

冠動脈CTA検査における 最適線量設定方法の検討

Examination of the Optimal Setting for the Radiation Dose Amount in Coronary CTA

柴田 英輝 Hideki Shibata
小寺 直人 Naoto Kotera
渡辺 清光 Kiyomitsu Watanabe

鷹羽 正悟 Shogo Takaba
深田 真司 Shinji Fukada

愛知県厚生農業協同組合連合会 豊田厚生病院 診療協同部 放射線技術科

近年、MDCTは目まぐるしく進歩し、多列化や高速回転が可能になったことにより心臓などの動いている臓器に関してもCT検査で評価できるようになってきた。近年のCT装置では、撮影時に過剰な被ばくを患者に与えないためにCT-AEC(Auto Exposure Control)による管電流制御が行えるようになっている。しかし、再構成が複雑な冠動脈CTA検査にはCT-AECを使用することができないため、管電流値の決定には苦慮するところである。そこで、当院では、X線量とSD(Standard Deviation)の関係式 $SD \propto 1/mAs^{1/2}$ の関係を用いて管電流の決定を行い、撮影線量の最適化を行うべく、今回その方法について検討したので報告する。

Due to the rapid improvement of the technology of MDCT system over the past decade and as it now enables the increase of slices and speed of rotation, diagnosis and evaluation of moving organs such as a heart by CT examination have become possible. In order to minimize the extra amount of radiation dose to a patient in CT scan, CT-AEC (Auto Exposure Control) is equipped to control the tube current (mA). However, it is not possible to use CT-AEC for a Coronary CTA due to the complexity of its post reconstruction, and therefore we have difficulty to determine the value of tube current. For this reason, we optimize the radiation dose amount by using the relational expression ($SD \propto 1/mAs^{1/2}$) between the radiation dose amount and SD (Standard deviation).

Following is the report on the examination of methodology.

Key Words: Coronary CTA, CT-AEC, SD, CT Scan, Radiation Dose

1. はじめに

当院(図1)は、平成20年に豊田厚生病院として豊田市浄水町に新築移転した。救命救急センターを備えた急性期病院であり、国のがん診療連携拠点病院に指定されたがん診療の基幹病院である。病床数は606床で多くの診療科(39科)を有し、さまざまな疾患に対応した高度な診療を行っている。

2012年10月にSCENARIA^{*1}を2台導入し、64列CT3台で日々の検査を行っている。現在、診療放射線技師32名が在籍し、内10名(図2)のローテーションでCT室の検査に携わっており、マニュアル整備により誰でも撮影ができるよう職場環境にも工夫を凝らしている。CT検査数は、月平均2,700件ほど行っており、そのうち30%ほどが造影検査である。冠動



図1：当院外観

脈CTA検査においては月平均70件ほど行っており、冠動脈のルーチン検査、術前検査、冠動脈バイパス術後、アブレーション前の支援画像としてPVの描出など多岐にわたって撮影している¹⁾。撮影後の画像処理はすべて診療放射線技師が行っており、VR、Curved MPR、Stretch Viewを作成し、狭窄がある場合は、short Axialを追加で作成している。



図2：SCENARIOとCT担当メンバー(筆者は右から2番目)

2. 目的

冠動脈CTA検査を行う際、再構成の複雑さからAECによる管電流制御が行えない。そのため、各患者に対してどの程度管電流を設定していいかわからないのが現状である。そこで、X線量とSDの関係式²⁾

$$SD \propto 1 / \text{mAs}^{1/2} \quad \dots(1)$$

を用いて単純画像から造影時の管電流値を予測し、冠動脈CTA検査におけるX線量の最適化について検討する。

3. 使用機器

使用機器は次のとおりである。

CT装置：日立メディコ製64列CT「SCENARIO」

Work station：FUJIFILM SYNAPSE^{®2} VINCENT^{®3} Ver.3.3

インジェクター：根本杏林堂 DUAL SHOT^{®4} GX7

心電計：IVY Cardiac Trigger Monitor 3000

造影剤：イオパミドール370製剤

(イオパミロン^{®5}370シリンジ)

4. 方法

4.1 最適管電流の計算方法

最適管電流の計算方法について(1)式より、以下の(2)式を得た。

$$\begin{aligned} & \text{最適管電流値} \\ & = \text{基準管電流値} \times \\ & (\text{画像SD測定値(A)} / \text{画像SD目標値(B)})^2 \quad \dots(2) \end{aligned}$$

