定器を用いた。CTDI ファントムを寝台上に設置し、ファントム中心がアイソセンターとなるように調整し、ファントムの中心および表面から 1 cm 深の  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $270^\circ$  の位置に電離箱線量計を設置して、 $CTDI_c$ 、 $CTDI_p$  を測定した。 $CTDI_c$  と  $CTDI_p$  から  $CTDI_{vol, SPR}$  を (5) 式より算出した。尚、 $CTDI_{vol}$ ,

$SPR$  は CT 位置決め撮影の線量指標と定義されている。スキャンモードは sequential mode とし、CTDI 測定に使用した撮影条件を表 3 に示す。CT 装置に Ag フィルタを装着して行った測定では、従来の Cu フィルタを用いた場合よりも、被写体に照射される X 線が減少するため、光子数が少ないことに起因する統計誤差が少なるよう、管電流は 100 mA に設定した。また、一般的に CT ユーザは、X 線照射の開始角度を指定することができないため、特に  $CTDI_p$  の測定において、X 線照射の開始角度に依存して、線量測定値がばらつくことが知られている。そこで X 線管球の回転速度を 1 秒、次の X 線照射までの休止時間を 0.1 秒に設定した場合、次の X 線照射開始角度を  $36^\circ$  ずらすことができるため、複数回 X 線を照射することで、X 線照射開始角度による線量のばらつきを抑えることができると考えられる。本研究では上記の管球回転速度、休止時間を設定して、X 線照射を 10 回行い、その平均値を照射回数で割ることで、 $CTDI_p$  の測定値とした。

表 3 CTDI 測定で用いた撮影条件。Ag フィルタでは光子数が少ないことに起因する統計誤差を考慮し、管電流を 300 mA に設定した。

CTDI Phantom			
Filter material		Cu	Ag
Tube voltage	(kV)	120	120
Tube current	(mA)	200	300
Collimation width	(mm)	0.5 × 4	0.5 × 4
Rotation time	(s)	1	1

次に、32 cm CTDI ファントムの CT 画像を ImpactMC に入力してボクセルファントムを作成し、また、CTDI 測定時に使用した、表 3 の撮影条件を ImpactMC に入力して、線量シミュレーションを行った。シミュレーションより得られた線量分布画像上で、電離箱線量計の設置箇所に相当する位置に、直径 1cm の円形の ROI を設置し、各 ROI 内の平均空気吸収線量を求め、 $CTDI_c$ 、 $CTDI_p$ 、 $CTDI_{vol, SPR}$  を算出した。最後に、線量シミュレーションの結果を、実測値と比較するために、(5) 式に従って relative differences (RD) を算出した。

$$RD (\%) = \frac{\text{simulated doses} - \text{measured doses}}{\text{measured doses}} \cdot 100. \quad \dots (5)$$

### 3.5 各被写体サイズに対する CT 位置決め撮影時の被ばく線量の推定方法

CT 検査時の線量は被写体サイズによって、異なることが報告されており、それを表した線量指標として Size Specific Dose Estimate (SSDE) が米国医学物理学会 (AAPM) によって提唱されている (AAPM Report 204)。この SSDE は、 $CTDI_{vol}$  に被写体サイズに依存した係数を乗じることによって求めることができる。しかし、CT 位置決め撮影において、被写体サイズによってどの程度線量が異なるか知られていない。そこで、本研究では、異なる被写体サイズに対する CT 位置決め撮影時の被ばく線量を評価した。CT 装置は Aquilion ONE VISION (キヤノンメディカルシステムズ株式会社, 栃木, 日本) とし、装置特性やジオメトリについては 3.3 節に述べた方法を用いてデータを取得した。ただし、bowtie フィルタの形状につ



いては Turner 等 [31]の方法に基づいて推定した。最初に、電離箱線量計をアイソセンターに設置し、X線管球を  $90^\circ$  位置に固定して X線を照射し、線量を測定した。次に、電離箱線量計をアイソセンターからファン角方向に 1cm ずつ移動し、各位置で線量を測定した (図 7)。そして、各位置で測定した線量とアイソセンターで測定した線量との比率を求め、bowtie フィルタの形状を推定した (図 8)。

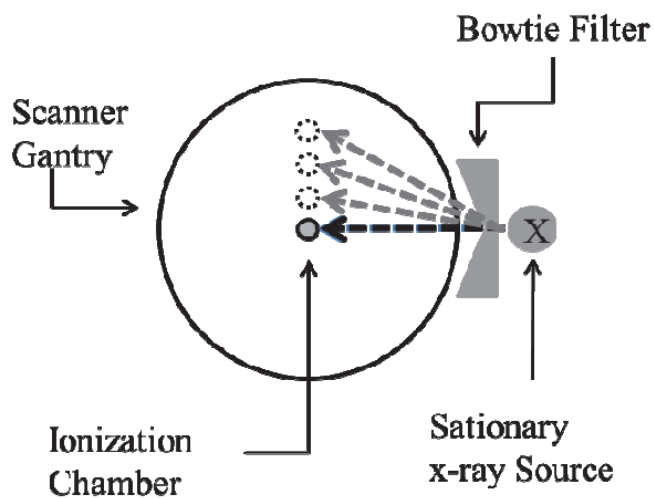


図 7 bowtie フィルタ形状推定のための線量測定ジオメトリ [22より引用]。線量計をアイソセンターから上方方向に移動し、各位置での線量を測定した。

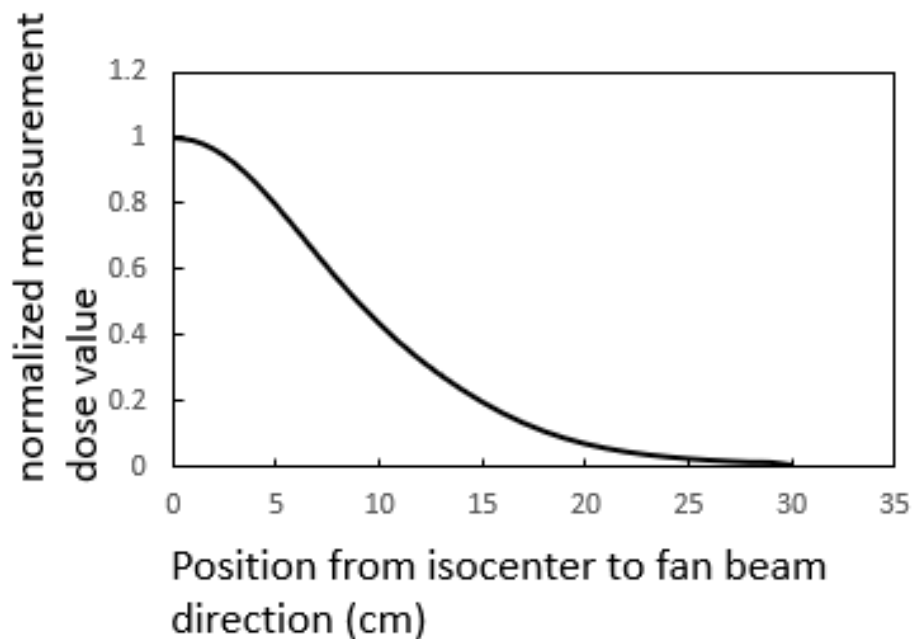


図 8 測定されたファン角方向の線量比。  
bowtie フィルタの形状は中心 (position 0 cm) が薄く、外側になるほど厚くなっている。

線量シミュレーションに使用した被写体サイズの分類は世界保健機関 (WHO) の基準である Body Mass Index (BMI) を用いた。WHO では、BMI が 18.5 未満の群を、Underweight、18.5 以上、25.0 未満の群を Normal weight、25.0 以上、30 未満の群を Overweight、30 以上の群を Obese と分類している。本研究では、各群 6 人 (男女比は 1:1) の

被検者 CT 画像をレトロスペクティブに収集し、この画像を ImpactMC に読み込ませて、各被検者のボクセルファントムを作成し、撮影条件を設定して、線量シミュレーションを行った。次に、Image J を用いて、CT 画像上で甲状腺、肺、食道、乳房（女性のみ）、肝臓、胃、膀胱の ROI を作成し、シミュレーションにより得られた線量分布画像上に各臓器の ROI を設定した。そして、臓器ごとに ROI 内の総ピクセル数と吸収線量を測定し、(6)式に従って平均吸収線量を求め、これを各臓器の臓器線量とした。

$$\text{organ doses} = \frac{\text{The total absorbed doses within ROIs}}{\text{The total number of pixels within ROIs}} \quad \dots (6)$$

### 3.6 臓器線量と実効線量の評価方法 [32]

X 線を照射した被写体内において、荷電粒子平衡が成立していると仮定すると、空気衝突カーマは、空気吸収線量に等しいと考えることができる。また、(7)式のように、空気吸収線量  $D_{air}$ （空気衝突カーマ）に空気の質量エネルギー吸収係数

$(\mu_{en}/\rho)_{air}$ と各組織・臓器の質量エネルギー吸収係数  $(\mu_{en}/\rho)_{organ}$ との比を乗ずることにより、各組織・臓器の臓器線量  $D_{organ}$ を評価することができる。

$$D_{organ} = D_{air} \cdot \frac{(\mu_{en}/\rho)_{organ}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \quad (\text{mGy}) \cdot \cdot \cdot (7)$$

従って、本研究では、シミュレーションによって得られた空気吸収線量  $D_{simulation}$ に、空気と各組織・臓器の質量エネルギー吸収係数比を乗ずることによって、各組織・臓器の臓器線量を評価した。

$$D_{organ} = D_{simulation} \cdot \frac{(\mu_{en}/\rho)_{organ}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \quad (\text{mGy}) \cdot \cdot \cdot (8)$$

ただし、乳房、骨表面、赤色骨髄を除く全ての組織・臓器の質量エネルギー吸収係数は、30 keV以上のX線エネルギー領域において、生体軟組織の質量エネルギー吸収係数と20%以内で一致している。図9a、bに、診断領域で使用されるX線エネルギーにおける空気と各組織(生体軟組織、乳房、皮質骨、赤色骨髄)との質量エネルギー吸収係数

比を示す。また、表 4 に、Cu および Ag フィルタ使用時の X 線実効エネルギー（Cu: 60.7 keV、Ag: 84.0 keV）における、空気と各組織（生体軟組織、乳房、皮質骨、赤色骨髄）との質量エネルギー吸収係数比を示す。従って、本研究では、生体軟組織の質量エネルギー吸収係数を、乳房、骨表面、赤色骨髄を除く全ての組織・臓器の質量エネルギー吸収係数として使用した。

表 4 臓器線量算出に用いた空気と各組織・臓器線量の質量エネルギー吸収係数比

filter material	effective energy (keV)	Ratio of mass attenuation coefficient each tissue or organ to air			
		soft tissue	breast	bone marrow	cortical bone
Cu	60.7	1.07	0.94	0.97	2.87
Ag	84.0	1.09	1.04	1.05	1.77

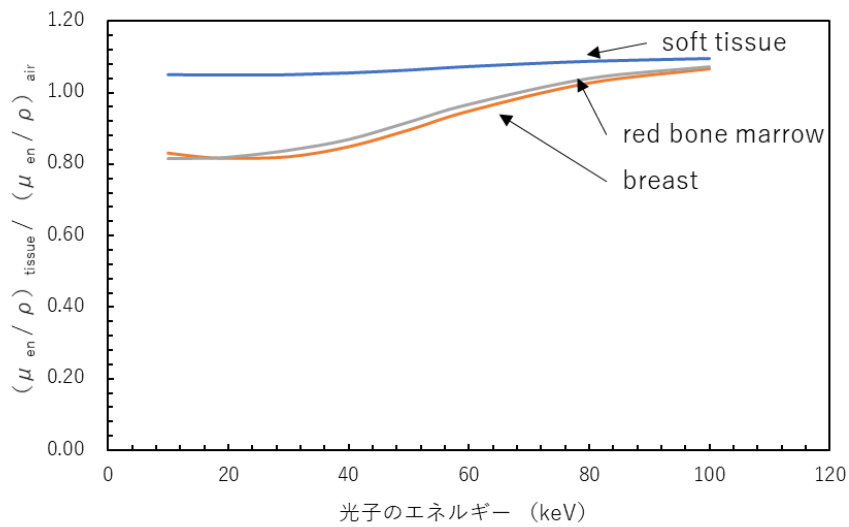


図 9a 空気に対する各組織・臓器の質量エネルギー吸収係数比の変化。soft tissue と他の 2 つは大きく値が異なっている。

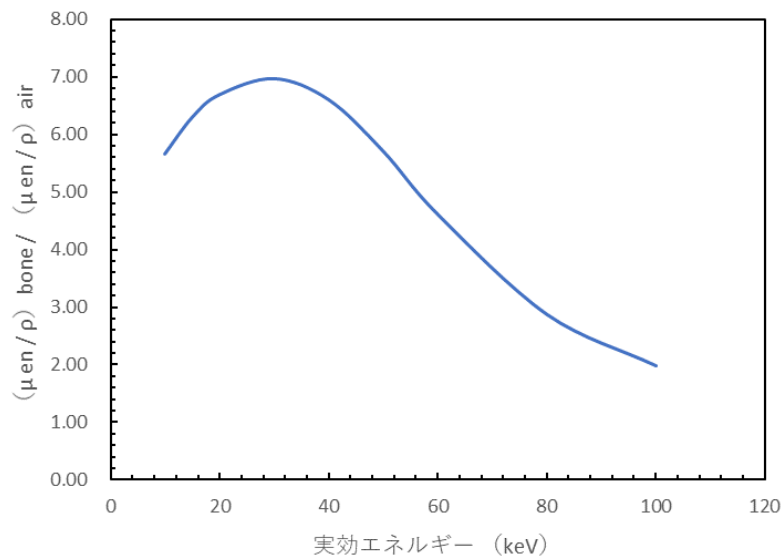


図 9b 空気に対する骨の質量エネルギー吸収係数比の変化。30 keV をピークに減少する曲線となる。

乳房の臓器線量  $D_{breast}$  は、シミュレーションにより得られた乳房位置での空気吸収線量  $D_{simulation}$  に、空気と乳房の質量エネルギー吸収係数比を乗じることで算出した。

$$D_{breast} = D_{simulation} \cdot \frac{(\mu_{en}/\rho)_{breast}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \quad (\text{mGy}) \quad \dots (9)$$

