

低管電圧撮影，および逐次近似応用画像再構成法を利用した造影剤減量の試み：頭部 CTA を対象として

伊原 陸¹ 伊藤幸平² 寺下貴美³ 布施善弘²

論文受付
2014年4月16日

論文受理
2015年1月29日

Code No. 251

¹北海道大学医学部保健学科放射線技術科学専攻

²網走脳神経外科・リハビリテーション病院放射線課

³北海道大学大学院保健科学研究院

緒言

造影検査における一つの問題点は，造影剤腎症 (contrast-induced nephropathy: CIN) などの造影剤による副作用である¹⁾。CIN は造影剤使用後の急性腎障害であり，造影剤投与後の腎血流低下による腎髄質の虚血と尿細管細胞への造影剤の直接作用などの複数の要因が関与していると考えられている。CIN の発症頻度は3~20%といわれ，糖尿病や慢性腎臓病を有する高リスク患者では40~50%に上るとされている²⁾。腎障害患者におけるヨード造影剤使用に関するガイドラインによると，造影剤投与量の減量はCIN発症の

リスクを低減させ，診断能を保つことのできる範囲で減量することを推奨している³⁾。

一方，multi-detector computed tomography の発展によって，薄いスライス厚でのボリュームデータ収集や多時相撮影などが可能となり，造影CT検査，特に血管造影などに利用されている⁴⁾。中でも頭部CT angiography (CTA) は脳血管病変や周囲血管の形状を三次元的に描出し，立体的な位置関係を把握する検査であり，最適な治療を選択する為に用いられる非常に重要な検査である⁵⁾。最近ではCTの有用性の高さからCT検査の患者数と一人当たりの検査回数が増加し，

A Pilot Study of Contrast Medium Dose Reduction Using Low Tube Voltage and Iterative Reconstruction: Computed Tomography Angiography of the Head

Riku Ihara,¹ Kouhei Itou,² Takayoshi Terashita,^{3*} and Yoshihiro Fuse²

¹ Department of Health Sciences, School of Medicine, Hokkaido University

² Department of Radiology, Abashiri Neurosurgical Rehabilitation Hospital

³ Faculty of Health Sciences, Hokkaido University

Received April 16, 2014; Revision accepted January 29, 2015

Code No. 251

Summary

This study aimed to reduce contrast medium dose without reducing the diagnostic capability of computed tomography (CT) angiography of the head. We evaluated the advanced statistical iterative reconstruction (ASiR) settings to adjust to low tube voltage CT. A syringe phantom was constructed using dilute contrast medium and was imaged at tube voltages of 80–120 kV. The iodine volumes, CT values, and image noise were measured in these images. The noise-power spectrum and modulation transfer function were measured from quality assurance phantom images that had been obtained using the tube voltage selected after considering the image noise results as described above and reconstructed using different ASiR rate settings and convolution kernels. Our results suggested that imaging at 100 kV could reduce the contrast medium dose by 14%, compared with imaging at 120 kV, and that the resulting image quality could equal that of conventional imaging by performing reconstruction at a 40% ASiR rate and detail kernel.

Key words: dose reduction, contrast medium, low tube voltage, advanced statistical iterative reconstruction (ASiR), computed tomography angiography (CTA)

