



JAPANESE  
SOCIETY  
OF  
RADIOLOGICAL  
TECHNOLOGY

ISSN 2189-3071

*Apr. 2017*

# 撮影部会誌

Journal of The Subcommittee of Imaging Techniques and Research

## よりよい撮影技術を求めて

Pursuing Better Imaging Techniques in Radiology

Vol.25 No.1 通巻 68

### 第68回撮影部会

期日：平成29年4月13日（木）～16日（日）

場所：パシフィコ横浜

公益社団法人 **日本放射線技術学会** **撮影部会**

## ■巻頭言

撮影部会委員 松原 馨 (1)

## ■第68回撮影部会 2017年4月13日(木)～16日(日) パシフィコ横浜

### ■テーマA: Hybrid OR 構築の使用経験に基づく手術支援環境の留意点について

司会: 帝京大学(撮影部会委員) 岡本 孝英

教育講演 『さらなる Hybrid OR の可能性を求めて ～脊椎手術および脊椎側彎症手術における有用性～』

講師: 湘南藤沢徳洲会病院 脊椎センター・脊椎側彎症センター 江原 宗平 (3)

ワークショップ 一よりよい撮影技術を求めて(その133)ー

『Hybrid OR 構築の使用経験に基づく手術支援環境の留意点について』

座長: 大阪市立大学医学部附属病院(撮影部会委員) 市田 隆雄

神戸大学医学部附属病院(撮影部会委員) 甲山 精二 (5)

- |                          |               |             |
|--------------------------|---------------|-------------|
| (1)「ステントグラフト内装術」         | 東京慈恵会医科大学附属病院 | 山下 慎一 (6)   |
| (2)「経カテーテル的大動脈弁留置術」      | 大阪市立大学医学部附属病院 | 高尾 由範 (9)   |
| (3)「脳血管治療」               | 兵庫医科大学病院      | 松本 一真 (13)  |
| (4)「Hybrid OR の最新のトピックス」 | シーメンスヘルスケア㈱   | 岩花 永以子 (16) |

### ■テーマB: 逐次近似再構成法

司会: 国立がん研究センター東病院(撮影部会委員) 村松 禎久

教育講演 『逐次近似再構成画像の臨床応用』

講師: 広島大学大学院 栗井 和夫 (18)

ワークショップ 一よりよい撮影技術を求めて(その134)ー

『逐次近似再構成画像の臨床導入』

座長: 千葉市立海浜病院 高木 卓

藤田保健衛生大学病院(撮影部会委員) 井田 義宏 (21)

- |           |               |            |
|-----------|---------------|------------|
| (1)「物理特性」 | 宮城県立がんセンター    | 後藤 光範 (22) |
| (2)「頭部」   | 秋田県立脳血管研究センター | 大村 友己 (25) |
| (3)「胸部」   | 広島大学病院        | 木口 雅夫 (29) |
| (4)「腹部」   | 静岡県立静岡がんセンター  | 瓜倉 厚志 (33) |

### ■テーマC: MRI の血流イメージング: 基礎から臨床まで

司会: JCHO 仙台病院 伊藤 由紀子

教育講演 『脳神経外科医が求める小児神経放射線検査(MRIを中心に)』

講師: 東北大学大学院医学系研究科・宮城県立こども病院 白根 礼造 (37)

ワークショップ 一よりよい撮影技術を求めて(その135)ー

『MRI の血流イメージング: 基礎から臨床まで』

座長: 群馬県立県民健康科学大学(撮影部会委員) 林 則夫 (38)

新潟大学医学部総合病院 金沢 勉

- |                             |               |            |
|-----------------------------|---------------|------------|
| (1)「TOF-MRA の基礎と臨床」         | 彩都友誼会病院       | 上山 毅 (39)  |
| (2)「PC 法(MRA,MRV) の基礎と臨床」   | 札幌医科大学附属病院    | 鈴木 淳平 (41) |
| (3)「ASL の使い処 ーいつ, どう使うのか?ー」 | 虎の門病院         | 福澤 圭 (44)  |
| (4)「SWI の基礎と臨床」             | 秋田県立脳血管研究センター | 豊嶋 英仁 (47) |

## ■第67回撮影部会報告

テーマA「画像を見る!見極める!」

りんくう総合医療センター(撮影部会委員) 西池 成章 (50)

テーマB「MRI における静音化: 騒音の原理と対策」

群馬県立県民健康科学大学(撮影部会委員) 林 則夫 (52)

## ■平成28年度 撮影部会事業報告

東千葉メディカルセンター(撮影部会長) 梁川 範幸 (53)

平成29年度 撮影部会事業計画

## ■お知らせ・編集後記

## 『撮影分科会の役割、そして撮影部会へ』

### — 縦系（各モダリティ）×横系（マルチモダリティ）の連携 —

朝日新聞東京本社診療所（撮影部会委員）

松原 馨

当撮影部会の前身である放射線撮影分科会は、1983年10月秋季学術大会（神戸）開催時に発足し、翌年84年4月より現在の組み合わせと同様に教育講演のあとにワークショップを行う形式となり、その時代時代の会員のニーズに即した話題を取り上げ、会員への知識や技術の普及に努めてきました。この34年の間には、X線CTのスキャンタイムが短縮され情報収集方法が進歩してほぼ主な検査部位が頭部に限定されていた時代から本格的に腹部・全身検査に応用される時代に入り、MRI検査が本格的に医療利用されるようになり、一般撮影・血管撮影・X線TV等ではフィルム画像からCR・DR・FPD等のデジタル画像に移行し、超音波画像も砂嵐のような画像からデジタル画像・カラー画像へと進化してゆくなど、飛躍的な技術革新を背景にして各モダリティは想像を超える進化を遂げてきました。それらの進化を目の当たりにしつつ、当撮影部会は放射線撮影技術の向上と普及を目的として、さまざまなワークショップを重ねてきました。2015年3月1日からはJSRTの組織改編に伴い「分科会」から「部会」という名称に変更となりました。

ワークショップを開催する際には、毎回、必ず、当部会の永遠のテーマである「よりよい撮影技術を求めて（その〇〇）」をタイトルとして掲げ、初回の（その1）から回を重ねて今回第68回（2017年4月）の（その133, 134, 135）にまで至っています。当初は、総会・秋季とも毎回1つのテーマについて行っていましたが、各モダリティの進化と共に1994年4月（神戸）からは総会時（第22回～）はテーマを2つとし、1997年4月（横浜）からは総会時（第28回～）はテーマを3つとしました。1997年10月（奈良）や1999年10月（久留米）の秋季大会でも3つのテーマでワークショップを開催したこともありましたが、その後、総会時では3テーマ、秋季大会では2テーマのワークショップが行われるようになりました。

一方では、当撮影部会は、マンモグラフィ撮影、MRI検査、血管撮影検査、CT検査、救急撮影等に携わる診療放射線技師のさらなる技術の向上とスペシャリストの育成を目的とした各種専門技師認定制度を構築し、講習会活動の運営等も行っており、他の学会活動と併せて、いわゆる学会の屋台骨を支える存在としての役割を果たしてきました。

また、学会本部教育委員会等と協働し、各モダリティに関する入門講座、専門講座を通じて、若手会員・ベテラン会員への啓発活動にも参画してきました。

現在、撮影部会の中にはCT検査、MRI検査、一般撮影に関する分科会が設けられ、さらに一般撮影分科会の中にX線撮影、血管撮影、マンモグラフィ、超音波検査、骨塩定量等のモダリティが含まれ、核医学、放射線治療以外のいわゆる撮影系モダリティのほぼ全てを担当していると言っても過言ではありません。すなわち、撮影部会はJSRTの構成員の主体である診療放射線技師の多くが携わっている撮影系モダリティの受け皿的な存在であると思います。さらに、核医学部会・放射線治療部会を加えた3つの部会は、JSRTの構成員の主体である診療放射線技師が立脚しているいずれかのモダリティを内包しており、例えば適当か否かは判りませんがそれぞれのモダリティは構成員各人が必ずどれかには関わっている縦系的な存在であり、診療放射線技師のアイデンティティを担保する存在ではないかと考えます。会員はそれぞれのモダリティという縦系で繋がり、学会セッションや部会ワークショップ等の中で各モダリティに関する知識や技術をより幅広くより高度なものに発展させていると思います。その一方で、学会のマルチモダリティによるコラボセッションや部会間の合同シンポジウム等を通じて各モダリティの縦系に対し、マルチモダリティ相互の関係や立ち位置を確認することにより横系の関係が生まれ、それぞれのモダリティはさらに2次元的な拡がり生んでいます。

JSRT には 7 専門部会が設置されていますが、撮影部会・核医学部会・放射線治療部会の 3 部会と計測部会・放射線防護部会・画像部会・医療情報部会の 4 部会は性格が異なり、3 部会は上述の通り縦糸的な役割の性格を持ち、それらがコラボすることにより縦糸と横糸が組み合わさり 2 次元的な拮抗りが展開します。4 部会は、それらの 2 次元的な展開をさらに有機的に結合させ、あるいは化学反応を起こして、3 次元的な立体構造を構築する役割を果たす存在であると考えます。3 部会と 4 部会が相互に機能することにより、学会としても成長・発展が期待され、さらに会員にもより多くのフィードバックがもたらされると信じます。

最後に、医療現場における放射線部門の撮影技術は時代とともに進化・変遷するため、我々も常に知識と技術の研鑽を心掛けて行かねばなりません。当撮影部会としても、先人達が築き上げたワークショップや講習会をさらにブラッシュアップし、つねに会員ファーストの視点を忘れず、今後も「よりよい」を追及し続けていく所存です。JSRT を取り巻く環境も変化してゆく中で、今後の撮影部会にご期待ください。



## 教育講演

テーマ A (一般): Hybrid OR 構築の使用経験に基づく手術支援環境の留意点について

# 『さらなる Hybrid OR の可能性を求めて ～脊椎手術および脊椎側彎症手術における有用性～』

Possibilities in Hybrid OR: The Benefit of Spine and Scoliosis Surgery

湘南藤沢徳洲会病院 脊椎センター・脊椎側彎症センター

江原 宗平

## 1. はじめに

当センターは 2012 年 10 月の病院新築移転に伴い、従来の脊椎手術環境を一新、世界初の脊椎手術環境「Spine Hybrid OR」を構築した。この「Spine Hybrid OR」の中心となるのが、ロボット工学に着想を得た独自の C アーム構造を有する Artis zeego (ドイツ・シーメンス社製) である。本装置は多数の関節を持つロボティック C アームシステムであり、C アームの屈伸、回転により患者に対して自在にアプローチが可能である。この Artis zeego と「Spine Hybrid OR」を構築しているのが、Artis zeego に連動した手術台 TruSystem 7500 (ドイツ・Trumpf 社製) およびナビゲーションシステム CURVE (ドイツ・ブレインラボ社製) である。このような脊椎専用手術室「Spine Hybrid OR」の構築は世界初の試みであった。

## 2. 「Spine Hybrid OR」での椎体固定術

Artis zeego は、自在にアプローチが可能であるため、特殊な体位をとる椎体固定術には適した X 線透視撮影装置である。例えば、演者の考案開発した内視鏡サポート前方矯正固定術 (ECIF-A: Anterior External correction and internal fixation surgery of scoliosis by MIZUHO, 1994～) や、最近開始した「Correction Table」(矯正テーブル) を使用した後方矯正固定術 (ECIF-P: Posterior External correction and internal fixation surgery of scoliosis by MIZUHO) に対しても問題なく C アームを挿入し回転撮影まで可能である。

実際には、リファレンスアレイを椎体に取付けた後、Artis zeego の C アームを回転させ 3D 画像を撮影する。その画像はシーメンスのワークステーションに自動転送され、3D-CT 様画像として再構成されるのだが、それとほぼ同時に、オンラインでナビゲーションシステム CURVE に自動転送される。CURVE に転送された画像上ではオートレジストレーションが可能であり、現状の患者の様態で撮影された 3D 画像を使用するため、より精度の高いナビゲーションを実現している。また、Artis zeego は、X 線検出器としての 30×38cm サイズのフラットパネルディテクタ (FPD) を採用しているため、大視野且つ高画質な画像を得られる。そのため、全脊柱画像の撮影が 2 回で済み、術前・術後に治療効果を比較する際に使用する画像作成にも時間がかからず、手術時間短縮の一因を担っている。その他、迅速な位置決めを行うためのポジション登録など脊椎手術に有用な多数の支援機能を有している。

## 3. 結果

結果、2012 年 10 月の病院移転後、つまり、Spine Hybrid OR の使用開始から 2016 年 12 月 31 日までの当センター 2 名の脊椎外科医 (江原、岡本) による脊椎手術総件数は 1,837 件 (2016 年の総件数は 406 件、内訳は頸椎 54 胸椎 14 腰椎 217 脊柱側彎症など 110)。その間、挿入した椎弓根や椎体スクリューなどは、10,401 本で、そのうち、入れ替えを必要としたスクリューは 26 本という結果であった。「Spine Hybrid OR」導入前の 2012 年の 248 例と比較すると約 2 倍に増加している。このように、「Spine Hybrid OR」

を使用することにより、従来の可搬型 C アームシステム ARCADIS Orbic 3D (ドイツ・シーメンス社製) を使用していた手術環境と比較すると、飛躍的に手術時間の短縮、手術精度の向上および手術件数の増加の効果が得られた。加えて、頸椎や腰椎の除圧固定の手術はもとより、脊柱側弯症に対する後方矯正固定術や、演者の考案開発した内視鏡下前方矯正固定術 (ECIF 手術: MIZUHO) においても臨床上大きな効果を発揮している。現在は、新たな試みとして骨情報と神経情報を融合するべく「Artis zeego」の 3D-CT 様画像データと MRI 画像データを融合した上でのナビゲーションに取り組んでいる。

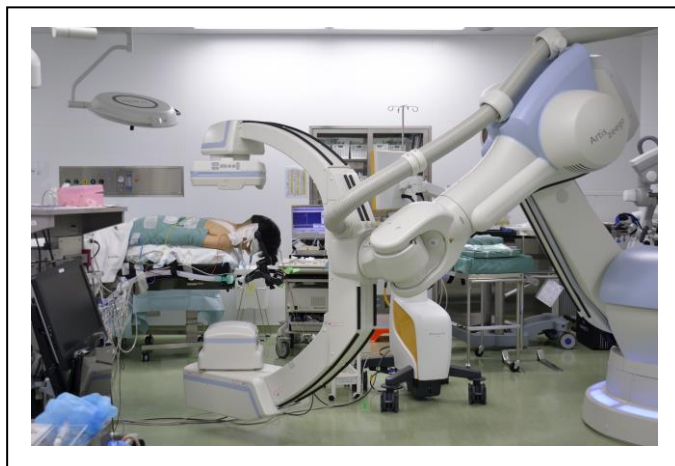


Fig.1 湘南藤沢徳洲会病院の Spin Hybrid OR

ワークショップ よりよい撮影技術を求めて（その 133） 一般

テーマ：Hybrid OR 構築の使用経験に基づく手術支援環境の留意点について

## 『Hybrid OR 構築の使用経験に基づく手術支援環境の留意点について』

Attention points of operation support environment based on our experience of Hybrid OR building

座長：大阪市立大学医学部附属病院（撮影部会委員） 市田 隆雄

神戸大学医学部附属病院（撮影部会委員） 甲山 精二

Hybrid OR は、高性能の X 線血管造影装置と手術用寝台を組み合わせた、血管内治療術と、外科手術の双方の機能を有した手術室である。

現在、Hybrid OR に求められる手技は、心大血管、腹部血管、四肢血管領域を中心に、頭部や整形外科領域に至る幅広い対応が求められる。

本システムが導入されて久しく、導入当初から比較すると、多様化また高度化した手技に対応すべく、かつ、その安全性および、効率的な運用を目指した Hybrid OR の手術支援環境の構築は、重要視されその必要性は高まる。

今回、使用経験に基づく留意点について各手技別視点から検証し、今後導入を検討している施設の指標となるよう環境整備を検討したい。

我々放射線技師の業務は、放射線機器の選定や安全性および品質管理を中心に行っているが、Hybrid OR における手術支援環境の構築には、他職種との連携を考慮した人員の動線、機材の配置等が設計時に極めて重要なポイントとなり、導入時に技師の参画を要望したい。

手術室では、多くの機材に囲まれ、かつ清潔度の高い状況下での血管内治療手技や、外科的手術が行われ、医師を始め、看護師、放射線技師、臨床工学技士等多くのスタッフで構成されたチーム医療が実践されている。

このように複雑かつ高度医療現場での手術支援環境を構築するには、観察モニタ、機材の配置、大画面モニタへの表示レイアウト、ワーキングスペースの確保、また、X 線透視時間や撮影回数を減らすことによる被ばく線量の低減や、造影剤使用量の低減を目的とした手術支援画像の作成等、経験に基づく状況をご教授いただき、会場内で討論し、科学的根拠構築の一助になるよう期待したい。

今回教育講演では、Hybrid OR の整形外科領域への適応拡大として、講師に臨床経験の豊富な湘南藤沢徳州会病院の江原宗平先生を迎え、『さらなる Hybrid OR の可能性を求めて～脊椎手術および脊椎側彎症手術における有用性～』について脊椎手術を中心とした Hybrid OR での手術紹介について最新情報を、また術中に医師が我々技師に求める要望等を挙げていただきご教授いただく。

ワークショップでは、『Hybrid OR 構築の使用経験に基づく手術支援環境の留意点について』と題して 4 名のスペシャリストの先生方にご講演をしていただく。

### 1. 「ステントグラフト内装術」

東京慈恵会医科大学附属病院 山下 慎一 先生

### 2. 「経カテーテル的大動脈弁留置術」

大阪市立大学医学部附属病院 高尾 由範 先生

### 3. 「脳血管治療」

兵庫医科大学病院 松本 一真 先生

### 4. 「Hybrid OR の最新のトピックス」

シーメンスヘルスケア株式会社 アドバンスセラピー事業本部 Surgery 事業部

岩花 永以子 先生

山下先生にはステントグラフト内装術、高尾先生には経カテーテル的大動脈弁留置術、松本先生には脳血管治療について、各手技における現状報告および留意点についてまた、岩花先生には最新のトピックスについて講演いただき、多くの方にご参加お願いするとともに、活発な意見交換ができるものと期待したい。

（文責：甲山）

## 『ステントグラフト内装術』

Endovascular Aneurysm Repair

東京慈恵会医科大学附属病院

山下 慎一

### 1. 当院概要

東京都新橋にあり、病床数:1075 床, 診療放射線技師:69 名, 血管撮影装置 7 台を有す.

手術室は, 外来棟に 3 部屋, 病棟棟に 18 部屋あり, Hybrid OR 装置は病棟棟手術室に 3 台で, 血管外科専用装置 1 台(手術室 1 室), 脳血管内治療部専用装置が 1 台(手術室 4 室), 各科兼用装置が 1 台(手術室 5 室)あり, ステントグラフト内挿術は, 手術室 1 室および 5 室にて施行される.

手術室 1 室は, GE 社製の innova3100, 手術室 5 室は, シーメンス社製の Artis Zeego (2017 年 2 月より Artis Pheno)を導入している.

2006 年 7 月より, ステントグラフト内挿術が開始し, 2016 年 12 月までに約 2300 件, 施行されている.

### 2. Hybrid OR 室

日本ステントグラフト実施基準管理委員会から出された, 腹部ステントグラフト施設基準および胸部ステントグラフト施設基準を表 1 に示す. どちらの手技も手術室または血管撮影室に DSA 装置が常設されており, 大血管手術が可能な体制(麻酔科医, 看護師, 臨床工学技士も含む)を持つこととなっている. さらに胸部に関しては, 緊急外科手術への対応が確保された清潔な部屋が必要である.

ステントグラフトは, すべてオーバーザワイヤーであり, また使用するガイドワイヤーも 180cm から 260cm と長いことから足元の清潔野を確保する必要がある. 寝台が短い場合には, テーブル等を追加し清潔野を確保することも可能であるが, 寝台移動時に接触・破損が起きないように注意しなければならない.

検査室と操作室の位置関係は, 血管撮影室全体のスペースによって変わりますが, なるべく術者の背中側にあった方が, 医師の動作や必要画面の把握がしやすいと考えます. スペースが取れない場合は, 術者の左右どちらか(患者の頭側もしくは足側)の設定になるかと思います.

血管の露出や緊急手術等で無影灯が必要になるかと思いますが, 天井埋め込み型の無影灯ですと装置の陰で見えにくくなってしまう可能性があるため, 天吊りで, 術者が容易に位置を調整できるタイプのものが有用であると思います.

酸素・空気・吸引など配管については, ステントグラフト内装術に関しては, 手技上あまり邪魔になる事はないため, 麻酔科の立ち位置により各施設にて検討していただければと思う. 施設によっては取り回しがきくように, 寝台の下から配管を出している施設もあります.

