

○森光 祐介、赤木 憲明、松浦 龍太郎、沖田 隆紀、村崎 晶洋、大川 義弘、三村 誠一、
稲村 圭司

岡山大学病院 医療技術部 放射線部門

【背景】現在の CT はマルチスライス CT の普及以来、高速撮影が可能となったことから、頸部から骨盤部までといった広範囲を一度に撮影する機会が増えている。このとき CT-AEC は被写体厚の変化や被写体の大小による画質の差を低減する機構としてしばしば利用されている。

【目的】CT-AEC を用いた場合に SD 値がどの程度安定するか把握するため、被写体厚の変化に対する SD 値を測定して検討を行う。

【方法】東芝社製 CT 装置 Aquilion ONE を用いて楕円錐型ファントムをヘリカルスキャンおよびボリュームスキャンして、各断面の SD 値を測定した。撮影条件はヘリカルスキャンでは 120kV、設定 SD10、 0.5×80 列、回転時間 0.5 秒、PF0.813 を基準として列数、回転時間、PF を変更した。ボリュームスキャンでは 120kV、設定 SD10、 0.5×320 列、回転時間 0.5 秒を基準として回転時間を変更して検討した。再構成スライス厚／スライス間隔は 5 mm、関数は FC09 を用いた。

【結果】

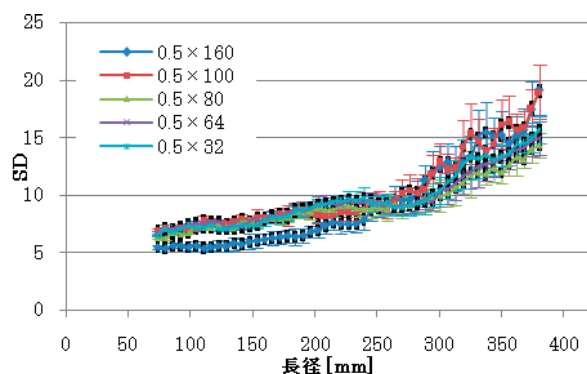


図1 列数を変更したときの被写体厚と SD 値

列数を変更した場合の結果を示す(図1)。基準条件においては長径が約 300 mm を超えると設定 SD よりも SD 値の上昇を示した。100 列と 160 列では約 270 mm を超えると設定 SD よりも SD 値が大きくなった。さらに 160 列では約 250 mm 以下では他の条件よりも SD 値が低くなった。

PF を変更した場合および回転時間を変更した場合の結果を示す(図2)。PF1.388 では長径約 250 mm を超えると他の条件よりも SD 値が上昇を示した。回転時間が 0.3sec では長径が約 270 mm 以下では 0.5sec よりも SD 値は低くなり、270 mm を超えると高い値を示した。

た。1.0sec の場合には 300 mm を超えても安定して設定 SD に近い値を示した。

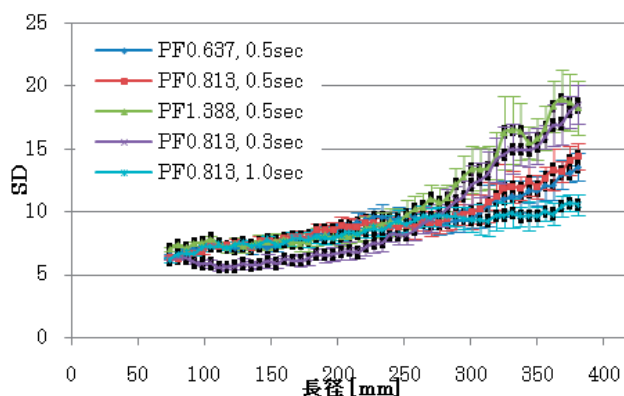


図2 PF、回転時間を変更したときの被写体厚と SD 値

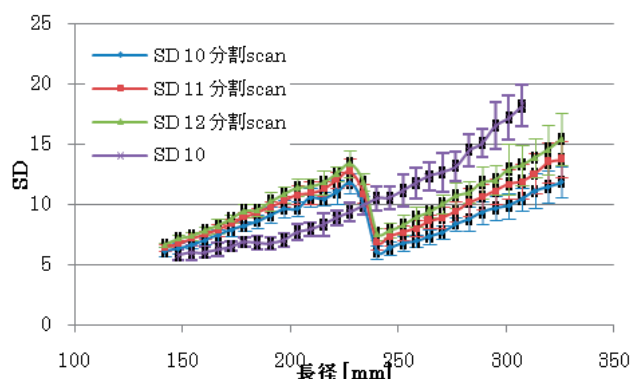


図3 ボリュームスキャンにおける被写体厚と SD 値

図3にボリュームスキャンの場合の結果を示す(図3)。ボリュームスキャンでは撮影範囲の中心付近で設定 SD 値と同等の値となった。分割撮影ではビームとビームのつなぎ目付近の SD 値は長径が厚くなるに従い、急峻に高い値から低い値になっていることがわかる。回転時間に関しては今回の検討では有意差は認められなかった。