冠動脈CTA検査時に得られる画像SD値を画像SD目標値(B)とし、単純画像で得られる画像SD値を画像SD測定値(A)とした。単純画像の撮影条件は、120kV 100mA 0.35 s/r固定とした。単純撮影の管電流値を100mAとした理由として、当院では、単純画像はCaスコアを出すだけである点や今までの経験から本スキャンで100mAを下回る電流を選んだことがないためである。上記より、(2)式の基準管電流値を100mAとし、下記①～③の手順で冠動脈CTA検査における最適管電流を導くこととした。

①冠動脈CTA検査時の画像SD目標値(B)の検討

a. 模擬血管ファントムの作成

模擬血管ファントム(図3)を作成し、冠動脈CTA検査の臨床画像において目標とするSD値を決定するため、視覚評価を行うこととした。自作模擬血管ファントムは、厚さ15cmのプラスチック製容器に蒸留水を入れ、そこに造影剤を封入した内径0.7mm、0.8mm、1.0mm、2.7mmのポリ塩化ビニル製チューブを設置した。造影剤は、300～400HUとなるように調整した。

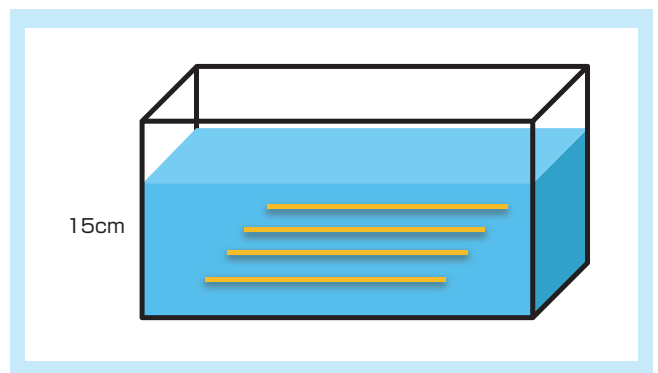


図3：模擬血管ファントム

b. 模擬血管ファントムの撮影

模擬心電波形をHR60でCT装置に読み込ませ、撮影条件を120kV 0.35s/rで固定し、SD15、SD25、SD30、SD40、SD45となるようにmAsを調節して撮影した。

c. 模擬血管ファントムの視覚評価

放射線技師4名のスコアリングによる画像評価を行った。

②単純画像にて画像SD測定値(A)を求める際のROIサイズの検討

単純画像のSD値は左房の最大径のスライスレベルとし、計測ROIサイズによるSD値への影響を検討した。

測定位置：アキシャル画像上で左房の面積が最大となるスライス位置

ROIサイズ：1mm×1mm～10mm×10mm(1mm×1mm間隔)

③最適管電流設定表の作成

単純画像にて画像SD測定値(A)測定後に簡便に最適管電流を把握できるように設定表を作成した。

4.2 最適管電流の臨床適用と評価

4.1で得られた予測式を用いて、実際の冠動脈CTA検査を行い、その画質について妥当性を評価することとした。評価対象は、HR70以下の比較的安定している臨床データを用い無作為に選んだ。撮影方法はレトロスペクティブでハーフ再構成を用いた。

評価方法

- i) 単純画像において左房内のSD値を測定する
- ii) 4.1③にて作成した表より最適管電流を求め、撮影する
- iii) 造影後の画像において左房内のSD値を測定する
- iv) 体重別に管電流や画像SDとの相関を求める

5. 結果および考察

5.1 模擬血管ファントムの視覚評価結果

模擬血管ファントムのAxial画像を図4に、模擬血管ファントムの視覚評価結果を表1に示す。視覚評価では、SD30まではすべての径においてチューブの形状を保っていたが、SD40では0.8mm以下の径で、さらにSD45ではすべての径においてチューブの形状が変化する結果となった。また、表1より、合格点をgoodの合計点12点以上とした。全径にて12点以上の結果となったのは、SD30以下であったが、ROIなどの測定誤差の影響を考慮し、今回はSD25を目標SDとした。