腹部ステントグラフト実施基準(施設基準)  
手術または血管撮影室に DSA 装置が常設されており大動脈手術が可能な体制をもつこと

胸部ステントグラフト実施基準(施設基準)  
手術室あるいは清潔と緊急外科手術対応が確保された血管内治療室に DSA 装置が常設されており大動脈手術が可能な体制をもつこと

体制とは、麻酔科医、看護師、臨床工学技士を含め、人工心肺装置を用いた大動脈手術が可能な体制をいう。

日本ステントグラフト実施基準管理委員会より

Fig. 1

### 3. 腹部ステントグラフト内装術

大動脈瘤破裂による出血を防ぐために用いられるが、通常、腎動脈直下から両側の内外腸骨動脈分岐部直前までの範囲に挿入される。

当院では、全身麻酔もしくは腰椎麻酔下にて施行され(デバイスによっては穿刺)、その準備の間にカルテや医師より、手技のストラテジーを確認いたします。

まず、腹部全体の血管撮影正面像を撮影し、上行大動脈からデバイス挿入側の外腸骨動脈までの IVUS を施行し、血管径やステントを選択するための計測を行います。血管撮影でも一応計測いたしますが、IVUS と術前 CT の計測を主に使用します。

正常血管とステントグラフトの密着が長いほど、エンドリーク起こりにくくなることから、術前の CT を参考に腎動脈付近の動脈が直角視できるように頭側に C アームを振り、下位腎動脈の角度に合わせ RAO/LAO 方向に傾け造影後、ステントグラフトを留置いたします。当院では、通常完全にデプロイトメントせず、対側の開口部までの半デプロイトメントを行います。

次に、対側の外頸動脈より、対側ステントグラフト開口部にワイヤーを通し、ステントグラフトを留置します。

この際も内外腸骨動脈分岐部周囲の血管が見やすいように、術前 CT を参考に、内側・尾側方向にアームを振って留置を行います。その後、同側をデプロイトメントし、同様に内側・尾側方向にアームを振って留置します。

その後、入口部、出口部、接合部をバルーンにて、圧着を行い、IVUS で圧着具合を確認し、腹部全体の血管撮影手技終了となります。

血管を露出した場合、解離等がないか最後翼状針にて両側鼠径部の造影にて確認し、閉創。

麻酔を覚ました後、退出となります。

疾患によっては、腎動脈上までステントグラフトを

伸ばし、腎動脈にステントグラフトを留置するシュノーケリングという方法が用いられます。

外腸骨動脈までステントグラフトを伸ばした場合には、側副血行路を介して瘤内に血流が流れる可能性があるため、内腸骨動脈にコイル塞栓をする方法等が施行されます。

### 4. 胸部ステントグラフト内装術

胸部全体の造影を 3 分枝が分離できる角度(術前 CT を参照しますが、通常 LAO25° 位)と動脈瘤が観察しやすい RAO の 2 方向撮影。腹部同様に上行大動脈からデバイス挿入側の外腸骨動脈までの IVUS を施行し、計測を行います。

通常、左鎖骨下動脈に被らないようにステントグラフトを留置。その後、末梢にステントグラフトが必要な場合には追加します。症例によっては、先に末梢のステントグラフトを先に留置する場合もあります。

左鎖骨下動脈より近位までステントグラフトを伸ばす場合には、椎骨動脈経由で瘤内に血流が流れる可能性があるため、左鎖骨下動脈のコイル塞栓を行います。

左総頸動脈の先までステントグラフトを伸ばす場合には、バイパス術を併用する方法や左総頸動脈にステントグラフトを挿入するチムニー法などが用いられる。

胸腹部移行部の動脈瘤には、CT のデータをオーストラリアのメーカーにおくり、その患者用ステントグラフト

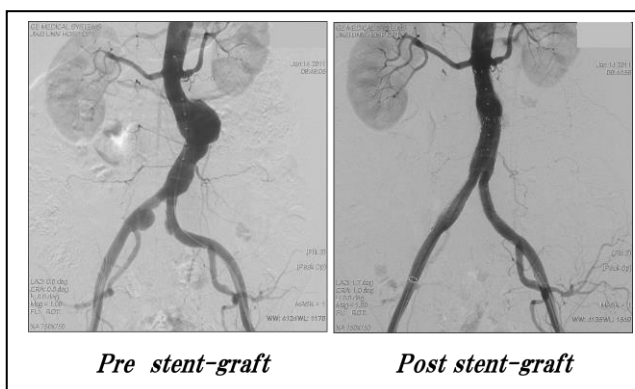


Fig. 2

を作成して、挿入する場合もある。

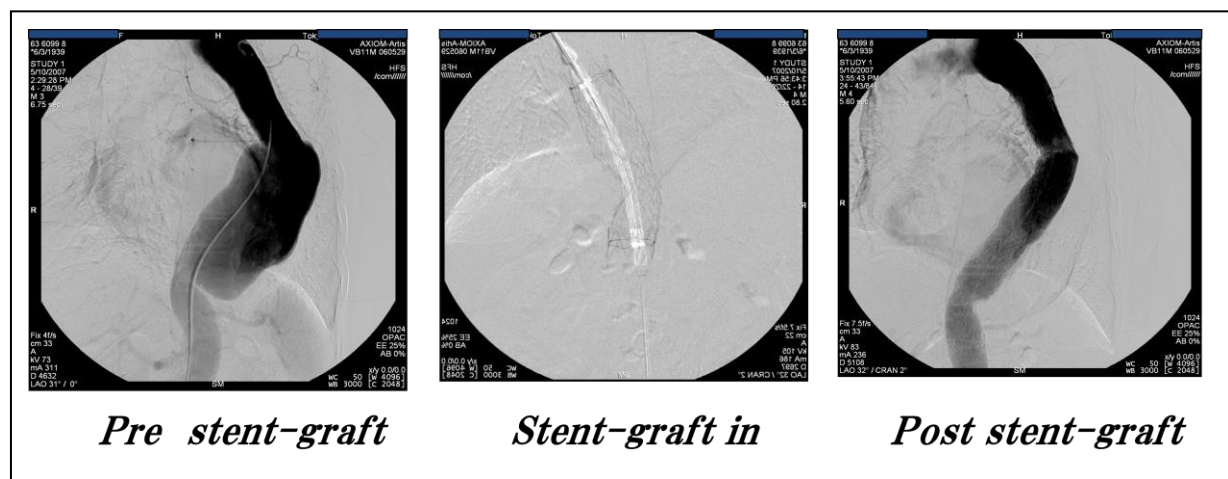


Fig. 3

## 5. 最後に

術者が、次にどのような画像や計測のデータが欲しいかを常に考えながら行動することが重要であり、術者の手技をなるべく止めないように心がけることで、検査時間の短縮、麻酔時間の短縮につながると考える。

また、特に腹部ステントグラフト内装術においては、穿刺部位と観察部位が近いため、術者被ばくが増大する可能性があり、防護対策も重要である。麻酔科医師や看護師、臨床工学技士と様々な職種が手技に関わるため、被ばく低減対策の啓発も重要となる。

## 参考文献

- 1) 大木隆生. 胸部大動脈瘤 ステントグラフト内挿術の実際. ( 2009(1) )
- 2) 大木隆生. 腹部大動脈瘤 ステントグラフト内挿術の実際. ( 2010(1) )

## 『経カテーテル的大動脈弁留置術』

### Transcatheter Aortic Valve Implantation

大阪市立大学医学部附属病院

高尾 由範

はじめに

大動脈弁狭窄症(aortic valve stenosis: AS)は、大動脈弁に生じた硬化性の変性により開放制限が起り、その結果として左室の後負荷増大を生じる疾患である。硬化性変性の原因は、リウマチ性、先天性、加齢変性(動脈硬化性変化)が主な原因である。その中でも、加齢性変性に起因した大動脈弁狭窄症は、高齢化が進む現状では増加傾向にある。この重症の大動脈弁狭窄症に対する有効な治療のひとつである経カテーテル的大動脈弁留置術(transcatheter aortic valve implantation: TAVI)は、Alain Cribierらにより開発された手技であり、ヒトに対する初めての施行は2002年に報告されている<sup>1)</sup>。本邦では、2013年10月に保険適用され、従来からのASの治療法である薬物治療、外科的手術に加わる第3の治療としての位置付けにある。TAVIの適応は、外科的手術による大動脈弁置換術が不可能あるいは、高リスクな高齢者である。非解剖学的、解剖学的な手術適応に加え、手術リスク、予後、合併症や脆弱度(frailty)などを含むQOLも考慮し、適応を評価する<sup>2)</sup>。

当院は2016年1月に73番目の実施認定施設としてTAVIを導入し、12ヶ月で71例のTAVIを経験した。本稿では、TAVIの適応と手技の流れ、当院の経験をもとにTAVIを安全に行うことを目的とした手技の支援について報告する。

#### 1 TAVIの手技と手順

TAVIは、硬化した弁組織を土台に生体弁を留置する手術であり、硬化した弁を除去して縫い付ける外科的手術での方法とは異なる(Fig.1)。現在、本邦で使用できるTAVI弁はバルーン拡張型弁と自己拡張型弁の2種類があり、弁輪や症例により使い分けられている。手技は大腿動脈からのアプローチ(transfemoral approach: TF)が基本となるが、TAVI弁は非常に大きいため、カテーテルを介して大動脈基部まで運ぶためには5-6mm程度の血管径が必要となる。血管径がそれ満たない場合には、径心尖アプローチ(transapical approach: TA)や鎖骨下動脈アプローチ、径大動脈アプローチなどの代替アプローチが選択される。一般的な手技の手順として、ここではTFの手技手順を示す(Table1)。

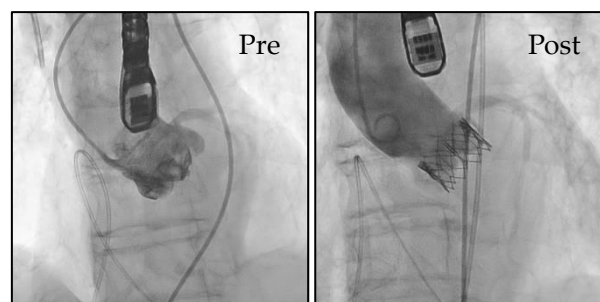


Fig.1 TAVI

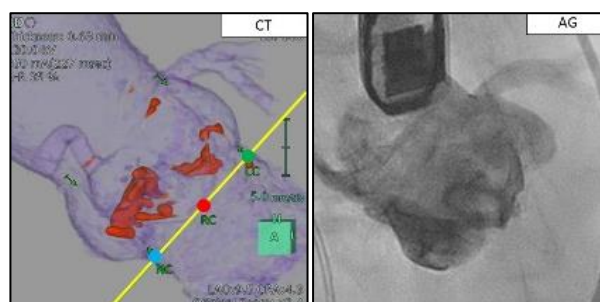


Fig.2 CTによる術前計画とWA



患者の入室後、麻酔を導入し、被験者の位置や体位の補正、経食道エコーの挿入を行う。体位の補正はCTの撮影時の体位に一致させるように行い、ドレーピングの前にCアームを挿入し、周辺機器や輸液ルートなどとの干渉や可動範囲を確認する。ドレーピング後は、静脈へ一時ペーシングカテーテル、動脈へ造影用のピグテールカテーテルを挿入する。ピグテールカテーテルを大動脈基部(右冠動脈洞)まで進め造影し、ワーキングアングル(working angle: WA)を決定する。WAは、3つの冠尖が垂直に並ぶ角度であり、Perpendicular viewと呼ばれる(Fig.2)。これは、術前のCTデータを用いて容易に推定できる。WAの決定後は、鼠径部の動脈にTAVI弁を挿入するための太径のシースを挿入し、硬化した大動脈弁にワイヤーを通過させる。ワイヤーは心腔の安定した位置に円弧を描くように留置し、ワイヤーの挿入により合併症が生じていないことを確認する。その後、TAVI弁が高度に石灰化した大動脈弁を容易に通過できるように、バルーン大動脈弁形成術(balloon aortic valvoplasty: BAV)を施行し(施行しないこともあり)、TAVI弁の留置手技に移行する。TAVI弁は、太径のシースの中をゆっくりと進められ、バルーン拡張型の弁においては下行大動脈でバルーンにマウントされた後、上行大動脈まで進められる。血圧が保たれていることを確認し大動脈弁を通過させ、留置位置を決定するための造影を行う。留置はラピッドペーシング下にゆっくりと行われる。TAVI弁は留置した直後より動き始め、弁として機能する。留置後は、経食道エコーや大動脈造影で弁周囲逆流と大動脈の合併症がないことを確認する。留置手技は1時間程度であり、入退室を含めたハイブリッド手術室の使用時間は3時間程度である(Table2)。

Table1 手技の流れ

1. 患者入室
2. 麻酔導入(術前カンファ)
3. 準備(体位の補正、経食道エコーの挿入、Cアームの動作範囲)
4. ドレーピング
5. WA(Perpendicular view)の決定 (造影: 8ml/s, 8ml)
6. 太径シースの挿入
7. ワイヤリング
8. バルーン大動脈弁形成術
9. 生体弁のデリバリー
10. 位置決め造影 (造影: 8ml/s, 8ml)
11. 生体弁留置 (造影: 8ml/s, 8ml)
12. 留置後の評価 (造影: 15ml/s, 25ml)
13. デバイス抜去
14. アクセスルートの評価
15. 閉創、退室

Table2 手技の概要

期間: 2016.01-2016.12

	TF	TA	ALL
症例数	55	16	71
冠動脈に関連する撮影を実施した症例	10 / 55	4 / 16	14 / 71
アクセスルートに関連する撮影を実施した症例	27 / 55	0 / 16	27 / 71
手術室使用時間(min)	180 ± 38	185 ± 35	181 ± 37
総撮影回数(回) *	12.1 ± 7.2	7.3 ± 2.2	11.0 ± 6.7
弁の留置手技に関連した撮影(回)	6.5 ± 1.9	5.9 ± 1.1	6.4 ± 1.8
透視時間(min) *	29.3 ± 10.7	13.4 ± 9.1	25.7 ± 12.3
空気カーマ値(mGy) *	348.6 ± 135.2	208.9 ± 121.1	317.1 ± 144.5
面積線量計値(Gycm <sup>2</sup> ) *	79.0 ± 117.1	208.9 ± 121.1	317.1 ± 144.5
造影剤使用量(ml) *	85.4 ± 26.8	71.6 ± 14.5	82.3 ± 25.2

\* CAG, PCI, アクセスルートの評価, PTA, internal endoconduitsによるTFアプローチに関連するCine, DSA, Single shotのデータを含む

## 2 ハイブリッド手術室

### 2.1 施設基準で求められるハイブリッド手術室<sup>3)</sup>

経カテーテル的大動脈弁置換術関連学会協議会は、ハイブリッド手術室の仕様を「TAVRを安全に施行するためのハイブリッド手術室に関するガイドライン」で定めている。ここでは、手技が清潔な環境で安全に行えることに加えて、合併症が生じた際には、速やかに冠動脈や末梢血管の治療、さらには開心術に移行できるような自由度の高いハイブリッド手術室が必要とされている。迅速な合併症の対応には、TAVIの手技に関わるスタッフの高い専門性に加え、術中の情報共有が必須である。ハイブリッド手術室の環境は、これらを容易に行えるように構築されるべきである。

### 2.2 当院のハイブリッド手術室

当院のハイブリッド手術室は、既存の手術室に血管撮影装置を設置する形で造設された。約50m<sup>2</sup>の



床面積は、ハイブリッド手術室としては狭小の部類である。ハイブリッドシステムは、PHILIPS 社製の血管撮影装置 Allura Clarity FD20 Flex move, Maquet 社製の手術用寝台 Magnus の組み合わせである。Flexmove を搭載した本システムは、自由度の高いレイアウトが可能であるだけでなく、C アームを使用しない場合には、大きく退避して必要なスペースを設けることができる。TAVI の協議会の推奨は床面積 60 m<sup>2</sup> 以上を下回ってはいるが、装置の仕様やレイアウトの工夫などにより目的を達成できている。また、当院では、アプローチ (TF または TA など) によって手術室のレイアウトを変えており (Fig.3), 術者の立ち位置に合わせて C アームや周辺機器の配置が変わる。体外循環装置は室外 (手術室と同等の空気清浄度) に準備されている。

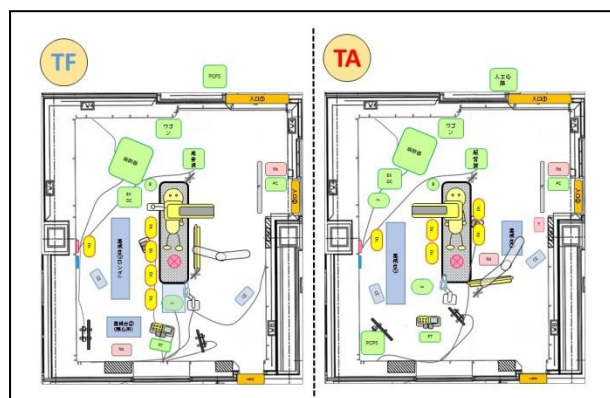


Fig.3 アプローチに合わせたレイアウトの例



Fig.4 手技環境

## 2.3 モニタの配置、入力およびレイアウト

ハイブリッド手術室のモニタは術者が手技を行うためだけでなく、情報の共有にも重要な役割を果たす。特に多くのスタッフの協働が求められる TAVI では、視覚による情報共有が極めて重要と考える。スタッフの配置に合わせて複数のモニタを配置することで、チームとしての情報共有が可能となる。当院では、メインのモニタに加え、床置き式の大型移動型モニタ、天井懸垂式のモニタなどが寝台を取り巻くように配置されている。メインのモニタは、術者が手技を行いやすいように血管撮影室と同様に術者の目線の高さに透視画像を配置している (Fig.4)。メインとなる大型モニタには、透視画像と生体情報を中心に経食道エコーや CT 画像などを表示している。手技の進捗や状況により、これらの表示位置を切り替えている。

## 2.4 各職の役割と人数

各職の高い専門性が求められる TAVI では、ハイブリッド手術室をはじめとするハードの整備だけでなく、人材の育成やハートチームの構築などソフトの整備が不可欠である。当院では、1 症例に 10 名を超えるスタッフが携わる (Table.3)。その内、診療放射線技師は 2 名で血管撮影装置や造影剤注入器の操作、ポリグラフィの操作などを担当している。しかしながら、実際手術に携わるスタッフはハートチームの一部である。毎週行われるハートチームカンファレンスには、直接手術に携わらない病棟の看護師や理学療法士、CT 室のスタッフなども参加しており、TAVI には多くの職種の間与していることができる。

Table3 各職の役割と人数

職種	役割	人数
麻酔科医	患者管理	1
循環器内科医	手技	2
心臓血管外科医	手技	2
循環器内科医	経食道エコー	1
放射線技師	Cアームの操作 ポリグラフィの操作 インジェクターの操作	2
看護師	直接助、外回り	2
臨床工学技士	生体弁の準備 ペーシング 体外循環装置操作	2

### 3 TAVI の支援

TAVI では、各スタッフがそれぞれの役割を確実に果たすことが求められている。当院における診療放射線技師の役割は、術前および術中に集約される。術前においては、CT の撮影と解析、カンファレンスでの報告を担当し、術中においては、前述のような装置の操作を担当している。

#### 3.1 術前支援のポイント(CT の撮像と解析)

他の IVR と同様に TAVI でも CT 画像を用いた計測から使用するデバイスのサイズを決定するが、TAVI 弁の種類により計測する心位相や計測断面も異なる。特に CT 画像では、留置時の合併症とリスクを予測することが求められている。計測は、弁輪の大きさを計測するのみではなく、種々の計測値から大動脈基部の構造を詳細に明らかにするために行う (Fig.5)。カンファレンスでは、カテーテルやバルーンなどのデバイスとアクセスする血管や大動脈基部の構造との干渉を中心に報告している。

#### 3.2 術中支援のポイント

手技は極めてシンプルなため、手順を理解することで C アームの操作は容易に行えるようになる。重要なことは合併症発生時の対処が迅速に行えることであり、心停止や他の血管内治療、外科手術への術式変更などへの対応が求められる。C アームの角度の変更や退避などは、他のスタッフと連携を取りながら行う必要があるため、日ごろからのコミュニケーションが不可欠と考える。また、これらを迅速に行うために、C アームの可動範囲や退避位置などは詳細に検討しておくことが望ましい。

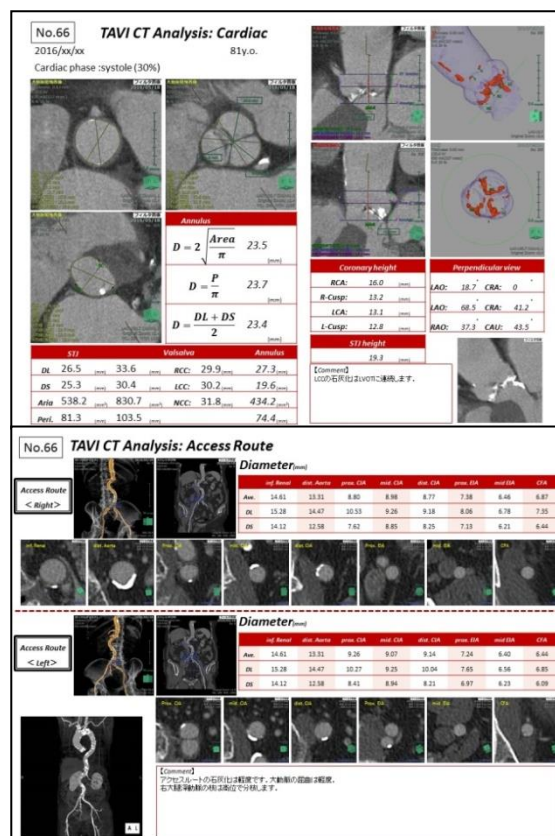


Fig.5 CT による計測

### 4 まとめ

TAVI の適応や手技、TAVI を安全に行うことを目的とした手技の支援について当院の経験を報告した。ハイブリッド手術室は安全な TAVI の実施に不可欠な設備である。また、手技の安全性はハートチームが機能することで、さらに向上すると考える。

#### 参考文献

1. Cribier A, Eltchaninoff H, Bash A, et. al. Percutaneous Transcatheter Implantation of an Aortic Valve Prosthesis for Calcific Aortic Stenosis First Human Case Description. Circulation; 2002(24): 3006-3008.
2. 経カテーテル的大動脈弁置換術実施施設基準. TAVR 関連学会協議会. 2013.
3. 先天性心疾患、心臓大血管の構造的疾患 (structural heart disease) に対する カテーテル治療のガイドライン. 日本循環器学会 2012-2013 合同研究班. 2014:67-70.