【考察】ヘリカルスキャンでは列数が 100 列、160 列のときや PF、回転時間を高速に設定すると SD 値の安定性が悪くなる傾向であった。要因としては厚いビーム幅や高い PF、回転時間では管電流の変調が鈍くなり理想的な管電流変調にならないことと、回転時間を速くすることによる view 数の減少などが考えられる。また、ボリュームスキャンでは z 軸の変調が行われないため被写体厚の変化が激しい部位では画質のばらつきが生じる可能性が示唆された。

CT-enteroclysis 検査と腹部骨盤部単純 CT 検査における CT-AEC の応答特性の比較

○山本 佑馬、湯浅 勇紀、山口 貴弘、木村 洋彦、久富 庄平、米沢 鉄平、上田 克彦
山口大学医学部附属病院 放射線部

【背景】CT-enteroclysis 検査(以下、CTe)は小腸内を腸管洗浄剤で満たして行う検査で、通常の造影検査よりも小腸の内腔や壁の描出に優れる検査である。しかし、小腸内を腸管洗浄剤で充満させて検査を行うため、被検者の体厚が増加し、それに伴い X 線吸収が増加すると考えられる。そのため、CT-AEC 機構を使用した場合、画質を一定に保つために X 線の出力が増加することにより、被曝線量が増加することが懸念された。

【目的】当院で施行した CTe のうち腹部骨盤部単純 CT 検査(以下、CT-routine: CTr)が施行されている患者について、それぞれの検査における CT-AEC の出力値(Effective mAs: eff. mAs)および標準偏差(Standard Deviation: SD)について比較した。

【方法】CT 装置は SOMATOM Definition と SOMATOM Sensation 64(どちらも SIEMENS 社)を用いた。位置決め画像は正面像のみとし、両検査とも CT-AEC の ref. mAs を 250 mAs に設定し、撮像した。また、本実験における臨床データの使用については山口大学倫理委員会の承認を得た。

eff. mAs は、CTe、CTr とともにスライス範囲を一定(腹腔動脈分岐部レベルから臍レベル)とし、範囲内の全スライスにおける平均 mAs をピッチファクタで除して算出した。

SD は、関心領域を左右の腸腰筋(15×15pixel)と腹腔動脈分岐部レベルの腹部大動脈(10×10pixel)に設定し、CTe、CTr それぞれの関心領域内の SD を比較した。

【結果】Fig.1 に各症例の CTe、CTr の eff. mAs を示す。全 21 症例中、CTe が高値を示した症例が 9 症例、残りの 12 症例については CTr が高値を示した。また、CTe と CTr の eff. mAs には統計学的に有意差が認められなかった($P = 0.59$)。

SD については、腹部大動脈、腸腰筋それぞれ CTr と比較して CTe が高値を示し、腸腰筋では統計学的に有意差が認められた($P = 0.02$)。しかし、腹部大動脈ではばらつきが大きく、統計学的有意差は認められなかった($P = 0.12$)。