結腸については、上行結腸、横行結腸、下行結腸、S状結腸、直腸における線量値を平均することで、結腸の臓器線量とした。

赤色骨髄については、線量分布画像上で各骨の骨髄に相当する位置に ROI を設定し、各 ROI 内の平均空気吸収線量  $D_{abs, i}$  を求め、この  $D_{abs, i}$  に、空気と赤色骨髄の質量エネルギー吸収係数比と各部位の骨髄重量比  $A_i$  を乗じて合計することで赤色骨髄の臓器線量を評価した。成人の各部位の骨髄重量比は、ICRP Publication 70 [33] の値を引用した。

$$D_{bone\ marrow} = \sum_i D_{abs, i} \cdot A_i \cdot \frac{(\mu_{en}/\rho)_{bone\ marrow}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \quad (\text{mGy}) \quad \dots (10)$$

骨表面については、Fujii等[34]が考案した(11)式に基づいて骨表面の臓器線量を評価した。

$D_{bone\ surface}$

$$= \left\{ \sum_i D_{abs, i} \cdot M_i \right\} \left[ \frac{(\mu_{en}/\rho)_{soft\ tissue}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \cdot \frac{1}{(\mu_{en}/\rho)_{soft\ tissue}} \cdot \frac{\{(\mu_{en}/\rho)_{soft\ tissue} + (\mu_{en}/\rho)_{cortical\ bone}\}}{2} \right] \quad (\text{mGy})$$

・ ・ ・ ( 1 1 )

ただし、本研究で用いたCT画像の分解能は0.8mm程度であり、各骨の骨表面に相当する位置にROIを設置することができないため、赤色骨髄の臓器線量算出に使用した各骨の平均空気吸収線量 $D_{abs, i}$ を代用した。 $M_i$ は各骨の重量比で、ICRP Publication 70[33]より引用した。 $(\mu_{en}/\rho)_{soft\ tissue}$ と $(\mu_{en}/\rho)_{cortical\ bone}$ は、それぞれ生体軟組織、皮質骨の質量エネルギー吸収係数である。

皮膚については線量分布画像上で、スキャン範囲内の皮膚表面に相当する28カ所にROIを設置



し、各 ROI の平均空気吸収線量を求めた。そしてこの線量値に、空気と生体軟組織の質量エネルギー吸収係数比を乗じて、さらに、人体の全体の表面積と X 線が照射された体表面積との比  $S_{ratio}$  を乗じることで、皮膚の臓器線量を算出した。

$$D_{skin} = D_{air} \cdot \frac{(\mu_{en}/\rho)_{soft\ tissue}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \cdot S_{ratio} \quad (\text{mGy}) \quad \dots (12)$$

人体ファントムの全体表面積は  $15000 \text{ cm}^2$  であり、ファントムの周囲長と、頭部、胸部、腹部－骨盤部の各撮影プロトコルにおける撮影範囲から、X 線が照射された体表面積を推定し、頭部撮影では  $572 \text{ cm}^2$ 、胸部撮影では  $1808 \text{ cm}^2$ 、腹部－骨盤部撮影では  $2042 \text{ cm}^2$  であった。

ICRP Publication 103[29]で定義されている“残りの臓器”について、ICRP Publication 103では、副腎、胸郭外組織、胆のう、心臓、腎臓、リンパ節、筋肉、口腔粘膜、膵臓、前立腺（男）、小腸、脾臓、胸腺、子宮（女）の組織・臓器を示している。これらの中で、全身に分布しているリンパ節

と筋肉については線量評価が困難であるため、残りの臓器から除外し 12 臓器（男女では 11 臓器）の平均線量とした。

実効線量  $E$  は、各組織・臓器の臓器線量  $D_T$  に ICRP Publication 103 で定義されている放射線加重係数  $w_R$  および、各組織・臓器の組織加重係数  $w_T$  を乗じて合計することで算出した。

$$E = \sum_T D_T \times w_R \times w_T \quad \cdot \cdot \cdot (13)$$

### 3.7 画質評価方法

CT 装置に Ag フィルタを装着した場合と、従来の Cu フィルタを装着した場合で、それぞれ CT 位置決め撮影を行い、CT 位置決め画像の画質を評価した。成人体型を模擬した撮影用人体ファントムである CTU-41（京都科学、京都、日本）を CT 装置の寝台に載せ、表 2 の撮影条件で、頭部、胸部、腹部－骨盤部の CT 位置決め撮影を行った。CT 位置決め撮影は  $0^\circ$  方向（AP 方向）と  $90^\circ$  方向（LAT 方向）の 2 方向とした。画質評価ポイン

トとして、AAPMのCT scan Protocol [35-37]に記載されている、本スキヤンの撮影開始位置と終了位置の解剖学的ランドマークを画質評価の対象箇所とした。頭部では頭蓋骨と頸椎、胸部では上肺野と第12胸椎、腹部－骨盤部では肝臓の上縁と腸骨を解剖学的ランドマークとし、20×20ピクセルのROIを図10のように設定し、各設定位置で画像ノイズ、コントラストを測定した。視覚評価はCuフィルタおよびAgフィルタを用いて撮影された3部位、2方向のCT位置決め画像に対して、解剖学的ランドマークの検出に差があるか、また、CT撮影を行う上で撮影範囲設定に影響がないかを4名の診療放射線技師（経験年数10年以上）が評価した。

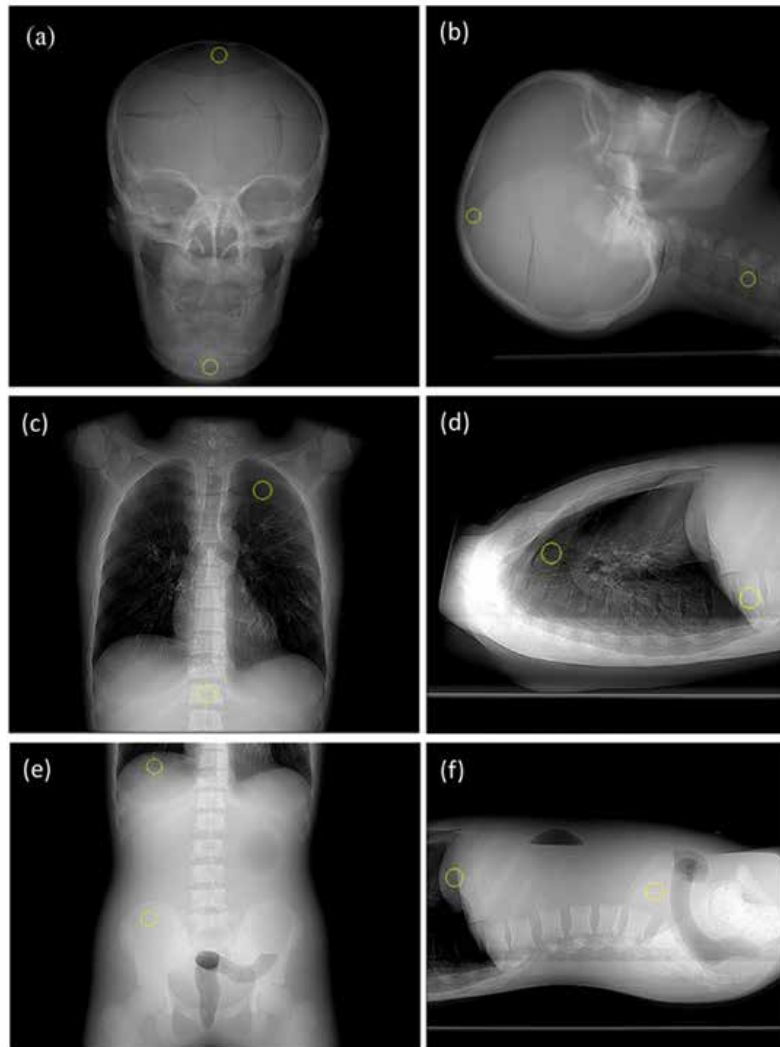


図 10 AP 方向と LAT 方向の画質評価 ROI 設定位置（○部）：頭部（a, b）、胸部（c, d）、腹部 - 骨盤部（e, f）

### 3.8 水等価厚の評価方法

CT 検査における CT-AEC 使用時の管電流は、CT 位置決め撮影時の X 線透過データから計算さ

れる被写体の水等価厚に基づいて決定される。この水等価厚（被写体厚）が過大または過小評価された場合、被写体厚を反映した管電流値が設定されないことで、本スキャンにおいて、目標とするノイズレベルの画像が得られない可能性があり、また、必要以上の線量を患者に与える可能性がある。従って、bowtieフィルタの材質を変えた場合でも、X線透過データから推定される被写体の水等価厚が変化していないかどうか確認する必要がある。

本研究では、CT装置にCuフィルタを装着した場合とAgフィルタを装着した場合で、それぞれ、頭部、胸部、腹部－骨盤部の撮影プロトコルでAP方向のCT位置決め撮影を行い、X線透過データから計算された被写体の水等価厚をCT装置のログデータから取得し、両者の場合において、水等価厚に差異があるかどうか検証した。

## 第 4 章 CT 位置決め撮影の被ばく線量評価

### 4.1 HVL 及び CTDI の測定結果と線量シミュレーションの精度の検証

CT 装置の X 線の線質について、アイソセンタ  
ーで測定した HVL は、Cu フィルタ使用時で 9.7  
mmAl、Ag フィルタ使用時で 13.4 mmAl であった。  
Ag フィルタ使用時の方が、Cu フィルタ使用時よ  
りも HVL は厚く、Ag フィルタ使用時において、  
低エネルギー成分の X 線が減少し、線質がより硬  
化していると考えられた。従って、CT 位置決め  
撮影において Ag フィルタを使用することで、従  
来 (Cu フィルタ使用時) よりも被ばく線量を低減  
できると考えられた

表 5 に  $CTDI_{vol, SPR}$  の測定値とシミュレーショ  
ン値を示す。Cu 及び Ag フィルタを使用した、AP  
方向の CT 位置決め撮影時の  $CTDI_{vol, SPR}$  は、0.098  
mGy (Cu)、0.025 mGy (Ag) であった。また、  
LAT 方向の CT 位置決め撮影時の  $CTDI_{vol, SPR}$  は、  
0.163 mGy (Cu)、0.042 mGy (Ag) であった。AP  
撮影時の管電流は 30mA で、LAT 撮影時の管電流

は 50 mA で、管電流の比 (LAT/AP) は、1.67 であり、この比は  $CTDI_{vol, SPR}$  の比 (LAT/AP) とほぼ一致しており、 $CTDI_{vol, SPR}$  は、管電流に比例していることが分かる。そして、Ag フィルタ使用時における AP 撮影時の実測  $CTDI_{vol, SPR}$  は 0.025 mGy で、Cu フィルタ使用時の値は 0.098 mGy であった。この結果から、Ag フィルタを用いた位置決め撮影時の線量は、従来の Cu フィルタ使用時と比べて、約 74% 低減されていることが分かった。この理由は、上述の通り、Ag フィルタ使用時において、低エネルギー成分の X 線が減少していることが要因と考えられる。

実測値とシミュレーション値を比較すると、Cu フィルタ使用時における AP 撮影時の  $CTDI_{vol, SPR}$  について、実測値は 0.098 mGy、シミュレーション値は 0.097 mGy で、相対誤差は -1.0% であった。Ag フィルタ使用時における AP 撮影時の  $CTDI_{vol, SPR}$  は、実測値およびシミュレーション値ともに 0.025 mGy であった。また、Cu フィルタ使用時における LAT 撮影時の  $CTDI_{vol, SPR}$  について、実測

値とシミュレーション値の相対誤差は -0.6%、Ag フィルタ使用時における相対誤差は -2.4%であった。以前の我々の報告 [26] や Deak ら [27] の報告によれば、 $CTDI_{vol}$  に関する実測値とシミュレーション値の相対誤差は、10%以内に収まっていたことから、本研究において、CT 位置決め撮影における  $CTDI_{vol, SPR}$  シミュレーション値は、実測値とよく一致していると考えられ、シミュレーションによって求めた線量値は、信頼性が担保されていることが分かった。

表 5  $CTDI_{vol, SPR}$  の実測値とシミュレーション値及び RD。Cu、Ag 共に実測値とシミュレーション値は近い値を示している。

Filter material	CTDI <sub>vol, SPR</sub> (mGy)		RD (%)
	measured	simulated	
(a) AP			
Cu 0.4 mm	0.098	0.097	-1.0
Ag 0.5 mm	0.025	0.025	0.0
(b) LAT			
Cu 0.4 mm	0.163	0.162	-0.6
Ag 0.5 mm	0.042	0.041	-2.4



