

○池長 弘幸、村 正勝、亀山 健一郎、森分 良、柳元 真一  
川崎医科大学附属病院 中央放射線部

【背景】頭部3D-CTAにおいて画像ノイズを低く設定するために高電流値の固定撮影(固定法)が広く用いられているが、被験者の体格差等により、患者間の画像ノイズのばらつきや被ばく線量の過剰が懸念されていた。これらを解消するため良好な画質を保ち、個々の患者に合わせた適正な条件での撮影に有用であるCT-AEC(Auto Exposure Control)を用いた撮影(AEC法)が報告されている。当院でのファントムによるAEC法の検討では、CT-AECの画像ノイズ設定値をSD:12(画像スライス厚:0.5mm)とすることで従来の固定法と同等の血管描出能を保ちつつ約30%の被ばく線量低減を確認した。(CSFRT 2011)

【目的】今回、AEC法の臨床的有用性について3D-CTA画像での血管描出能と被ばく線量について、AEC法と固定法の両法間30症例ずつで比較、検討したので報告する。

【対象】2010年7月から2011年6月の期間に頭部3D-CTA検査を施行した精査および未破裂動脈瘤の患者さんを対象に検討を行った。詳細をTable.1に示す。

	固定法	AEC法
対象症例	精査、未破裂動脈瘤	
症例数	30例	30例
撮影期間	2010年7~12月	2011年1~6月
年齢	64歳(40~87歳)	61歳(37~80歳)
性別	男性 12例 女性 18例	男性 13例 女性 17例
体重	53.1kg(33.3~70.8kg)	58.8kg(43.3~98.0kg)

Table.1

【方法】血管描出能の検討は、MDCT装置 Aquilion64(東芝)、造影剤自動注入器デュアルショットGX(根元杏林堂)を使用して取得した頭部CT画像をワークステーション(Virtual Place Raijin Plus:AZE)に転送して同一のオパシテカーブにてVolume Rendering(VR)法で3D画像を作成後、上小脳動脈(superior cerebellar artery:SCA)、前下小脳動脈(anterior inferior cerebellar artery:AICA)、後下小脳動脈(posterior inferior cerebellar artery:PICA)の3血管に対してCT室の診療放射線技師2名(経験年数16年:A、8年:B)で視覚評価を行い評価結果に対して $\chi^2$ 検定(有意水準:5%)を用いて両法間の血管描出能を比較した。撮影条件および造影剤注入条件をTable.2に示す。被ばく線量の検討は、AEC法の症例において、固定法との比較をコンソール上に表示されるDose Length

管電圧	120kV
管球回転時間	0.75sec / rot
撮影スライス厚	0.5mm X 64
ピッチファクタ	0.641
管電流	300mA(固定法) AEC SD:12(AEC法)
造影剤注入条件	イオパドール、イオプロミド(370mg) 24mg/kg/sec(15秒注入) 生理食塩水後押し(30ml)
撮影タイミング	ポーラストラッキング法(ROI:総動脈)