【考察】今回の検討では、eff. mAs に有意差が認められなかった。これは、CTe の小腸充満による被写体厚

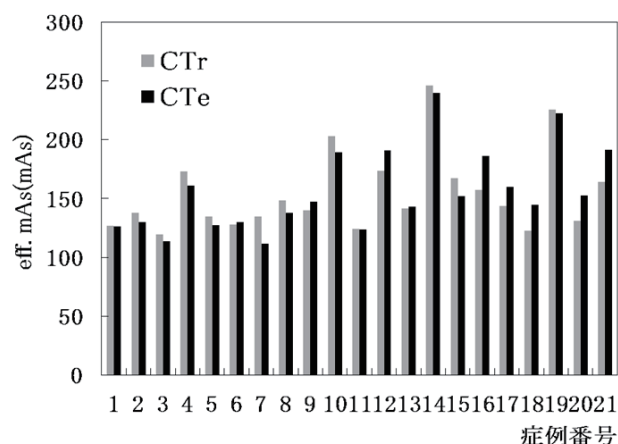


Fig.1 各症例の CTe と CTr の eff. mAs

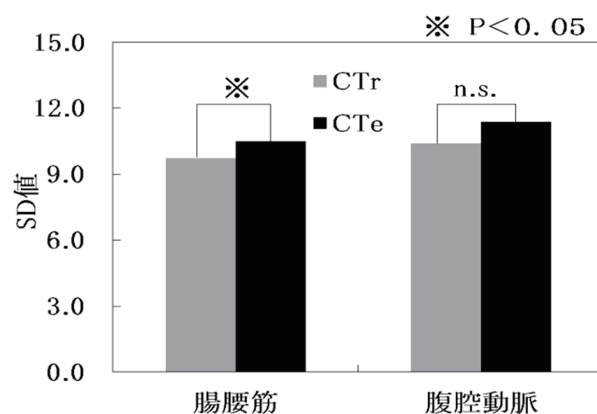


Fig.2 SD の解析結果

の変化が主に腹背方向へ現れるため(平均腹厚差: 腹背方向 = 14.9 mm。左右方向 = 0.5 mm)、正面像のみの位置決め画像では被写体厚の変化を捉えることが出来なかったためと考える。そのため、CTe における SD の増加は、X 線量が不足したことに関与していると考えられる。また、CTe と比較して CTr の eff. mAs が高い症例については、今回は後ろ向き研究のため、寝台の高さや体格の変動など CT-AEC に影響を与える因子を統一出来なかったため、それらの影響を受けている可能性があり、今後さらなる検討が必要である。

【結語】CTe と CTr の出力値(eff. mAs)に有意差は認められなかった。同じ設定の CT-AEC 制御下では CTe と CTr で得られる画質は異なる可能性が示唆された。

腱の描出を目的とした手関節 CT 撮影条件の基礎的検討 (AEC の使用を考慮して)

○西川 大輔¹⁾、國司 英男¹⁾、國司 正子¹⁾、大平 知之¹⁾、斎藤 右司¹⁾、中村 洋²⁾、宮崎 浩美²⁾、岸本 光平²⁾

1) 済生会山口総合病院 放射線部、2) 同 放射線科

【目的及び背景】近年、手関節 CT 撮影では低線量・低電圧撮影などの撮影条件の検討が行なわれている。当院では従来、管電圧、回転速度、ヘリカルピッチを一定(120kV, 0.5sec, HP41: PF0.641)で管電流(100mA～300mA)を個人によって変化させて撮影してきた。今回手関節の腱の描出を目的とし、画質の統一化と向上をはかるために、AEC の使用を考慮して撮影条件の検討を行なったので報告する。

【使用機器】

Aquilion64列 CT (東芝)

Virtual Place 雷神 plus i (AZE)

X線ファントム JIS Z 4915-1973

【検討項目】模擬ファントムを作成し以下の項目に対して検討を行なう。また、評価は VR、MPR 画像を視覚的に行なった。

1. AEC 使用時の条件設定

- 管電圧(80kV, 100kV, 120kV)
- 関数(BHC+, BHC-)
- SD

a), b) は腱と組織の CT 値を測定し、c) は SD を測定する。

2. ポジショニング別の AEC 設定

- 挙上位(0°, 45°, 90°)
- 下垂位(0°, 45°, 90°, 体幹部横)

【結果】

1. AEC 使用時の条件設定

- 低電圧(80kV)を利用する事で腱と組織の CT 値差が大きくなり腱の描出能が向上した。(Fig.1)
- BHC+ では BHC- に比べて CT 値は低下したが腱と組織の CT 値差は大きくなったため BHC+ で良好な腱の描出が出来た (Fig.2)
- SD6.0 以下ではノイズ成分が画像に影響されなかったため SD は 6.0 とした。

2. ポジショニング別の AEC 設定

AEC (80kV, BHC+, SD6.0) を使用

- 0°, 45° では腱の描出が可能であったが 90° ではノイズ成分が多く腱の描出が不可能であった。(Fig.3)
- 全てのポジショニングでノイズ成分が多く腱の描出が不可能であったが、管電圧を 100kV にすることで 0°, 45° では腱の描出が可能であった。