*Proceeding author

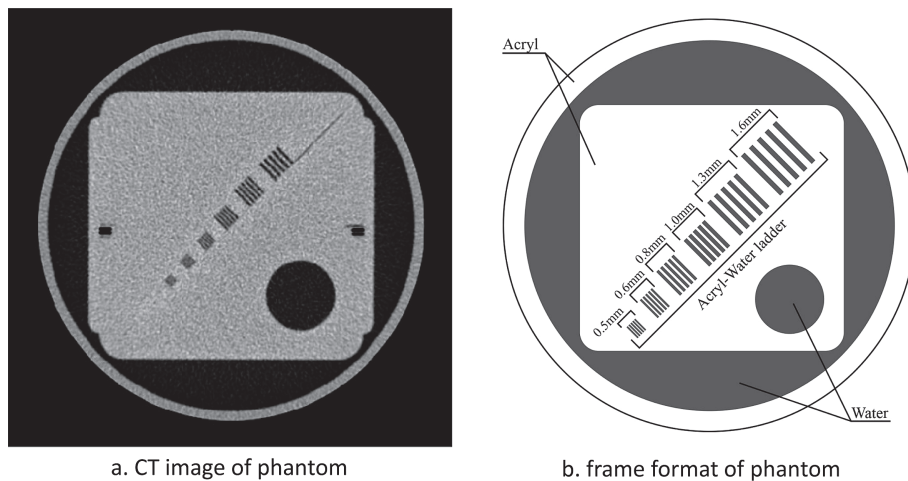


Fig. 1 Quality assurance phantom.

それにつれ造影剤使用量も増加している¹⁾。造影 CT 検査においても患者が曝されるリスクをより軽減させていく対策を取ることは非常に重要である。

その対策の一つとして低管電圧撮影がある。低管電圧で撮影することによって造影剤の CT 値が上昇し、少量でも同等の造影効果を得ることができる¹⁾。しかしながら低管電圧撮影では画像ノイズが上昇してしまうことが欠点として知られている。これに対し、逐次近似応用画像再構成法を利用すると従来の画像再構成法である filtered back projection (FBP) と比較して画像ノイズが低減される。しかし欠点として、空間分解能が低下する⁶⁾。そのため低管電圧撮影を行ったときの画像ノイズの上昇を逐次近似応用画像再構成法で抑え、かつ空間分解能を保つパラメータの設定が設定できれば、造影剤の減量に繋がると考えられる。

そこで本研究では、頭部 CTA において診断能を損なわずに造影剤を減量することを目的に、低管電圧撮影に逐次近似応用画像再構成法を適応する設定条件を検討した。

1. 方法

1-1 使用機器と撮影条件

CT 装置として GE 社製 64 列/128 スライス optima CT660pro を使用した。本装置には逐次近似応用画像再構成法 advanced statistical iterative reconstruction (ASiR) が搭載され、ASiR と FBP による再構成画像の荷重加算平均 (ASiR ブレンド率) によって CT 像を作成し、0~100% まで 10% 間隔で調整が可能である⁷⁾。

次に管電圧とヨード量および CT 値の関係を調査するためのファントムとして、管電圧 120 kV で撮影したときに、約 50, 100, 150, 200, 250, 300 hounsfield

Table Scan conditions for head computed tomography angiography

	Condition	Reference
Tube voltage (kV)	80, 100, 120	120
Tube current (mA)	400	400
Tube rotation speed (sec/rotation)	0.5	0.5
Collimation (mm)	64×0.625	64×0.625
Helical pitch (mm)	0.516	0.516
Scan field of view (mm)	320	320
Display field of view (mm)	200	200
Slice thickness (mm)	1.0	1.0
Matrix size	512×512	512×512
Convolution kernel	standard, detail	standard

unit (HU) の CT 値が検出されるように造影剤を希釈してディスプレイブルシリンジ (テルモ ディスポシリンジ SS-10SZ) に封入したものを使用した。また画質を測定するファントムとして、quality assurance (QA) ファントム (GE 製 QA Phantom: 5128754) を使用した (Fig. 1)。QA ファントムは水とアクリルから成り、中央に水とアクリルのラダーがある。ラダー部分の間隔は広い方から、1.6, 1.3, 1.0, 0.8, 0.6, 0.5 mm であり、空間周波数としては 0.313, 0.385, 0.5, 0.625, 0.833, 1.0 cycle/mm に対応する。

本研究では以下に示す実験において管電圧および再構成関数、ASiR ブレンド率を変更して検討を行う。撮影条件は共同研究医療施設における頭部 CTA のルーチン撮影条件を基準として Table のように設定した。なお、管電圧および再構成関数、ASiR ブレンド率以外のパラメータは同一条件とした。また撮影条件を変更した画像と比較するため、QA ファントムを管電圧 120 kV で撮影し、再構成関数 standard を使用