Table.2

Product(DLP)値を用いて行った。

【結果および考察】

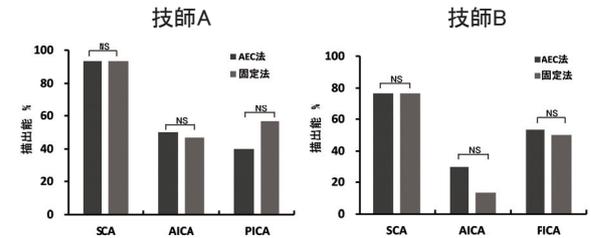


Fig.1 技師2名のAEC法と固定法の血管描出能

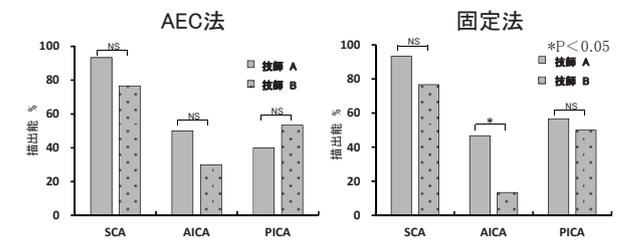


Fig.2 AEC法と固定法における技師2名の血管描出能

Fig.1に技師2名でのAEC法と固定法の血管描出能の結果を示す。技師2名共に、上小脳動脈に比べて前下小脳動脈および後下小脳動脈の血管描出能は、若干劣ってはいるが3血管全てにおいてAEC法と固定法の血管描出能に有意差は認めなかった。Fig.2にAEC法と固定法における技師2名の血管描出能の結果を示す。AEC法では3血管全てで有意差を認めなかったが、固定法では前下小脳動脈のみで有意差を認めた。これは、前下小脳動脈が他の2血管に比べてひと際、細い血管となるために固定法では患者の体格差によるノイズのばらつきが、血管描出能に影響を及ぼしたと思われる。

Fig.3にAEC法と固定法の被ばく線量の比較結果を示す。被ばく線量は、AEC法では、固定法に対して平均54%の低減となった。

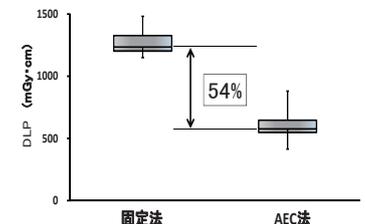


Fig.3 被ばく線量の比較

【結語】頭部3D-CTAにおけるCT-AECを用いたAEC法は、臨床的有用性は高いと考えた。

【参考文献】

浜口 直子 頭部3D-CTAにおけるCT-AECの検討 —撮影線量の適正化と血管描出能について— 日本放射線技術学会誌 2010; 66(4): 313-321.

○藤田 善彦、光岡 由企夫、松田 哲典、藤田 卓史、湯浅 正憲、木原 翔、古曾 達也  
津山中央病院

【背景】当院では Bolus Tracking 法 (BT 法) で頭部 CTA の撮影を行っている。この方法で、内頸動脈に造影剤が到達した時点トリガーとしているが、装置の制約上、撮影開始まで約8秒のタイムラグがかかる。そのため、静脈も同時に描出されてしまい、診断や3D作成の妨げになる可能性がある。

【目的】心臓CTAで開発された Test Bolus Tracking 法 (TBT 法) を頭部CTAに応用し、目標CT値である300HUを維持したまま、いかに静脈の描出を抑えられるか検討を行った。

#### 【方法】

##### 1. TBT の設定および撮影開始時間の最適化

造影剤はイオパミロン300を使用し、本注入の注入時間は16秒とした。Smart Prep のROIは、第4頸椎レベルの総頸動脈とし、撮影開始タイミングは、ROI内のテスト注入のピーク値を確認後、スタートとした。

造影剤のテスト注入、生食の後押しを行い、数秒のインターバルをおいてから造影剤の本注入、生食の後押しを行った。

Delay 時間の設定は、頭部パフュージョンCTの臨床データから得られた Time Density Curve を参考にして行い、13秒と15秒のDelay時間で検討を行った。

##### 2. 各造影方法による造影効果の比較

BT 法と TBT 法それぞれの動脈と静脈のCT値の測定を行った。動脈は両側内頸動脈、両側中大脳動脈、両側前大脳動脈、脳底動脈の各血管内にROIを置き、CT値の測定を行った。静脈は、上矢状静脈洞、S状静脈洞の各血管内にROIを置き、CT値の測定を行った。