【考察】手関節撮影では挙上位でガントリに対して 0°, 45° でポジショニングすればノイズは含まれるが AEC (80kV, BHC+, SD6.0) を使用して腱の描出が可能であった。また、今回の実験では挙上位が出来ない場合は腹部の上に 0°, 45° でポジショニングし、100kV の SD6 であれば腱の描出は可能であったが、息止めや腹部が動かないような工夫が必要と考えられる。

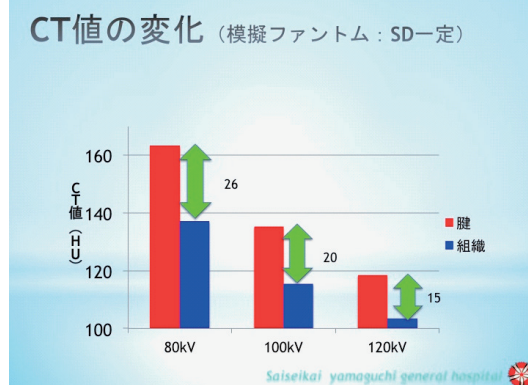


Fig.1

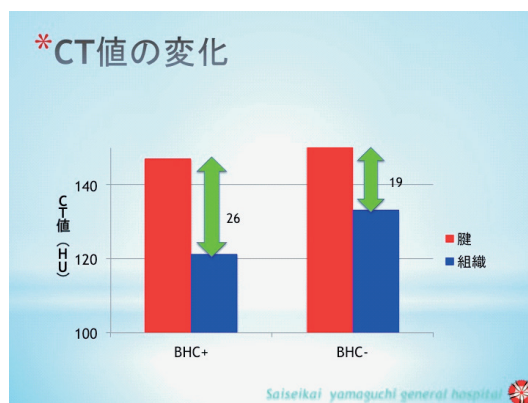


Fig.2

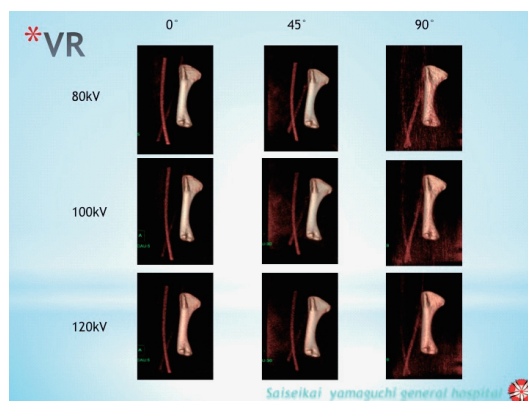


Fig.3

コンソールに表示されるDLPを用いた オーバーレンジの簡易推定法の検討

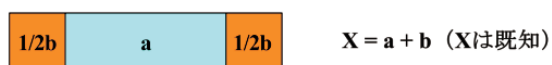
○佐伯 悠介、佐内 弘恭、池長 弘幸、村 正勝、亀山 賢一郎、柳元 真一
川崎医科大学附属病院 中央放射線部

【目的】オーバーレンジに関する先行研究において、オペレーターコンソール(コンソール)に表示される線量指標値を基に推定したオーバーレンジは、線量計を用いた方法よりも誤差が大きくなることが述べられている¹⁾。しかし、実際にコンソールに表示される線量指標値を基に算出したオーバーレンジの誤差に関する報告はない。

今回我々は、線量計を用いて求めたオーバーレンジとコンソールに表示される線量指標値である dose length product (DLP) を基に推定したものを比較し、評価することを目的とした。

【方法】オーバーレンジを求めるため、線量計(RAMTEC-1500B、東洋メディック)に装着したCT用指頭電離箱を、X線管球回転面に直交するようアイソセンタに配置し、2種類の撮影距離(100 mm、200 mm)において、撮影条件ごとに照射線量を5回測定した。その際、コンソールに表示されるDLPの記録も行った。オーバーレンジの算出は、管電流値が一定であれば、積算照射線量、DLPともに撮影距離に比例し、オーバーレンジは撮影距離に依存しないことを利用している(Fig.1)。そして、実測した積算照射線量から算出したオーバーレンジを実測値、コンソールに表示されるDLPから算出したものを推定値として、実測値に対する推定値の誤差を求めて評価を行った。