## 『脳血管治療』

### The Cerebrovascular Treatment

兵庫医科大学病院

松本 一真

#### 1. 背景

近年急速に普及している Hybrid OR は、胸腹部大動脈瘤や、構造的心疾患に対する治療を目的として設置されることが多い。多くの Hybrid OR は「空気清浄度 class II 以上であること」、「手術室面積は 60m<sup>2</sup>以上あることが推奨される」など、経カテーテル的大動脈弁置換術実施施設基準を満たす要件で設置されている。

上記のように Hybrid OR は心臓血管外科領域の手術で使用されることが多いが、その他の使用方法是、脳神経外科領域や脊椎外科領域など各施設で多様化しているものの、使用方法をはじめとしたさまざまな情報は施設固有で構築されており、広く共有されているとは言い難い。

Hybrid OR の特徴として、IVR のみの使用ではなく、外科手術にも使用できる寝台であることがあげられる。Hybrid OR は、手術室に設置されているため、全身麻酔用の器材や手術器具が配置され、また、多くの无影灯や生体モニタが天井に設置されていることが大きな特徴である。設置される機材が多くなると、当然のことながら、広いスペースが必要になるとともに、麻酔科医や臨床工学技士、看護師などそれらに携わる人員も多くなり、それぞれの動線や業務手順は普段の IVR とは大きく異なり、すべての職種が連携し、最良のスキルを発揮できることが必須であり、チーム医療の必要性は高い。

#### 2. 当院の Hybrid OR

当院の Hybrid OR は、ロボット技術を応用した Artis zeego(シーメンス社)と本格的な手術台 MAGNUS(マッケ社)を組み合わせたシステムを設置している。(Fig.1)



Fig.1 Artis zeego(シーメンス社)  
& MAGNUS(マッケ社)

#### 3. 脳神経外科領域における Hybrid OR の使用について

当院の脳神経外科領域における Hybrid OR は、脳動脈瘤に対するクリッピング術の確認造影や動脈瘤の母血管に対する血流コントロールのための一時的なバルーン閉塞、ニューロナビゲーションシステムガイド下脳腫



瘍手術のための CBCT 撮影, d-AVF に対する開頭直接穿刺によるコイル塞栓術, 頸動脈内膜剥離術(CEA)後の頸動脈直接穿刺による確認造影などに使用している。もちろん, 通常の全身麻酔下の脳動脈瘤に対するコイル塞栓術も施行されている。について, システム構築を行う上での留意点や問題点を述べる。

#### 4. 脳神経外科領域における Hybrid OR の使用方法と留意点

脳神経外科領域で Hybrid OR を使用する際, 手技に応じて 2 種類の寝台を用いる(Fig.2, 3)。2 種類の寝台は取り外しが可能であり, 用途に応じて交換する。IVR 用寝台のパニング機能は電磁ロック式では無いため操作性は乏しく, 当院では技師によるアーム操作にて細やかな位置合わせまで行っている。外科手術用寝台は分割式に可倒することができるため, 頭低位や頭高位, 半座位など, 自由な体位をとることができる反面, 寝台の構造上, 金属部分も含まれ, 体幹部を透視・撮影する際は障害陰影となる。寝台には外科手術の際, 頭部の固定を行うメイフィールドを設置することができ, 透視・撮影を行うことを考慮し, カーボン素材となっている(Fig.4)。

通常, 脳動脈瘤のコイル塞栓術や開頭直接穿刺によるコイル塞栓術, CEA 後の確認造影などは IVR 用寝台で施行されることが多く, 脳動脈瘤に対するクリッピング術や半座位で行う脳腫瘍の手術などは外科手術用寝台で施行されることが多い。その中でも, マイクロサージェリーを使用する脳動脈瘤に対するクリッピング術はメイフィールドによる頭部固定が必須であり, 術中は清潔のシートで固定具を含め全体が覆われるため(Fig.5), 血管撮影装置と干渉しないか, あらかじめテストランすることが必要となる。

脳神経外科領域に限ったことではないが, Hybrid OR で施行される手技は多岐に渡り, 手技毎で器材やモニタはもちろん, 人員の配置も大きく異なる。Fig.6 に当院で施行する脳動脈瘤のクリッピング術の器材と人員配置を示す。これらを決定する際は, 手技毎に施行科, 麻酔科, 看護師, 診療放射線技師が参集し, シミュレーションしたうえで手順を確立するとともに, 臨床上問題がある場合は情報を共有し, 随時更新していく。



Fig.2 IVR 用寝台



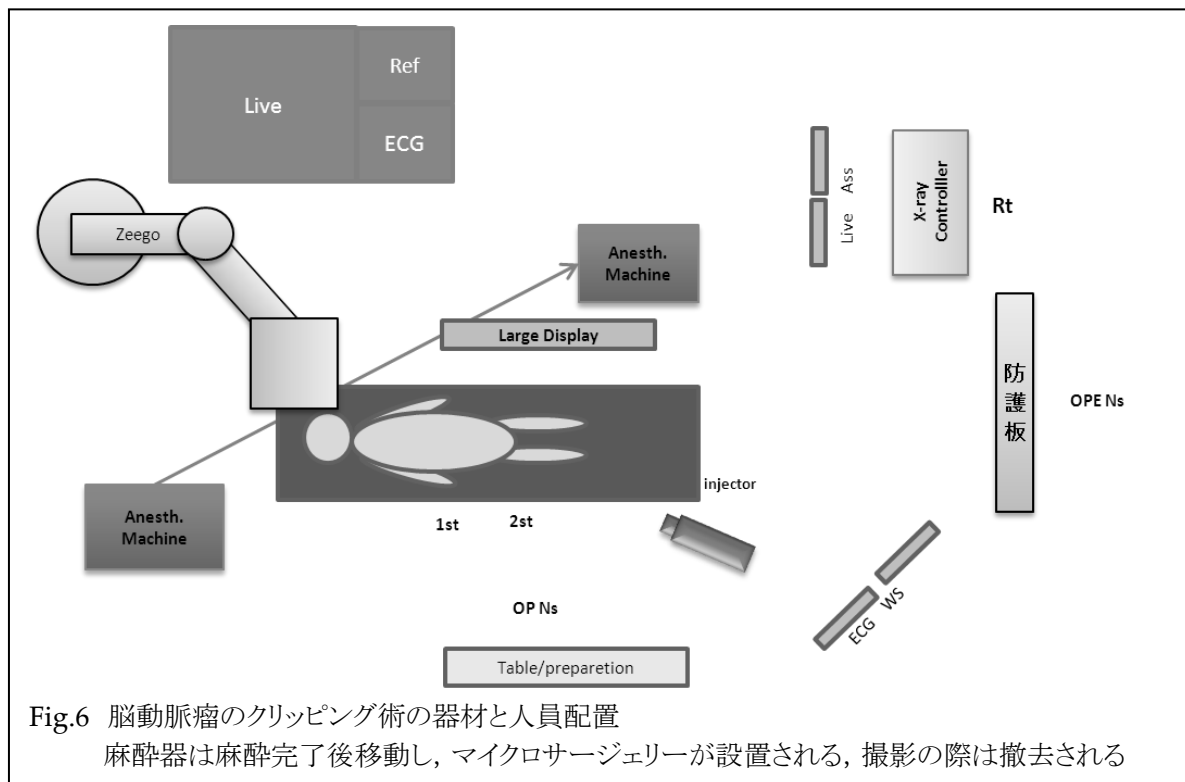
Fig.3 外科手術用寝台



Fig.4 カーボン製メイフィールド



Fig.5 シーツで覆われた状態



## 5. まとめ

脳神経外科領域における Hybrid OR の使用は, その手技により寝台はもちろんのこと, 患者の体位や術者の立ち位置也多岐に及ぶ. 血管撮影装置を併用することにより, 各スタッフや機器の配置を入念に検討することが必要である.

## 『Hybrid OR の最新のトピックス』

What is happening in Hybrid OR

シーメンスヘルスケア株式会社

岩花 永以子

### 1. はじめに

現在、全国で 200 以上の施設で稼働しているハイブリッド手術室ですが、そのほとんどは経カテーテル的大動脈弁置換術（TAVR）を行うことが目的で設置されています。シーメンスの装置が設置されているハイブリッド手術室は、現在全国に約 80 室ありますが、その約半数において、多軸型血管撮影装置 Artis zeego が使用されています。Artis zeego は、多関節を持つ特徴的な構造から、非常に柔軟な動きに対応でき、テーブルがチルトした状態でも透視・撮影・回転撮影を行うことができます。現在、TAVR のみならず、血管外科、脳神経外科、整形外科、耳鼻咽喉科や救急など様々な治療へ使用が拡大しています。

### 2. 椎体領域の手技を Hybrid OR で

特に、整形外科の脊椎領域においては非常に注目されており、急速に使用率が高まっています。その背景には、2012 年より湘南藤沢徳洲会病院 脊髄・脊椎センター、江原副院長のもとで稼働が始まった「Spine Hybrid OR」の影響が大きいですが、注目されている理由には、主に 2 つあると思います。①これまでの外科用 C アーム等のシステムと比較して、大視野フラットディテクタ（約 30x38cm）を活かした広範囲での椎体撮影が可能であることと、②ナビゲーションシステムとの”連動”の 2 点が挙げられます。まず、①については、一度の撮影で 5～6 椎体を一度に撮影することができるため、3 回程度の撮影で脊椎全体をその場で確認することができます。さらに、②ナビゲーションシステムとの”連動”については、Artis zeego で撮影されたコーンビーム CT\*画像をナビゲーションシステム、ブレインラボ社製 CURVE に直接オンラインで転送し、レジストレーションが可能であることです。5～6 秒で撮影したあと、数秒で CURVE への転送が完了し、同システム上でのレジストレーションが可能となるため、手技時間の大幅な短縮とより正確なナビゲーションが可能となります。このように、ハイブリッド手術室は心臓領域のみならず先生方のアイデアを得て、私達の想像を超えた広がりを見せています。その上で、これまでの Artis zeego でご要望を頂いていた部分を改善し、さらにこれまでの装置になかった新しい技術を備えた次世代 X 線透視撮影装置”ARTIS pheno”が誕生いたしました。

### 3. Hybrid OR 対応装置

“ARTIS pheno”は Artis zeego をベースに、よりハイブリッド手術室に対応できる機能と性能を搭載した最新の装置です。Artis zeego が特異としていたフレキシブル ISO センターはそのままに、新しい機能・性能を搭載しています。例えば、C アームのスペースを 95.5cm まで広げ、多くのアクセサリをテーブルに付けても C アーム操作がし易いようになりました。また、フラットディテクター(FD)には、Artis Q.zen に搭載している zen テクノロジーを採用した、最新の 30 x 40cm サイズのフルフォーマット・フラットディテクターを搭載し、C アームのスペースが広がった事による被ばく増大を抑え、従来以上の低被ばくと高画質を期待できる最新のディテクターを搭載しています。さらに、新しい発想として、感染症を防

ぐための具体策も施されました。天井部分への設置物を一切なくしたため、天井からのホコリや落下菌を心配する必要がなくなりました。さらに、装置のカバーに関しては接合部分の溝を無くし、抗菌・防水加工が施され、装置の清潔を保つと同時に術後の清掃を簡単にしました。このように、Hybrid ORでの稼働を考えた作られた ARTIS pheno は、新たな領域での可能性を広げるとともに、Hybrid OR でますます活躍の活躍が期待されます。

## 『逐次近似再構成画像の臨床応用』

Iterative Image Reconstruction for CT: Clinical Application

広島大学大学院医歯薬保健学研究院 放射線診断学

栗井 和夫

### 1. 逐次近似画像再構成法の概略

CTにおける逐次近似画像再構成 (iterative reconstruction: IR) とは、「逆投影」と「順投影」のプロセスを繰り返す中で徐々に真の再構成画像に近づけていくという画像再構成法であり、理論的に投影データを正確に断層画像に変換することが可能である。しかしながら、IR では、線量不足などで投影データに画像ノイズを含む場合には、断層画像上に画像ノイズ等も忠実に再現してしまう。したがって、ノイズを除去するアルゴリズムを組み合わせなければ、IR において高画質な画像を得ることはできない。実際に、各 CT ベンダが IR と呼んでいる再構成法のほとんどは、統計的手法によるノイズ除去と反復的な画像処理によるノイズ低減処理を組み合わせた再構成法である。

現在、IR とされる方法には2つのものがあり、注意が必要である。一つは、Full IR (あるいは True IR, Model based IR) と呼ばれるものであり、真の意味での IR である。Full IR では、逆投影 (再構成) と順投影を繰り返しながら、最適な再構成パラメータを探索することで、正しいと判断されるデータや矛盾のないモデルのみを画像へ反映していく再構成法である。順投影のプロセスに光学系などの詳細なスキャナモデルや統計的ノイズ推定等を組み入れることで、より精度の高い再構成画像へと収束させることが可能であるが、画像演算に時間がかかるのが欠点である。他の一つは、Hybrid IR と呼ばれるものである。Hybrid IR は、画像再構成プロセスはフィルタ逆投影法 (FBP) と同様であるが、それに加えて投影データおよび再構成画像において統計的かつ反復的なノイズ除去アルゴリズムが組み込まれているものである。Hybrid IR は従来の FBP と本質的には同じである。このため、演算時間は FBP と実質上はほぼ同様であるが、Full IR ほどの画質改善は得られない。本稿は、主に Full IR について述べる。

### 2. 逐次近似画像再構成の特徴

Full IR は、従来の FBP による画像再構成と比較して、演算時間は長いものの、画質の面で種々の Advantage を有している。それらについて概説する。

#### 1) 高周波ノイズの抑制

図1は、ファントムを 70, 35, 15 mA で撮影した場合の、FBP および Full IR の noise power spectrum を比較したものである。0.3 mm<sup>-1</sup> 以上の周波数の領域では、いずれの線量においても Full IR は FBP と比較して noise の抑制効果が強い。この傾向は、特に低線量となるほど著明となり、Full IR では 15 mAs の低線量撮影でも 70mAs とほぼ同等のノイズ量となっている。これは、臨床においては、肺や骨の高分解能 CT といった高コントラストで微細な構造物の描出を求められる領域の改善に大きな効果を発揮する。我々の検討でも、肺高分解能 CT の場合、標準線量 (7 mGy 程度) で撮影し hybrid IR で再構成した画像と低線量 ((3 mGy 程度) で撮影し full IR で再構成した画像では、肺結節の検出・内部性状や辺縁性状の描出には統計学的有意差は認めなかった。

これに対して、0.2 mm<sup>-1</sup> 以下の低周波領域では、いずれの線量においても FBP および Full IR の noise pattern はほぼ同じであった。このことは、臨床においては、腹部 CT における肝腫瘍の検出のように低コントラストの構造物を検出することは Full IR をもってしても FBP と同等に困難であることを意味する。



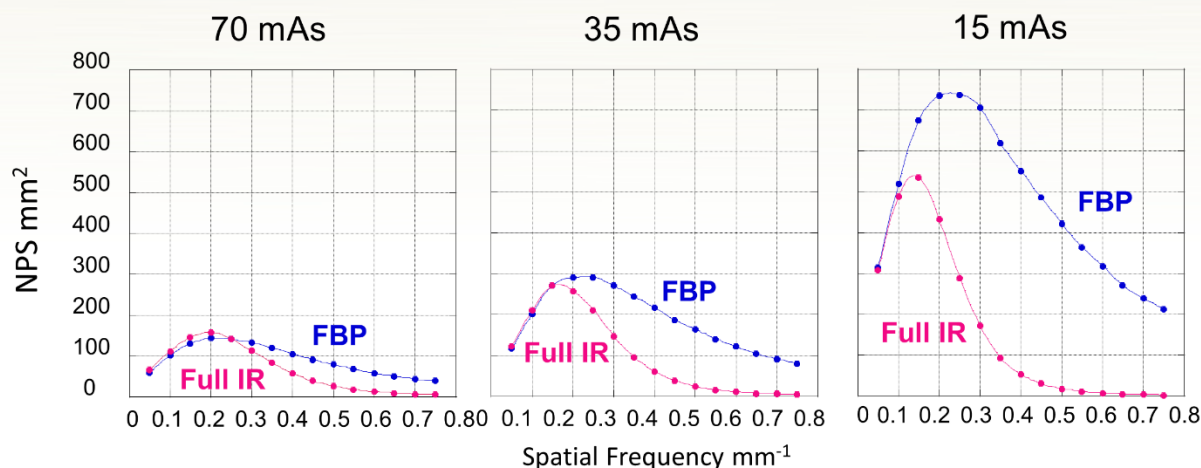


図1. 標準線量(70 mAs), 低線量(35 mAs), 低線量(15 mAs)におけるFBPとFull IRのnoise power spectrum.

## 2) 空間分解能の向上

Full IRでは、FBPやhybrid IRと比較して空間分解能は向上する。しかしながら、空間分解能の向上は、CT装置にハードウェア(X線管球の焦点サイズ、検出器開口幅、ジオメトリ、撮影時の微細な振動)に規定される空間分解能(ATF)を越えるわけではないことに留意を要する。空間分解能の向上は、ブルーミングアーチファクトの抑制や構造の輪郭の先鋭化、小さな構造物のCT値の精度の改善等につながる。臨床においては、心臓CTの石灰化スコアの精度向上、動脈ステント内部の新生内膜の描出、CT angiographyにおける微細血管の描出能向上等が期待される。

## 3) ビームハードニングアーチファクトの抑制

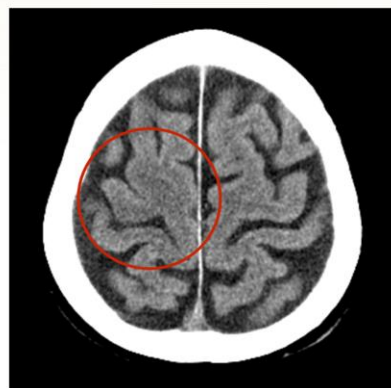
順投影のプロセスで線質硬化現象をシミュレーションすることにより、従来よりも正確なビームハードニング補正が可能となる。我々が使用しているfull IR(FIRST, Toshiba Medical Systems)では、収集した投影データから作成された画像を、骨、水、およびそれらの中間物質で表し、各物質における透過長から、連続X線において発生するビームハードニング効果に対する補正処理を投影データ上で行う。さらに、これらの補正は、コーン角も考慮した正しいX線パス長を用いて行う。これらの処理により従来よりも強力にビームハードニングアーチファクトの抑制が可能となっている。このビームハードニングの抑制は、頭部CTにおいて顕著な効果を発揮し、脳の灰白質・白質コントラストの改善、急性期脳梗塞の描出の向上につながる(図2)。

## 4) アンダーシュートアーチファクトの抑制

FBPでは、逆投影時にコンボリューションカーネルを使用するために、構造物の辺縁に沿って黒い線が認められることがあり、これは肺や骨等に使用する高周波カーネルにおいて著明である。従来のFBPによる再構成画像では、側頭骨の高分解能CTにおいて、蝸牛や三半規管内に小さな気泡様の構造がしばしば見られるが、これは多くの場合、コンボリューションカーネルにより生じた偽像である。Full IRでは原理的にコンボリューションカーネルは使用しないため、このような偽像がない自然な画像を得ることができる。

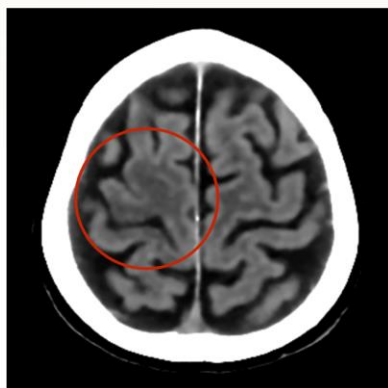
## 5) ストリークアーチファクトの抑制

FBPでは、胸部CTの肩部では肩甲骨によりストリークアーチファクトが強くなるが、このようなストリークアーチファクトもFull IRでは抑制が可能である。



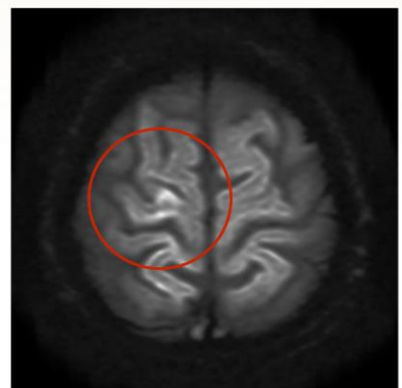
FBP

皮質白質コントラスト 7.87HU  
皮質白質CNR 2.15



Full-IR (Brain LCD)

皮質白質コントラスト 9.62HU  
皮質白質CNR 5.37



拡散強調像

図 2. 70 歳代, 女性, 急性期脳梗塞. 右中心溝の腹側の灰白質-白質コントラストの低下が Full IR で明瞭に描出されている. 拡散強調像では同部に拡散制限が見られ, 急性期脳梗塞と確認できる.