【結果】TBT 法では動脈のCT値はBT 法に比べ減少した。いくつかの症例では、300HUを下回るものもあったが、平均CT値では300HUを超える結果となった。

静脈のCT値はTBT 法では、BT 法に比べ有意に減少した。

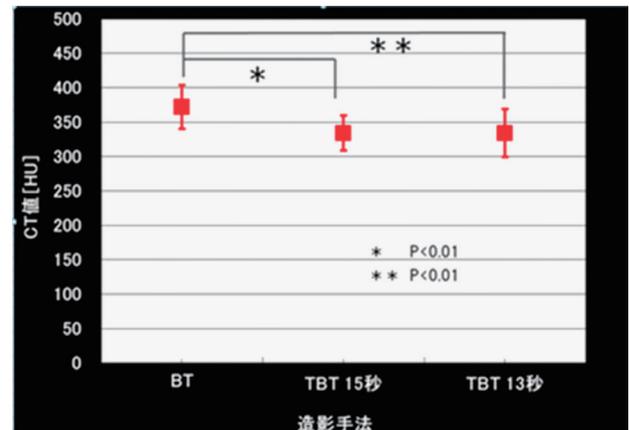


図1 脳動脈の造影効果

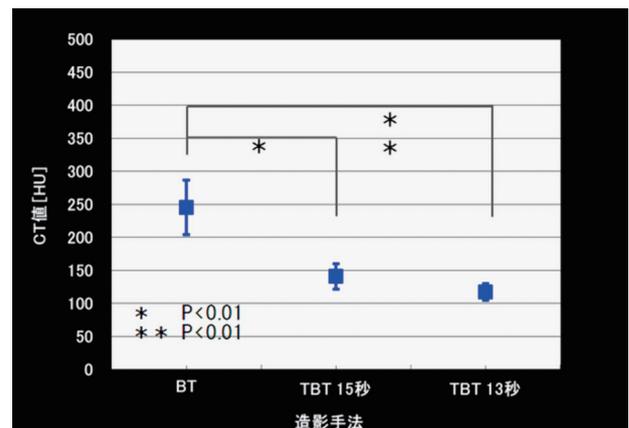


図2 脳静脈の造影効果

【考察】TBT 法では、動脈のCT値はBT 法に比べ減少した。しかし、ほとんどの症例で目標としているCT値の300HUには達しているの、十分な造影効果が得られた。静脈のCT値はBolus Tracking 法に比べ有意に減少させることができた。

delay 時間に関してはdelay13秒の場合、CT値300HUを下回る症例が目立った。また、delay13秒の方が造影効果のばらつきが大きかった。よってdelay15秒が適当であると考えられる。ただし、目標CT値を下回る症例も少なからずあったため、注入時間を短くするなどしてCT値を上げる方法を検討していきたい。

## 下肢 CT Angiography における被ばく低減の試み —CNR 一定法による被ばく低減効果について—

○稲田 智、舛田 隆則、丸山 尚也、楠 貴宏、奥 貴行、山下 由香利、横田 瑞穂、今田 直幸  
医療法人あかね会土谷総合病院 診療技術部放射線室

**【背景・目的】** 下肢 CTA において下腿動脈は腹部動脈、大腿動脈と比較して血管径が小さく、CT 値が低下する傾向にある。従って下腿部における画像ノイズは腹部、大腿部領域より低くする必要がある。しかし、CT 用自動露出機構（以下、CT-AEC）は1スキャン内において部位別に Noise Index (NI) を設定することができないため、下腿部に合わせた NI 設定では腹部、大腿部では線量過多となる可能性がある。我々は各部位で CNR が等しくなる NI 及び下限管電流値の設定（以下、CNR 一定法）が可能であるか基礎実験を行い、被ばく低減に有用であるか検討したので報告する。

### 【使用機器】

- Light speed VCT (GE 社製、64列 MDCT)
- Advantage windows 4.4 (GE 社製、画像処理装置)
- 模擬血管ファントム (内径 8 mm ~ 2.5 mm)
- 撮影用ファントム PBU-10 (京都科学社製)

**【撮影条件】** ビーム幅 40 mm、管電圧 100 kV、ヘリカルピッチ 0.516、ローテーションタイム 0.5 rot/s、SFOV 50 cm、スライス厚 1.25 mm、スライス間隔 1.25 mm、再構成関数は腹部標準関数である standard を使用した。管電流は CT-AEC を使用した。