して、FBPで再構成したものをリファレンス画像と定義した。

1-2 実験方法

本研究では評価のために modulation transfer function (MTF) および noise power spectrum (NPS) を測定する。MTFの測定方法は以下の式を用いた⁸⁾。

$$MTF(f) = \frac{\sqrt{2}}{4} \pi \left(\frac{M(f)}{M_0} \right)$$

$$M(f) = \sqrt{SD_f^2 - SD^2}$$

$$SD^2 = \frac{SD_p^2 + SD_w^2}{2}$$

$$M_0 = \frac{|CT_p - CT_w|}{2}$$

ここで $MTF(f)$ は空間周波数 f における MTF 値、 SD_f は QA ファントムにおける空間周波数 f を表すラダー部の CT 値の標準偏差、 CT_p と SD_p は QA ファントムにおけるアクリル部分の平均 CT 値と標準偏差、 CT_w と SD_w は QA ファントムにおける水の平均 CT 値と標準偏差である。なお画像の CT 値の測定には Image J (アメリカ国立衛生研究所) を用いた⁹⁾。NPS の測定は QA ファントムの水部分において自己相関関数を求め、それをフーリエ変換して求める。NPS の測定には CT 用 NPS 測定ソフト (金沢大学 市川勝弘氏開発) を使用した。本報告では頭部 CTA に着目しており、脳血管において 1 mm 以下の穿通枝血管の描出は重要である。QA ファントムにおいて、1 mm 以下のラダーは 0.8, 0.6, 0.5 mm であり、少なくとも 0.8 mm ラダー (空間周波数 0.625 cycle/mm) が分別可能である必要がある。このときの空間分解能が高いこと、またこの空間周波数以下のノイズが少ないことが評価の基準となる。

次に、造影剤の減量のための設定条件を決定するため、管電圧、ASiR ブレンド率、および再構成関数を変化させ、以下の三つの測定を行った。

1-2-1 管電圧の変化による造影効果の測定

管電圧の変化と造影剤の CT 値の関係を把握するため、まず、造影剤を封入したシリンジファントムにおいて、管電圧を 80, 100, 120 kV に変化させ撮影し、再構成関数 standard を使用し、FBP で再構成した。次に撮影したシリンジファントムの CT 値を測定した。横軸をヨード量、縦軸を CT 値として、管電圧ごとに結果をプロットした。

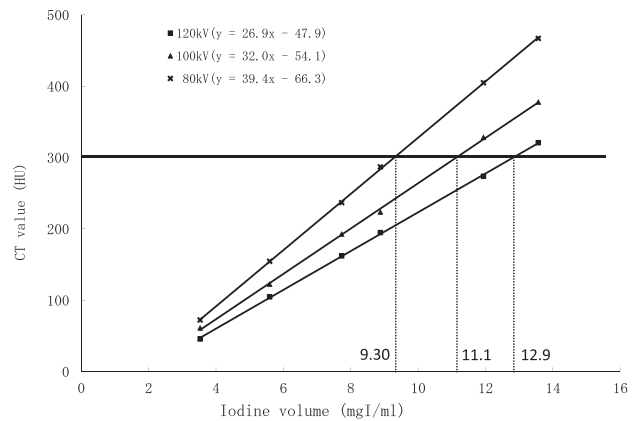


Fig. 2 Concerns of iodine volume and CT value by the change of tube voltages.

1-2-2 管電圧の違いによる ASiR における画像ノイズの変化の測定

管電圧の変化と ASiR のブレンド率において画像ノイズの変化を確認し、リファレンス画像に比べノイズが悪くならない管電圧を決定する。まず、管電圧を 80, 100, 120 kV と変化させ QA ファントムを撮影し、再構成関数 standard を使用して、ASiR のブレンド率を 10~100% まで 10% 間隔で変化させ再構成した。次に、それぞれ画像から NPS を測定し、リファレンス画像と比較した。

1-2-3 ASiR による空間分解能の変化の測定と再構成関数の違いによる比較

ASiR による空間分解能の変化を確認し、劣化の程度が再構成関数によって改善できるかを調査した。まず上記 1-2-2 の結果より、画像ノイズによって判断した使用に耐えうる管電圧を用いて QA ファントムを撮影し、再構成関数 standard および detail を使用して、ASiR のブレンド率を 10~100% まで 10% 間隔で変化させ再構成した。次に、それぞれの画像で NPS, MTF を測定し、リファレンス画像と比較した。