### 3. おわりに

Full IR により再構成された画像は, 上述のように, 多くの優れた画像特性を有し, 今後, 登場する Ultra-high resolution CT, Photon counting CT 等の新しい CT の基盤技術となりうるアルゴリズムである. 今後の課題は, 画像演算時間の短縮であるが, これについては計算機の進歩によりいずれ解決されるであろう.

## 『逐次近似再構成画像の臨床導入』

座長: 千葉市立海浜病院 高木 卓

藤田保健衛生大学病院(撮影部会委員) 井田 義宏

---

日本放射線技術学会撮影部会では 2015 年 9 月 25 日「X 線 CT 撮影における標準化」—GALACTIC—改訂 2 版を発行した。改訂にあたり逐次近似再構成法の標準化に関する議論も多くなされた。X 線 CT における逐次近似(応用)再構成は、画質改善、特に画像ノイズの低減効果を期待され、被ばく低減のツールとしても臨床利用が進んできている。

しかし、原理上非線形の画像再構成法であるため、撮影条件や被写体条件による画質の変化が一様でないことが臨床利用の標準化を困難にしている。加えて、検査部位に応じた逐次近似(応用)再構成の画質に関するエビデンスが十分得られていないことから、改訂 2 版では、検査部位毎の画質基準に逐次近似(応用)再構成の記述を見送り、従来からの **filtered-back-projection : FBP** 法で定義することとなった。逐次近似(応用)再構成については、臨床導入に役立つよう **Appendix** として、画像評価法と画像特性を記載することにとどめられた。

今回のワークショップでは、臨床導入に対するポイントやピットホールなどの議論を通じて現時点での有効な利用法や限界を探り、今後の研究課題を明らかにしたいと考えている。

物理特性に関しては、被写体の目的(task)を考慮した **task-base** の解析法が限定的に適応可能となってきた。現状では少ない **task** の解析はされているが、臨床画像の膨大な **task** の解析には至っていない。このため、臨床画像の評価を並行して行うことが現実的であり、今回は代表的な部位として、頭部、胸部、腹部について、現時点での臨床利用の「落としどころ」と、画質の最適化に関して不足しているエビデンスやその解決法などの議論を行う予定である。

このワークショップを契機に研究が進むことを期待し、さらに数年後に控えた **GALACTIC** の改訂時には、各プロトコルシートに逐次近似の標準的手法が記載されることを望んでいる。

## 『物理特性』

### Image Quality of Iterative Reconstruction in Computed Tomography

宮城県立がんセンター

後藤 光範

#### 1. はじめに

逐次近似再構成 (iterative reconstruction: IR) や逐次近似応用再構成 (hybrid iterative reconstruction: hybrid-IR) はフィルタ補正逆投影法 (filtered backprojection) と比べ低線量で撮影可能とされている。一方、撮影条件や被写体により再構成画像の物理特性が変化することも指摘されており、その特性を把握することは撮影条件設定の上で有用である。

ここでは、逐次近似再構成画像を含めた標準化を目指すということで、現在広く普及している hybrid-IR の特性を整理する。

#### 2. 逐次近似再構成画像の物理特性

逐次近似の物理特性は「非」線形であることが知られている。すなわち、コントラスト、検出器入射線量(設定線量、被写体サイズ)、雑音低減の強度等にて処理の特性が変化することが、いくつかの論文にて報告されてい

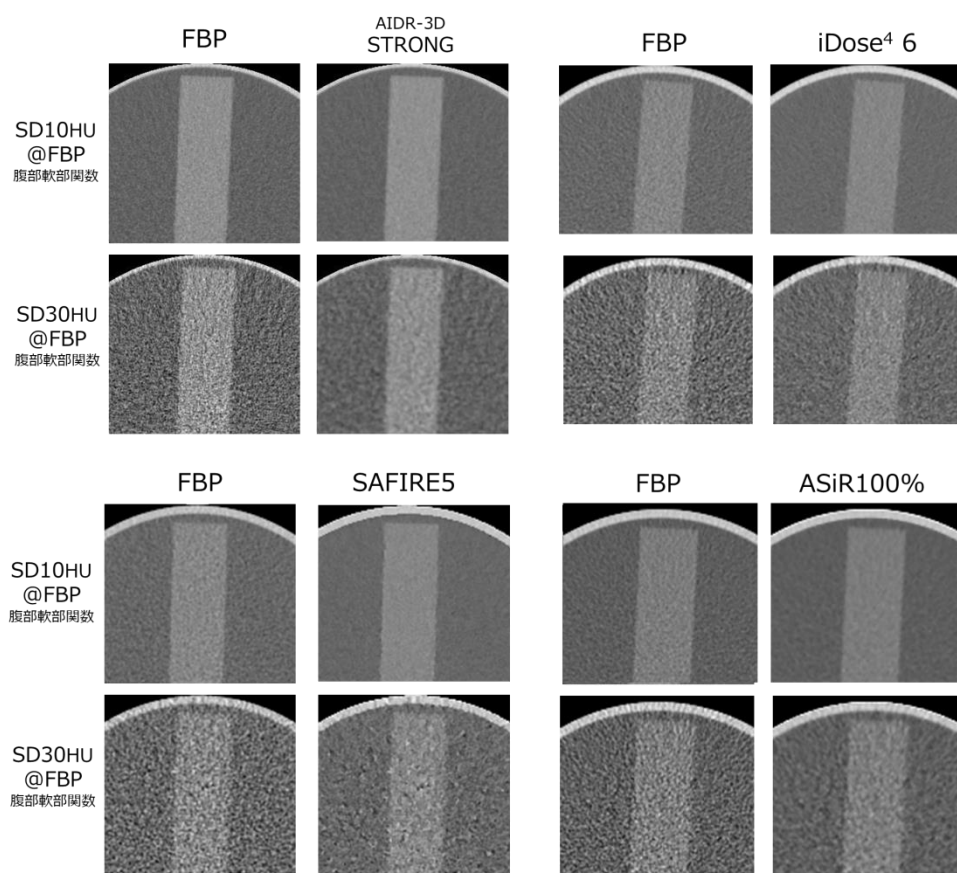


図 1. hybrid-IR の画像

約 50HU のブロックを 20cm φ の水中に固定したもの. hybrid-IR の画像の方が FBP より雑音が減っている。一方、元画像(FBP)の雑音が大きいかほど hybrid-IR による画像の変化が顕著となる傾向である。

る。しかし、その特性も各社毎に異なり、一つの検討例の報告があったからといって逐次近似再構成全般に言えることではないのが現状である。

図1は4種の hybrid-IR におけるブロックエッジの画像である。元画像 (FBP) の雑音が少ない (線量が多い) ときと雑音が多い (線量が少ない) ときの 2 つの条件にて撮影したデータより再構成している。各社とも、 hybrid-IR の画像への影響を確認するため、あえて強い強度に設定した。FBP の画像も一緒に示しているが、 hybrid-IR の画像で雑音が減っているのが確認できる。また、線量が少ない時の方がより hybrid-IR の特徴が出ているのが目立つ。つまり、線量が少なくなるほど hybrid-IR の影響が強くなるものが多いと考えられる。

それぞれのエッジレスポンス (ブロックエッジのエッジスプレッドファンクション (edge spread function: ESF) の微分をフーリエ変換したもの) を図2に示す。通常の物理特性でいうところの解像度に相当するが、逐次近似再構成においては、対象や条件により測定結果が変化し、定量的な値として示すこと難しいため、本稿では便宜的にエッジレスポンスと呼ぶこととする。

コントラストが 50HU のブロックエッジでは、各社、低線量時にエッジレスポンス低下の傾向を示していた。しかし、その挙動は同じではなく、それぞれのエッジレスポンスは線量に依存するもの (AIDR 3D, iDose<sup>4</sup>, SAFIRE) と依存しないもの (ASiR) に分かれた。AIDR-3D は線量が多い時には若干の低下であったが、低線量時にはレスポンスは大きく低下した。iDose<sup>4</sup> は SD10HU の時には明らかなレスポンス低下を認めなかったが、低線量時に若干の低下をみとめた。SAFIRE は線量による変化が大きく、SD10HU の時にはレスポンスは向上し、低線量時には低下する傾向であった。ASiR は線量依存は認めなかったが、よりコントラストのあるものに関しては線量によりレスポンスが変化することも報告されており、対象被写体によるものと考えられる。それぞれの hybrid-IR において、過去の報告では、コントラスト、強度等においても変化することが知られており、臨床応用を考える際には元画像の SD やコントラスト、 hybrid-IR の強度等を考慮し設定する必要がある。

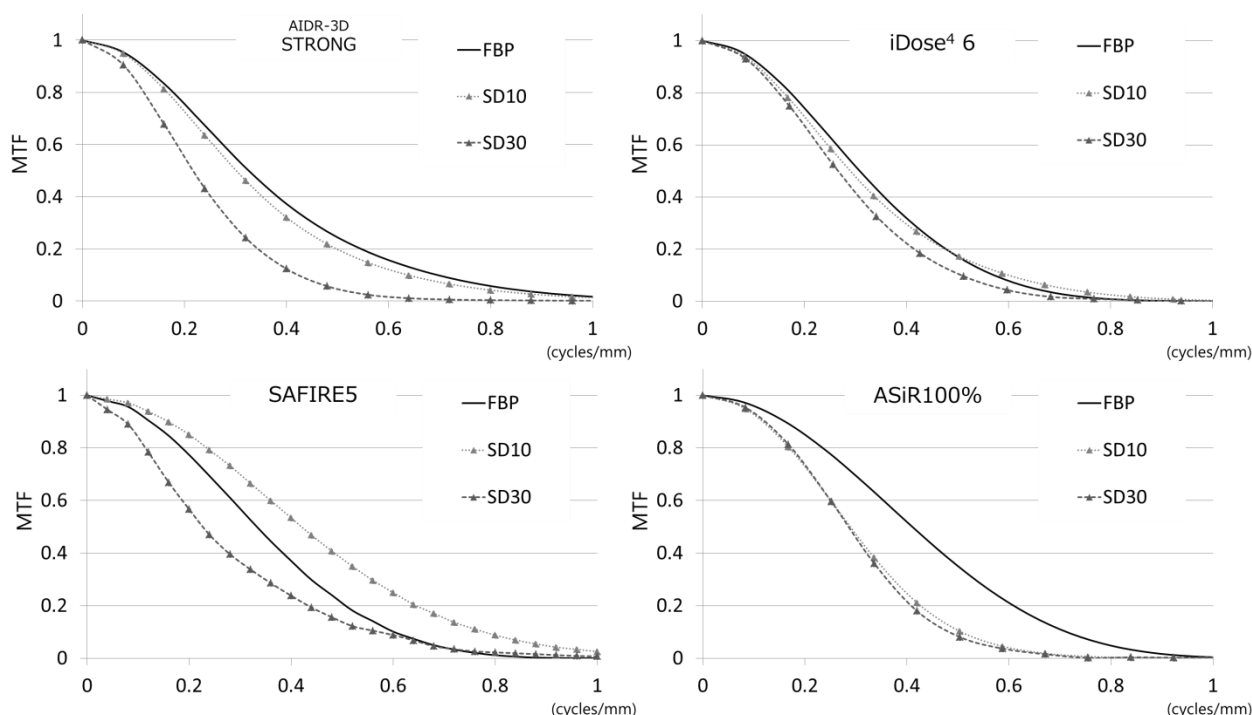


図2. hybrid-IR によるエッジレスポンスの変化

図1における、FBP と hybrid-IR のエッジレスポンス。実線は FBP、破線は hybrid-IR。元画像 (FBP) の雑音が多いほど hybrid-IR によりレスポンスが低下する傾向である。

図 3 は 20cm  $\phi$  の水ファントムより求めたノイズパワースペクトル (noise power spectrum: NPS) である。FBP にて SD40HU のデータで再構成した。スライス厚は 5mm, 再構成関数は腹部標準関数を用いた。各社とも低周波数域はほぼ同一で, 高周波数域の雑音が顕著に低下している。他社の結果も同様であった。信号の描出能は, 信号のパワースペクトルの周波数成分と重なる雑音成分が大きく影響すると言われており, 関心対象と照らし合わせることで, 描出能等を検討する際の一助となると考える。

図 4 は体軸方向のレスポンスを見るため, 薄い円盤を用いて体軸方向のプロファイルを求めたものである。コントラストは 50HU, 設定スライス厚は 0.6mm で, hybrid-IR は iDose<sup>4</sup>を用いた。hybrid-IR によって, 体軸方向へのレスポンス低下(スライス厚が厚くなる)が認められた。

### 3.まとめ

hybrid-IR の物理特性は, FBP とは異なる挙動を示すことが明らかになった。さらに, 各 hybrid-IR で異なる挙動を示す。非線形な挙動を示す処理の挙動を完全に把握することは困難であるが, 線量依存, コントラスト依存等がどの程度あるのかを, 大まかにでも把握しておくことが条件設定上で有用であると考ええる。

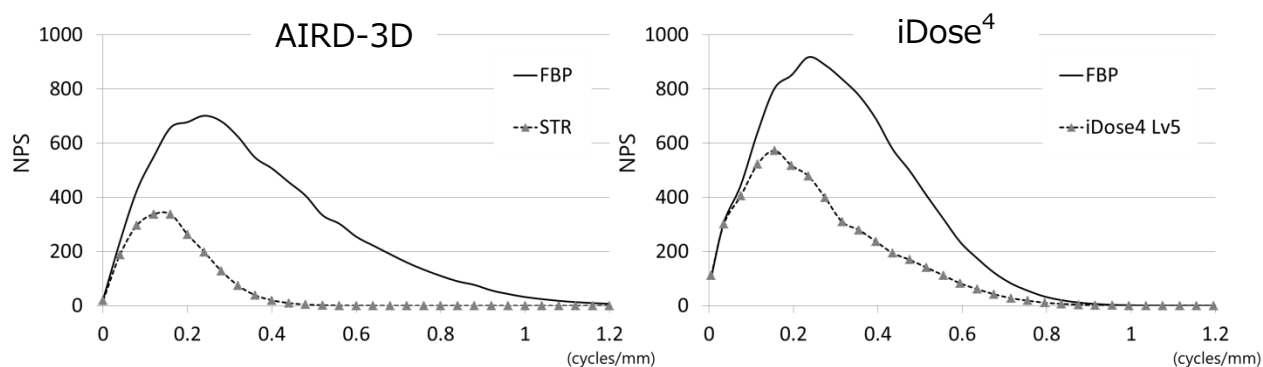


図 3. FBP と hybrid-IR のノイズパワースペクトル

FBP にて SD40HU となる条件にて撮影した, FBP と hybrid-IR の NPS. 実線は FBP, 破線は hybrid-IR. hybrid-IR の雑音は明らかに減っており, 特に高周波数域の雑音が顕著に低減されている。

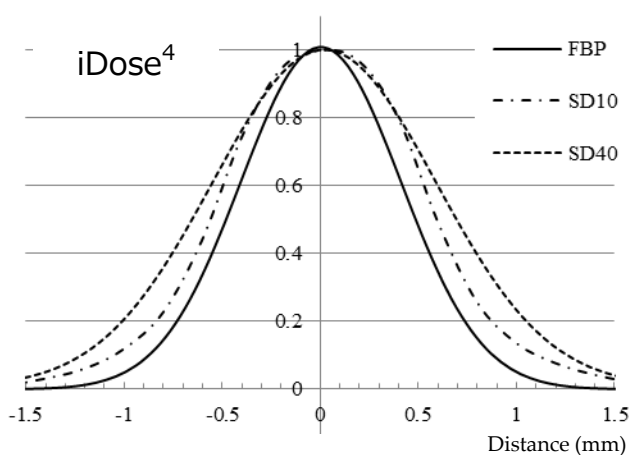


図 4. FBP と hybrid-IR のスライス感度プロファイル  
実線は FBP, 破線は hybrid-IR. 面内のエッジレスポンスと同様, 線量が低くなるとレスポンスが低下する傾向である。

### 参考文献

- 1) Richard S, Husarik DB, Yadava G, et al. Towards task-based assessment of CT performance: System and object MTF across different reconstruction algorithms. Med Phys. 2012; 39(7): 4115-22.
- 2) Urikura A, Ichikawa K, Hara T, et al. Spatial resolution measurement for iterative reconstruction by use of image-averaging techniques in computed tomography. Radiol Phys Technol. 2014; 7(2): 358-66
- 3) 森一生. 近年の X 線 CT 画像の非線形的特性と画質の物理評価について. 東北大医保健学科紀要 2013;22(1): 7-24.