**【方法】** 本検討において、CNR は以下の式から算出した。

$$\text{CNR} = \frac{\text{CT}_A - \text{CT}_{\text{B.G}}}{\text{SD}_{\text{B.G}}} \dots\dots \textcircled{1}$$

CT<sub>A</sub> : 血管 CT 値、CT<sub>B.G</sub> : バックグラウンド(筋肉) CT 値  
SD<sub>B.G</sub> : バックグラウンド(筋肉) SD 値

(1) 模擬血管に Φ 8 mm、Φ 6 mm、Φ 4 mm、Φ 2.5 mm の希釈造影剤 (200 ~ 400 HU) を封入して撮影し、CT 値を測定した。

(2) NI10 ~ 22 で撮影用ファントムを撮影し、各スライスにおける SD 値及び管電流値を調べた。

(3) 撮影用ファントムを従来法 (NI14、下限管電流値の設定なし) 及び CNR 一定法 (NI18、下限管電流値の設定あり) で撮影し、各スライスにおける SD 値を測定した。CNR 一定法における設定 NI は方法 (1)、(2) の結果及び ① 式から、

下腿動脈 CT 値 = 腹部・大腿動脈 CT 値 × 0.8、  
バックグラウンド(筋肉) CT 値 = 50 HU、下腿部 SD 値は 14 として計算した。また、下限管電流値は設定 NI14 とした時の、下腿における表示管電流値から決定した。

(4) CNR 一定法で撮影した下肢 CTA 20 例について、各部位の CNR を測定した。また、従来法と CNR 一定法の DLP [mGy・cm] を、スキャンプロトコル作成時の表示値で比較した。

### 【結果】

(1) Φ 8 mm ~ Φ 4 mm では CT 値に差を認めなかったが Φ 2.5 mm では約 20% 低かった。

(2) 各部位の SD 値は設定 NI で制御されていた。また、下腿部における管電流値は腹部・大腿部と比較して低く、変動も小さかった。

(3) CNR 一定法における下腿部の SD 値は、従来法と同様であった (図 1)。

(4) 臨床においても、下腿動脈 CT 値は腹部・大腿動脈 CT 値より約 20% 低かった。平均 CNR は腹部 15.0、大腿部 14.2、下腿部 14.5 であり、有意差は認めなかった。平均 DLP [mGy・cm] は従来法で 1355.1 mGy・cm、CNR 一定法で 958.2 mGy・cm となり、約 29% 減少した。

**【考察】** 各部位の血管 CT 値を考慮し、腹部・大腿部と下腿部に分けて画像 SD 値を制御するように CT-AEC を設定することで、各部位の CNR を揃えることが可能である。腹部・大腿部において血管 CT 値の変化は小さく、目標画像 SD 値に対して管電流の変動が大きいため、設定 NI により画像 SD 値を制御する必要がある。しかし、下腿部は管電流の変動が小さいため、下限管電流値の設定により、目標画像 SD 値を得ることが可能である。

CNR 一定法は、下腿の描出能を保ちつつ腹部・大腿部の線量を下げることが可能であり、被ばく低減に有用な手法である。

**【結語】** CNR 一定法は被ばく低減に有用である。

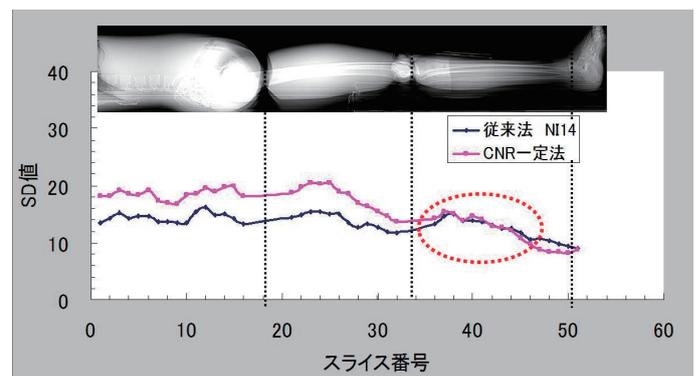


図1 従来法と CNR 一定法における各スライスのバックグラウンド SD 値