2. 結果

2-1 管電圧の変化と造影効果

ヨード量と CT 値の関係を Fig. 2 に示す。ヨード量と CT 値は比例関係にあり、管電圧を低下させるほど CT 値が上昇していた。また画像でも視覚的に確認できた (Fig. 3)。ここで共同研究医療施設において、脳血管の三次元処理に十分な CT 値は経験的に 300 HU であった。この 300 HU に注目すると、管電圧 120 kV ではヨード量 12.9 mgI/ml が必要なのに対し、100 kV では 11.1 mgI/ml, 80 kV では 9.30 mgI/ml と少ない量で同じ CT 値が得られ、変化率は管電圧 100 kV では

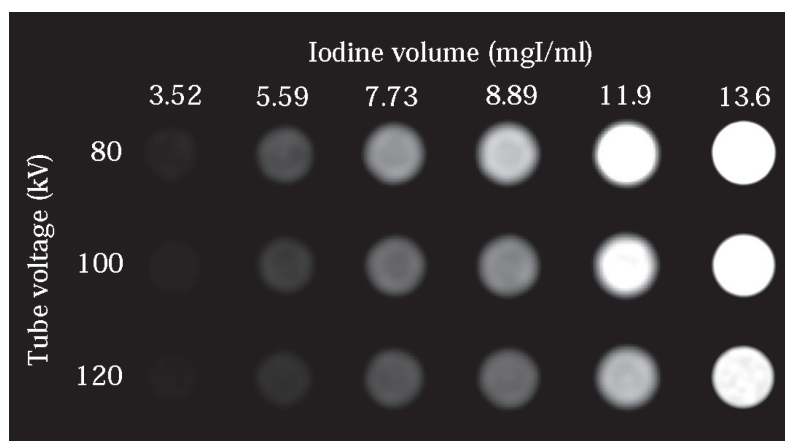


Fig. 3 Syringe phantom CT images by the change of iodine volumes and tube voltages.