## 『頭部』

### Head

秋田県立脳血管研究センター

大村 知己

#### 1. はじめに

頭部単純 CT は検査目的に応じた撮影条件、特に線量設定が求められ、X 線 CT 撮影における標準化～GALACTIC～(改訂 2 版)<sup>1)</sup>においても、検査目的によって画質から 2 つの線量設定が推奨されている。X 線 CT 装置における逐次近似再構成法(iterative reconstruction; IR)、および逐次近似応用再構成法(hybrid type iterative reconstruction; HIR)は、画像再構成の過程で画像ノイズの推定および低減を繰り返す方法である。IR・HIR は、従来のフィルター逆投影法(filtered back projection; FBP)と比較して、画像ノイズの低減効果が見込めるとされ、臨床導入に関しては、線量低減を図った報告が多く散見される<sup>2,3)</sup>。

頭部単純 CT における一般的な画質基準としてのコントラストは、CT 値で 3~10 HU 程度であり、画質としての画像ノイズ指標は他の領域よりも低く設定される。したがって、IR・HIR による画質変化を考えると、線量低減ありきの積極的な導入は容易ではないと推察される。これは、2015 年公表の診断参考レベル<sup>4)</sup>で示された CTDI vol: 85 mGy という値にも、色濃く反映されていると考える。本稿は、頭部単純 CT について、検査目的とその画質を鑑みながら、IR・HIR の臨床導入について考察する。

#### 2. 頭部単純 CT における検査目的と画質

急性期脳梗塞における早期虚血変化(early ischemic change; EIC)は、①レンズ核の不明瞭化、②島皮質の不明瞭化、③皮髄境界の不明瞭化、④脳溝の消失、とされる<sup>5)</sup>。このうち、①～③は灰白質の軽微な濃度低下によるものであり、正常皮髄境界での CT 値差 8~10HU が、5HU 以下となって EIC として観察される。したがって、ノイズの少ない画像であるために、GALACTIC では AEC の設定において画像 SD3 程度が推奨される。

一方、急性期脳梗塞以外の頭蓋内占拠病変を検出する線量設定に関して、GALACTIC では画像 SD4 が推奨される。脳出血による血腫は、脳組織のコントラストと比較して高コントラストであり、その検出は容易である。一方、腫瘍と周囲の浮腫、また、正常な白質・灰白質コントラストの描出も重要であるため、画像 SD4 は必要な条件であると考ええる。更に、経過観察を考えたい。特に高血圧性の脳内出血は、発症後さらに血腫が増大するケースがあり、同日中、また、翌日、翌々日にも単純 CT が施行されるケースが多い。したがって、血腫増大の有無が主な検査目的となるため、少し柔軟性のある線量設定が可能と考える。具体的には、画像 SD を 4 から若干上げて、その分増加する画像ノイズを画像フィルターなどで低減し、画質を担保した線量設定の適正化を図る方法である。ただし、画質の担保には画像特性の理解が必要であり、その上で臨床画像への応用が可能と考える。

#### 3. 検査目的ごとの IR, HIR の臨床導入

IR, HIR の臨床導入には、まずはファントムによる検証が重要と思われる。EIC を模した低吸収域を埋め込んだ頭部ファントムによる検証では、視覚評価での EIC 検出に FBP との有意差を認めず、HIR は検出向上に寄

与しないとされている<sup>6)</sup>。この結果は IR によるファントム検証でも同様であった<sup>7)</sup>。急性期脳梗塞症例において FBP と HIR を視覚評価した検証では<sup>8)</sup>、ファントムの検証と同様に EIC 検出目的の従来線量設定において FBP と HIR に有意差を認めなかった。これらの検証では、EIC 検出を目的とした線量設定によって十分に画像 SD が担保された状態であること、また、HIR のノイズ低減が、辺縁の不明瞭化、テクスチャの変化をともなうことが、HIR のノイズ低減効果をもってしても EIC 検出向上に結びつかなかったと考察されている。一方で、複数観察者の視覚評価結果の標準偏差が小さくなり、経験年数が少ない観察者の結果向上することが明らかにされ<sup>8)</sup>、同様に梗塞巣の見やすさが向上するとの検証結果も見られる<sup>9)</sup>。

われわれは、脳血管内治療医を観察者として、HIR を用いた EIC の検出について検証を行ったが、その結果、MRI の拡散強調画像を基準にして、感度、特異度などが FBP 画像より優れることを確認した (Table.1, Fig.1)。これまでの検証結果、およびわれわれの検証結果より、EIC の見やすさに関しては HIR 画像が優れることは明らかであり、経験が少ない若しくは画像を見る機会が少ない観察者にとっては、検出の向上に有用であるとも考えられる。

	Sensitivity (%)	Specificity (%)	Positive Predictive Value (%)	Negative Predictive Value (%)
<i>FBP</i>	31.6	70.0	79.1	95.4
<i>HIR</i>	83.3	93.3	37.8	60.8

Table.1 FBP と HIR による EIC の感度、特異度

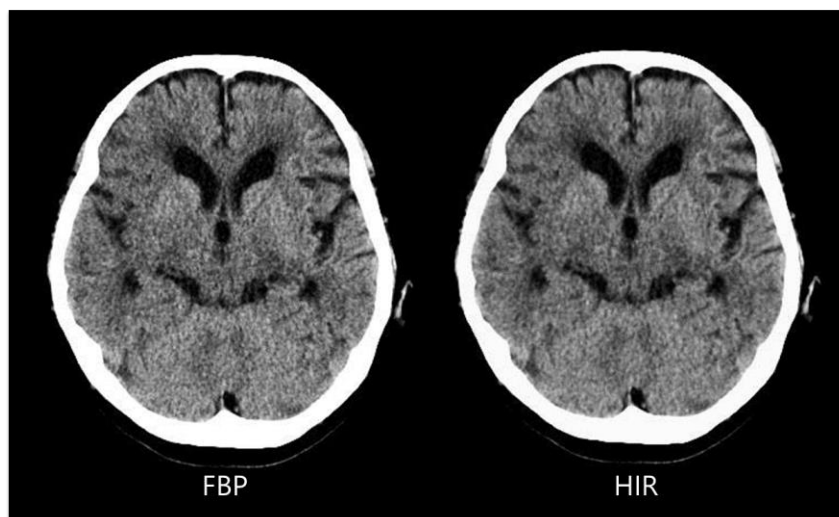


Fig.1 急性期右脳梗塞の FBP 画像と HIR 画像

急性期脳梗塞の EIC では、ノイズ低減による検出向上を図った報告が多くみられるが、それ以外の病変検出に関しては、画質を担保して線量低減を図った検証が多くみられる。ファントムによる検証<sup>10)</sup>では、画像 SD が 3 程度と推察される線量設定と比較して、40% 程度に線量を低減しても HIR によって 10HU 程度の低吸収域検出が同等であったとの結果が示されている。臨床例による検証においても同様の結果が示されており<sup>2,3)</sup>、診断制度を低下させずに撮影線量の低減が可能とされている。



ここまで、HIR および IR の臨床導入について考察したが、線量低減に関する報告の多くにおいて、線量設定の指標に明確さが少ないように思われる。重要であるのは、画像特性評価によって導かれた線量設定が、視覚評価とマッチすることではないかと考える。HIR で noise power spectrum (NPS) による画像ノイズ特性が変化することは既知であり<sup>7,10)</sup>、画像 SD を用いる contrast to noise ratio (CNR) では、視覚的な印象と乖離することもある<sup>6)</sup>。これは、特に低線量条件の HIR 画像において、画像ノイズ特性が顕著な挙動を示すためとされる<sup>7,10)</sup>。その多くは、高周波数域では NPS 値が低減するが、一方で低周波数域の NPS 値に変化は見られない。低コントラスト分解能に影響するのは主に低周波数域の画像ノイズであるため、高周波数域の低減による画像 SD の低下は、視覚的な画質向上に寄与しづらいことは明らかである。したがって、低周波数域の画像ノイズを考慮した画質評価手法が必要と考えられる。

頭部単純 CT の経過観察では、梗塞巣、血腫など病変の広がりや検査目的と推察されるが、大きさ、コントラストともに対象として視認しやすいと考える。一方で、浮腫の広がり、新たな虚血域を評価する場合など、灰白質・白質の描出は経過観察であっても必須であると考えられる。灰白質で構成される大脳皮質の厚さは 1.5～3.0 mm 程度とされる<sup>11)</sup>。目的とする対象はそのサイズによって、NPS で空間周波数帯域の画像ノイズと関連付けて、評価することが可能と考える<sup>12)</sup>。こうした概念を CNR に取り入れた画像特性の評価手法では、低線量条件の HIR 画像において視覚評価結果がマッチするとされる<sup>13)</sup>。この評価手法を用いて HIR を導入した線量設定のもと、経過観察の頭部単純 CT を施行し、発症時単純 CT との画質について視覚評価による検証を行った。その結果、経過観察において優先度が低いシャープさは有意差をもって劣る結果であったが、画像ノイズ、灰白質・白質のコントラストについては、同等の結果であった。これより、経過観察を目的とした頭部単純 CT における HIR を用いた線量低減について、画質特性をもとにした線量設定が可能であることが明らかであった。

	score	p values
<i>FBP</i>		
noise	3.39	
sharpness	4.17	
contrast	3.94	
<i>HIR</i>		
noise	3.56	0.490
sharpness	3.44	0.003
contrast	3.56	0.204

Table.2 経過観察の線量設定による FBP 画像と HIR 画像の視覚評価結果

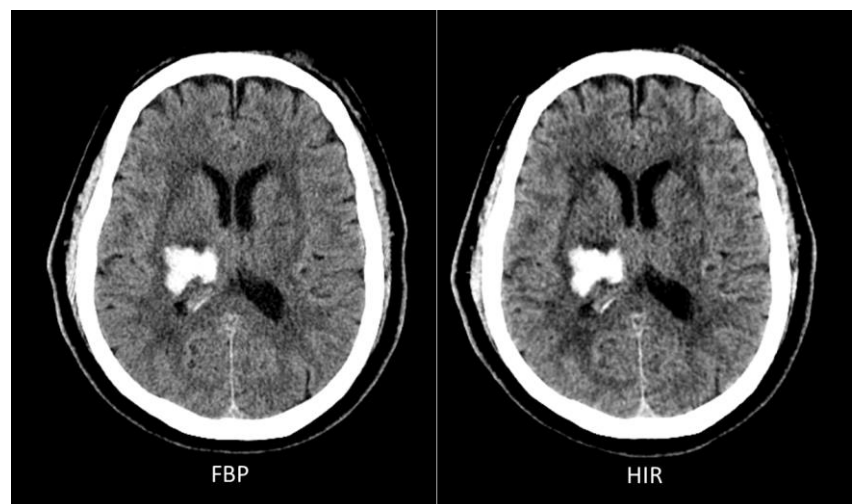


Fig.2 経過観察の線量設定による FBP 画像と HIR 画像

#### 4. さいごに

頭部単純 CT について、画質を鑑みた主に HIR の臨床導入について考察した。頭部領域は MRI が first choice である場合が多く、頭部単純 CT は検査目的が明確化されやすい。したがって、IR・HIR の特性理解による線量設定は、病変検出の向上、および被ばく低減に必要であると思われ、線量の適正化という点でわれわれが取り組むべき仕事であると考えられる。

## 参考文献

- 1) 日本放射線技術学会:X 線 CT 撮影における標準化~GALACTIC~(改訂 2 版). 放射線医療技術学叢書 (27) 2015.
- 2) Kilic K, Erbas G, M. Guryildirim, et al. Lowering the Dose in Head CT Using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2011; 32:1578–1582.
- 3) Ozdoba C, Slotboom J, Schroth G, et al. Dose Reduction in Standard Head CT: First Results from a New Scanner Using Iterative Reconstruction and a New Detector Type in Comparison with Two Previous Generations of Multi-slice CT. *Clin Neuroradiol.* 2014; 24: 23-28.
- 4) 最新の国内実態調査に基づく診断参考レベルの設定, 医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME). <http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRLhoukokusyo.pdf>
- 5) 急性期脳梗塞画像診断実践ガイドライン 2007. 南江堂. 東京.
- 6) 西村一晃, 田中千香子, 深尾真理, 他. 逐次近似応用 CT 再構成を用いた低吸収域の検出能評価—超急性期脳梗塞評価用ファントムの開発および解析—. *日放技学誌.* 2016; 72: 158-164.
- 7) Nishizawa M, Tanaka H, Watanabe Y, et al. Model-based iterative reconstruction for detection of subtle hypoattenuation in early cerebral infarction: a phantom study. *Jpn J Radiol.* 2015; 33: 26-32.
- 8) 多田佳司 急性期脳梗塞 CT 検査における 逐次近似応用再構成法の有用性. *日放技学誌.* 2015; 71: 1090-1095.
- 9) Bodelle B, Wichmann JL, Scholtz JE, et al. Iterative Reconstruction Leads to Increased Subjective and Objective Image Quality in Cranial CT in Patients With Stroke. *AJR Am J Roentgenol.* 2015; 205: 618-622.
- 10) Löve A, Olsson ML, Siemund R, et al. Six iterative reconstruction algorithms in brain CT. *Br J Radiol.* 2013; 86: 20130388.
- 11) 新谷延幸. 日本人の脳皮質の厚さについて. *順天堂医学.* 1970; 16: 81-95.
- 12) 市川 勝弘, 原 孝則, 丹羽 伸次, 他. CT における信号雑音比による低コントラスト分解能の評価. *医用画像情報学会雑誌.* 2007; 24: 106-111.
- 13) Urikura A, Hara T, Ichikawa K, et al. Objective assessment of low-contrast computed tomography images with iterative reconstruction. *Phys Med.* 2016; 32: 992-998.

## 『胸部』

### Chest

広島大学病院

木口 雅夫

#### 1. はじめに

胸部 CT 検査は、高い空間分解能を利用し、肺野病変の内部性状、拡がり、隣接臓器との関係性を評価できる。また、縦隔には、気管、消化管、血管などの重要な管腔臓器が存在し、加えて胸腺、甲状腺、副甲状腺などの実質臓器に発生する腫瘍性病変には、多方向の MPR 画像を交えて診断することが重要である。高分解能 CT は、CT 所見の病理学的裏付けが実証され、さらに肺癌の種々の組織型にみられる頻度の高い CT 所見が明らかになっている。

逐次近似応用画像再構成 (Hybrid iterative reconstruction: Hybrid-IR) は、十分にノイズを低減することが可能であるが、デノイズの代償として分解能の劣化が生じている。新たな画像再構成法である逐次近似画像再構成 (Full iterative reconstruction: Full-IR) は、逐次近似応用再構成よりも効果的なノイズやアーチファクトの低減に加え、分解能の向上も可能とする。

胸部領域において逐次近似応用画像再構成は、低線量肺がん CT では、画像ノイズ、ストリークアーチファクト低減による画質改善が見られ、冠動脈石灰化スコア、冠動脈 CTA では、被ばく低減に加えて高分解能化によるプラーク、ステントの描出能が改善され診断能の向上が見込まれる。

本稿では、胸部領域において逐次近似再構成法を技術応用する際の有効性について述べていく。

#### 2. 胸部における逐次近似再構成の期待される効果

胸部における逐次近似再構成の期待される効果として、①画質を低下させることなく画像ノイズ低減可能となる画像ノイズ低減効果、②肩甲部、横隔膜部のストリークアーチファクト低減が可能となるアーチファクト低減効果、③低線量肺がん CT 検診への応用が可能となる被ばく低減効果、④Full IR によるオーバーシュート、アンダーシュートのない高画質化が期待される高分解能化が挙げられる (Fig.1, 2)。

#### 3. メーカーの違いによる 逐次近似応用再構成

逐次近似応用再構成は、装置メーカーによって様々開発されている。一般的には、画像の空間分解能を維持しつつ、画像ノイズのみを低減するが、ストリークアーチファクトの低減の程度は異なってくる。また、ノイズ低減率、空間分解能は、線量、再構成強度に対する挙動が種類により全く異なり、撮影条件によって画像への影響も変化する。しかしながら、臨床条件下では、アーチファクトの低減に伴って視認性が向上し、強度レベルの違いによる画質変化は小さい (Fig.3, 4)。

#### 4. 低線量肺がん CT 検診 への応用

低線量肺がん CT 検診は、健常者を対象に通常の CT より照射線量を約 1/5～1/10 に減少させて行われる (平均実効線量: 男性 1.6 mSv, 女性 2.4 mSv)。また、American College of Radiology (ACR) Lung Cancer Screening CT PRACTICE PARAMETER では、2.5 mm 以下のスライス厚が推奨されている。低線量条件下かつ薄層スライス厚では、画像ノイズとアーチファクトの増加は回避できないことから、逐次近似再構成法は効果を発揮する。しかし、超低線量条件下では、線量低減に起因する分解能低下によって形状認識性が低下し、アーチ

ファクトの改善も不十分となる(Fig.5).

## 5. Full-IR による画質向上と臨床応用

逐次近似画像再構成(Full-IR)は、逐次近似応用再構成(Hybrid-IR)よりも効果的なノイズやアーチファクトの低減に加え、分解能の向上も可能とし、複数のパラメータが設定できる. Full-IR は、軟部関数および肺野関数でノイズの低減が認められる. 光学モデルの適用によって空間分解能が顕著に向上し、高コントラスト境界でオーバーシュート、アンダーシュートが見られない(Fig.6 - 8).

LSCT ファントムを使ったシェッフェの一対比較法による視覚評価では、Hybrid-IR, Full-IR は低線量条件下では、FBP よりも評価が高く、Full-IR は、軟部・肺野関数ともに Hybrid-IR と同等の評価であった. 超低線量では、両再構成共に光子数の低下による画像再構成の劣化が認められるが、Full-IR では、Hybrid-IR で認められたアーチファクトの改善が確認された(Fig.9, 10). Full-IR の臨床例を供覧する(Fig.11, 12).

## 6. 冠動脈石灰化スコア被ばく低減と定量性精度向上

冠動脈単純 CT は、冠動脈石灰化定量により、患者の冠動脈硬化リスク、将来の心イベントの発症を率予測できる. 冠動脈石灰化定量ではノイズが定量値に影響するため画像ノイズ(SD)を一定にすべきである. SD は、体格小～中の患者で 20HU、体格大で 23HU とされている.

冠動脈石灰化スコアにおいて逐次近似再構成法を用いて、被ばく低減と定量性精度向上の可能性について検討した. Aquilion ONE にて石灰化ファントム QRM-Cardio-Phantom を管電圧 120 kV、管電流 40, 50, 70, 100, 150 mA で撮影した. 画像再構成は、FBP, AIDR 3D Weak, Mild, Standard, Strong, 画像再構成スライス厚 3 mm、再構成間隔 3 mm において、画像ノイズ、Agatston score, Mass score への影響について評価した.

基準条件となる 150 mA / FBP (SD21.2)と同等の石灰化定量値であった撮影条件は、再構成条件は、70 mA/ AIDR Mild, 50 mA/ AIDR Standard, 40 mA/ AIDR Strong であった(Fig.13).

通常線量 FBP と低線量 AIDR 3D 臨床評価において Agatston score, Volume score, Mass score について評価したが、 $r=0.996$  と非常に良い相関関係であった(Fig.14).

冠動脈石灰化スコアにおいて比較的強い逐次近似を使用することにより、撮影線量を従来の 3 分の 1 程度まで低減可能であった. 冠動脈 CT 検査の更なる被ばく低減につながる.

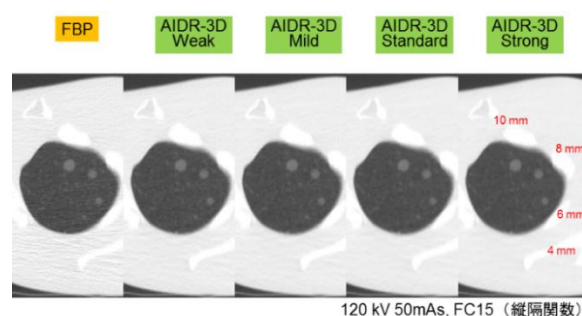
## 7. まとめ

逐次近似再構成法は、画像ノイズおよびストリークアーチファクト低減による画質改善が見られ、特に低線量 CT において有用性が認められた. 被ばく線量の低減化に加えて、高周波強調関数による再構成、スライス厚の薄層化によって診断能の向上が見込まれる. しかしながら、低減線量に対する挙動は種類により全く異なるため、影響因子を考慮、理解して使用する必要がある.

Full-IR は、画像ノイズ改善と分解能向上により、診断能の向上と超低線量化への可能性が期待される.



