

# 頭部血管内手術におけるロードマップ画質改善の検討

(平成 25 年 11 月 28 日 受理)

安田光慶<sup>1,2)</sup> 先山耕史<sup>2)</sup> 吉川宏起<sup>1)</sup> 内山裕史<sup>2)</sup> 加藤京一<sup>2,3)</sup> 中澤靖夫<sup>3,4)</sup>

1) 駒澤大学医療健康科学研究科

2) 昭和大学藤が丘病院 放射線部

3) 昭和大学大学院保健医療学研究科

4) 昭和大学統括放射線技術部

血管撮影領域において、interventional radiology はデバイスの進歩と治療技術の向上により、診断から治療へと移行が見られ頭部血管領域においても、脳動脈瘤、動静脈奇形などの血管内手術の増加が見られている。

血管撮影装置を用いた脳動脈瘤に対するコイル塞栓術の血管内手術を行う際、画像支援であるロードマップ機能は必要不可欠である。ロードマップは直前に撮影した造影画像と透視画像を重ね合わせる機能で、カテーテルを安全に頭蓋内の目的血管（部位）に誘導したり、ワイヤー操作時、コイルをフレーミングしたりする際の道標となる。ロードマップは骨の情報はすべてサブトラクションされ、モニター上で動きのあるもののみが映像として描出されるため、動きのない頭部領域においては非常に有用である。またロードマップを用いることで無駄な撮影が減少し、造影剤の減少や被曝線量の低減の効果が期待できる<sup>1,2)</sup>。しかし様々な諸条件によりマッピングの血管描出が悪く、適切に画質を調節しないと本来明瞭に描出されていなければならない血管像も透視像も見えにくくなってしまい臨床に影響をおよぼす場合が見られる<sup>3)</sup>。そこで本研究では、ロードマップの画質に影響すると考えられる諸条件を変化させ、より良い画像が得られるか検討を行った。

## 1. 方法

### 1-1 使用機器および材料

Image intensifier 搭載型血管撮影装置：ACT-HS (GE 社製)

評価ファントム：縦 200mm, 横 200mm, 高さ 100mm 厚アクリル×2, 模擬血管

模擬血管：4.0/500, 3.0/1500, 2.0/1000 (内腔径 mm/長さ mm) 医療用延長チューブ (テルモ社製)

ヨード造影剤：イオパミロン 300 100ml (バイエル社製)

生理食塩水 1000ml (大塚製薬)

### 1-2 血管ファントムおよび測定ジオメトリ

模擬血管には、インジェクタにより生理食塩水を 1ml/sec で常に還流させた状態にし、三方活栓により並行してヨード造影剤 (300mgI) を注

入できるようにチューブを接続。チューブは造影剤注入側から 4.0mm, 3.0mm, 2.0mm と末梢に行くに従って径が細くなる様に接続した (Fig.1)。上記の模擬血管は、アクリルファントム上に螺旋状になるよう固定し、アクリルではさみこむように

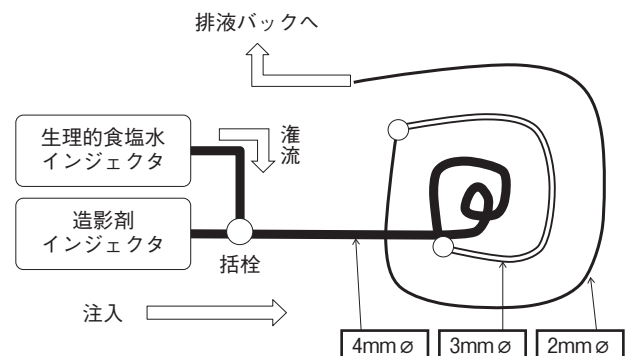


Fig.1 模擬血管モデル

した。

測定ジオメトリは、模擬血管がCアーム回転中心になるように寝台の高さを固定したのち、検出器カバー前面がファントム表面から100mmとなるようにした (Fig.2)。