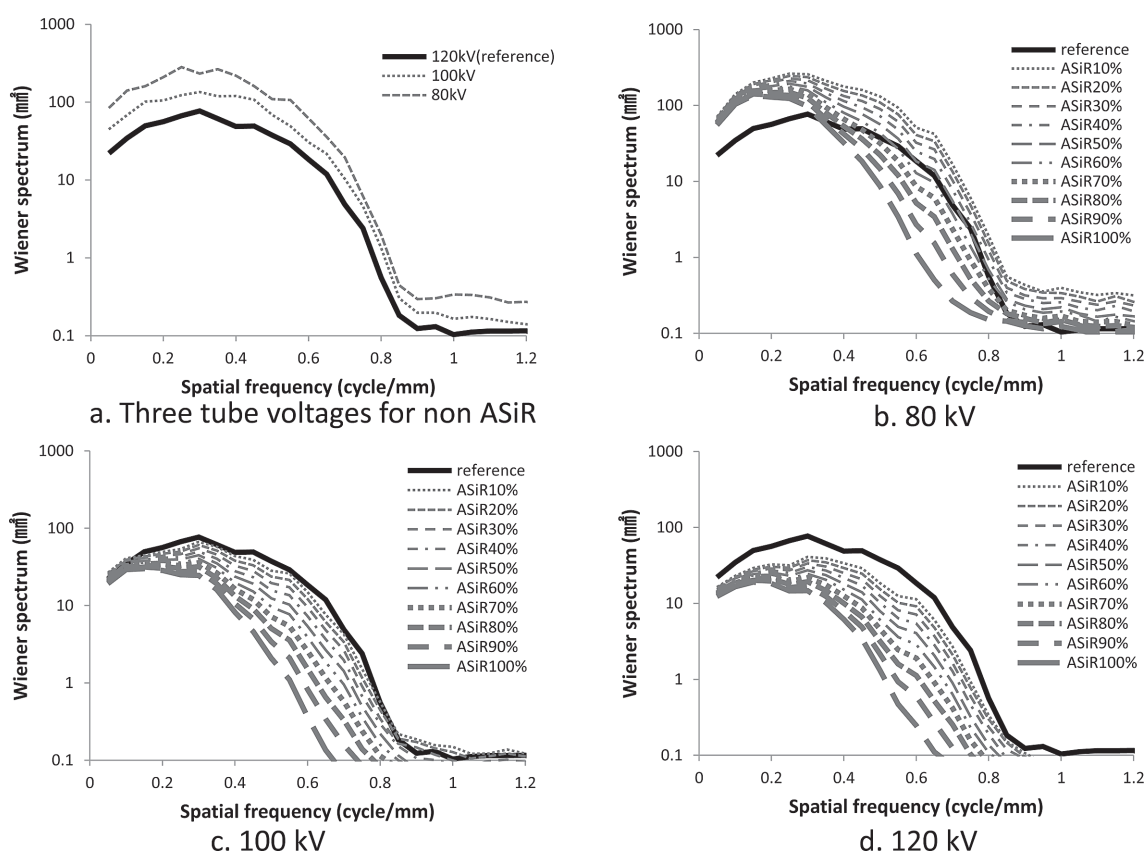


Fig. 4 Concern of noise power spectrum by the change of tube voltage.

$(12.9-11.1)/12.9 \times 100 = 14(\%)$, 80 kV では $(12.9-9.30)/12.9 \times 100 = 28(\%)$ となった。

2-2 管電圧の違いによる ASiR における画像ノイズの変化の関係

それぞれの管電圧における ASiR を使用した際の NPS を Fig. 4 に示す。管電圧 80 kV が最も画像ノイズが多く、120 kV が最も画像ノイズが少なかった

(Fig. 4a)。また ASiR のブレンド率を高くするほど NPS が減少し、画像ノイズが低減されることがわかった。管電圧 100 kV では ASiR を用いることによって、大部分がリファレンス画像以下に画像ノイズが抑えられていた。ただし、30%以下の ASiR ブレンド率における低空間周波および高空間周波領域では、リファレンス画像よりもノイズ量が上回っている (Fig. 4c)。しかし管電圧 80 kV において、空間周波数の高い領域で

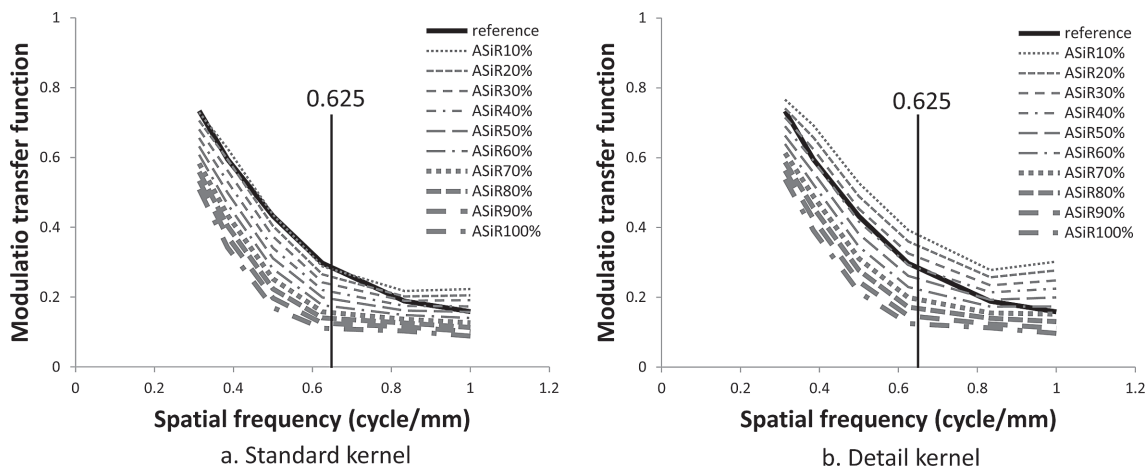


Fig. 5 Modulation transfer function by the change of advanced statistical iteration reconstruction (ASiR) ratio and convolution kernels.