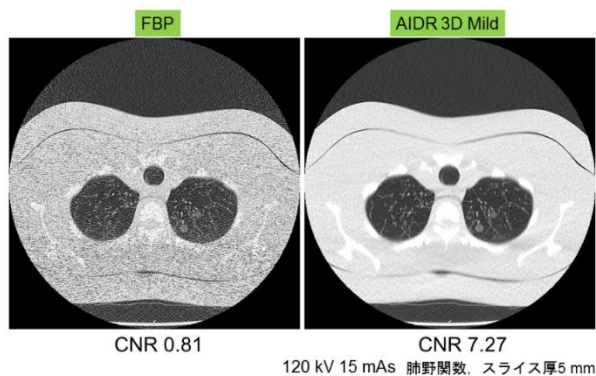
Fig.1 ストリークアーチファクト低減効果



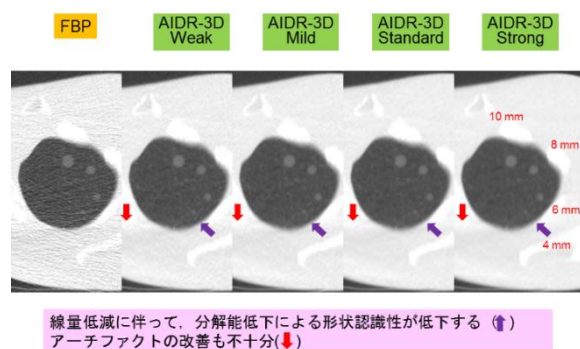
アーチファクトの低減に伴って、視認性が向上する  
強度レベルの違いによる画質変化は小さい

Fig.2 強度レベルの違いによる画質変化 (AIDR 3D)





**Fig.3 メーカーの違いによる 逐次近似応用再構成  
(Toshiba Aquiline ONE)**



**Fig.5 低線量CTへの応用：LSCTファントム; 10 mAs,FC15**

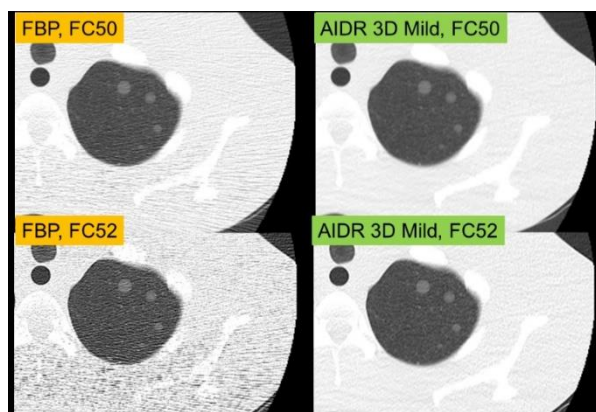


Fig.7 LSCTファントム : 120 kV 50 mAs; 肺野関数

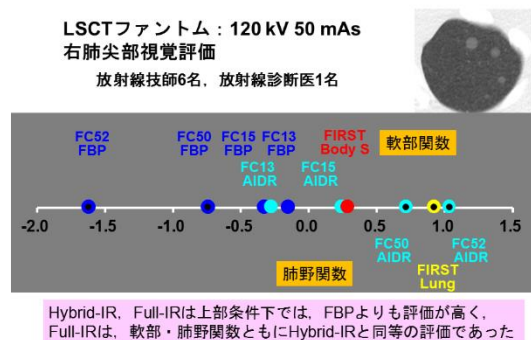


Fig.9 シェッフェー対比較法による視覚評価（芳賀変法）

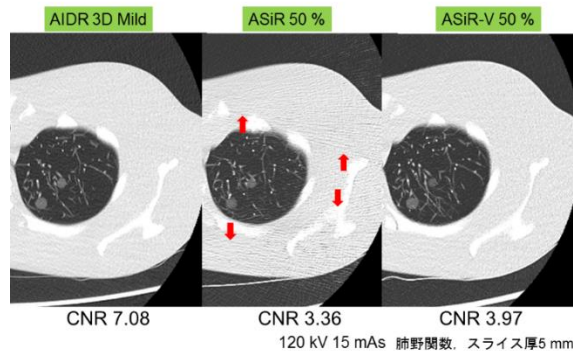
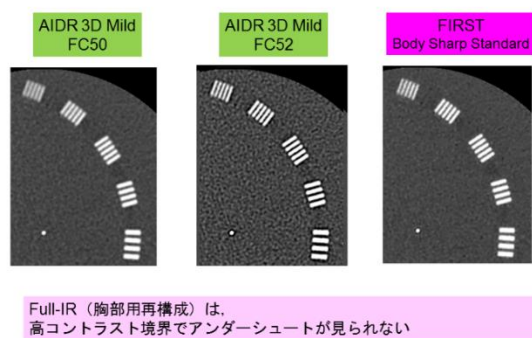


Fig.4 メーカの違いによる 逐次近似応用再構成



**Fig.6 高コントラスト画像: Catphan ラダーファントム**

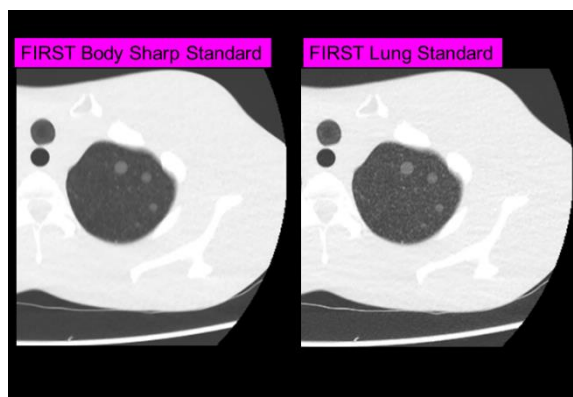
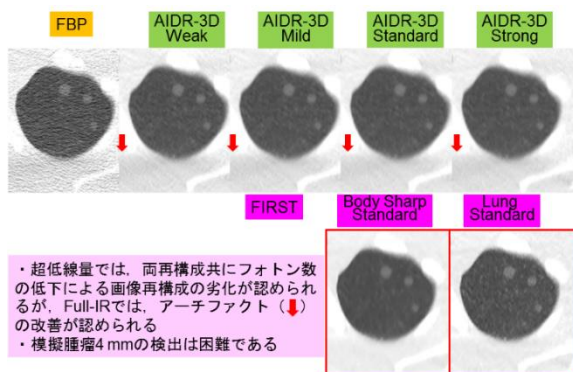


Fig.8 LSCTファントム : 120 kV 50 mAs; Full IR



**Fig.10 超低線量CTの可能性：LSCTファントム; 5 mAs**

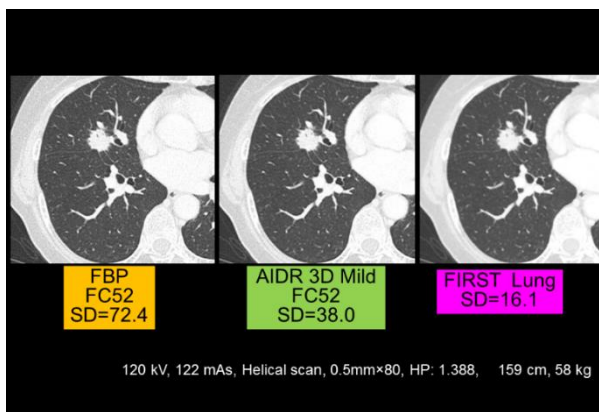


Fig.11 Solid nodule: 通常線量 (122 mAs; 1 mm)

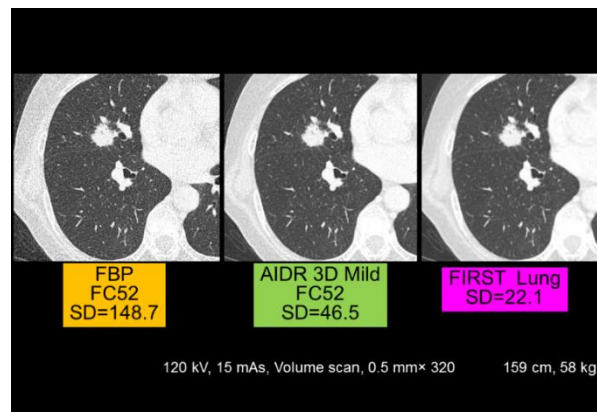


Fig.12 Solid nodule: 低線量 (15 mAs; 1 mm)

#### Mass score への影響

	FBP	AIDR 3D			
		Weak	Mild	Standard	Strong
150 mA	184.5	183.0	181.9	180.5	179.1
100 mA	204.9	190.0	182.7	178.8	180.5
70 mA	291.4	225.9	185.8	183.8	186.4
50 mA	496.9	289.9	188.9	186.0	185.3
40 mA	748.8	376.6	205.7	190.5	186.6

(mg)

Fig.13 石灰化ファントムカルシウムスコア (Mass score)

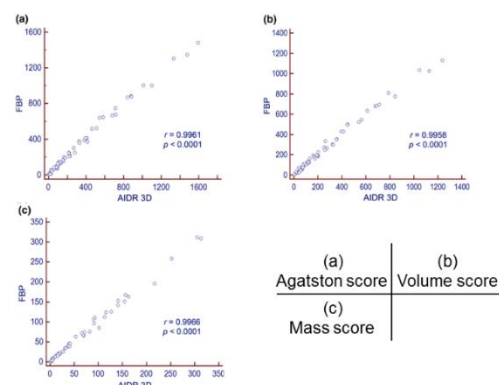


Fig.14 臨床評価 (通常線量FBP, 低線量AIDR 3D)

#### 8. 参考文献

- 1) Katsura M1, Matsuda I, Akahane M, et al. Model-based iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: comparison with the adaptive statistical iterative reconstruction technique; Eur Radiol. 2012 Aug;22(8):1613-23. doi: 10.1007/s00330-012-2452-z. Epub 2012 Apr 27.
- 2)「がん検診の適切な方法とその評価法の確立に関する研究」班, 有効性評価に基づく肺がん検診ガイドライン. 2006年9月11日; <http://canscreen.ncc.go.jp/guideline/haigan.html>
- 3)EBMの手法による肺癌診療ガイドライン 2015年. 2015年11月;<https://www.haigan.gr.jp>
- 4) The National Lung Screening Trial Research Team. Reduced Lung-Cancer Mortality with Low-Dose Computed Tomographic Screening; N.Engl.J.Med 2011;365・5:395-409
- 5) Frederick J.Larke, Randell L.Kruger,Christopher H, et al. Estimated Radiation Dose Associated With Low-Dose Chest CT of Average-Size Participants in the National Lung Screening Trial; AJR 2011;197:1165-9
- 6)McCollough CH, Ulzheimer S, Halliburton SS, et al. Coronary artery calcium: a multiinstitutional, multimanufacturer international standard for quantification at cardiac CT. Radiology 2007;243:527-538.
- 7) K,Yokomachi,F,Tatsugami,Higaki, et al. Radiation Dose Reduction for Coronary Artery Calcium Scoring at 320-Detector CT with Iterative Reconstruction: Study Using a Cardiac CT Calibration Phantom; Abstract Archives of the RSNA, 2012
- 8) F,Tatsugami, T,Higaki, W,Fukumoto, et al. Radiation dose reduction for coronary artery calcium scoring at 320-detector CT with adaptive iterative dose reduction 3D; Int J Cardiovasc Imaging (2015) 31:1045–1052

## 『腹部』

Abdomen

静岡県立静岡がんセンター

瓜倉 厚志

### 1. はじめに

2008 年に商用 X 線 CT にはじめて搭載された逐次近似再構成 (iterative reconstruction: IR) 技術<sup>1)</sup>は, CT 画像診断に携わる医師, 診療放射線技師, 医学物理士, 研究者に大きなインパクトを与えた. IR の再構成アルゴリズムは, 被写体のエッジ構造を維持しつつノイズを低減する特徴<sup>2)</sup>を有するため, 従来の filtered back projection (FBP) では困難であった低線量プロトコルの臨床応用などを目的として, 多くの研究が行われている. IR に限らず, 被ばく低減や画質改善を可能にする新しい技術は, 画像診断の進歩に寄与することはいうまでもない. IR も積極的に臨床導入されるべき技術であるが, FBP とは異なる複雑な画像特性を有するため, 先行研究においても診断能(検出能)や臨床的效果についての見解には変遷がみられる.

腹部領域の CT 検査において, 観察対象は大きく 2 つに分類可能である. ひとつは CT-angiography (CTA), 石灰化, 結石, 造影された尿路などの高コントラスト, もうひとつは軟部組織における構造の再現や腫瘍, さらに造影された組織などの低～中コントラストを対象としたものである. 特に軟部組織内の低コントラストを呈する腫瘍等においては, 画質の劣化が診断能の低下に直結する恐れがある.

ワークショップでは, 先行研究のレビュー, 定量的画質評価, 臨床画像評価を行い, 腹部 CT 検査における出力線量と画質の関係から撮像パラメータを最適化することを目的とする.

### 2. 先行研究の変遷

腹部 CT に関する IR を用いた論文は, 2009 年頃から非常に多く発表されている. 当時の研究は, 診断能や画質を維持したまま出力線量を低減することを研究目的としたものがほとんどであり, 肝を対象とした論文<sup>3-5)</sup>では, 通常線量と比較して volume computed tomography dose index (CTDI<sub>vol</sub>) を大幅に低減可能と報告された. しかしながら, それらの研究において視覚的な診断能と物理的画質が一致しない結果もみられ, Singh らは, 低線量プロトコルで取得した IR 画像の風合いを “blotchy” と述べた<sup>5)</sup>. このように, 当時の研究の多くは視覚的印象と物理的画質のミスマッチという問題を含んでいた.

その後, 腹部 CT の IR 画像において, 主に低コントラスト検出能に着目した研究によってそれまでの結果を否定する報告が見られるようになった. Schindera ら<sup>6)</sup>は模擬腫瘍を有する肝ファントムを用いて, 腹部 CT プロトコルにおける IR の低コントラスト検出能を評価した. 彼らは, 通常線量と 20～80% 線量で取得した IR 画像を比較した. 低線量で取得した IR 画像の contrast-to-noise ratio (CNR) や画像ノイズ (standard deviation: SD) などの画質指標は, 通常線量で取得した FBP 画像と同等であったが, radiologist による視覚的評価を含む総合的な画質評価において, 低線量の IR 画像は低コントラスト検出能を維持することができなかった. さらに, 同一線量で取得した FBP と IR 画像の画質の間に有意差を認めなかった. Löve ら<sup>7)</sup>は, 6 種類の IR 画像に関するファントムスタディを行った研究の中で, “画像 SD は FBP と IR のノイズレベルの直接比較において信頼性がない”と述べた. また, Kondo ら<sup>8)</sup>は, 肝単純 CT における腫瘍の視認性について, FBP と IR の間に有意差がな

かったと報告した. これらの研究結果から, IR は腹部 CT における低コントラスト検出能を改善するのが困難であることが示された.

一方, Funama ら<sup>9)</sup>は豚の肝臓ファントムを用いた knowledge-based iterative model reconstruction (IMR) に関する研究で, “IMR は構造や低コントラストを維持しつつ強力にノイズを低減した”と述べた. また, Millon ら<sup>10)</sup>はファントムと死体を用いた研究で, IMR は低コントラスト検出能を改善し線量低減を可能にしたと結論付けた. このように, それまで臨床で使用されていたいわゆる hybrid-IR に加えて model-based IR (MBIR) が登場したことで, IR の臨床応用は新たな局面を迎えつつある.

### 3. 定量評価の問題点と解決策

IR 画像を臨床導入するうえでなんらかの基準や指標が必要であるが, 前述のとおり, 従来の画質指標のみで判断することは困難である. IR のような複雑な特性を示す画像においては, 視覚的な診断能や診断的許容性を評価することが最も精度が高いと思われる. しかしながら, オブザーバーによる試験は煩雑であり多くの観察者による試験を施行することは容易ではない.

最近の研究では, IR に適用可能ないくつかの定量的評価手法が提案されている. 我々は, IR 画像に適用可能な定量的評価指標である low-contrast object specific contrast-to-noise ratio ( $CNR_{LO}$ ) を考案した<sup>11)</sup>.  $CNR_{LO}$  は, IR が特異的な画像特性を示す条件(コントラスト, ノイズ量, 対象腫瘍径)を反映した指標であり, 実験において視覚的印象に合致した低コントラスト検出能を示した.

肝実質相における低コントラスト腫瘍について, 低線量 IR 画像の検出能を評価するために肝臓ファントムを用いて実験を行った (Fig. 1). ファントム径は 300 mm であり, 肝の A-P, R-L 径はそれぞれ 150mm, 200 mm である. 120 kV の管電圧で, 画像 SD = 10 HU の条件を基準として, 20%~80%の線量設定で hybrid-IR (adaptive iterative dose reduction 3D: AIDR 3D) による画像再構成を行った. 取得した画像の SD はすべての

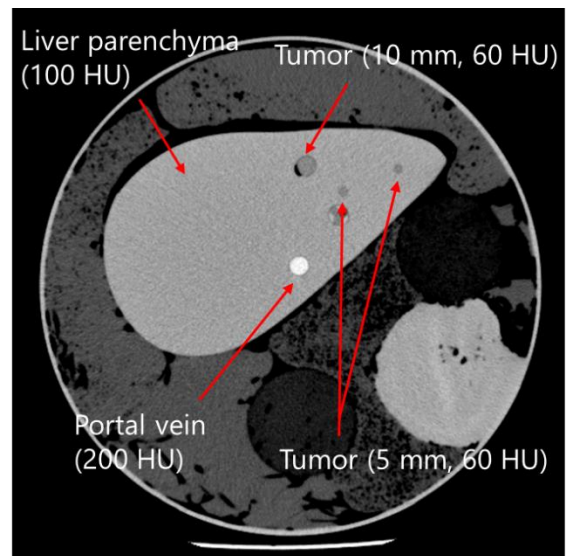


Fig. 1 肝ファントム概観

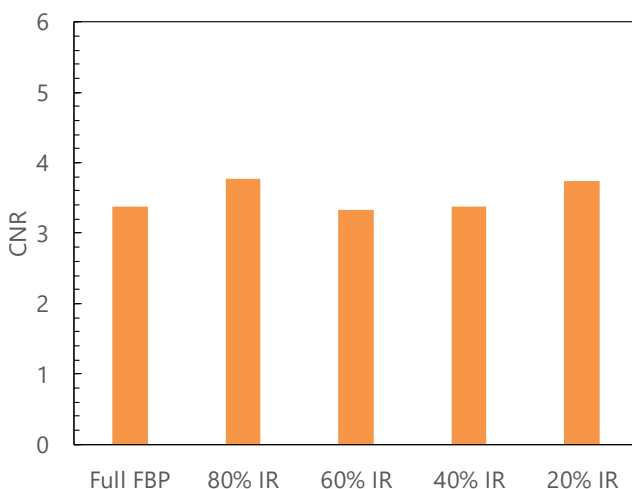


Fig. 2 CNR

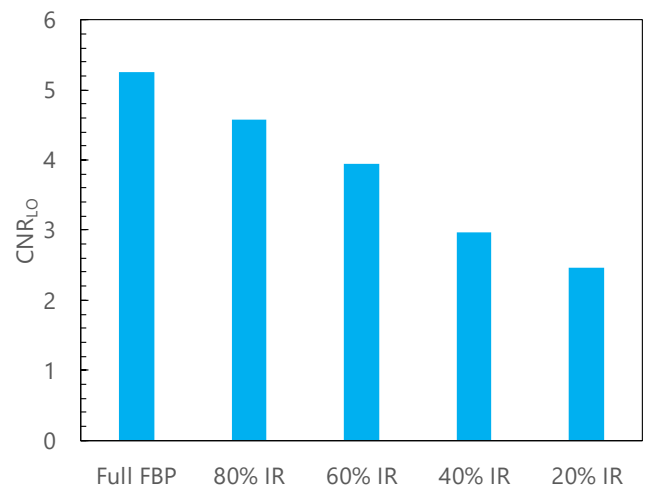


Fig. 3  $CNR_{LO}$



線量設定でほぼ同等になるように調整した。画質指標として CNR と  $CNR_{LO}$  を用いた。  $CNR_{LO}$  の対象は 5 mm 径の腫瘍とした。 Fig. 2 に CNR の結果を示す。画像 SD が同等となるような条件設定であるため、線量に関わらずほぼ同等の CNR を示した。 Fig. 3 に  $CNR_{LO}$  の結果を示す。

$CNR_{LO}$  は、full-dose の FBP が最も高値を示し、IR は線量に依存して低下した。 Fig. 4 にファントム画像を示す。肝内の腫瘍の形状や視認性が低線量の IR 画像で明らかに低下しており、  $CNR_{LO}$  が視覚的印象を反映していることが示された。低線量で

取得した AIDR 3D 画像は、基準線量で取得した FBP 画像と同等の検出能を維持することが困難であることが明らかである。肝実質相のように中等度の腫瘍-肝コントラスト(40~50 HU)を有する被写体であっても過度の線量低減による検出能の低下は避けられない。

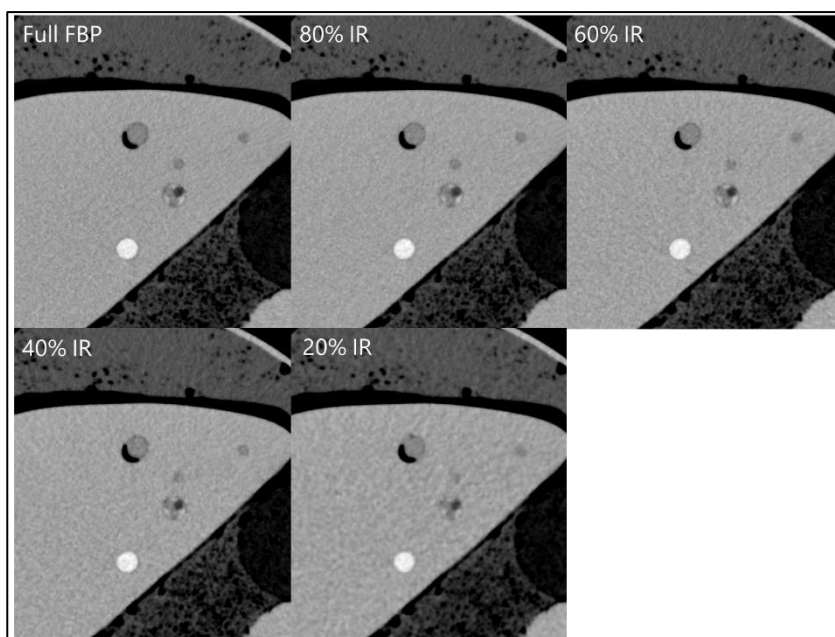


Fig. 4 基準線量の FBP と 20~80%線量で取得した IR 画像。

#### 4. ストリークアーチファクト低減

臨床における IR の効果としてストリークアーチファクトの低減が挙げられる。 Fig. 5 は、FBP と AIDR 3D で再構成した骨盤部の画像である。ビームハードニングに起因したストリークアーチファクトが低減し、均一性が改善している。 AIDR 3D を用いた我々の研究<sup>12)</sup>において、ストリークアーチファクト低減効果は高く、その効果は AIDR 3D の強度設定に依存しなかった。それゆえ、撮像プロトコルに関わらず、ストリークアーチファクト低減を目的として IR を使用することは臨床的效果が高いと考えられる。