## 4.2 CT 位 決 め 撮 影 に お け る 線 量 評 価

Cu 及 び Ag フ ィ ル タ を 用 い た CT 位 置 決 め 撮 影 に お け る AP 撮 影 時 の 線 量 分 布 を 図 11 に 、LAT 撮 影 時 の 線 量 分 布 を 図 12 に 示 す 。 AP 撮 影 で は 、 被 写 体 ( 人 体 ) の 前 面 か ら X 線 が 入 射 し 、 後 面 へ 透 過 す る 。 そ の た め 、 頭 部 、 胸 部 、 腹 部 - 骨 盤 部 の い ず れ の 撮 影 部 位 に お い て も 、 X 線 入 射 表 面 側 の 吸 収 線 量 が 高 く 、 入 射 表 面 か ら 深 く な る ほ ど 、 低 い 線 量 値 を 示 し て お り 、 X 線 入 射 側 の 体 の 前 面 部 の 線 量 は 、 射 出 側 に 相 当 す る 後 面 部 の 線 量 よ り も 、 3 倍 程 度 高 か っ た 。 ま た 、 胸 部 の 位 置 決 め 撮 影 で は 、 乳 腺 の 被 ば く 線 量 を 下 げ る た め に 、 AP 方 向 か ら で は な く 、 背 面 ( Posterior-Anterior:PA ) 方 向 か ら X 線 を 照 射 す る 場 合 が あ る 。 こ の 照 射 方 法 は 、 特 に 、 放 射 線 感 受 性 が 高 い 若 年 者 に お い て 乳 腺 の 臓 器 線 量 を 低 減 す る た め に 有 効 で あ る と 考 え ら れ る 。 頭 部 で は AP 撮 影 時 の 方 が 、 LAT 撮 影 時 よ り も X 線 透 過 長 が 長 い た め 、 X 線 入 射 側 と 射 出 側 の 線 量 値 の 比 ( 入 射 側 の 線 量 / 射 出 側 の 線 量 ) は 、 AP 撮 影 時 の 方 が 、 LAT 撮 影 時 よ り も 高 い 値 で あ

った。一方胸部、および腹部－骨盤部では、LAT撮影時の方が、AP撮影時よりもX線透過長が長い  
ため、入射側と射出側の線量比は、LAT撮影時の方が、AP撮影時よりも高い値であった。表5  
にAP及びLATのCT位置決め撮影における臓器線量、実効線量を示す。Cuフィルタを用いた場合、  
頭部のAP撮影では、水晶体線量が最も高く、0.42 mGyであった。また、唾液腺線量は0.25 mGy、  
脳線量は0.14 mGyであった。一方、LAT撮影時の水晶体線量は、0.27 mGyで、唾液腺線量は0.41  
mGy、脳線量は0.35 mGyで、水晶体の線量は、唾液腺や脳の線量に比べて小さいことが分かった。  
AP撮影時とLAT撮影時で水晶体の線量が異なった要因として、AP撮影では、水晶体はX線入射  
表面に位置するのに対し、LAT撮影時の水晶体の位置は、入射表面から数cm程度深部に位置して  
いるためと考えられる。頭部撮影において、X線が直接照射されない撮影範囲外となる体幹部臓器  
の臓器線量は0.004 mGy以下で、撮影範囲内に位置する臓器の臓器線量、例えば、水晶体の線量よ

りも約 1/100 以下であった。胸部 AP 撮影では、甲状腺 : 0.38 mGy、胃 : 0.27 mGy、食道 : 0.19 mGy、乳房 : 0.19 mGy であった。特に、甲状腺や乳房は体表面に位置しているため、他の臓器に比べ、高い線量を示していたと考えられる。胸部 LAT 撮影時のスキャン範囲内の臓器線量については、胃 : 0.32 mGy、甲状腺 0.29 mGy、肺 : 0.21 mGy であった。LAT 撮影においても各臓器の位置の違い（入射表面からの深さ）により、線量は異なると考えられる。また、胸部 AP 撮影において、撮影範囲外に位置する脳の臓器線量は 0.003 mGy であったのに対し、“その他の臓器”の線量は 0.131 mGy で、頭部 AP 撮影時よりも高い値であった。これは、“その他の臓器”が、主に胸部から腹部一骨盤部に位置しており、胸部では胸腺や心臓が撮影範囲に含まれ、また、腹部一骨盤部の臓器に対して散乱線が照射されていたためと考えられる。そして、腹部一骨盤部 AP 撮影時のスキャン範囲内の臓器線量について、膀胱 : 0.34 mGy、胃 : 0.28 mGy、結腸 : 0.17 mGy、精巣 : 0.43 mGy、卵巣 : 0.20

mGy であった。AP 撮影時の管電流は 30 mA、LAT 撮影時の管電流は 50 mA で、LAT 撮影時の方が管電流は 1.67 倍高いにも関わらず、LAT 撮影時の精巣の臓器線量は 0.051 mGy で、AP 撮影時の約 1/8 の線量であった。精巣は、恥骨近傍の前面に近い位置にあり、AP 撮影時では、X 線入射表面側に位置するため、精巣の線量は他の臓器に比べて高い値であったと考えられる。また、LAT 撮影では、骨盤骨や大腿骨によって X 線が吸収されるため、精巣の線量は、AP 撮影時よりも大幅に低下していたと考えられる。実効線量は頭部、胸部、腹部 - 骨盤部撮影において、それぞれ 0.014、0.14、0.13 mSv であった。頭部撮影では、胸部、腹部 - 骨盤部撮影よりも撮影範囲が短く、撮影範囲内に含まれる組織・臓器の組織加重係数が小さいため、頭部撮影時の実効線量は、胸部、腹部 - 骨盤部撮影時の約 1/10 以下になったと考えられる。

Schmidt ら [14] は、他社製の CT 装置で CT 位置決め撮影の線量評価結果報告しており、その臓器線量、実効線量の値は、本研究で得られた線量値

よりも低い値であった。これは、X線スペクトルや bowtie フィルタ形状、装置のジオメトリ等が CT 装置によって異なること、また、Schmidt らが使用した撮影条件（管電流やビーム幅等）は、本研究と異なることによると考えられた。

次に、CT 位置決め撮影時の線量を、文献で報告されている本スキャン撮影時の線量と比較した。成人の CT 検査における実効線量を表 7 に示す。今回調査した文献 [10, 32, 38-40] では、頭部 CT の平均実効線量は、1.2 から 2.8 mSv と報告されており、文献の間で平均すると約 1.8 mSv であった。一方、Aquilion Precision に標準搭載されている Cu フィルタを用いた CT 位置決め撮影の実効線量は、AP 撮影時で 0.014 mSv、LAT 撮影時で 0.024 mSv であった。従って、2 方向 (AP+LAT) で撮影した場合の実効線量は 0.038 mSv となり、この値は本スキャンに比べると約 1/50 であった。また表 7 の胸部 CT スキャン時の実効線量は、文献の間で平均すると 8.1 mSv で、CT 位置決め撮影の実効線量は AP 撮影で 0.14 mSv、LAT 撮影で

0.14 mSv、2方向撮影で0.28 mSvであった。2方向撮影時の実効線量は、本スキャン時の約1/30であった。同様に表7の腹部－骨盤部CTスキャン時の実効線量は、文献の間で平均すると13.0 mSvで、CT位置決め撮影の実効線量はAP撮影で0.13 mSv、LAT撮影で0.13 mSv、2方向撮影で0.26 mSvであった。2方向撮影時の実効線量は、本スキャン時の約1/50であった。従って各撮影部位において、通常のCT検査（CT位置決め撮影＋本スキャン）におけるCT位置決め撮影の被ばく線量（実効線量）の占める割合は約1/30～1/50であるため、通常のCT検査においては、CT位置決め撮影時の線量は無視できるほど小さい値である。しかし、CT位置決め画像自体は、医師による読影診断結果に寄与しないため、「合理的に達成可能な限り低く（as low as reasonably achievable: ALARA）」の原則に従い、CT位置決め撮影における線量の最適化が必要である。また、逐次近似再構成の普及により、近年では、本スキャンの線量を低減したCT検査が可能となり、特に、肺がん

CT 検診や心臓 CT において、今後、より多くの施設において低線量での撮影が行われると予測される。このような検査においても、スキャン範囲や撮影条件の設定のために、胸部領域の CT 位置決め撮影が行われるため、本スキャンの線量が低減すると、CT 検査全体における CT 位置決め撮影に伴う線量の割合が大きくなる。本研究の結果から、胸部の CT 位置決め撮影の実効線量は AP 撮影の場合、0.14 mSv、2 方向撮影（AP + LAT 撮影）の場合、0.28 mSv で、本スキャン時の実効線量の約 1/7 ~ 1/3 である。特に、肺がん CT 検診では、基本的に健常者を対象とした検査であるため、CT 位置決め撮影の被ばく線量は極力低減することが望ましい。

以上の結果から、CT 装置に標準搭載されている Cu フィルタを用いて、標準的な撮影条件における CT 位置決め撮影時の被検者の被ばく線量を明らかにすることができた。

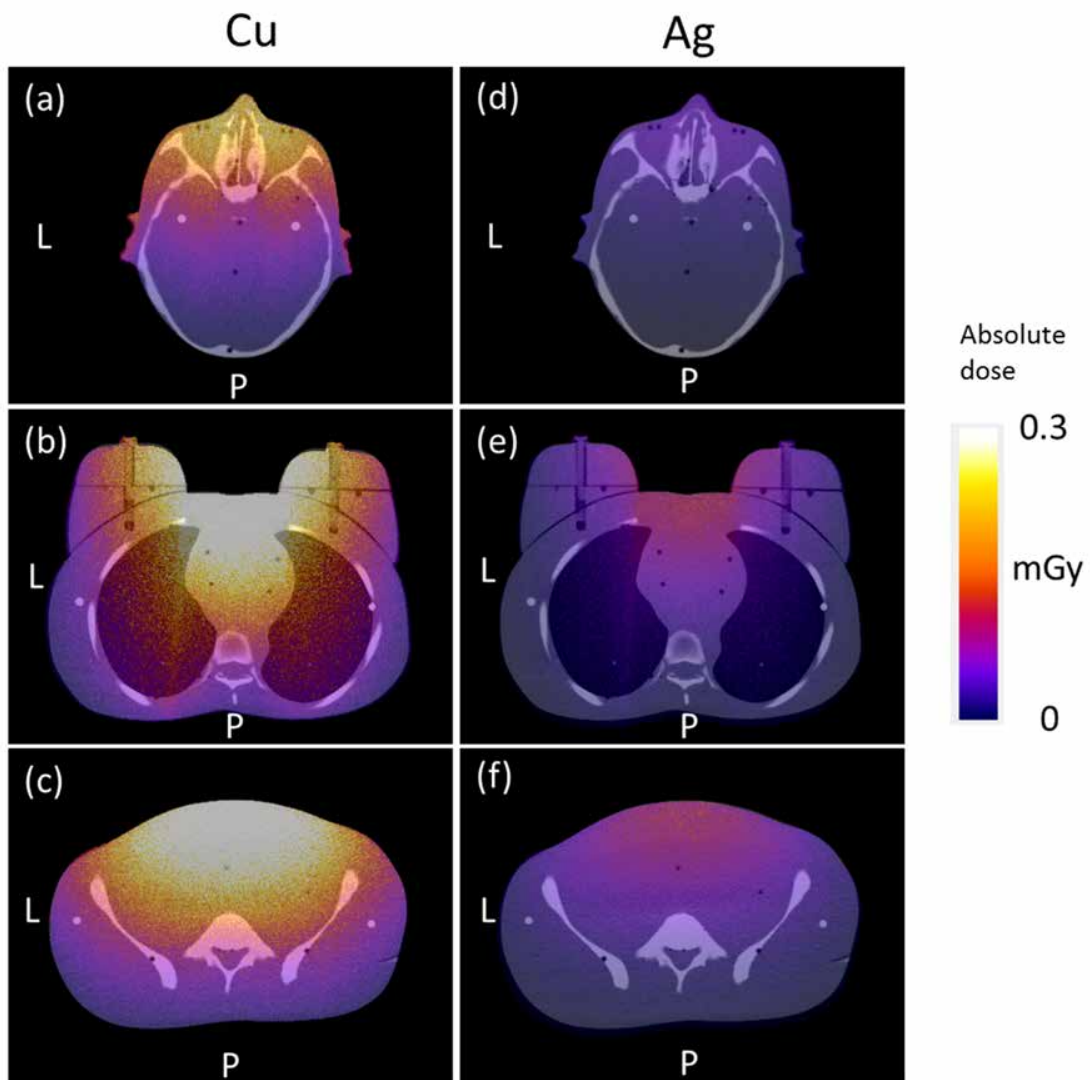


図 11 各撮影部位での AP 撮影における CT 位置決め撮影の線量分布：Cu (a, b, and c), Ag (d, e, and f)。X 線入射側では線量が高く、射出側では低い。また、Ag フィルタを用いた場合は、Cu フィルタ使用時と比較して、入射側の線量が低下している。