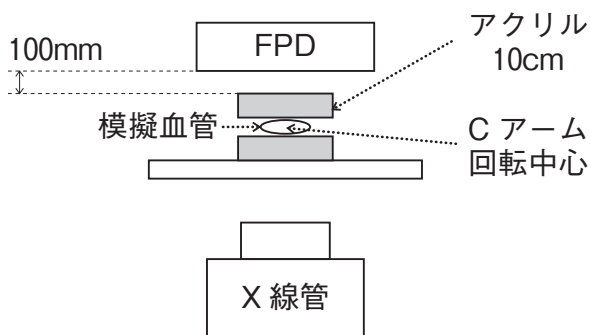


Fig.2 幾何学的配置

### 1-3-1 各諸条件における signal to noise ratio (SNR), contrast noise ratio (CNR) の測定

造影剤の注入速度, X線管電圧, ビームハードニングフィルタについて検討を行い, それらの検討をするために, 模擬血管下においてマッピング撮影を行い, 5秒間画像収集を行った。その画像をワークステーションに読み込み, SNR, CNRを測定した。各諸条件における条件設定は後述する。

SNR および CNR の測定は透視が安定した状態になったイメージを使用し, 模擬血管上とバックグラウンドにそれぞれ円形の region of interest (ROI) を置き,  $SNR = Ms / SD_b$  ( $Ms$ : 関心領域内信号強度の平均信号値  $SD_b$ : バックグラウンドの標準偏差),  $CNR = |Mb - Ms| / SD_b$  ( $Ms$ : 関心領域内信号強度の平均信号値  $Mb$ : バックグラウンドの平均信号値  $SD_b$ : バックグラウンドの標準偏差) を測定した。また測定点は模擬血管の近位部, 中位部, 遠位部それぞれ測定し, 近位部は造影剤注入口から 250mm, 中位は 1000mm, 遠位は 1500mm の位置で測定した。なお ROI は, それぞれ 3 ヶ所に置き, 得られた値を平均し用いた (Fig.3)。

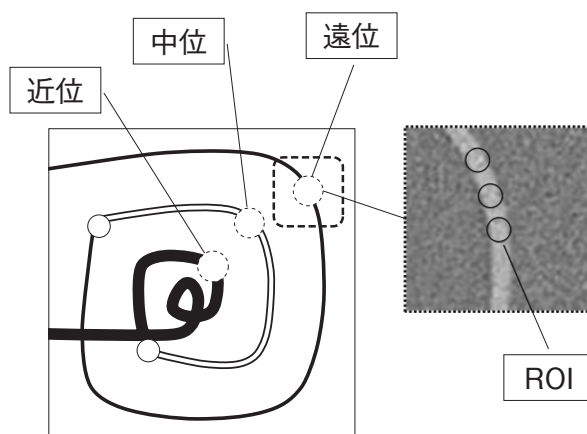


Fig.3 ROIの測定点

### 1-3-2 造影剤注入速度の検討

血管ファントムに対し, インジェクタを用いヨード造影剤 (300mgI) を注入量 10ml 一定で, 注入流速を 1.0, 2.0, 3.0, 5.0, 8.0, 10.0ml/sec と可変させ, それらの近位部, 中位部, 遠位部における画質変化の評価を行った。透視条件は通常臨床で用いられている管電圧 80kV 管電流 3.0mA で行い, 視野サイズは 300mm で撮像した。

### 1-3-3 X線管電圧の検討

方法 1-3-1 と同一ジオメトリの配置にて, インジェクタを用い注入する流速を造影剤注入速度 5.0ml/sec, 造影剤注入量を 10ml 一定とし, X線管電圧を 70kV, 80kV, 90kV, 110kV と変化させ, X線管電圧の変化による近位部, 中位部, 遠位部における画質変化の評価を行った。

### 1-3-4 ビームハードニングフィルタ有無の検討

方法 1-3-1 と同一ジオメトリの配置にて, 造影剤注入速度・注入量を 5.0ml/sec・10ml 一定にし, ビームハードニングフィルタの有無における評価を行った。ビームハードニングフィルタは 1mmAl + 0.2mmCu を使用した。