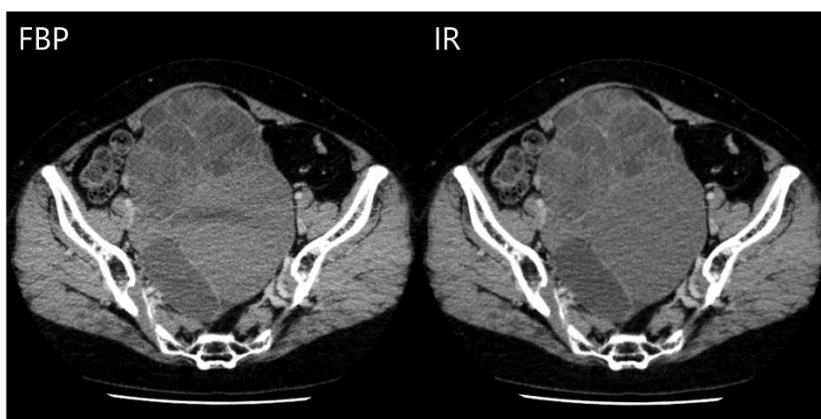


Fig. 5 IR によるストリークアーチファクト低減効果。

#### 4. おわりに

腹部 CT における IR の臨床導入について、主に低コントラスト検出能について解説した。腹部領域、特に肝実質は、その画質が診断能に大きく影響するため、IR の臨床導入における撮像プロトコルの決定においては十分な評価が行われるべきである。

CTA などの高コントラスト領域について本稿では触れていないが、他の部位同様、血管マッピングなどにお

いては、ある程度の線量低減プロトコルによる IR の適用が可能であると考える。また、一部の装置では bolus tracking や test bolus injection のモニタリングスキャンに適用可能な IR 技術が搭載されている<sup>13)</sup>。我々は、腹部を模擬したファントム実験で、bolus tracking の線量低減に IR が有効であることを明らかにした。各メーカーが最新の装置に搭載し、進化を続けている MBIR 技術は、従来の hybrid-IR の臨床導入におけるリミテーションを解決する可能性を有する。今後 MBIR のような技術が広く普及し、最新機種のみならず多くの装置にインストールされれば、IR が特別な画像再構成法として扱われることはなくなるのかもしれない。

#### 参考文献

- 1) Fan J, Dong F, Sainath P, et al. Image quality evaluation of a lightspeed CT750 HD computed tomography system. SPIE Medical Imaging. International Society for Optics and Photonics: 72584S-72584S.
- 2) Urikura A, Ichikawa K, Hara T, et al. Spatial resolution measurement for iterative reconstruction by use of image-averaging techniques in computed tomography. Radiological physics and technology; 7(2): 358-366.
- 3) Mitsumori LM, Shuman WP, Busey JM, et al. Adaptive statistical iterative reconstruction versus filtered back projection in the same patient: 64 channel liver CT image quality and patient radiation dose. European radiology, 22(1), 138-143.
- 4) Hara AK, Paden RG, Silva AC, et al. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study. American Journal of Roentgenology, 193(3), 764-771.
- 5) Singh S, Kalra MK, Hsieh J, et al. Abdominal CT: comparison of adaptive statistical iterative and filtered back projection reconstruction techniques 1. Radiology, 257(2), 373-383.
- 6) Schindera ST, Odedra D, Raza SA, et al. Iterative reconstruction algorithm for CT: can radiation dose be decreased while low-contrast detectability is preserved? Radiology, 269(2), 511-518.
- 7) Löve A, Olsson ML, Siemund R, et al. Six iterative reconstruction algorithms in brain CT: a phantom study on image quality at different radiation dose levels. The British journal of radiology, 86(1031), 20130388.
- 8) Kondo M, Nishie A, Fujita N, et al. Impact of Hybrid Iterative Reconstruction on Unenhanced Liver CT. The British Journal of Radiology, 20150670.
- 9) Funama Y, Taguchi K, Utsunomiya D, et al. Image quality assessment of an iterative reconstruction algorithm applied to abdominal CT imaging. Physica Medica, 30(4), 527-534.
- 10) Millon D, Vlassenbroek A, Van Maanen AG, et al. Low contrast detectability and spatial resolution with model-based Iterative reconstructions of MDCT images: a phantom and cadaveric study. European radiology, 1-11.
- 11) Urikura A, Hara T, Ichikawa K, et al. Objective assessment of low-contrast computed tomography images with iterative reconstruction. Physica Medica, 32(8), 992-998.
- 12) 瓜倉厚志. 逐次近似再構成による被ばく低減 -AIDR 3D-. Proceedings of JSCT symposium Volume 1, p. 6.
- 13) Ishikawa Y, Urikura A, Yoshida T, et al. Radiation dose optimization for the bolus tracking technique in abdominal computed tomography: usefulness of real-time iterative reconstruction for monitoring scan. Radiological Physics and Technology, 1-6.

教育講演

テーマ C (MR) : MRI の血流イメージング: 基礎から臨床まで

## 『脳神経外科医が求める小児神経放射線検査 (MRI を中心に)』

The role of neuroradiological examinations in pediatric neurosurgery.

東北大学大学院医学系研究科

宮城県立こども病院

白根 礼造

### 1. 緒言

脳神経外科疾患と言えば一般的には脳卒中が連想されるが過去には外科治療の対象ではなく内科的疾患と考えられていた。以前には頭部外傷、脳腫瘍、水頭症などの小児に多い疾患が脳神経外科の対象であった為に、一般病院でも当然のように小児脳神経外科診療が行われていた。しかし今日では症例の大半が小児専門施設に集中するため一般病院においては経験を積みにくい分野となっている。今回の講演では小児に於ける脳の成長過程と各種病態の放射線診断の要点、治療前後の変化、成人では観察されない発達期脳の可塑性などについて代表的疾患を提示しながら解説する。

### 2. 水頭症 :

水頭症とは髄液の循環障害により髄液の増加、髄液腔の拡大、頭蓋内圧亢進が進行性に生じており、放置すると脳に障害が加わるような状態を意味する。症状は年齢によって異なり乳児期においては、頭囲拡大、大泉門膨隆、落陽現象などが認められる。一方、年長児では進行性の脳室拡大と頭蓋内圧の上昇に伴い、頭痛、嘔気・嘔吐が出現し、うっ血乳頭が観察される。CT, MRI 等で形態学的診断が可能であるが, PET, SPECT 等で脳循環代謝を観察すると症状が軽微な病初期から大脳連合野を中心に脳障害が惹起されている事が判っている。

### 3. モヤモヤ病

モヤモヤ病は日本人に多く両側内頸動脈終末部の進行性の閉塞性変化が見られ、小児と成人では病態が異なっている。小児では過呼吸後の脱力、失語等が5才くらいから見られる事が多いが乳幼児では痙攣発作として捉えられる例が多い。脳出血や脳梗塞で発症する成人と比べて進行が早いのが特徴で治療上の問題点となっている。治療の時期を逸すると脳梗塞を併発し予後不良となる。治療は浅側頭動脈-中大脳動脈吻合術を基本として様々な術式が行われているが手術中の麻酔管理や術後急性期管理が湖南な場合があり、脳循環測定を含めて放射線診断の果たす役割が大きい。しかし乳幼児では脳梗塞に陥ったとしても発達後の神経障害の回復は良好であり、回復過程を画像化する試みがなされている。

### 4. その他の疾患

以上の疾患以外にも多くの疾患があるが、いずれも治療のゴールは身体発育、知能発育が完了するまでで長期に渡る経過観察が必要である。正常発達、身体発育を獲得して行くためには症状が悪化する前の適切な対応が必用である。そのためには客観的評価が可能である放射線診断の果たす役割は大きく、今後の更なる展開を期待する次第である。

ワークショップ ーよりよい撮影技術を求めて(その 135) MR

テーマ C: MRI の血流イメージング: 基礎から臨床まで

## 『MRI の血流イメージング: 基礎から臨床まで』

座長: 群馬県立県民健康科学大学(撮影部会委員) 林 則夫

新潟大学医歯学総合病院 金沢 勉

MRI 検査の大きな特徴として、造影剤を用いずに血管を描出できる MRA がある。以前から Time-of-flight (TOF) MRA や Phase contrast (PC) MRA 法があるが、近年では、さまざまな手法や高速化技術が開発され、PC 法による Venography や灌流画像、微小な静脈を描出可能な磁化率強調画像などが撮像されるようになった。今回は、MRI における血液のイメージングに焦点を当てて、以前から利用され現在でも多くの施設で使われている TOF-MRA から最新の ASL や磁化率強調画像について討論したいと考える。

教育講演では、診療科である脳神経外科の立場から MRI(特に血管系に対して)に何を期待しているかという内容で 東北大学大学院医学系研究科兼宮城県立こども病院副院長の 白根礼造 先生にご講演いただく予定である。またワークショップでは、さまざまな血液を描出する原理と撮像時の問題点や今後の展望などについて、臨床施設でご活躍されている先生方にご講演いただく予定である。明日から役立つ MRI 検査技術および MRI に関する臨床研究にとって非常に有益なワークショップになるものと期待されるため、多くの会員、特に MRI 検査に従事している方の参加を期待している。

### ● 教育講演 5[撮影部会 C] 4 月 15 日(土) 8:50~9:50 (502 室)

司会 JCHO 仙台病院 伊藤由紀子

「脳神経外科医が求める小児 MRI 検査」

東北大学大学院/宮城県立こども病院 白根 礼造

### ● テーマ C(MR) 4 月 15 日(土) 9:50~11:50 (502 室)

ワークショップ ーよりよい撮影技術を求めて(その 135)ー「MRI の血流イメージング: 基礎から臨床まで」

司会 新潟大学医歯学総合病院 金沢 勉

群馬県立県民健康科学大学 林 則夫

#### 1. TOF-MRA の基礎と臨床

彩都友誼会病院 上山 毅

#### 2. PC 法(MRA, MRV)の基礎と臨床

札幌医科大学附属病院 鈴木 淳平

#### 3. ASL の使い処 ーいつ、どう使うのか? ー

国家公務員共済組合連合会 虎の門病院 福澤 圭

#### 4. SWI の基礎と臨床

秋田県立脳血管研究センター 豊嶋 英仁

## 『TOF-MRA の基礎と臨床』

Time-of-flight magnetic resonance angiography

Basic principles and clinical applications

彩都友誼会病院

上山 毅

### 1. はじめに

私が MRI に携わるようになってから最初に出会った血流イメージングは TOF-MRA<sup>1, 2)</sup>である。非侵襲の血管スクリーニングツールとして広く知られており<sup>3)</sup>、多くの放射線技師が最初に目にする MRA の技術ではなかろうか。私は造影剤を用いずに血流を表現できる理由を理解した時、とても興奮したことを鮮明に覚えている。

今回、私が理解している TOF-MRA の技術に関する内容を記述する。私が考える TOF-MRA の大事なポイントは 2 点ある。まず一つ目は「インフロー効果」、二つ目に「背景信号抑制」である<sup>4)</sup>。私はこの 2 点の条件を満たすだけで、より良い TOF-MRA の撮像につながるといってもよいと考えている。

### 2. インフロー効果

まず、一つ目の「インフロー効果」であるが、グラジエントエコー法の撮像をするだけで血管が高信号に描出される“からくり”が「インフロー効果」に集結されている。

グラジエントエコー法では、励起パルスを受けた血流のスピンは位相分散する前に読み取ることができれば、信号を取得することが可能である。ここでの大きなポイントは、短い TR 毎に励起パルスを照射する場合、止まっているスピンや縦緩和時間の長い組織はパルスがあたるたびに縦磁化が減少してしまう。しかし撮像スライスが血管と交差し流れがある場合、励起パルスを受けた後、次の励起パルスまでの時間(TR)の間にスライス外から励起パルスを受けていない新鮮なスピンをもった血液が流入する。また、先ほど励起パルスを受けたスピンは押し出されるようにスライス外に流出する。つまり、撮像スライスに交差する血管では、TR 間でスピンは入れ替わっており、励起パルスを受けていない新鮮なスピンのみを励起することができる。このように、TR 間に血流によって新鮮なスピンに入れ替わっていく過程を「インフロー効果」と呼び、この「インフロー効果」を強く出す条件を設定すれば、血流信号を高く描出することができる。

「インフロー効果」を高める方法は①スライス厚を薄くすること②TR を長くすること③血管がスライス面に直行すること、の 3 点が挙げられる。この 3 点はスライス内の血管のスピンの入れ替わりが容易になる条件である。小学校の算数で習った「距離(スライス厚)・速さ(流速)・時間(TR)」の関係から容易にイメージして頂きたい。流速は人体に負荷をかけない限り操作できず、一般にスライス厚を薄くすることで「インフロー効果」を高めている。TR は長くすると十分にスピンが入れ替わるので「インフロー効果」を高めることができるが、現実的には TR を長く設定しない。おそらく TR を長く設定するとお粗末な血流イメージングになるだろう。後に説明する「背景信号抑制」に注意しなければならない。

余談ではあるが、スピンのエコー法の撮像では 90° パルスと 180° パルスの両方のパルスを与えなければ、信号を取得できない。流れの速い血液は 90° パルスを受けたあと、スライス外に流出するため 180° パルスを受けることができず、エコーは発生せず無信号となる。これを「flow void」と呼び、確かに血流があるという指標となる。私は、「flow void」と「インフロー効果」は似たような感覚で把握している。

### 3. 背景信号抑制

TOF-MRA では血流イメージングであるため、血管以外の背景信号は低信号であることが望ましい。そこで、背景信号を抑制するための簡単な方法は TR を極端に短くすることである。実際に TR を数十ミリ秒に設定すれば、大抵の人体の組織は縦緩和の回復ができずに低信号になる。一方、血流は先ほどの述べた「インフロー効果」が存在すれば、数十ミリ秒の間に励起パルスを受けていない新鮮な縦磁化を持ったスピンの流入することで高信号に表現することが可能である(図1)。ただし、TR を短くすることはスピンの入れ替わりの時間を短くすることになり、遅い血流では十分な「インフロー効果」を得ることができない。目的の血管の流速を意識しながら TR やフリップ角の調整をしていただきたい。特に 3D での TOF-MRA において遅い血流や蛇行した血管を描出するには正しいパラメータの理解が必要となる。

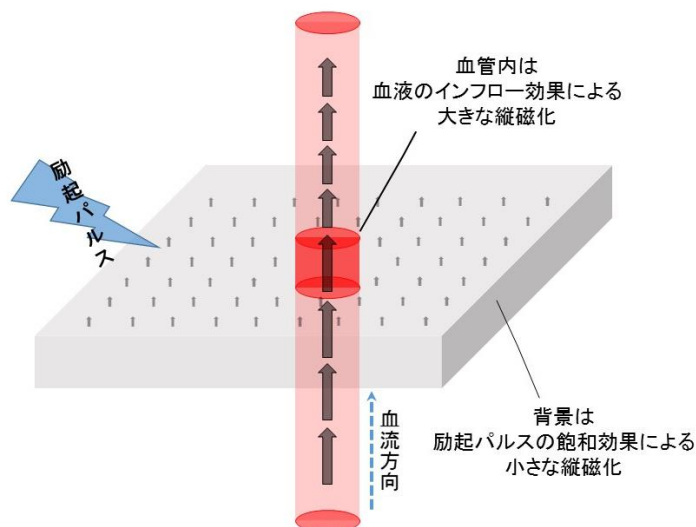


図1 血管内のインフロー効果と背景の飽和効果

また、脂肪のような縦緩和時間の短い組織は数十ミリ秒の間に縦磁化が回復してしまうため背景信号が上手く抑制されない。そこで MT パルスをを用いることや<sup>5)</sup>、TE を opposed phase に設定することでより効果的な背景抑制を行うのが定番である。

### 4. 元画像で見える病変

私は“TOF”という表現とは言い得て妙だと感じているが、私は“TOF”を“グラジエントエコー型シーケンスの heavily T1 強調画像”という表現で言い聞かせている。TOF-MRA の元画像はグラジエントエコーの性質と T1 強調画像の性質を持ち合わせているため、血管腫やヘモジデリンの沈着は磁化率による低信号で捉えられ、出血を伴う病変は高信号として捉えることができる。実際、TOF-MRA の元画像に違和感を覚えて病変を見つけるきっかけもある。TOF-MRA では血管の描出を目的とするだけでなく、周囲の組織のコントラストにも注視するべきと考える。

### 参考文献

- 1) Keller PJ, Drayer BP, Fram EK, Williams KD, Dumoulin CL, Souza SP. MR angiography with two-dimensional acquisition and three-dimensional display. Work in progress. Radiology; 173:527-532. 2,1989 .
- 2) Wehrli FW. Time-of-flight effects in MR imaging of flow. Magn Reson Med; 14:187,1990
- 3) Schievink WI et al. Genetics of intracranial aneurysms. Neurosurgery; 40: 651-663, 1997.
- 4) W.M. ADAMS, R.D. LAITT, A. JACKSON. Time of Flight 3D Magnetic Resonance Angiography in the Follow-up of Coiled Cerebral Aneurysms. Interventional Neuroradiology; 5: 127-137,1999
- 5) Atkinson D, Brant-Zawadski M, Gillan GD, et al. Improved magnetic resonance angiography: magnetization transfer suppression (MRS) with variable flip angle excitation (TONE) and increased resolution. Radiology; 190:890,1994

## 『PC 法 (MRA,MRV) の基礎と臨床』

Basic principles and clinical applications of phase-contrast sequence

札幌医科大学附属病院

鈴木 淳平

### 1. はじめに

非造影 MRA (magnetic resonance angiography) および MRV (magnetic resonance venography) は MRI の特徴を生かして、造影剤を用いることなく血管を描出する撮像法であり、代表的な手法として血液の流入効果を利用する TOF (time of flight) 法と傾斜磁場中を血液が移動することに伴う位相シフトを利用する PC (phase contrast) 法があり、近年では頭頸部領域だけでなく、全身の撮像に用いられるようになってきている。

本ワークショップでは、PC 法に関する基本的な原理、および当院における頭部領域での臨床使用などについて述べる。

### 2. PC 法のパルスシーケンス

極性が正負逆で、大きさ(面積)が同じ一対の傾斜磁場を双極傾斜磁場 (bipolar gradient : BPG) と呼び、PC 法ではスライス選択傾斜磁場と位相エンコード傾斜磁場の間に印加する (Fig.1)。静止した  $^1\text{H}$  原子核の位相ずれは正負で相殺されるため位相の変化は生じないが、速度  $v$  で双極傾斜磁場方向に流れている  $^1\text{H}$  原子核については、流れの速さ  $v$  に比例した位相ずれ (位相シフト) を生じる。実際には正負のローブを入れ替えた双極傾斜磁場を用いて 2 回撮像を行い、得られた画像を差分することで静止した組織の信号を相殺し、流れる血液の信号のみを得ることで MRA・MRV 画像となる。PC 法で得られる画像には位相画像 (phase image) と強度画像 (magnitude image) があり、前者は位相差の正負を信号強度の高低で忠実に再現し、流れの速さと方向に関する定量的な情報を持つ。また後者は位相差の絶対値を信号強度で表現した画像であり、一般に MRA・MRV 画像と呼ばれる。

血流方向は様々であり、PC 法を用いた MRA・MRV は x 軸、y 軸、z 軸にそれぞれ正負のローブを入れ替えた双極傾斜磁場を印加して画像を取得する必要があるため、一般的に撮像時間は長くなる。また、差分によって MRA・MRV 画像を得るため、体動や乱流などによる位相分散の影響を受けやすいことに注意が必要である。

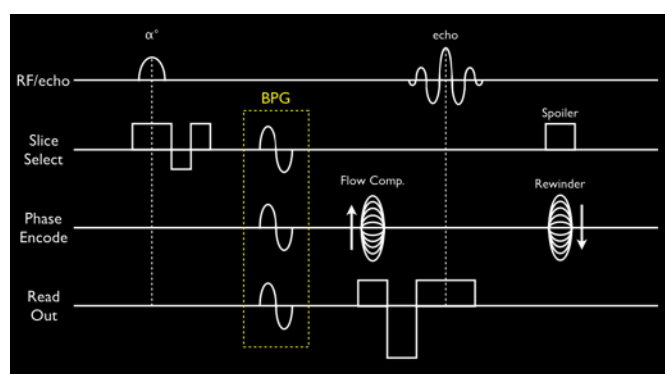


Fig.1 PC 法のシーケンスチャート



### 3. VENC (velocity encoding)

PC 法の位相シフトは流速  $v$  に比例するため、得られる信号強度も流速に影響を受ける。PC 法を用いた MRA・MRV では、双極傾斜磁場の強度  $G_x$  と印加時間  $T$  を調整して流速  $v$  を  $0 \sim \pm \pi$  [rad] に割り当てることにより、血流速度に応じた信号を得る。ここで、位相シフトが  $\pi$  [rad] になる時の  $v$  を VENC と呼び、信号強度は VENC の半分の流速で最大となる。