①スキャン範囲 A (mm)、照射線量 X (μC/kg) の場合



②スキャン範囲 2A (mm)、照射線量 Y (μC/kg) の場合



$$b = X - a$$

a: スキャン範囲 A (mm) の照射線量

b: オーバーレンジ B (mm) の照射線量

* 推定値の場合は、照射線量の代わりにDLPを用いる。

Fig.1 オーバーレンジ計算方法

検討には、Aquillion 64(東芝メディカルシステムズ)、Lightspeed Ultra16(GEヘルスケア)の2種類のCT装置を使用した。撮影条件は、ピッチファクタ(PF)もしくはビーム幅(BW)のみを変化させ、その他の条件は一定とした。検討に使用したPFは、Aquillion 64では0.625、0.844、1.50(このときBWは32 mm)、Light-

speed Ultra16は0.563、0.938、1.75(このときBWは20 mm)である。同様に、BWは、Aquillion 64では8、16、32 mm(このときPFは0.844)、Lightspeed Ultra16は10、20 mm(このときPFは0.938)とした。

【結果】Lightspeed Ultra16における実測値に対する推定値の誤差は、PF変更時では-0.65~0.52%、BW変更時は-0.66~0.11%であり、全て1%未満であった。一方、Aquillion 64の推定値の誤差は、PF変更時で5.61~11.29%、BW変更時は10.68~11.29%であり、全ての撮影条件で過小評価となった(Fig.2-A, B)。

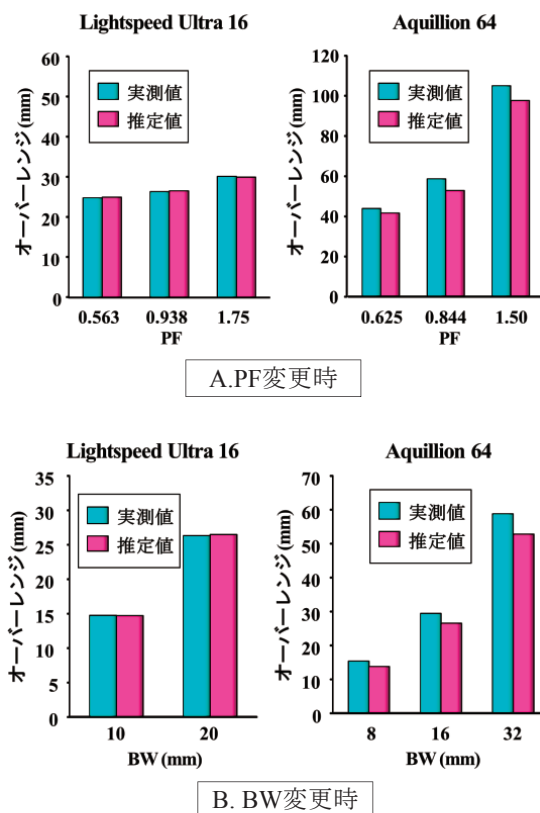


Fig.2 オーバーレンジの実測値と推定値の関係

【結論】DLPの値を用いた推定法は、CT装置によって線量計を用いた値との誤差が異なり、最大で11.3%の誤差を認めた。しかし、特殊な線量計を必要とせず、簡便にオーバーレンジを算出できる方法である。

【参考文献】

- 1) Schilham A et al. Overranging at multisection CT: an underestimated source of excess radiation exposure. Radiographics 2010; 30: 1057-1067

○北 昌宜、大原 一志、橋本 知都、小松 昭夫

島根大学医学部附属病院

【背景】被曝低減ソフト HandCARE は設定方向の $\pm 50^\circ$ の管球位置から X 線を発生させずに CT 透視が行える SHIMENS 社製 CT のアプリケーションで、10・12・2時の3方向のいずれかを設定し、術者の手の被曝を低減するものである。

【目的】HandCARE により術者の手のみでなく、躯幹部の被曝がどの程度低減できるか評価する。

【方法】下記の測定箇所を、HandCARE OFF と 10・12・2時の3方向それぞれについて水等価円柱ファントムを CT 透視し、そのときの散乱線を電離箱サーバイメータで測定した。なお、測定時間は20秒とし各3回ずつ測定した。

測定1として術者の手の被曝の比較を行うため、アイソセンターより手間10 cmの位置でファントム表面から10 cmの円周に沿って上半分 180° の 30° 間隔 (Fig.1)。測定2として術者の躯幹部被曝の比較を行うため、高さ114 cmでアイソセンターから手前方向に50・70・100・130 cm、奥方向に70・100・130 cm、またアイソセンターから左右それぞれ40・70・100・130 cmの点で示した箇所 (Fig.2)。なお赤点で示した箇所付近を CT 透視を行う際の医師の基本立ち位置とする。