ビームハードニングフィルタは X線管の上に配置し, その時の透視条件は, ビームハードニングフィルタ有りで管電圧 72kV, 管電流 6.8mA で

あり、ビームハードニングフィルタ無しで管電圧70kV、管電流6.0mAであった。

**結果**

**2-1 造影剤注入速度の検討**

造影剤の注入速度を変化させた結果、近位部の測定点におけるSNRは5ml/secまで高くなりその後10ml/secまでほぼ変化はなかった。またCNRにおいても同様に5ml/secまで高くなりその後10ml/secまでほぼ変化はなかった。

中位部におけるSNRは1ml/secから10ml/secまで均等な上昇がみられた。

またCNRにおいても同様な傾向がみられた。遠位部におけるSNRは1ml/secから10ml/secまでほぼ変化はみられなかった。

しかしCNRは1ml/secから10ml/secまで若干高くなった。

近位部から中位部、遠位部にいくにつれてSNR, CNR共に減少がみられるが、注入速度が速いほど、SNR, CNRが高い傾向が見られた(Fig.4.5)。

視覚的にも造影剤注入速度が高い方が明瞭に模擬血管が描出されていた。実際の画像をFig.6に示す。

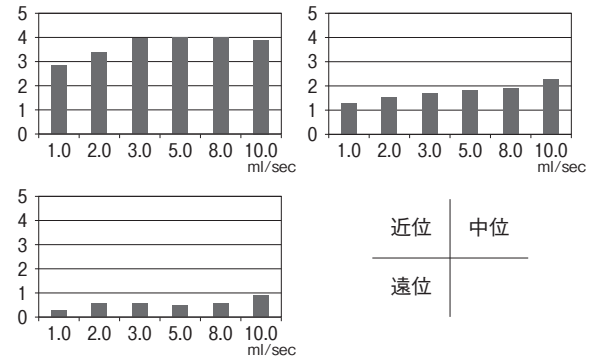


Fig.5 各注入速度による CNR 変化

注入量：10.0ml 一定

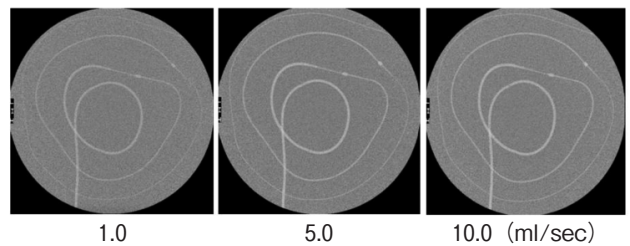


Fig.6 各注入速度による模擬血管描出の変化

**2-2 X線管電圧の検討**

X線管電圧が低いほど、近位部、中位部、遠位部ともにSNRの上昇が見られた。近位部においては、70kVと110kVでは70kVのほうが約20%の高かった。また中位部においては、70kVと110kVでは70kVのほうが約10%の高かった。またCNRでも同様にX線管電圧が低いほど、CNRの上昇がみられた。近位部においては、70kVと110kVでは70kVのほうが最大約60%高かった。また中位部においては、70kVと110kVでは70kVのほうが約40%の高かった。遠位部においてはデータにばらつきがみられたものの、70kVにおいて最も高い値を示した(Fig.7.8)。視覚的にも、特に遠位部の模擬血管で管電圧が低い方が描出に優れていた。実際の画像をFig.9に示す。