は ASiR のブレンド率が 60% 以上でリファレンス画像よりも下回っているが、空間周波数の低い領域では ASiR を適応しても画像ノイズがリファレンス画像以下になることはなかった (Fig. 4b)。低空間周波数のノイズは、つまりサイズの大きいノイズであり、これが増えることは本報告で目標としている 1 mm 以下の穿通枝血管の描出において、描出能を大きく低下させる。したがって管電圧 80 kV の撮影では ASiR で十分に画像ノイズを低減できない可能性があるため、以降の実験で使用する管電圧は 100 kV と決定した。

2-3 ASiR による空間分解能の変化と再構成関数の違いの関係

QA ファントムを管電圧 100 kV で撮影し、再構成関数を standard および detail として、ASiR のブレンド率を 10~100% まで 10% 間隔で変化させた時の MTF を Fig. 5 に示す。ASiR のブレンド率を高くするほど、リファレンス画像に比べ空間分解能が劣化していることが確認できた (Fig. 5a)。再構成関数を standard から detail に変更すると、MTF が全体的に向上することがわかった (Fig. 5b)。ここで頭部 CTA において穿通枝血管 (約 1 mm 以下) が描出できることを考慮し、空間周波数が 0.625 cycle/mm である部分に注目すると、特に standard 関数では ASiR を適応した場合、どのブレンド率においても MTF がリファレンス画像を下回っているが、detail 関数では ASiR のブレンド率 40% でリファレンス画像と同等の MTF となり、これ以下でリファレンス画像よりも MTF が向上することがわかった。次に detail 関数で再構成した場合の NPS を Fig. 6 に示す。detail 関数によって高い空間周波数の画像ノイズが増加していることが確

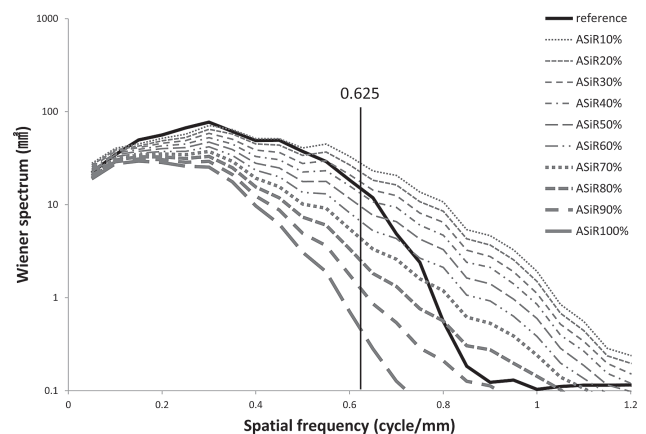


Fig. 6 Noise power spectrum using detail kernel by the change of advanced statistical iteration reconstruction (ASiR) ratio.

認できた。また ASiR によって画像ノイズが低減している度合いも確認できる。ここで同様に空間周波数 0.625 cycle/mm に注目すると、ASiR のブレンド率が 40% でリファレンス画像と同等のノイズ量となり、これ以上でリファレンス画像よりもノイズ量が低減されることがわかった。これらの画像を抜粋して Fig. 7 に示す。Fig. 7a は QA ファントムの全体像であり、Fig. 7b は空間周波数 0.625 cycle/mm を示す 0.8 mm ラダーの部分拡大した図である。Fig. 5 で示した結果と同様に、detail 関数において ASiR 40% のときにリファレンス画像と同等の空間分解能を示し、これ以上のブレンド率ではラダーがつぶれてしまっていることが確認できた。また Fig. 6 で示した結果と同様に detail 関数では、リファレンス画像に比べ増加した高空間周波数のノイズの様子が確認でき、ASiR 40% のときに同等のノイズ量となっていることが確認できた。