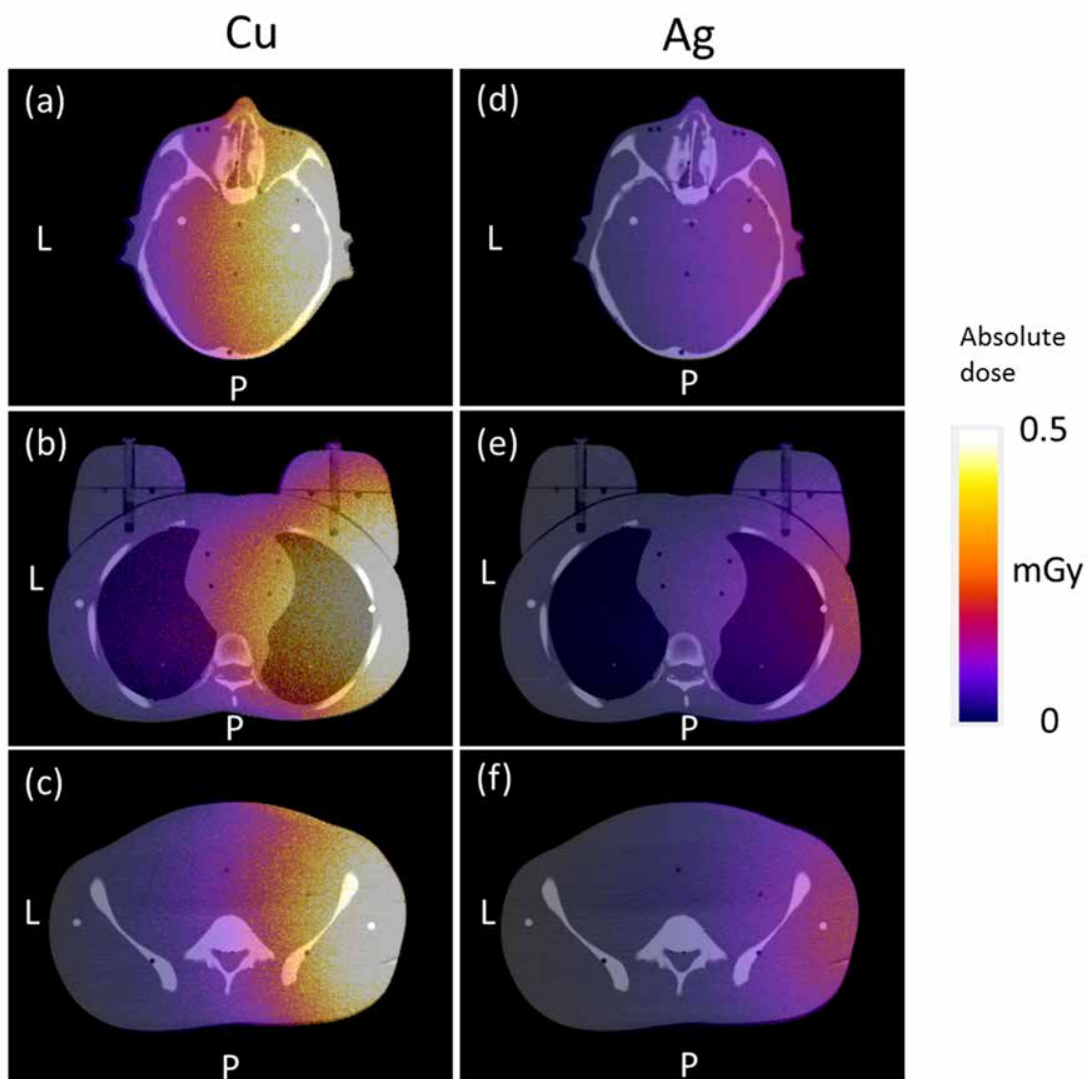


図 12 各撮影部位での LAT 撮影における CT 位置決め撮影の線量分布：Cu (a, b, and c), Ag (d, e, and f)。X 線入射側では線量が高く、射出側では低い。また、Ag フィルタを用いた場合は、Cu フィルタ使用時と比較して、入射側の線量が低下している。

表 6 AP および LAT 撮影における臓器線量と実効線量：(a) 頭部、(b) 胸部、(c) 腹部 - 骨盤部。頭部撮影では、体幹部は撮影範囲外であることから、胸部、腹部 - 骨盤部撮影時よりも実効線量は小さい。

(a) Head				
	Cu, dose in mGy		Ag, dose in mGy	
	AP	LAT	AP	LAT
Brain	0.139	0.345	0.038	0.091
Lens	0.416	0.266	0.098	0.073
Salivary glands	0.247	0.407	0.063	0.103
Thyroid	0.024	0.039	0.006	0.010
Lung	0.002	0.003	0.001	0.001
Oesophagus	0.004	0.008	0.001	0.002
Breast	0.001	0.002	0.000	0.001
Liver	0.000	0.000	0.000	0.000
Stomach	0.000	0.000	0.000	0.000
Colon	0.000	0.000	0.000	0.000
Ovaries	0.000	0.000	0.000	0.000
Bladder	0.000	0.000	0.000	0.000
Testes	0.000	0.000	0.000	0.000
Bone surface	0.068	0.175	0.011	0.027
Red bone marrow	0.011	0.032	0.003	0.009
Skin	0.003	0.043	0.001	0.001
Remainder	0.057	0.068	0.014	0.018
Effective dose, mSv	0.014	0.024	0.004	0.006

(b) Chest

	Cu, dose in mGy		Ag, dose in mGy	
	AP	LAT	AP	LAT
Brain	0.003	0.004	0.001	0.001
Lens	0.003	0.004	0.001	0.001
Salivary glands	0.019	0.019	0.005	0.005
Thyroid	0.377	0.289	0.090	0.074
Lung	0.185	0.209	0.050	0.057
Oesophagus	0.193	0.187	0.052	0.053
Breast	0.190	0.145	0.056	0.045
Liver	0.167	0.075	0.046	0.023
Stomach	0.272	0.324	0.070	0.088
Colon	0.059	0.086	0.016	0.023
Ovaries	0.001	0.001	0.000	0.001
Bladder	0.001	0.001	0.000	0.000
Testes	0.000	0.000	0.000	0.000
Bone surface	0.078	0.135	0.014	0.022
Red bone marrow	0.055	0.067	0.016	0.020
Skin	0.015	0.008	0.004	0.002
Remainder	0.131	0.163	0.035	0.044
Effective dose, mSv	0.138	0.143	0.037	0.040

(c) Abdomen-pelvis

	Cu, dose in mGy		Ag, dose in mGy	
	AP	LAT	AP	LAT
Brain	0.000	0.000	0.000	0.000
Lens	0.000	0.000	0.000	0.000
Salivary glands	0.000	0.001	0.000	0.000
Thyroid	0.001	0.002	0.000	0.001
Lung	0.040	0.057	0.011	0.016
Oesophagus	0.015	0.027	0.005	0.008
Breast	0.019	0.019	0.006	0.006
Liver	0.164	0.071	0.045	0.022
Stomach	0.282	0.338	0.072	0.091
Colon	0.172	0.252	0.047	0.068
Ovaries	0.204	0.119	0.056	0.037
Bladder	0.344	0.096	0.086	0.030
Testes	0.425	0.051	0.098	0.016
Bone surface	0.099	0.189	0.019	0.033
Red bone marrow	0.058	0.096	0.019	0.030
Skin	0.016	0.007	0.004	0.002
Remainder	0.125	0.156	0.034	0.043
Effective dose, mSv	0.131	0.127	0.034	0.035

表 7 成人頭部、胸部、腹部－骨盤部 CT 検査時の実効線量。文献により CT 装置や撮影条件が異なるため、実効線量が異なっている。

Studies	Brix et al.	Shrimpton et al.	Stanley et al.	Fujii et al.	Hirata et al.
Head CT					
Effective dose (mSv)	2.8	1.5	2.1	1.2	1.4
Chest CT					
Effective dose (mSv)	5.7	5.8	9.3	9	10.9
Abdomen-Pelvis CT					
Effective dose (mSv)	14.4	7.1	13.7	13.7	16.1

#### 4.3 CT 位置決め撮影における Ag フィルタの被ばく低減効果について

Ag フィルタ使用時の CT 位置決め撮影における被ばく線量を Cu フィルタ使用時の線量と比較した。頭部 AP 撮影における水晶体線量は、Cu フィルタ使用時で 0.42 mGy (以下、Cu フィルタ使用時の線量は単位の後ろに (Cu) と示す)、Ag フィルタ使用時で 0.098 mGy であった (以下、Ag フィルタ使用時の線量は単位の後ろに (Ag) と示す)。唾液

腺線量は 0.25 mGy (Cu)、0.063 mGy (Ag)であった。頭部 LAT 撮影における水晶体線量は 0.35 mGy (Cu)、0.091 mGy (Ag)、唾液腺線量は 0.41 mGy (Cu)、0.10 mGy (Ag)であった。胸部 AP 撮影における甲状腺線量は 0.38 mGy (Cu)、0.09 mGy (Ag)、肺線量は 0.19 mGy (Cu)、0.05 mGy (Ag)であった。胸部 LAT 撮影における甲状腺線量は 0.29 mGy (Cu)、0.074 mGy (Ag)、肺線量は 0.21 mGy (Cu)、0.057 mGy (Ag)であった。腹部 - 骨盤部 AP 撮影における膀胱線量は 0.34 mGy (Cu)、0.086 mGy (Ag)、胃線量は 0.28 mGy (Cu)、0.072 mGy (Ag)であった。LAT 方向の膀胱線量は 0.096 mGy (Cu)、0.030 mGy (Ag)、胃線量は 0.39 mGy (Cu)、0.091 mGy (Ag)であった。実効線量について、頭部 AP 撮影で 0.014 mSv (Cu)、0.004 mSv (Ag)、胸部 AP 撮影で 0.14 mGy (Cu)、0.037 mGy (Ag)、腹部 - 骨盤部 AP 撮影で 0.13 mGy (Cu)、0.034 mGy (Ag)であった。

Ag フィルタ使用時において、撮影範囲内に位置する組織・臓器の線量は、X線入射表面に近い組

織・臓器ほど高く、また撮影範囲外に位置する組織・臓器の線量より高い値を示しており、この結果は、Cuフィルタ使用時と同様であった。しかし、Agフィルタ使用時とCuフィルタ使用時で撮影条件は同じであったにも関わらず、Agフィルタ使用時の各組織・臓器の臓器線量は、Cuフィルタ使用時の線量と比べて約74%程度低い値であった。このことは、図11,12の線量分布において、Agフィルタ使用時における入射表面側の線量が、Cuフィルタ使用時の同じ位置での線量よりも低いことを確認できる。これは3.2節で述べたように、Agフィルタでは、Cuフィルタよりも低エネルギー領域のX線をカットしていることによると考えられる。従って、Agフィルタを用いたCT位置決め撮影時では、被検者が受ける線量を従来よりも大幅に低減できることが確認できた。

#### 4.4 画質評価結果

図13～15にCuフィルタおよびAgフィルタを用いて、APおよびLAT方向のCT位置決め撮

影を行って得られた撮影用人体ファントムの頭部、胸部、腹部－骨盤部の画像を示す。また、表 8 に各撮影部位での画像コントラストと画像ノイズの測定結果を示す。Cu フィルタを用いた AP 撮影で得られた画像に関して、頭蓋骨位置での画像コントラストは 84.5、LAT 撮影で得られた画像では 74.4 であった。同様に、Ag フィルタを用いた AP 撮影で得られた画像に関して、同じ頭蓋骨位置での画像コントラストは 79.5、LAT 撮影で得られた画像では 74.4 であった。Ag フィルタを用いて撮影された画像のコントラストは、Cu フィルタを用いて撮影された画像よりも、約 4.6～5.9% 低い値であった。しかし、頭蓋骨以外の解剖学的ランドマーク（解析対象位置）において、Ag フィルタを用いて撮影された画像のコントラストは、Cu フィルタを用いて撮影された画像と比べて約 -1.8～1.3% であり、両者の画像コントラストは同程度であった。一方、画像ノイズについて、Cu フィルタを用いた胸部 AP 撮影で得られた画像に関して、肺の位置での画像ノイズは 5.7、Ag フィルタを用



いて撮影された画像では 6.1 で、両者の画像ノイズは同程度であった。しかし、肺以外の解析対象位置では、Ag フィルタを用いて撮影された画像の画像ノイズは、Cu フィルタを用いて撮影された画像よりも 2 倍程度大きかった。従って、Ag フィルタを用いた CT 位置決め画像の画像ノイズは、多くの解析対象位置において、Cu フィルタを用いて撮影された画像の画像ノイズよりも大きい。コントラストについては、頭蓋骨以外の解析対象位置で、両者は同程度であることが分かった。Ag フィルタを用いて撮影された画像の画像ノイズが、Cu フィルタを用いた場合よりも大きかった原因は、Ag フィルタでは Cu フィルタよりも低エネルギー成分がカットされ、検出器に到達する光子数が減少したためと考えられる。また、Cu フィルタと Ag フィルタを用いて撮影された画像において、頭蓋骨位置でのコントラスト差が、他の解析対象位置よりも大きかった原因として、頭蓋骨では、他の解析対象位置よりも X 線の減弱割合が大きく、コントラストに差が出やすかったことによると考