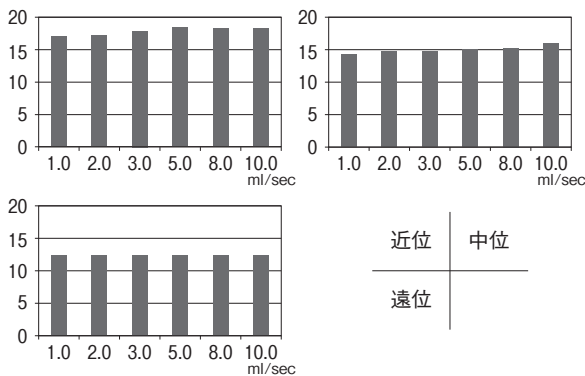


Fig.4 各注入速度による SNR 変化

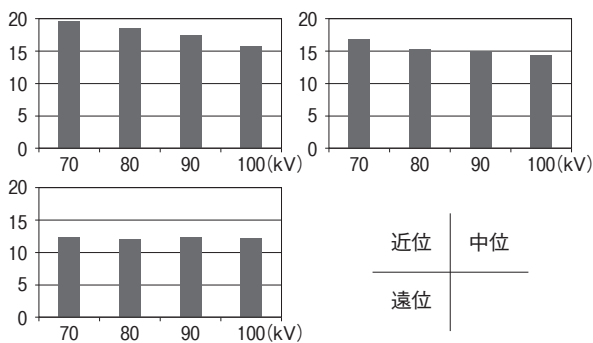


Fig.7 各管電圧による SNR 変化

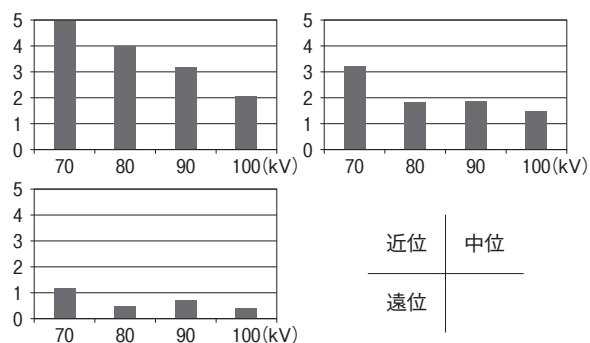


Fig.8 各管電圧による CNR 変化

造影剤注入速度：5ml/sec  
造影剤注入量：10.0ml

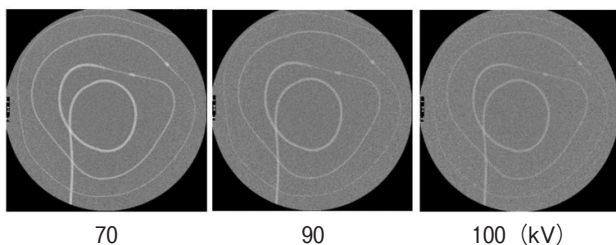


Fig.9 各管電圧による模擬血管描出の変化

### 2-3 ビームハードニングフィルタ有無の検討

ビームハードニングフィルタの有無については、近位部、中位部、遠位部ともに SNR・CNR とも変化はなかった (Fig.10,11)。

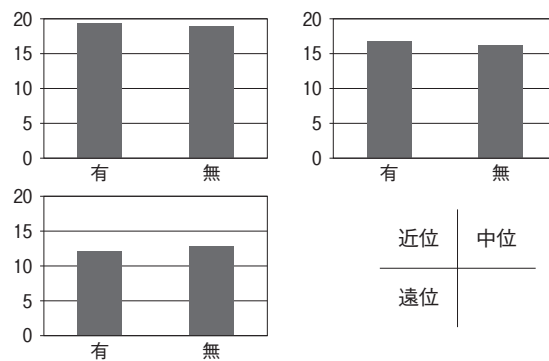


Fig.10 ビームハードニングフィルタ有無による SNR 変化

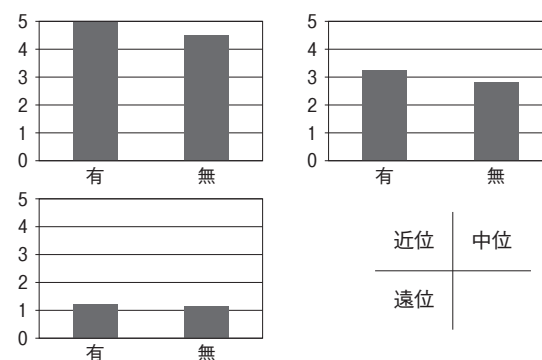


Fig.11 ビームハードニングフィルタ有無による CNR 変化

### 考察

臨床業務において、装置に与えられた最大のパフォーマンスを提供することは我々の使命である。血管撮影装置を用いて血管内手術を行う上で、ロードマッピングの重要性は先に述べたとおりであるが、設定条件によって提供できる画像の質はかなり異なってくる。本研究では、装置が持つロードマップ機能の能力を出来る限り引き出し、臨床に提供するために行った。