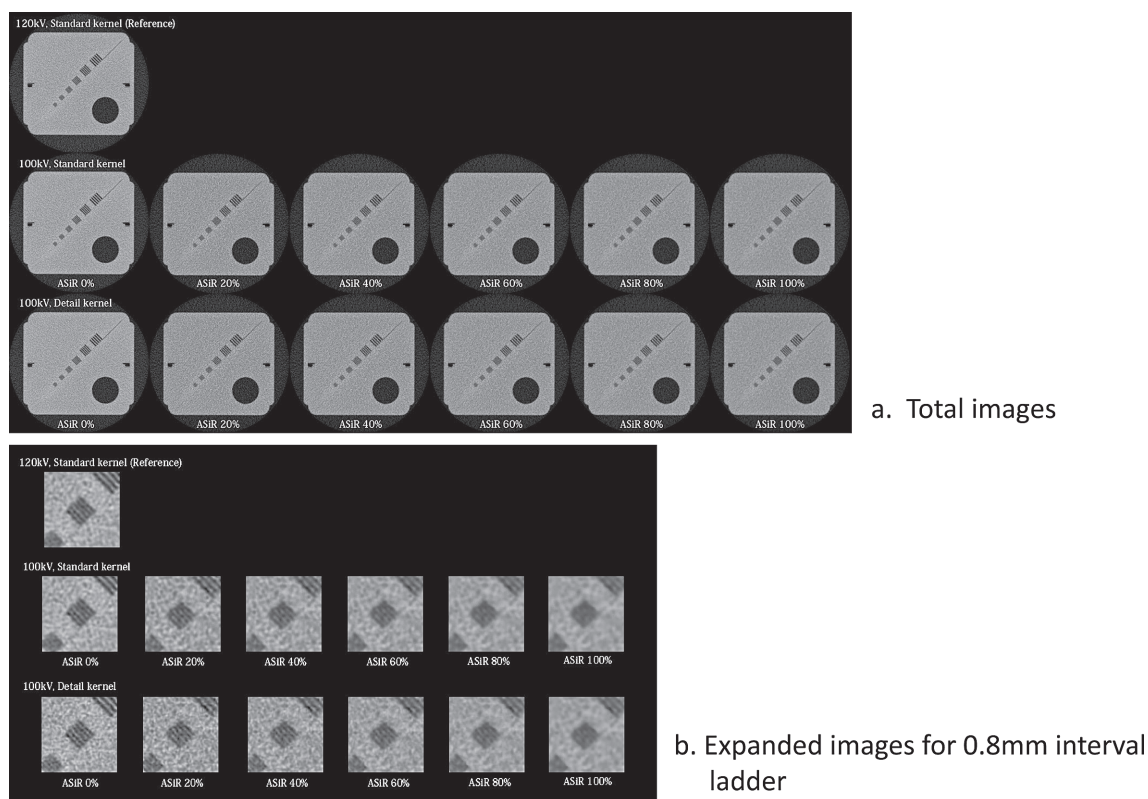


Fig. 7 Quality assurance phantom images by the change of advanced statistical iteration reconstruction (ASiR) ratio and convolution kernels.

3. 考察

結果より、脳血管の三次元処理に必要なCT値300HUを評価した場合、管電圧120kVの撮影に対して、100kVの撮影では約14%、80kVの撮影では約28%の造影剤減量が見込まれることがわかった。また管電圧とノイズ量の関係からは100kVが適当であると判断され、ASiRのノイズ低減効果を利用した再構成では、再構成関数detailにおいてMTFを改善し、ASiRのブレンド率を40%に設定することでリファレンス画像と同等の画像ノイズを維持できることがわかった。つまり、管電圧100kVを用い、detail関数を使用し、ASiRブレンド率40%において、造影剤量を約14%低減させることが期待できる。

糖尿病や慢性腎臓病を有するCINの高リスク患者における造影剤投与量に関して、Cigarroaの投与限界量の計算式が知られている¹⁰⁾。これまで、造影剤投与量の限界によって検査を実施できなかった患者も、この14%の減量によって検査を行うことが可能となる。造影剤投与量の減量はCINの発生頻度の低下だけでなく、造影剤を投与する際の注入圧、または注入速度を変化させることができる利点がある¹¹⁾。例えば、従来の注入速度を維持することで、造影剤量が減った分、注入時間を減らすことができる。これはポータス

性が高まり、動脈相と静脈相を分離しやすくなり、volume renderingにおける画質の向上が考えられる。またCT perfusionにおける精度の向上も期待できる。一方、従来の注入時間を維持すると、造影剤量が減った分、注入圧が減少し、血管損傷や血管外漏出を防ぐことが可能となる。本法では今後、造影剤の減量によって、患者の負担を考慮しつつ造影効果の最もよい撮影タイミングなどの新たなシーケンスを探る必要がある。