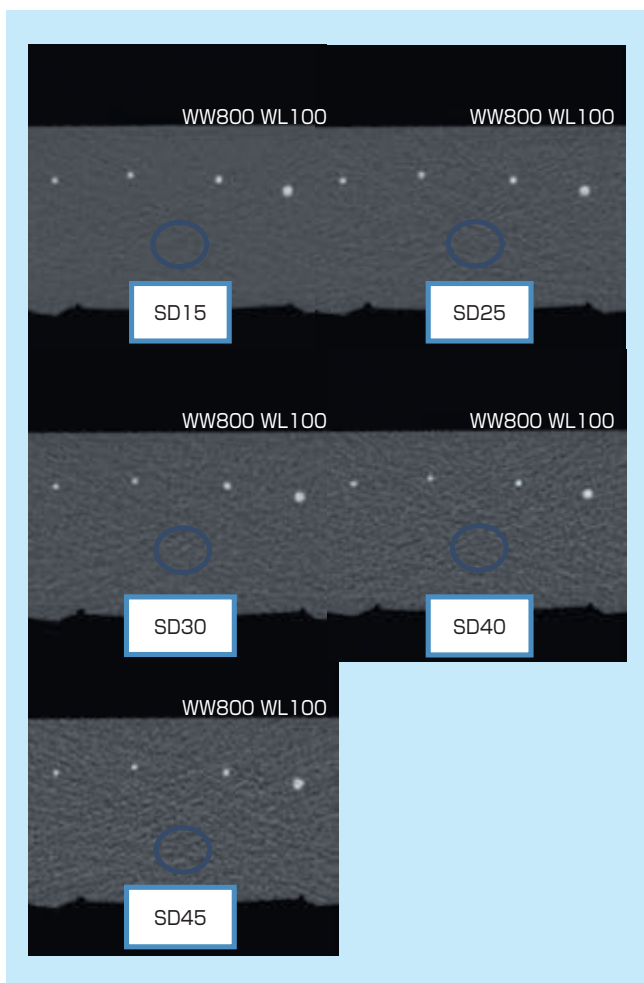


図4：模擬血管ファントム Axial画像

表1：模擬血管ファントムでの視覚評価結果

診療放射線技師4名の視覚評価

4点：Excellent 3点：Good 2点：Poor 1点：Severe

	2.5mm	1.0mm	0.8mm	0.7mm
SD15	16点	16点	16点	16点
SD25	16点	16点	16点	14点
SD30	13点	12点	12点	13点
SD40	10点	10点	7点	8点
SD45	7点	6点	7点	5点

5.2 画像SD測定時のROIサイズについて

単純画像上でSD値を測定する際、ROIサイズがSD値へ及ぼす影響を図5に示す。図5より、ROIサイズによる影響は3mm×3mm以上のサイズであれば変化が小さい結果が得られた。検査内での迅速な測定を考慮し、ROIサイズは固定とせず、比較的结果が安定するサイズ3mm×3mm以上であれば問題ないこととした。

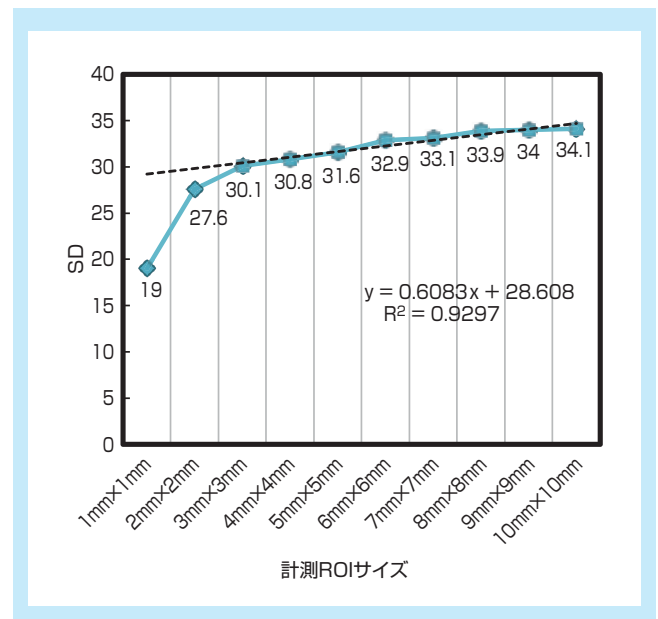


図5：計測ROIサイズのSD値への影響

5.3 最適管電流の臨床適用

臨床画像で得られた画像SD値と患者の体重との関係を図6、造影画像の設定電流値と患者の体重との関係を図7に示す(N=50)。

画像SD値の平均値は28.1をとり、目標SD値25に近い値をとった。また、各体重においても比較的SD値は保たれていた。しかし、中には視覚評価の許容値であるSD30を超える症例もあった。今回の模擬血管ファントムによる実験では固定管電流を使用したことからSD30とSD40の間の評価結果が明確に得られなかったため、SD30を超える臨床例については臨床画像上で画質的に問題ないことを追加で確認した。