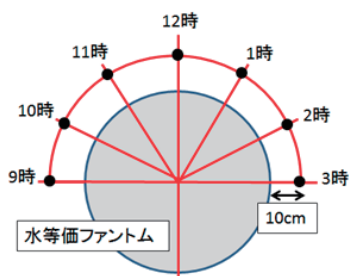


Fig.1 測定1 測定箇所

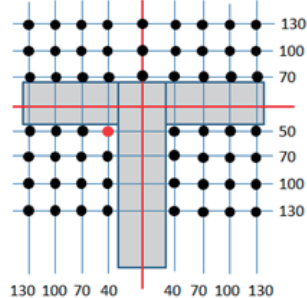


Fig.2 測定2 測定箇所

【結果】HandCARE OFF のときの線量率を1として正規化した測定1の散乱線分布図を示す (Fig.3)。

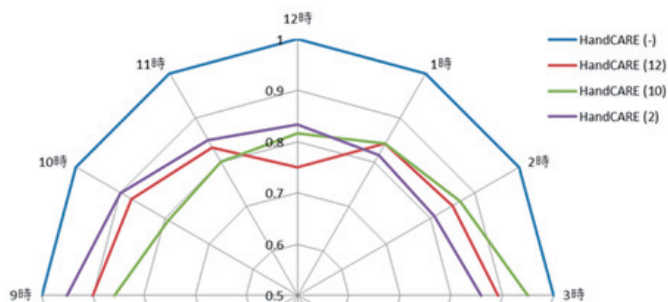


Fig.3 測定1 結果

HandCARE を ON にすることで OFF のときと比べ、いずれの設定角度でも散乱線が減少し、さらに HandCARE を設定した方向の散乱線が最も減少していた。10時方向についてみると、HandCARE OFF に比べ10時方向に設定することで20.8%散乱線が減少した。また、12時方向に近づくにつれ、HandCARE を12時に設定するとよいこともわかる。次に、測定2の各 HandCARE 設定における散乱線分布結果を示す (Fig.4)。

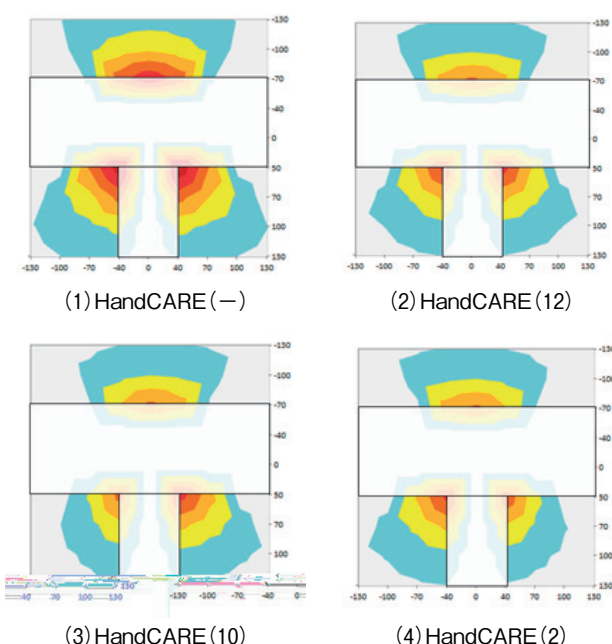


Fig.4 ガントリ周囲の散乱線分布

HandCARE OFF と HandCARE を12時に設定した時はほぼ左右対称の散乱線分布になるが、HandCARE を ON にすることで全体的に散乱線が減少することが分かった。また、HandCARE を10時・2時に設定した時は、設定した側の散乱線が減少した。術者基本立ち位置では HandCARE OFF と比べ10時方向に設定することで32.7%散乱線が減少した。

【考察】CT 透視下での手技中、手の直接線による被曝の可能性が高いため HandCARE は穿刺部位や方向により設定方向を変えるのが基本だが、術者立ち位置も考慮することで躯幹部の被曝低減にも有用である。

【結語】CT 透視時に HandCARE を用いると、手および躯幹部の散乱線被曝はそれぞれ最大20.8%、32.7%低減できた。以上の結果から、HandCARE を適宜設定することで術者被曝のさらなる低減が可能であることが確認できた。