えられる。

図 13~15 の画像から、Ag フィルタを用いて撮影された CT 位置決め画像の方が、Cu フィルタを用いた場合よりも、視覚的にもざらつきを感じる画像となっている。これは Ag フィルタを用いて得られた画像から Cu フィルタを用いて得られた画像を差分した、サブトラクション画像上でも確認できる。胸部 LAT 撮影画像では肩部付近で、また、腹部 - 骨盤部 LAT 撮影画像では、大腿骨頭付近でノイズが多い印象を受けた。しかし、診療放射線技師が Cu および Ag フィルタを用いて撮影された画像を観察したところ、頭部、胸部、腹部 - 骨盤部の解剖学的ランドマークは、すべて検出できていたため、Ag フィルタを用いて撮影された画像においても、CT 撮影範囲の設定には影響がないと言える。Ag フィルタを用いて撮影された画像のノイズを低減する方法としては、管電流を増加させる方法が考えられるが、被ばく線量が増加するため得策とは言えない。また、平滑化フィルタリング処理を行うことで画像ノイズを低減できる

と考えられるが、画像の解像度が低下する恐れがあり、解剖学的ランドマークの検出に影響を与える可能性がある。

本研究の視覚評価結果から、Agフィルタを用いて撮影されたCT位置決め画像では、従来のCuフィルタを用いた場合よりも、画像ノイズは目立つが、全ての解剖学的ランドマークを検出できていた。従って、画像ノイズによる解剖学的ランドマークの検出に対する影響は小さく、Agフィルタを用いて撮影された位置決め画像でも、CTスキャン範囲を決定する際に支障はないと考えられる。

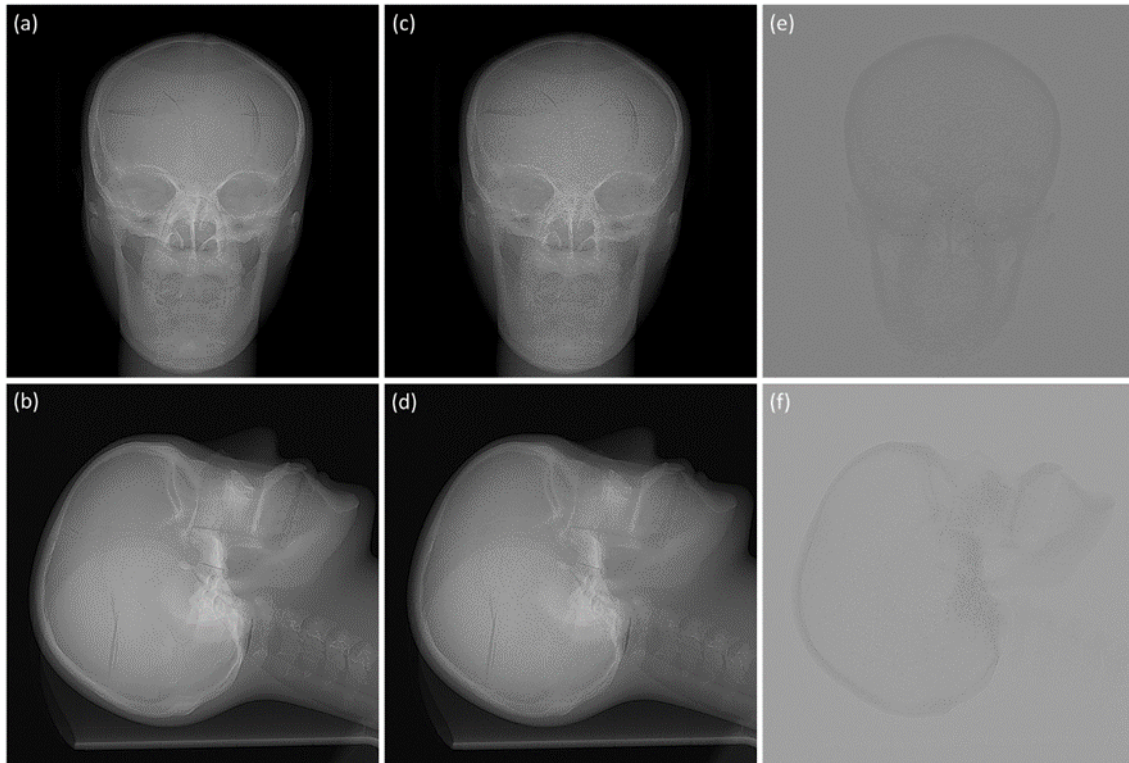


図 13 Cu フィルタを用いた頭部 AP および LAT 撮影によって得られた撮影用人体ファントムの CT 位置決め画像 (a, b), Ag フィルタを用いた頭部 AP および LAT 撮影によって得られた CT 位置決め画像 (c, d), Cu フィルタ使用時の画像と Ag フィルタ使用時の画像のサブトラクション画像 (e, f)。Ag フィルタ使用時は、Cu フィルタ使用時と比べて、画像ノイズの増加が認められた。

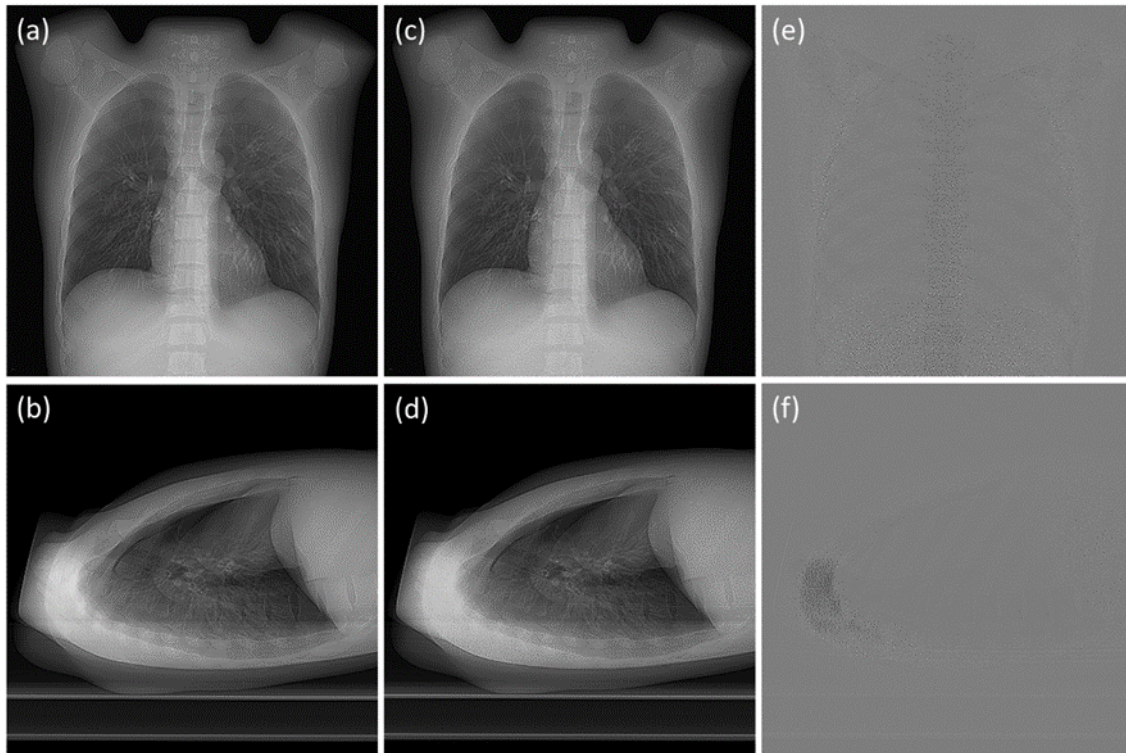


図 14 Cu フィルタを用いた胸部 AP および LAT 撮影によって得られた撮影用人体ファントムの CT 位置決め画像 (a, b), Ag フィルタを用いた胸部 AP および LAT 撮影によって得られた CT 位置決め画像 (c, d), Cu フィルタ使用時の画像と Ag フィルタ使用時の画像のサブトラクション画像 (e, f)。Ag フィルタ使用時の画像ノイズは、肺野領域において、Cu フィルタ使用時と同程度である。一方、肩部や肝臓では、Ag フィルタ使用時の画像ノイズは、Cu フィルタ使用時よりも多く認められたが、いずれのランドマークは認識可能である。

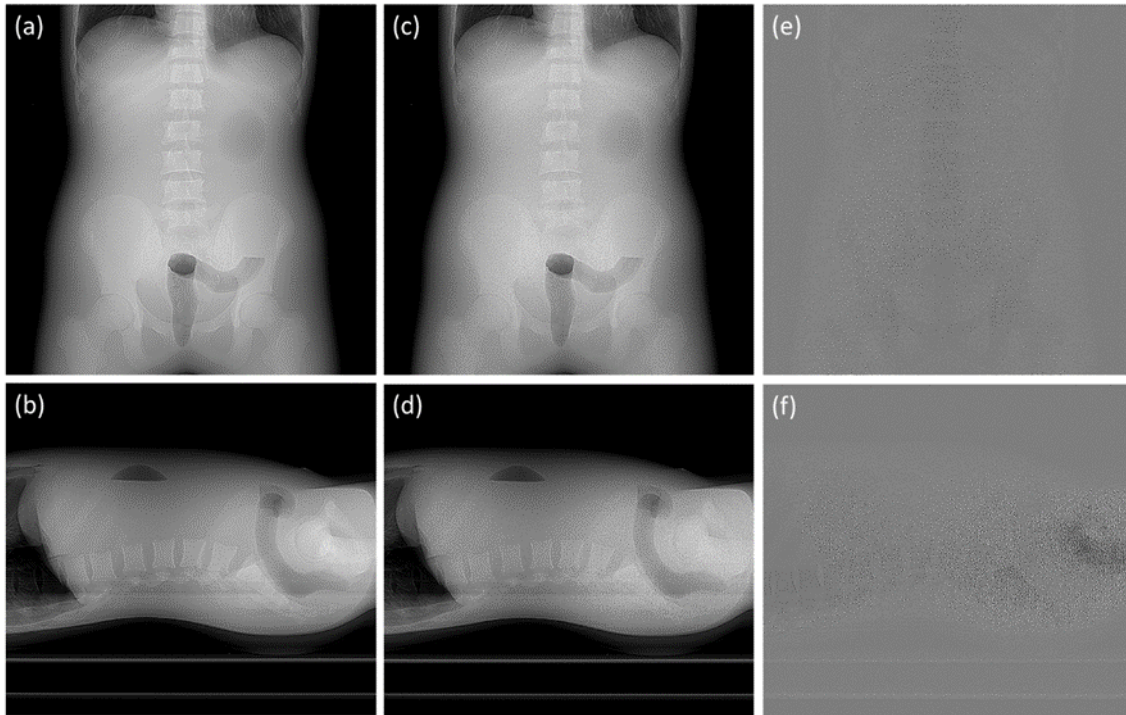


図 15 Cu フィルタを用いた腹部 - 骨盤部 AP および LAT 撮影によって得られた撮影用人体ファントムの CT 位置決め画像 (a, b), Ag フィルタを用いた腹部 - 骨盤部 AP および LAT 撮影によって得られた CT 位置決め画像 (c, d), Cu フィルタ使用時の画像と Ag フィルタ使用時の画像のサブトラクション画像 (e, f)。Ag フィルタ使用時の画像ノイズは、大腿骨頭付近において、Cu フィルタ使用時よりも多く認められたが、大腿骨頭、肝臓上縁、腸骨等いずれのランドマークについても認識可能である。

表 8 Cu フィルタおよび Ag フィルタを用いた CT 位置決め撮影によって得られた、撮影用人体ファントム画像の画像コントラストと画像ノイズの測定結果。肺野を除く解析対象位置において、Ag フィルタ使用時の画像のノイズは、Cu フィルタ使用時の画像よりも多かった。また、Ag フィルタ使用時の画像コントラストは、Cu フィルタ使用時とほぼ同程度であった。

(a) Head					
direction	anatomical landmark	Cu		Ag	
		image contrast	image noise	image contrast	image noise
AP	calvarium	84.5	5.1	79.5	11.0
	cervical spine	116.2	6.8	114.9	17.9
LAT	calvarium	78.0	6.5	74.4	10.2
	cervical spine	65.9	3.6	64.7	7.6

(b) Chest					
direction	anatomical landmark	Cu		Ag	
		image contrast	image noise	image contrast	image noise
AP	Lung	64.7	5.7	64.7	6.1
	thoracic spine	146.7	9.0	145.7	16.7
LAT	Lung	76.8	11.1	76.7	11.4
	thoracic spine	165.4	13.8	164.8	21.6

(c) Abdomen-pelvis					
direction	anatomical landmark	Cu		Ag	
		image contrast	image noise	image contrast	image noise
AP	dome of the diaphragm	90.5	8.7	91.7	11.4
	pelvic bone	130.0	7.9	131.4	17.0
LAT	dome of the diaphragm	132.1	14.3	132.5	17.3
	pelvic bone	194.5	10.8	195.7	26.5

#### 4.5 水等価厚の検討結果

図 16 は、Cu フィルタおよび Ag フィルタを用

いた撮影用人体ファントムの頭部、胸部、腹部－骨盤部 CT 位置決め画像から推定された被写体の水等価厚を示している。頭部画像では、水等価厚は、頭頂部から額にかけて約 200 mm まで増加し、下顎にかけて減少している。胸部画像では、水等価厚は、頸部から肺尖部にかけて増加、肺尖部から肝上縁までは緩やかに減少し、肝上縁から腹部にかけて再度増加し、肝臓付近では約 260 mm となっていた。腹部－骨盤部画像では、水等価厚は、肝上縁から腹部にかけて増加し、腸骨付近では約 270 mm となっていた。また、図 16 より、Ag フィルタを用いた CT 位置決め画像から推定された被写体の水等価厚は、Cu フィルタを用いた CT 位置決め画像から推定された値と同程度であることが分かる。従って、Ag フィルタを用いた CT 位置決め画像に基づいて決定される CT-AEC 使用時の管電流値は、従来の Cu フィルタ使用時の画像に基づいて決定された管電流とほぼ変わらないと考えられる。