本研究の限界点として、MTFの計測法はQAファントムを用いて行ったが、先行研究では高空間周波数領域では有効ではないと指摘されている⁸⁾。次に一定のmAsで調査しているため、管電流時間積(mA second: mAs)の違いによる画像ノイズの変化は考慮されていない。また頭部CTAを目的としているが、volume rendering処理した際の画質評価は行わなかった。一般に使用されている模擬血管ファントムでは穿通枝血管のような非常に細い血管を有していないため、評価が難しい。本研究における評価のためには微小管管であって、かつ、希釈造影剤を入れ替えられる構造でなければならない。今後、穿通枝血管の評価を目的とした微小模擬血管ファントムを作成し、volume rendering像で評価を行う必要がある。更に今回使用

した QA ファントムは、水とアクリルで構成されているため、頭蓋骨からの散乱の影響が考慮されておらず、また循環による造影剤の濃度低下なども考慮できていない。今後、臨床応用を目指し、臨床に近い条件下であっても診断能を損なわずに 14% の造影剤の減量ができるかを検証する必要がある¹²⁾。本報告は頭部 CTA を念頭に穿通枝血管の描出を目標として行っており、またファントム実験をベースとした限定的な考察である。そのためその他の臓器における CTA ではそれに適した考察が必要となり、更に臨床応用するた

めには解決すべき課題がある。

4. 結 語

本研究では従来の管電圧 120 kV で撮影し、再構成関数 standard および FBP で再構成した画像に比べ、管電圧 100 kV で撮影し、再構成関数 detail および ASiR ブレンド率 40% で再構成を行うことによって、画質を維持したまま造影剤量を約 14% 減量できる可能性を示唆した。

参考文献

- 1) 中浦 猛. 低電圧 CT の有用性と位置づけ. *Innervation* 2012; 27(5): 14-17.
- 2) 佃 正明. 安全な造影検査のために - 造影剤腎症と腎性全身性線維症について. 九州厚生年金病院 2012. <http://www.kyuko-hsp.jp/bumon/shinryou/naika/s138/hosyasentopix1.pdf> (2014/03/04)
- 3) 日本腎臓学会, 日本医学放射線学会, 日本循環器学会. 腎障害患者におけるヨード造影剤使用に関するガイドライン. 東京: 東京医学社, 2012.
- 4) 木原 聡, 村崎裕生, 羽手村昌宏, 他. マルチディテクタ CT における逐次近似画像再構成法を用いた線量低減および画質改善. *日放技学誌* 2011; 67(11): 1426-1432.
- 5) 穂山雄次. シンポジウム頭部 CT 検査の現状 3D-CTA マルチスライス編. *アールティ* 2004; 24: 31-37.
- 6) 山崎暁夫, 永澤直樹, 北川覚也, 他. CT における逐次近似再構成. *映像情報メディカル増刊号* 2012; 44(8): 130-136.
- 7) 幸村吉博, 磯谷圭介, 宇戸朋之, 他. 逐次近似法を応用した画像再構成法による画像の特徴. *日放技学誌* 2012; 68(11): 1508-1518.
- 8) Droege RT, Morin RL. A practical method to measure the MTF of CT scanners. *Med Phys* 1982; 9(5): 758-760.
- 9) Abramoff MD, Magalhaes PJ, Ram SJ. Image processing with ImageJ. *Biophotonics International* 2004; 11(7): 36-42.
- 10) Cigarroa RG, Lange RA, Williams RH, et al. Dosing of contrast material to prevent contrast nephropathy in patients with renal disease. *Am J Med* 1989; 86(6 Pt 1): 649-652.
- 11) 山口隆義. リフレッシュャーコース 造影 CT における基礎知識. *アールティ* 2006; 33: 3-11.
- 12) 伊藤幸平, 布施善弘. Optima CT660 Discovery Edition の使用経験. *GE today* 2014; 44: 6-9.

問合せ先

〒060-0812 札幌市北区北 12 条西 5 丁目
北海道大学大学院保健科学研究所 寺下貴美