本研究の中で、造影剤の注入速度を変化させた時、注入速度が速い方が遅い方と比較し SNR・CNR が高くなる結果となった。流体力学においては、管状構造の内部を流れる流体の性質は、層流か乱流かに強く依存する。乱流がおこると造影剤の流速が低下するとともに、灌流する生食と混合し希釈され、濃度が低下する。また層流、乱流

の度合はレイノルズ数にて証明されており，レイノルズ数が低いと層流となり高いと乱流となる。レイノルズ数は，物体の流れに対する相対的な平均速度や流体の粘性係数、流体の密度などが関係しており，本研究で行われた造影剤の注入速度を当てはめてみると，注入速度が早いとレイノルズ数が低くなり，流体の状態は層流が主体となる<sup>4)</sup>。造影剤の注入速度を上げると SNR, CNR が高くなったのは，造影剤が乱流状態から層流状態に移行する様子を反映したものと考えられた。

X線管電圧を 70kV から 110kV に変化させた結果，110kV と比較し 70kV では，近位部において SNR で約 20%，CNR では最大約 60% 上昇した。これは管電圧が低い方が，造影剤とバックグラウンドとの X線減弱係数の差が大きくなるためコントラストが高くなったためと考えられた<sup>5)</sup>。しかし，近位部と異なり遠位部では，すべての条件において数値にばらつきがみられた。これは前述したように，遠位部では造影剤が灌流によって希釈された影響であると考えられた。

## 結論

より良好なロードマップ画像の画質を得るには，造影剤を出来るだけ高い注入速度で注入し，かつシステムの管電圧を 70kV に設定することにより良好な画像が得られる。目的血管に応じた造影剤量についても良好なロードマッピングを得る重要なファクターとなる可能性も考えられるため，今後他の因子についても検討を進めてゆく。

## 参考文献

- 1) 滝和朗。脳動脈瘤コイル塞栓術ハンドブック。診断と治療社，2010：p28
- 2) 根来真。脳動脈瘤血管内治療のすべて。メジカルビュー社，2010：p57
- 3) 滝和朗。合併症例から学ぶ脳神経血管内治療。メディカ出版，2009：p57
- 4) 今井功。流体力学。岩波書店，東京，1993

- 5) 市川勝弘。標準 デジタル X線画像計測。株式会社オーム社，東京，2010：p13



## Study of image quality improvement of road map imaging in the neuroendovascular surgery

Mitsuyoshi Yasuda<sup>1,2)</sup>, Koshi Sakiyama<sup>2)</sup>, Kohki Yoshikawa<sup>1)</sup>, Yushi Uchiyama<sup>2)</sup>,  
Kyoichi Kato<sup>2,3)</sup>, Yasuo Nakazawa<sup>3,4)</sup>

1) Department of Radiological Sciences, Graduate School of Medical Health Sciences

2) Department of Radiological Technology, Showa University Fujigaoka Hospital

3) Graduate School of Nursing and Rehabilitation Sciences, Showa University

4) Department of Radiological Technology, Showa University

### Summary

For ensuring the smooth and safe surgery road map imaging in head endovascular surgery would be very important. The purpose of this article is to evaluate setting conditions of the X-ray tube voltage and injection rates of contrast medium for improving the quality of the road map imaging. In this study we used a vessel phantom made of plastic tube.

As a result, lower tube voltage and faster injection rate could make more excellent visualization of blood vessels. As for tube voltage, we think that detectability of blood vessels become better by greater difference in X-ray attenuation coefficient between the blood vessels and the background, which is caused by lower tube voltage. As for injection rate, laminar flow of contrast medium within the vessel phantom is easily materialized by higher injection rate, and so the detectability of the blood vessels is thought to go up.

In conclusion, the conditions to visualize the excellent road map image were an X-ray tube voltage of 70kV and injection rate of contrast medium of 10ml/sec.