以上の結果より、Ag フィルタを用いて撮影され



た CT 位置決め画像は、解剖学的ランドマークの検出能を保持し、かつ、水等価厚から決定された CT-AEC 使用時の管電流プロファイルは、従来の Cu フィルタ使用時と変わらないことを示しており、CT 位置決め画像として必要十分な機能を有していることが明らかになった。

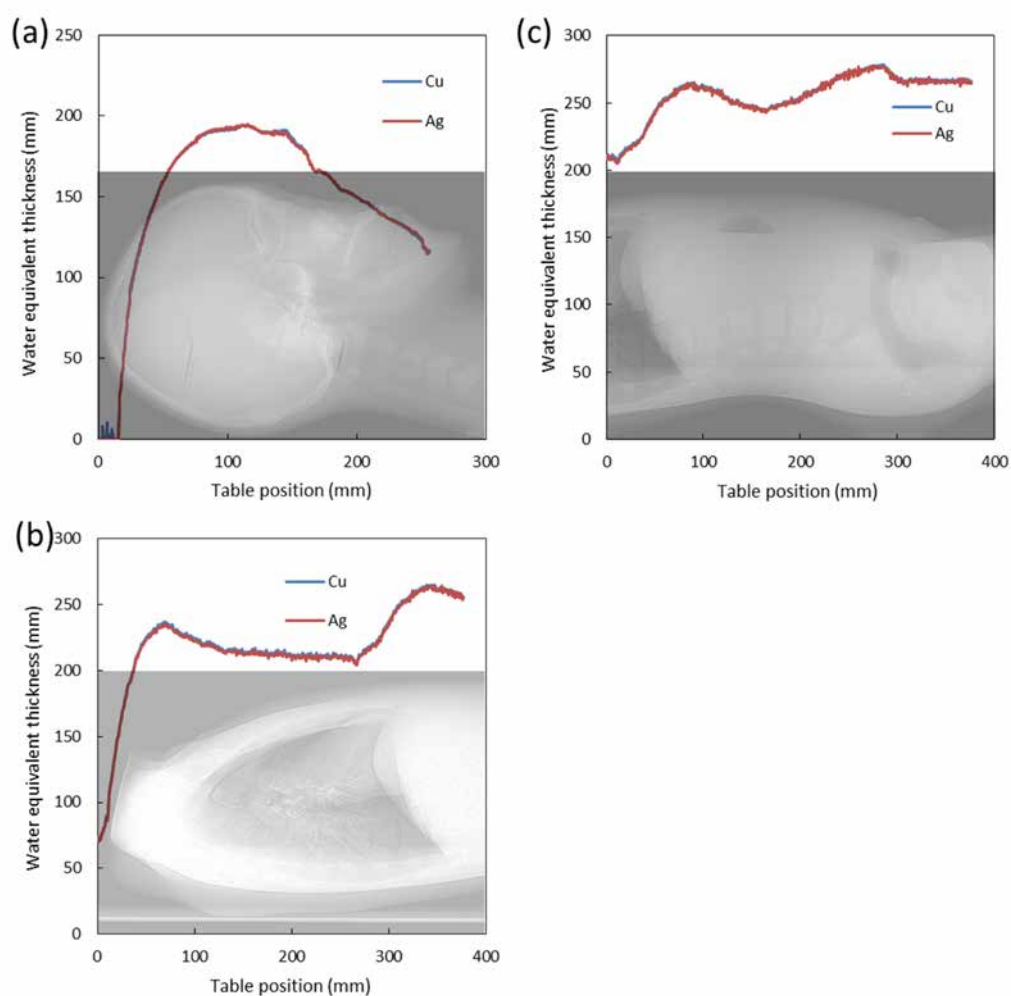


図 16 Cu フィルタおよび Ag フィルタを用いた撮影用人体ファントムの頭部 (a), 胸部 (b), 腹

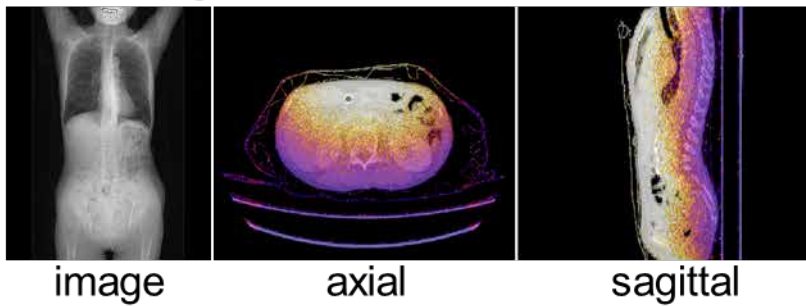
部 - 骨盤部 (c) の CT 位置決め画像から計算された水等価厚。いずれの撮影部位においても、Ag フィルタ使用時の画像から推定された水等価厚は、Cu フィルタ使用時の画像から推定された値と同程度であった。

#### 4.6 被写体サイズの違いによる CT 位置決め撮影の被ばく線量評価

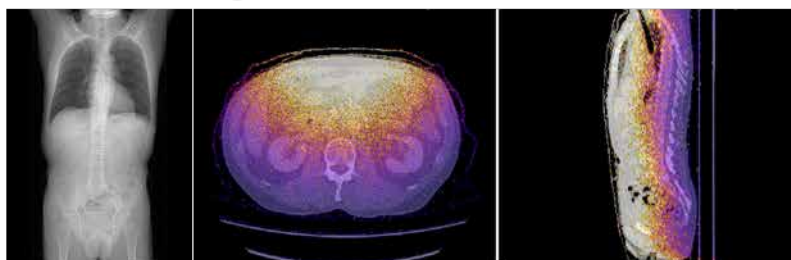
3.5 章で述べた方法に基づいて、体型の異なる被検者の AP および LAT 方向の CT 位置決め撮影における線量シミュレーションを行い、シミュレーションにより得られた代表的な被検者の線量分布を図 17、18 に示す。AP 方向の CT 位置決め撮影の場合、Underweight 体型では、X 線入射表面側、体厚の半分程度まで高線量を示している。被写体サイズが大きくなるにつれ、体の深部に到達する X 線が減少し、Obese 体型では、入射表面側、体厚の 1/3 程度が高線量を示している。この結果から、CT 位置決め撮影の線量は、被写体サイズによって異なり、体型によらず同一の撮影条件を

使用した場合、Underweight 体型では、体の深部に位置する組織・臓器の線量が Obese 体型に比べて高いと考えられる（図 19）。また、図 20 に、AP 方向の CT 位置決め撮影時における各被検者の甲状腺、肺、食道、乳房、肝臓、胃、膀胱の臓器線量を、図 21 に、LAT 方向の CT 位置決め撮影時における各被検者の臓器線量を示す。被検者間で同一の撮影条件が使用された場合、AP 撮影では、胃と膀胱以外の臓器の臓器線量について、Underweight 体型で最も高く、被写体サイズが大きくなるにつれて臓器線量は小さくなり、Obese 体型では、最も低い値を示した。また、LAT 撮影においても、被写体サイズが小さい Underweight 体型で臓器線量は高く、被写体サイズが大きい Obese 体型で、臓器線量は低い値を示した。Underweight 体型の甲状腺線量は、Obese 体型よりも、AP 撮影で 1.8 倍、LAT 撮影で 2.5 倍高い値であった。これは、Obese 体型では、Underweight 体型に比べ、甲状腺に到達する X 線が少ないことによると考えられる。

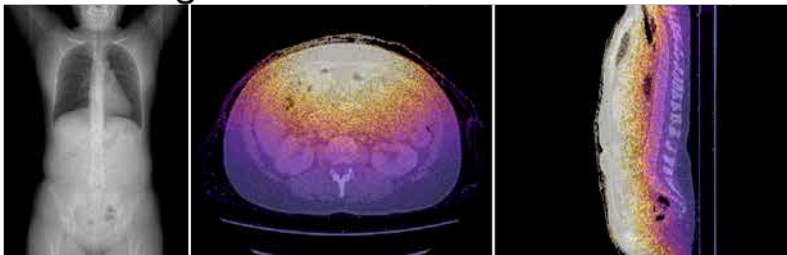
### Underweight



### Normal weight



### Over weight



### Obese

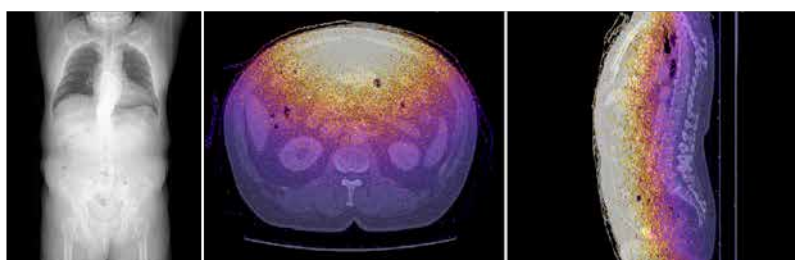
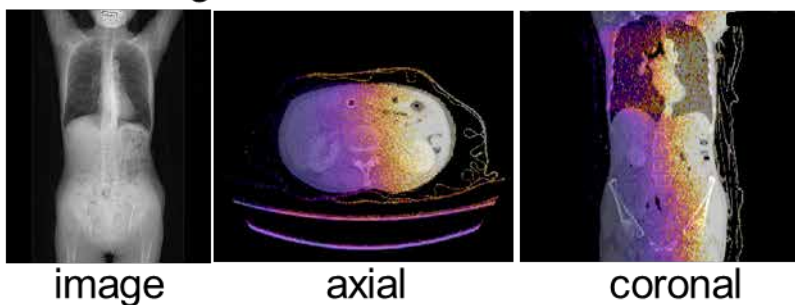
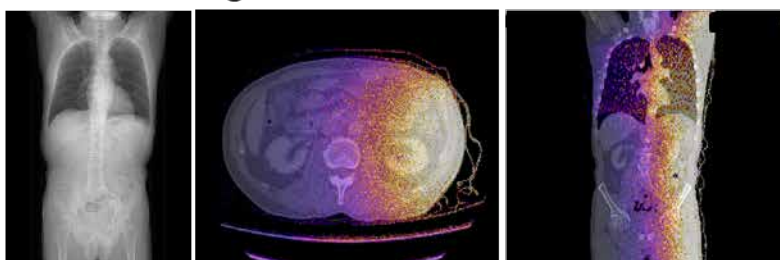


図 17 AP 方向の CT 位置決め撮影における各被写体サイズの線量分布。被写体サイズが大きくなるにつれ、体の深部に到達する X 線が減少していることが分かる。

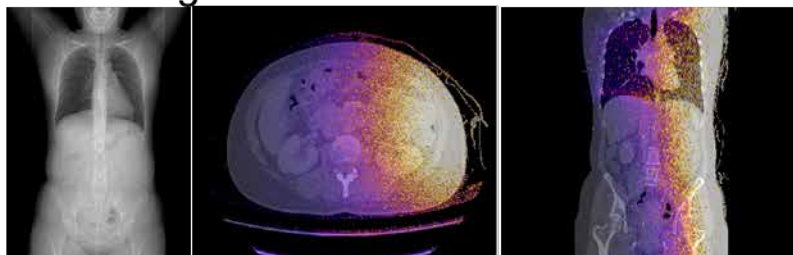
### Underweight



### Normal weight



### Over weight



### Obese

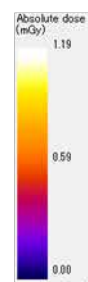
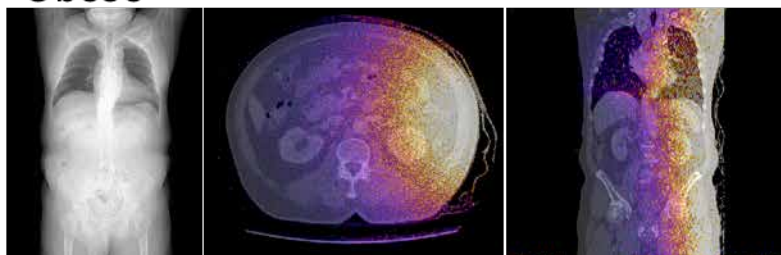


図 18 LAT 方向の CT 位置決め撮影における各被写体サイズの線量分布。AP 方向の撮影時と同様、被写体サイズが大きくなるにつれ、体の深部に到達する X 線が減少していることが分かる。