設定電流値は平均値を401mAにとった。グラフの近似直

線からも分かるように、体重が増加するにつれてmA値は増加傾向にあり、比較的体重を考慮した設定電流を得ることができた。

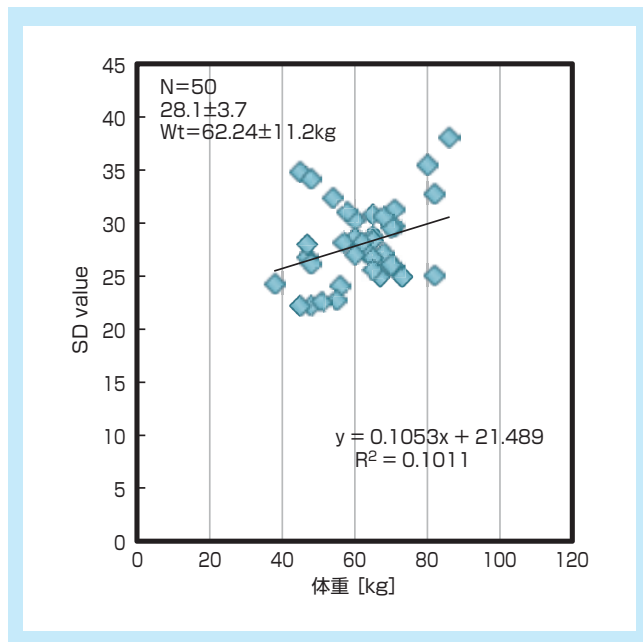


図6：体重に対する画像SD値の関係

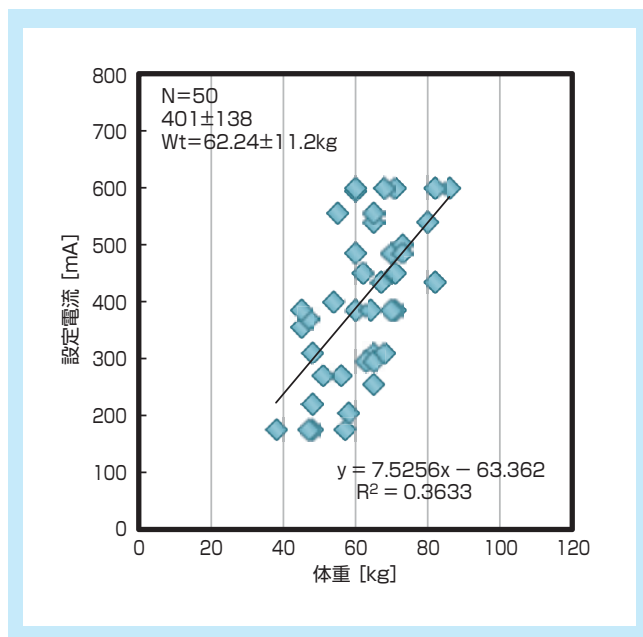


図7：体重に対する設定電流値の関係

6. まとめ

単純画像の左房の画像SD値を用いることで、造影検査において比較的体重を考慮した設定電流を導くことができ、今後の冠動脈CTA検査における線量の最適化が期待された。また、最適な画像SD値を当院ではSD25としたが、被ばくを考慮するあまり、模擬血管の視覚評価で許容された最大のSD値(今回の実験ではSD30)を目標SD値とすると、ばらつ

きにより過小評価された場合に血管の形状に変化が生じる可能性が出てくるため注意が必要である。

今回の検討で、ROIサイズによる影響や画像中心から測定位置までの距離の違いによる位置依存などの影響により測定SD値にばらつきが見られたことから非造影検査の撮影から造影検査の撮影の結果を精度良く導くのは難しい面も多いと感じた。しかし、結果からも分かるように撮影条件の目安を決定する点としては有用であると考えられた。

7. 今後の展望

今回の検討では、体重別で検討したため、今後は男女別や体型やBMIを用いての検討を予定している。また、今回の最適線量の決定方法を元に逐次近似応用型再構成フィルタであるIntelli IP^{※6} Advanced(IPA)を考慮した方法で検討しようと考えている。現状の設定電流値よりも低減することが期待でき、さらなる被ばく低減の期待が持てる。また、冠動脈CTA検査のような複雑な再構成が必要な検査においてもAECによる管電流制御ができるようになることで、精度良く患者の体型に合ったX線量の決定が可能になると考えられる。

※1 SCENARIO、※6 Intelli IPは株式会社日立メディコの登録商標です。
 ※2 SYNAPSE、※3 VINCENTは富士フイルム株式会社の登録商標です。

※4 DUAL SHOTは株式会社根本杏林堂の登録商標です。

※5 イオパミロンはブラッコ・ソシエタ・ベル・アチオニの登録商標です。

参考文献

- 1) 山口隆義, ほか: 超実践マニュアル 心臓CT, 医療科学社, 2012.
- 2) 廣川浩一, ほか: CT撮影線量最適化技術の開発. MEDIX, 44: 35-39, 2006.