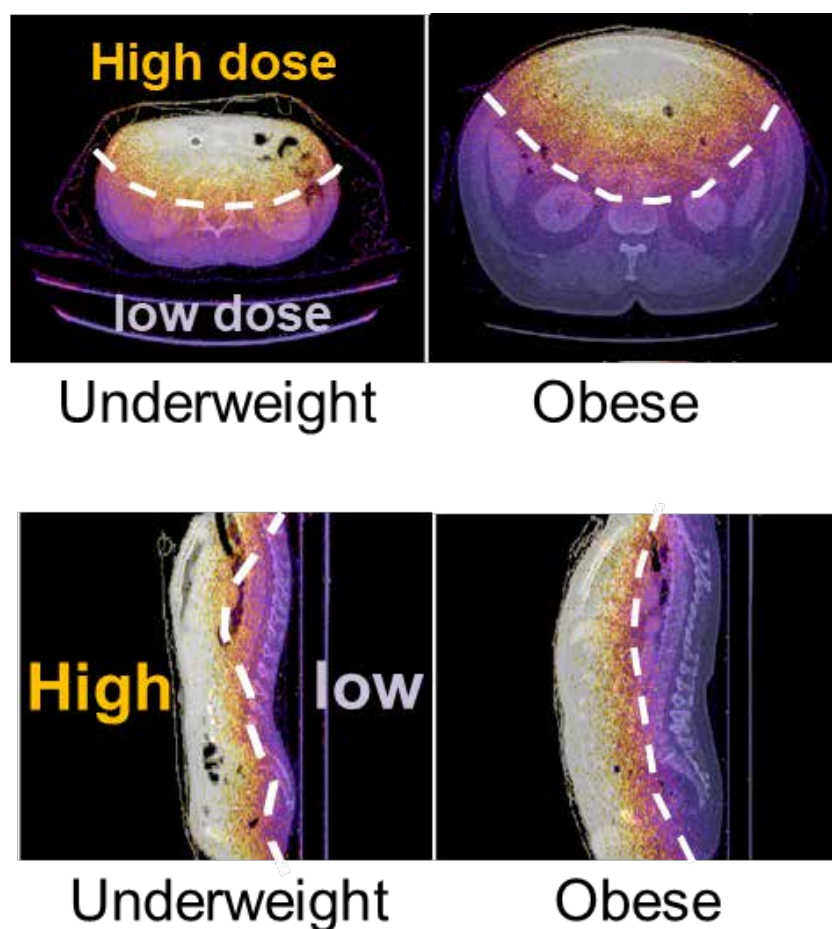


図 19 被写体サイズによる線量分布の違い（上段：アキシャル面、下段：サジタル面）。被写体サイズが小さい Underweight 体型では、高線量域を占める部分が多い。

通常の X 線撮影では AEC 等を用いることで、被写体サイズに応じて管電流を調整する。しかし、成人患者を対象とした CT 位置決め撮影では、被写体サイズによる管電流の調整は行われていない。本研究においても、CT 位置決め撮影時の線量シ

ミュレーションでは、体型によらず一定の撮影条件を使用している。また撮影された CT 位置決め画像は、全ての被写体サイズにおいて、解剖学的ランドマークを検出することが可能であった。従って、Underweight 体型に対しては、現状、使用されている CT 位置決め撮影の撮影条件（例えば、管電流）を低減できる可能性があり、Underweight 体型に対しては、10～20%程度低い管電流を設定することで、Obese 体型と同程度まで、Underweight 体型に対する線量を低減できると考えられた。CT 位置決め撮影において、被写体サイズに応じて管電流を調整する場合、今のところ、管電流を自動的に設定するアプリケーションは CT 装置に搭載されていないため、マニュアルでの設定が必要となる。実際、CT 検査を行う前に、患者の身長や体重が問診等により既知であることが多いので、BMI もしくは体重を参考に、使用する撮影条件をクラス分けし、体格に応じた撮影条件を使用することで、CT 位置決め画像として必要な画質を維持しながら、線量を低減できる可能

性がある。ただし、毎回患者の身長や体重を確認し、その都度、撮影条件を設定する方法は、検査数の多い CT 検査では実用的とは言えないため、電子カルテや部門システムと患者の基礎情報を共有し、CT 装置により、患者の体型に応じた撮影条件が自動的に決定されるアプリケーションの開発が望まれる。

本節で行った被写体サイズ間の CT 位置決め撮影の被ばく線量の検討では、被写体間で同一の撮影条件が使用された場合、臓器線量は被写体サイズによって 1.3 から 2.5 倍異なることがわかった。また、全ての被写体の CT 位置決め画像において、肺や骨盤骨などの解剖学的ランドマークを検出することが可能であった。従って、CT 位置決め撮影において、BMI や体重を参考に、体格に応じた撮影条件を調節することで、線量の最適化を行うことができると考えられる。



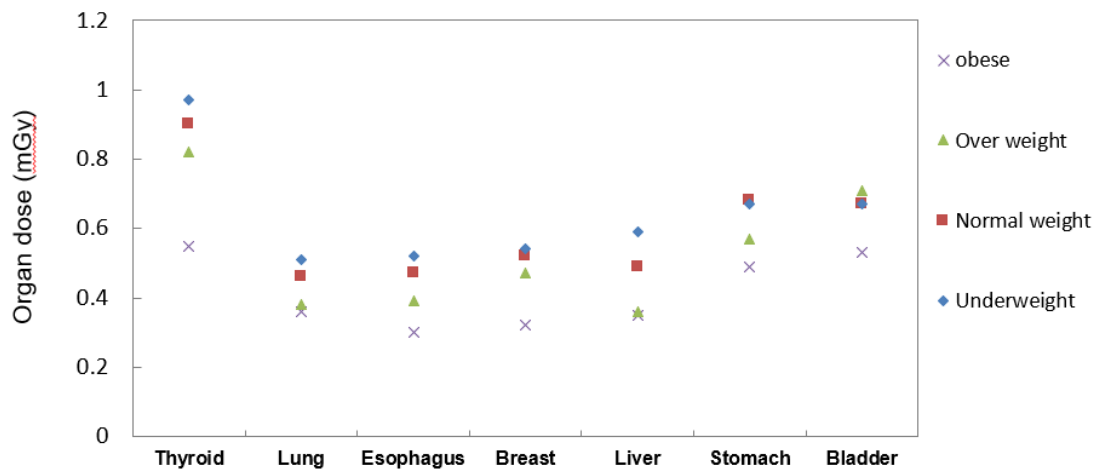


図 20 AP 方向の CT 位置決め撮影における各被写体サイズに対する臓器線量。Underweight 体型の甲状腺の臓器線量は、Obese 体型よりも約 2 倍高い。

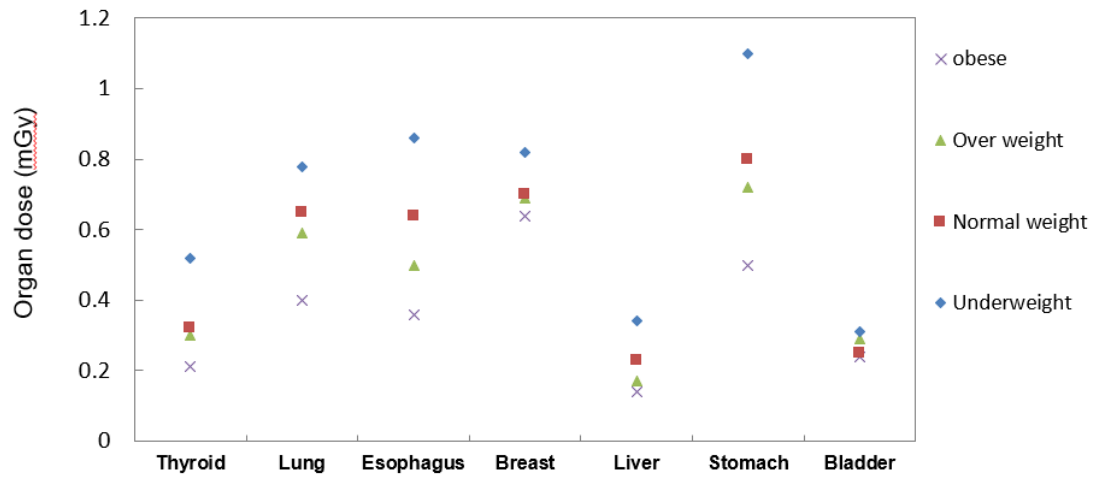


図 21 LAT 方向の CT 位置決め撮影における各被写体サイズに対する臓器線量。 Underweight 体型と Obese 体型の臓器線量の差は、AP 撮影時よりも大きい。

## 第 5 章 結 論

本論文は今まであまり問題とされてこなかった CT 位置決め撮影の被ばく線量の低減を目的として、CT 装置に搭載されている bowtie フィルタに付随するフィルタについて、従来使用されてきた Cu フィルタに代わり、新たに Ag フィルタを使用することを考案した。そして、Ag フィルタを使用した CT 位置決め撮影における線量低減効果を検証するために、CT 線量指標の測定、および、被写体として人体ファントムを想定した線量シミュレーションにより各組織・臓器の臓器線量を推定した。また、CT 位置決め画像としての機能を検証するために、成人体型を模擬した撮影用ファントムの頭部、胸部、腹部一骨盤部の画質、および CT-AEC の管電流値を決定する水等価厚を評価した。また、被写体サイズによって、CT 位置決め撮影時の臓器線量がどの程度異なるかについても検討した。要約すると以下のようなになる。

## 5.1 フィルタ材質 Ag の特性

Cu と Ag の質量減弱係数を比較すると、20 から 26 keV までは、Cu の方が大きいですが、26 keV 以上の光子エネルギーでは、Ag の方が大きいいため、Ag は幅広いエネルギー範囲において、Cu よりも X 線減弱効果を期待できる材質であると考えられた。

## 5.2 線量指標 $CTDI_{vol, SPR}$

$CTDI_{vol, SPR}$  は CT 位置決め撮影の線量指標として用いられる。Cu フィルタおよび Ag フィルタ使用時の AP 撮影における実測した  $CTDI_{vol, SPR}$  は、0.098 mGy、0.025 mGy であった。また、シミュレーション値は、それぞれ 0.097 mGy、0.025 mGy であった。従って、Ag フィルタを用いた位置決め撮影時の線量は、従来の Cu フィルタ使用時と比べて、約 74% 低減されていることが分かった。また、CT 位置決め撮影における  $CTDI_{vol, SPR}$  シミュレーション値は、実測値とよく一致していることが分かった。

### 5.3 CT 位置決め撮影の線量評価

#### (1) 頭部の CT 位置決め撮影

Cu フィルタを用いた頭部 AP 撮影では、水晶体の線量が最も高く、0.42 mGy であった。また、甲状腺よりも足側の臓器はスキャン範囲外に位置するため、これらの臓器の臓器線量は 0.02 mGy 以下であった。LAT 撮影では、水晶体よりも、唾液腺の線量が高く、X 線入射方向によって、各臓器の臓器線量が異なっていることが分かった。ICRP 103 に基づいて評価した、AP 撮影時の実効線量は 0.014 mSv であった。

#### (2) 胸部の CT 位置決め撮影

Cu フィルタを用いた胸部 AP 撮影における甲状腺の線量は、0.38 mGy、胃の線量は 0.27 mGy、乳房の線量は、0.19 mGy であった。これらの臓器は、体表面もしくは体表に近い部分に位置しているため、撮影範囲内に含まれる他の臓器に比べ、高い線量を示していたと考えられる。ICRP 103 に基づいて評価した、AP 撮影時の実効線量は 0.14

mSvであった。

### (3) 腹部－骨盤部のCT位置決め撮影

Cuフィルタを用いた腹部－骨盤部AP撮影における精巣の線量は0.43 mGy、膀胱の線量は0.34 mGy、胃の線量は、0.28 mGyであった。LAT撮影時の管電流は、AP撮影時よりも1.67倍高いにも関わらず、LAT撮影時の精巣の臓器線量は0.051 mGyで、AP撮影時の約1/8の線量であった。この理由について、精巣は、恥骨近傍の前面に近い位置にあり、AP撮影時では、X線入射表面側に位置すること、また、LAT撮影では、骨盤骨や大腿骨によってX線が吸収されるためと考えられた。ICRP 103に基づいて評価した、AP撮影時の実効線量は0.13 mSvであった。

### (4) Agフィルタによる臓器線量、実効線量と線量低減効果

Agフィルタを用いたCT位置決め撮影時の各臓器の臓器線量は、Cuフィルタ使用時の線量と比べ

て約 74%程度低い値であった。撮影範囲内に含まれる各組織・臓器の臓器線量は 0.1 mGy 以下、実効線量は 0.04 mSv 以下であった。

#### 5.4 画質評価及び水等価厚の検証

Ag フィルタを用いて撮影した CT 位置決め画像の画像ノイズは、肺以外の解剖学的ランドマークでは、Cu フィルタを用いて撮影された画像よりも 2 倍程度大きかった。また、Ag フィルタを用いて撮影された、頭蓋骨位置での画像のコントラストは、Cu フィルタを用いて撮影された画像よりも、約 4.6～5.9% 低い値であった。また、他の解剖学的ランドマークでの画像コントラストは、Cu フィルタを用いて撮影された画像と同程度であった。また、Ag フィルタを用いて撮影された画像の視覚評価では、解剖学的ランドマークを全て検出できていた。以上の結果から、画像ノイズによる解剖学的ランドマークの検出に対する影響は小さく、Ag フィルタを用いて撮影された位置決め画像でも、CT スキャン範囲を決定する際に支障はない

と考えられた。また Ag フィルタを用いた CT 位置決め画像から推定された水等価厚は、Cu フィルタを用いた CT 位置決め画像から推定された値と同程度であることが分かった。従って、Ag フィルタを用いた CT 位置決め画像に基づいて決定される CT-AEC 使用時の管電流値は、従来の Cu フィルタ使用時の画像に基づいて決定された管電流とほぼ変わらないと考えられる。

## 5.5 被写体サイズと CT 位置決め撮影の被ばく線量の関係

体型の異なる被検者の CT 画像を用いて AP および LAT 方向の CT 位置決め撮影における線量シミュレーションを行い、得られた線量分布を用いて 6 種類の組織・臓器の臓器線量を評価した。その結果、被写体間で同一の撮影条件が使用された場合、臓器線量は被写体サイズによって 1.3 から 2.5 倍異なることがわかった。また各被写体サイズの CT 位置決め画像を見ると、全ての画像において、肺や骨盤骨などの解剖学的ランドマークを



検出することが可能であった。従って、CT 位置決め撮影において、BMI や体重を参考に、体格に応じた撮影条件を調節することで、線量の最適化を行うことができると考えられる。

近年、CT 装置のハード、ソフトの技術革新により本スキヤンの被ばく線量の低減が可能になりつつあり、CT 検査の中で、位置決め撮影に伴う線量の割合が大きくなると考えられ、CT 位置決め撮影の線量の最適化は重要な課題である。そこで本研究では、従来の Cu フィルタを用いた CT 位置決め撮影における被検者の被ばく線量を評価し、また、新しい付加フィルタである、Ag フィルタを用いた CT 位置決め撮影における被ばく線量を評価して、従来の Cu フィルタ使用時における線量と比較した。その結果、Ag フィルタを用いた場合、Cu フィルタよりも約 74% 被ばく線量を低減できることが分かった。また、Ag フィルタを用いて撮影された CT 位置決め画像の画質、および位置決め画像から決定される CT-AEC 使用時の管電流プロファイルは、従来の Cu フィルタ使用時と

変わらない性能を維持できていることが分かった。従って、Agフィルタを用いたCT位置決め撮影は、画質を維持しながら、従来よりも被ばく線量を大幅に低減することが可能であるため、CT位置決め撮影における線量の最適化に有効であり、また臨床応用も可能であると考えられる。

## 5.6 研究の限界と今後の課題

本研究にはいくつかのリミテーションが存在する。本研究では、被写体として標準的な成人日本人体型を模擬した人体ファントムを用いたCT位置決め撮影における線量評価、画質評価を行ったが、標準体型よりも大きい体型に対する、Agフィルタを用いたCT位置決め撮影における線量、画質評価について検討できていない。被写体サイズに依らず撮影条件が一定な場合、Agフィルタ使用時でも、大きい体型ほど、体の深部に位置する組織・臓器の線量は減少すると考えられる。一方、画質については、標準体型よりも大きい体型では、画像ノイズの増加が懸念されるが、現在、多く利

用されている Cu フィルタを用いた CT 位置決め撮影においても、(成人)患者体型に応じて、撮影条件(主に管電流)は調整されておらず、撮影範囲の設定や CT-AEC 使用時の管電流への影響は見られていない。従って、標準体型よりも大きい患者に対して、Ag フィルタを使用した場合でも、CT 位置決め画像としての機能は維持できると考えられる。また、本研究では、CT 装置の初期設定で備わっている撮影条件を用いて、線量および画質を評価したが、被写体サイズに応じて撮影条件を調整することで、被ばく線量をさらに低減できる可能性があると考えられる。また、Ag フィルタは既存の Cu フィルタよりも大幅に被ばく線量を低減できるため、CT 位置決め撮影だけでなく、肺がん CT 検診にも応用できる可能性があるが、これは今後の検討課題とする。

## 謝 辞

本論文は、筆者が徳島大学大学院先端教育学部博士課程および独立行政法人国立がん研究センター東病院在職中に行った研究を取りまとめたものである。本研究の遂行および、本論文の作成にあたり、終始、ご指導いただいた徳島大学大学院社会産業理工学研究部 仁木登教授、河田佳樹教授、鈴木秀宣助教に心からの御礼を申し上げます。

本論文の作成にあたり、数々の有益なご教示を頂いた名古屋大学大学院医学系研究科総合保健学専攻 藤井啓輔講師に深い感謝の意を表します。

東京医科歯科大学医学部附属病院 大谷慎一診療放射線技師長、羽田紘人主任には線量測定実験にご協力いただきました。心より感謝いたします。

キヤノンメディカルシステムズ株式会社 塚越伸介様、後藤崇博様、津島総様、趙つぼみ様には、CT装置面でのご助言および各種実験にご協力いただきました。厚くお礼申し上げます。

国立がん研究センター東病院 小林達伺放射線科長、村松禎久放射線技術部長、太田博之主任、

CT室スタッフの方々、国立国際医療研究センター  
岩渕勇人主任には、機会あるごとに有益なご  
助言を頂き、心より感謝いたします。

徳島大学大学院で研究するようお勧めいただき、  
数々の激励をいただきました京都医療科学大学  
石垣陸太准教授に心より深く御礼申し上げます。

最後に、研究活動や論文執筆を見守ってくれた  
家族に感謝します。

## 参 考 文 献

1. Ghetti C, Ortenzia O, Serreli G. CT iterative reconstruction in image space: a phantom study. *Phys Med.* 2012;28(2):161-165.
2. Pontana F, Pagniez J, Flohr T, Faivre J B, Duhamel A, Remy J, Remy-Jardin M. Chest computed tomography using iterative reconstruction vs filtered back projection (Part 1): evaluation of image noise reduction in 32 patients. *Eur Radiol.* 2011;21(3):627-635.
3. Nakamura Y, Higaki T, Tatsugami F, Honda Y, Narita K, Akagi M, Awai K. Possibility of Deep Learning in Medical Imaging Focusing Improvement of Computed Tomography Image Quality. *J Comput Assist Tomogr.* 2020;44(2):161-167.
4. Thomas GF, Cynthia HM, Herbert B, Martin P, Klaus G, Christoph S, Michael G, Karl S, Bernhard K, Rainer R, Andrew NP, Axel K,

Stefan A, Christoph B, Andreas K, Bernd MO.  
First performance evaluation of a dual-source  
CT (DSCT) system. Eur Radiol.  
2006;16(2):256-268.

5. Organisation for Economic Co-operation and  
Development, Computed tomography (CT)  
scanners (indicator).

<https://data.oecd.org/healthqt/computed-tomography-ct-scanners.htm> (Accessed on 28  
June 2020)

6. United Nations Scientific Committee on the  
Effects of Atomic Radiation. UNSCEAR 2008  
Report to the General Assembly, Annex A:  
Medical radiation exposures.

[https://www.unscear.org/docs/publications/2008/UNSCEAR\\_2008\\_Annex-A-CORR.pdf](https://www.unscear.org/docs/publications/2008/UNSCEAR_2008_Annex-A-CORR.pdf)  
(Accessed on 28 June 2020)

7. 厚生労働省．医療被曝の適正管理のあり方につ  
いて．第4回 医療放射線の適正管理に関する  
検討会資料．2018．

<https://www.mhlw.go.jp/file/05-Shingikai-10801000-Iseikyoku-Soumuka/0000191778.pdf>(Accessed on 28 June 2020)

8. 医療被ばく研究情報ネットワーク．最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定．2015
9. 西澤 かな枝．CT受診者の実効線量評価．日本放射線技術学会雑誌．1995;51(5):636-639.
10. 平田巧，井上賢治，重森慎司，松崎通孝，稲富孝治．MDCTの被ばく線量評価－人体等価ファントムによる臓器線量と実効線量の測定－．日本放射線技術学会雑誌．2010;66(8):901-910.
11. Nvidia Corporation, Nvidia cuda c programming guide. 2011;120(18), 8.
12. Keat N. CT scanner automatic exposure control systems. MHRA Report 05016. MHRA. 2005.
13. Perisinakis K, Damilakis J, Voloudaki A, Papadakis A, Gourtsoyiannis N. Patient dose



- reduction in CT examinations by optimising scanogram acquisition. *Radiat Prot Dosimetry* 2001;93(2):173–178.
14. Schmidt B, Saltybaeva N, Kolditz D, Kalender WA. Assessment of patient dose from CT localizer radiographs. *Med Phys.* 2013;40(8):084301.
15. Bohrer E, Schäfer S, Mäder U, Noël PB, Krombach GA, Fiebich M. Optimizing radiation exposure for CT localizer radiographs. *Z Med Phys.* 2017;27(2):145–158.
16. Zhang M, Qi W, Sun Y, Jiang Y, Liu X, Hong N. Screening for lung cancer using sub-millisievert chest CT with iterative reconstruction algorithm: image quality and nodule detectability. *Br J Radiol.* 2018;91(1090):20170658.
17. Kawaguchi Y, Fujimoto S, Takamura K, et al. Submillisievert imaging protocol using full reconstruction and advanced patient motion

- correction in 320-row area detector coronary CT angiography. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2018;34(3):465-474.
18. Schuhbaeck A, Achenbach S, Layritz C, et al. Image quality of ultra-low radiation exposure coronary CT angiography with an effective dose <0.1 mSv using high-pitch spiral acquisition and raw data-based iterative reconstruction. *Eur Radiol*. 2013;23(3):597-606.
19. Schmidt BT, Hupfer M, Saltybaeva N, Kolditz D, Kalender WA. Dose Optimization for Computed Tomography Localizer Radiographs for Low-Dose Lung Computed Tomography Examinations. *Invest Radiol*. 2017;52(2):81-86.
20. International Electrotechnical Commission. IEC 60601-2-44:2009/AMD2:2016 2016.
21. Saltybaeva N, Krauss A, Alkadhi H. Technical Note: Radiation dose reduction from

computed tomography localizer radiographs using a tin spectral shaping filter. Med Phys. 2019;46(2):544-549.

22. 野村 恵一, 藤井 啓輔, 太田 博之, 村松 禎久. 異なる管電圧における線量シミュレーションの精度検証. JJCT. 2018;6(2):84-86.

23. Hubbell JH, Seltzer SM. Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients 1 keV to 20 MeV for Elements  $Z = 1$  to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest. NISTIR 5632. National Institute of Standards and Technology. NIST Standard Reference Database

126. <https://www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-coefficients> (Accessed on 28 June 2020)

24. 厚生労働省. 平成 31 年厚生労働省令第 21 号. 2019.

25. ImpactMC [computer program]. Version 1.6.

Erlangen: Advanced Breast-CT GmbH; 2016.

26. Fujii K, Nomura K, Muramatsu Y, et al. Evaluation of organ doses in adult and paediatric CT examinations based on Monte Carlo simulations and in-phantom dosimetry. *Radiat Prot Dosimetry*. 2015;165(1-4):166-171.
27. Deak P, van Straten M, Shrimpton PC, Zankl M, Kalender WA. Validation of a Monte Carlo tool for patient-specific dose simulations in multi-slice computed tomography. *Eur Radiol*. 2008;18(4):759-772.
28. Tucker DM, Barnes GT, Chakraborty DP. Semiempirical model for generating tungsten target x-ray spectra. *Med Phys*. 1991;18(2):211-218.
29. International Commission on Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. Elsevier,

Amsterdam; 2007.

30. Mathieu KB, McNitt-Gray MF, Zhang D, Kim HJ, Cody DD. Precision of dosimetry-related measurements obtained on current multidetector computed tomography scanners. *Med Phys.* 2010;37(8):4102-4109.
31. Turner AC, Zhang D, Kim HJ, DeMarco JJ, Cagnon CH, Angel E, Cody DD, Stevens DM, Primak AN, McCollough CH, McNitt-Gray MF. A method to generate equivalent energy spectra and filtration models based on measurement for multidetector CT Monte Carlo dosimetry simulations. *Med Phys.* 2009;36(6):2154-2164.
32. 藤井 啓輔 . 成人および小児 CT 検査における患者の被ばく線量と放射線防護に関する研究 . 2010.
33. International Commission on Radiological Protection. Basic anatomical & physiological data for use in radiological protection: the

skelton. ICRP Publication 70. Ann. ICRP 25(2).  
Pergamon Press. Oxford. 1995.

34. Fujii K, Aoyama T, Koyama S, Kawaura C.  
Comparative evaluation of organ and effective  
doses for paediatric patients with those for  
adults in chest and abdominal CT examinations.  
Br J Radiol. 2007;80(956):657-667.

35. American Association of Physicists in  
Medicine. The Alliance for Quality Computed  
Tomography: Adult Routine Head CT Protocols  
Version 2.0.  
[https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/doc  
uments/AdultRoutineHeadCT.pdf](https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/documents/AdultRoutineHeadCT.pdf) (Accessed  
on 17 March 2018)

36. American Association of Physicists in  
Medicine. The Alliance for Quality Computed  
Tomography: Adult Routine Chest CT  
Protocols Version 2.1.  
[https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/doc  
uments/AdultRoutineChestCT.pdf](https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/documents/AdultRoutineChestCT.pdf) (Accessed

on 17 March 2018)

37. American Association of Physicists in Medicine. The Alliance for Quality Computed Tomography: Adult Routine Abdomen/Pelvis CT Protocols Version 1.1. <https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/documents/AdultAbdomenPelvisCT.pdf> (Accessed on 17 March 2018)
38. Brix G, Nagel HD, Stamm G, Veit R, Lechel U, Griebel J, Galanski M. Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: results of a nationwide survey. *Eur Radiol.* 2003;13(8):1979-1991.
39. Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, Dunn M. Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK - 2003 Review. NRPB-W67. National Radiological Protection Board, Chilton, UK. 2005.
40. Stanley HS. NATIONWIDE EVALUATION OF X-RAY TRENDS (NEXT). TABULATION AND

GRAPHICAL SUMMARY OF 2000 SURVEY OF  
COMPUTED TOMOGRAPHY. CRCPD  
Publication E-07-2. Conference of Radiation  
Control Program Directors, Inc. 2007.