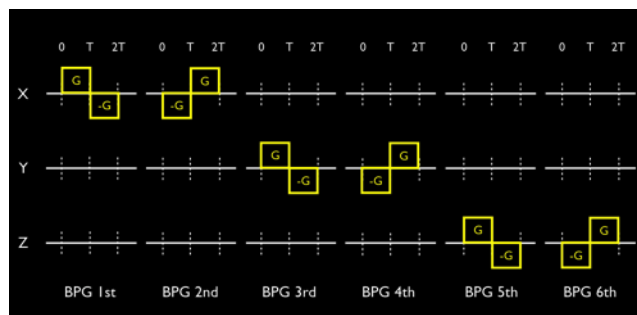
PC 法を用いた MRA・MRV は VENC の範囲内の速度で流れる血液の描出に優れるが、VENC を超えるような速い血流は速度折り返し現象により逆向きの遅い速度の血流として描出されるため、注意が必要である。一般に、目的とする血流速度が VENC の 25%~75% の範囲内に収まっていればコントラストの良い MRA・MRV が得られるため、あらかじめ目的とする血管の流速を推定して VENC を設定することが重要となる。

### 4. 当院における頭部領域での臨床使用

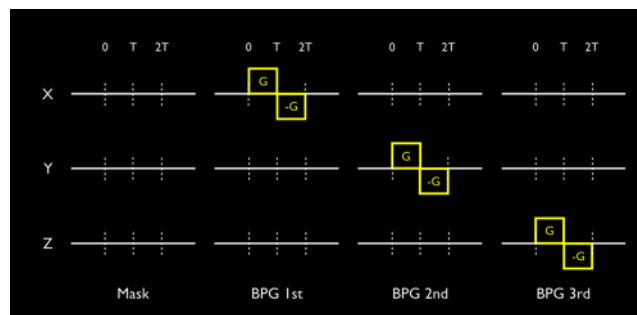
当院では頭部領域の検査において PC 法を MRA の撮像に用いることはほとんどなく、主に静脈の描出や脳脊髄液の流れの解析などに用いている。

PC 法は傾斜磁場印加時における血液の移動に伴う位相変化を利用するため、背景信号の抑制に優れるという特徴を有しており、TOF 法と比較して位相分散や飽和効果の影響が少ないという利点を持つ。また、流速に鋭敏な撮像法であり、血液の流れる方向や速度を定量的に解析することが可能である。

一方で、脳における血管走行は様々な方向に広がっているため、全ての方向における流れの情報を得るためには  $x$ ,  $y$ ,  $z$  の 3 軸に双極傾斜磁場を印加する必要があるが、2D 撮像において 1 方向の流れ情報を検出するためには 1 対の双極傾斜磁場および 2 回の撮像が必要となるため、3 方向の流れ情報を得るためには合計 6 回の撮像が必要となる (Fig.2a)。現在では 4 回の撮像で 3 方向の流れの情報を得られるように改良されているが (Fig.2b)、3D 撮像になるとスライス方向への位相エンコードが加わるため、撮像時間が非常に長くなってしまいうという問題点が存在する。近年、parallel imaging の進歩によって撮像時間の短縮が可能となっているが、TOF 法も 3.0T 装置の普及により、in flow 効果の向上や multi slab 撮像技術の進歩等の理由によって描出能が向上しており、頭部動脈の描出に関しては PC 法を用いる利点はそれほど多くないと考えられる。



a. 基本的な双極傾斜磁場印加方法



b. 改良された双極傾斜磁場印加方法  
(装置メーカーにより手法は異なる)

Fig.2 双極傾斜磁場の印加方法 (一例)

当院では、顔面痙攣等に対する微小血管減圧術（microvascular decompression：MVD）支援のための3D画像作成において、従来は動静脈と骨の情報を3D-CTAから、脳神経（脳幹部）の情報をMRIからそれぞれ取得して3D fusion画像を作成していたが、3D-CTAにおける造影剤使用のリスク回避と被ばく低減を目的として、骨以外の情報は全てMRIから取得できるよう検討を行った。MVD支援画像の作成に必要な主な静脈として横静脈洞やS状静脈洞が挙げられる。我々は2つの静脈洞を描出できるVENC設定について検討し、流れの比較的速い静脈洞の描出と遅い静脈血流の描出能低下の可能性を考慮し、15cm/secを採用した（Fig.3）。撮像は3D PC法で行い、撮像時間については検討当時、脳幹部の限られた撮像範囲でも10分程度必要であったが、装置の更新によってparallel imagingの併用が可能となり、現在では3分程度で空間分解能の高い画像を得ることが可能となり、臨床的有用性は高くなったと考えられる。

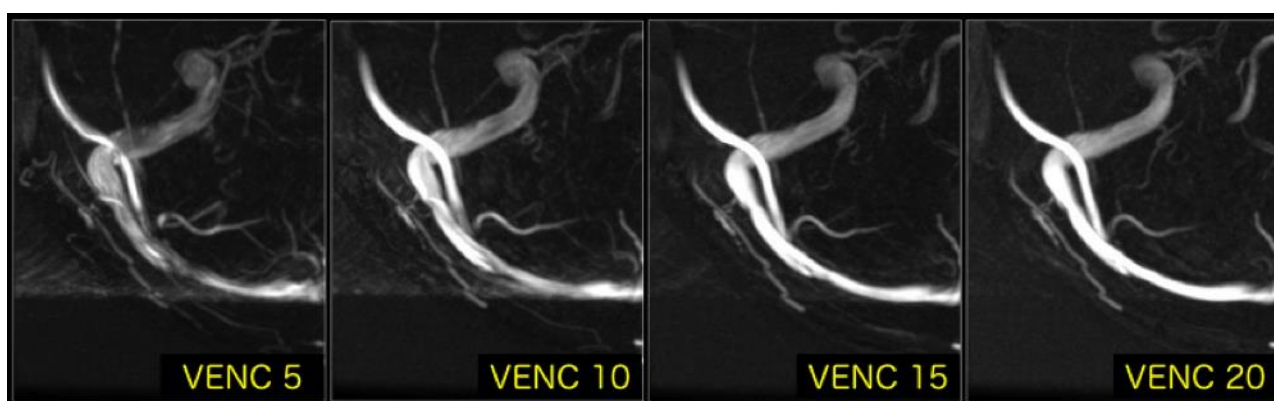


Fig.3 VENCの違いによる静脈描出能の変化

3DVasc PC, TE/TR : 4.6/15.7ms, FA : 15deg, matrix : 256\*192, Slice : 1mm (GE Signa HDxt 3.0T)

## 5. まとめ

PC法は位相シフトを画像化する撮像法であり、血流速度と流れる方向に対する定量性が高い一方で、原理的に撮像時間が長く、コントラストがVENC設定に依存するため、診断に適した非造影MRA・MRV画像を得るためには基本的な原理を理解した上で撮像条件の設定を行うことが重要である。

## 参考文献

- 1) 荒木力. MRI完全解説. 秀潤社. 2008 : 554-571
- 2) レイ H. ハシユミ 他. MRIの基本 パワーテキスト. メディカル・サイエンス・インターナショナル. 2004 : 325-337
- 3) アレン D. エルスター 他. MRI「超」講義. メディカル・サイエンス・インターナショナル. 2003 : 169-174

## 『ASL の使い処 ーいつ, どう使うのか?ー』

The Effective Technique of Arterial Spin Labelling ～When and How to Use in Clinical～

虎の門病院

福澤 圭

### 1. はじめに

Arterial Spin Labelling (ASL)は磁気的に標識した血液を内因性のトレーサーとすることで、造影剤や放射線被曝なしに灌流画像を得ることが出来る手法である。造影剤を使った灌流画像や SPECT などと比べ侵襲性が低いため、検査目的や画像所見に応じてルーチン検査への追加が容易である。一方で、血液の到達時間の影響を受けやすいことや、定量性や再現性などの課題がある。ASL は血液を標識するラベリングの手法, そこから画像を得るためのリードアウトの手法などにバリエーションがあり、ピットフォールを理解した上で、検査目的に応じた適切な手法の選択や、パラメーターの調整等を行うことで、臨床的に有益な情報を提供することができる。これらに関して、具体的な我々の施設での ASL の運用方法を「ASL の使い処」として紹介する。

### 2. ASL の基本原理

ASL は、撮像領域の手前で RF パルスによって血液をラベリングし、ラベルされた血液が撮像領域へ到達するまで、一定時間待ってから信号をリードアウトする。ASL においてラベルされた血液の信号は非常に小さなものであるため、ラベル画像とラベルのないコントロール画像を撮像し、両者のサブトラクション処理によって灌流画像を得ている (Fig.1). 近年の 3 テスラ装置やデジタルコイルの普及, pseudo/pulsed continuous ASL (pCASL) などの SNR の高いラベル技術の登場によって、診断に利用可能な灌流画像が 5 分以内の撮像時間で得られるようになった。また、ラベリングからリードアウトまでの待ち時間を Post Label Delay (PLD)と呼び、PLD をどの程度に設定するかによって画像の診断的解釈が違ってくる。リードアウトには EPI などの高速シーケンスやlook locker samplingなどが用いられ、single phaseかmulti phaseを使い分けることも可能である (Fig 2.). さらに ASL 画像の信号値と T1 緩和や Proton Density を元に、簡易的なモデルで CBF の定量が可能とされている<sup>1)</sup>。

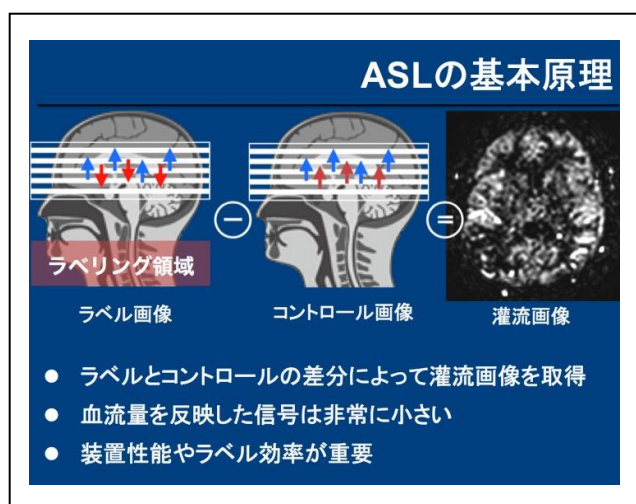


Fig.1 ASL の基本原理

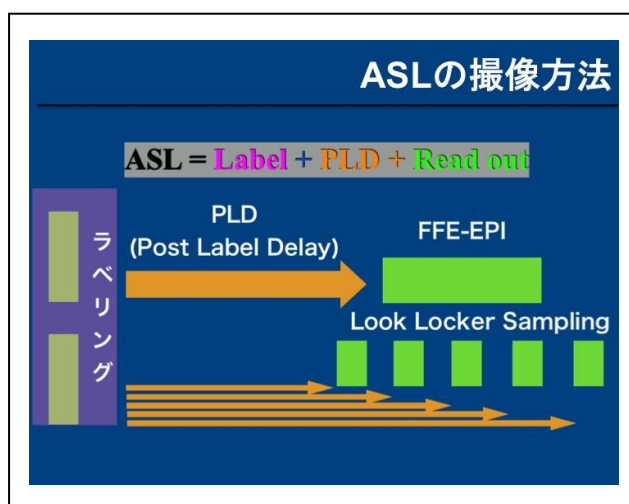


Fig.2 ASL の撮像方法

### 3. 臨床での使い処

#### 腫瘍性病変

ASL をルーチン検査に組み合わせることで、目的部位への血流の有無を簡便に画像化することが可能である。脳腫瘍では腫瘍の血管性を反映した灌流画像が造影剤を使用せずに得られ、造影剤による **dynamic susceptibility contrast (DSC)**と視覚的に近く、得られる情報の相関も高いという報告もある<sup>2)</sup>。臨床では、腎機能低下症例や小児などで有効であり、脳腫瘍では周囲の正常組織との血流差を強調したいため、SNR が高い **Single phase ASL** が適している(Fig 3.)。

#### 巨大脳動脈瘤の血栓化評価

動脈瘤の診断において形態的な情報は TOF-MRA などによって得られるが、サイズの大きな動脈瘤では動脈瘤内部の乱流などにより飽和効果が生じ、TOF で十分に描出されない場合があり、血栓化動脈瘤との鑑別が問題となる。血栓化の有無は通常 SE 系のシーケンスでの **Flow void** の有無など、動脈瘤内部の信号強度から診断するが、これらも乱流の影響を受けやすい。ASL ではラベルされた血液の灌流を反映した画像が得られるため、動脈瘤内の血流の有無が容易に診断可能である (Fig 4.)。特に **multi phase ASL** を使用することによって、血流の有無に加え、血行動態の情報を得ることができる。

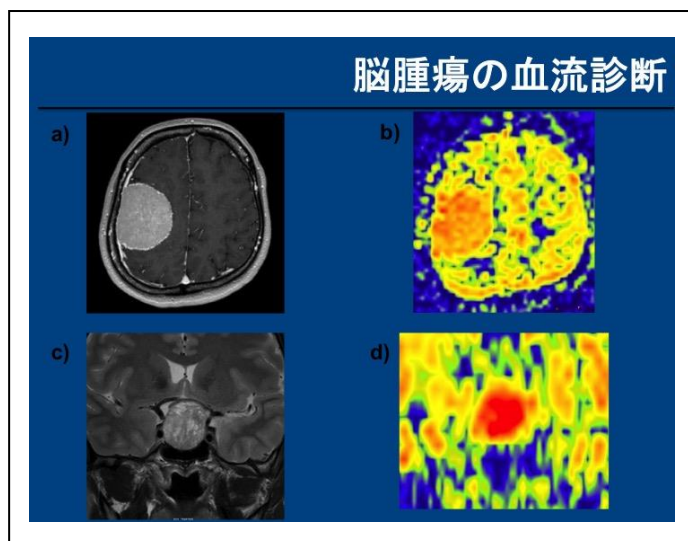


Fig.3 脳腫瘍の血流診断

- a) 造影 T1 強調画像
- b) ASL (single phase)
- c) T2 強調画像
- d) ASL (single phase, 冠状断 MPR)

a)と b)は髄膜腫  
c)と d)は下垂体腫瘍

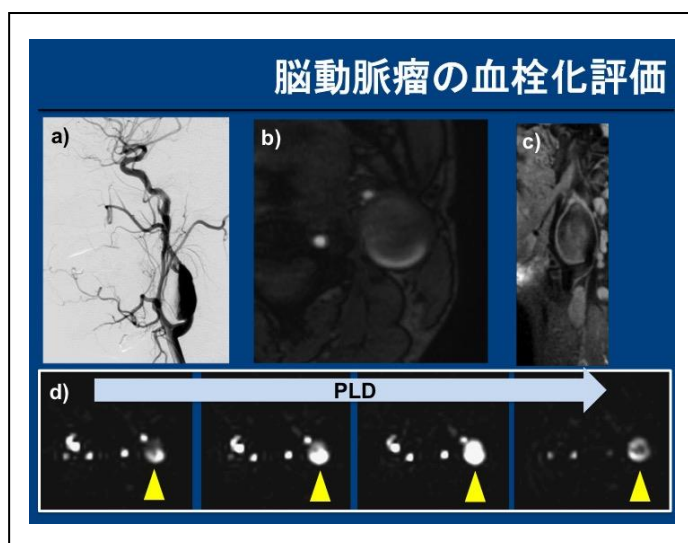


Fig.4 脳動脈瘤の血栓化評価

- a) 血管造影
- b) TOF-MRA (元画像)
- c) 3D-FSE
- d) ASL (multi phase)

矢頭は動脈瘤



## 脳血管障害

内頸動脈狭窄症などの脳血管障害では、正常血流に比べて患側の血流は到達時間が遅延する。そのため PLD の設定が重要である。Fig.5 は右内頸動脈狭窄症の症例である。PLD が 1500msec くらいまでは、健側に比べ患側で血流の到達遅延がみられる。一方で PLD を 2200msec くらいまで長く設定すると、患側の遅延した血流の到達が確認できる。短すぎる PLD は患側の血流を過小評価する可能性がある一方で、長すぎる PLD は、健側であるはずの左側で、逆に血流が遅延しているように見えてしまう。また、患側と健側の血流到達時間の差には個人差があり、最適な PLD を固定することは不可能である。このようなことを踏まえ、強い血流遅延のある脳血管障害の症例における Single phase ASL では複数の PLD で撮像を行ったほうが良い。当院では multi phase ASL を撮像することでこの問題を解決している。また、ラベリング後の早いタイミングから multi phase のリードアウトを行うことで、4D-MRA のような画像を得ることができる<sup>4)</sup>。この手法は、頭蓋内動脈の血行動態が高分解能に観察できるため、AVM の feeder や drainer vein の描出などに有用である。

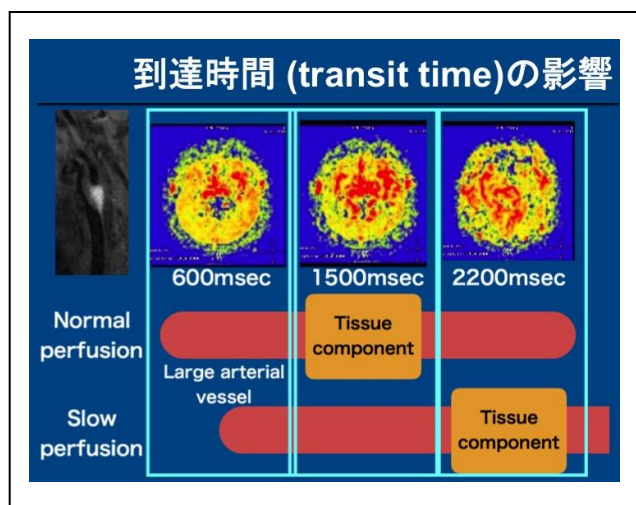


Fig.5 到達時間の影響

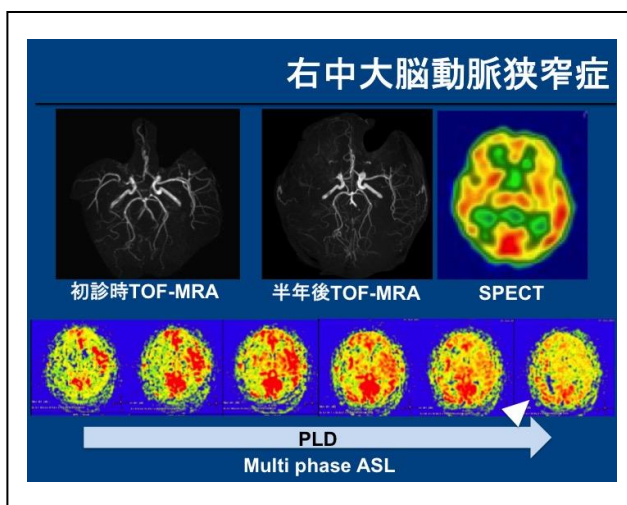


Fig.6 ルーチン+ASL の一例

## 4. ASL の使い処

Fig.6 は右中大脳動脈狭窄症の症例である。初回検査から半年後の MRI において TOF-MRA で右中大脳動脈が描出されなくなった。このような場面で ASL を追加することで、脳内の血流状態を簡便に知ることができる。本症例の ASL では血流遅延はあるものの、髄軟膜吻合からの側副血行路による灌流が示唆された。後日撮影した SPECT では血管反応性の低下はあるものの、CBF は保たれた状態であることが診断され、ASL と一致した所見であった。このように ASL は、侵襲性が低いためルーチン検査の所見に合わせた追加撮像が行いやすいというメリットがある。近年では、てんかんや頭痛などの疾患への応用も報告されている。本稿では、当施設における ASL の運用方法を「ASL の使い処」の一例として紹介した。

## 参考文献

- 1) Buxton RB, Frank LR, Wong EC. et al. : A general kinetic model for quantitative perfusion imaging with arterial spin labeling. Magn Reson Med.1998 Sep;40(3):383-96.
- 2) Jarnum H, Steffensen EG, Knutsson L. et al. : Perfusion MRI of brain tumors: a comparative study of pseudo-continuous arterial spin labeling and dynamic susceptibility contrast imaging. Neuroradiology.2010;52(4):307-17.
- 3) Nakamura M, Yoneyama M, Tabuchi T, et al. : Non contrast 3D volumetric time-resolved MRA combining multiple phase FAIR(CINEMA-FAIR). Proc Intl Soc Magn Reson Med.2011,4036

## 『SWI の基礎と臨床』

Clinical applications of susceptibility weighted image (SWI)  
in patients with ischemic stroke

秋田県立脳血管研究センター

豊嶋 英仁

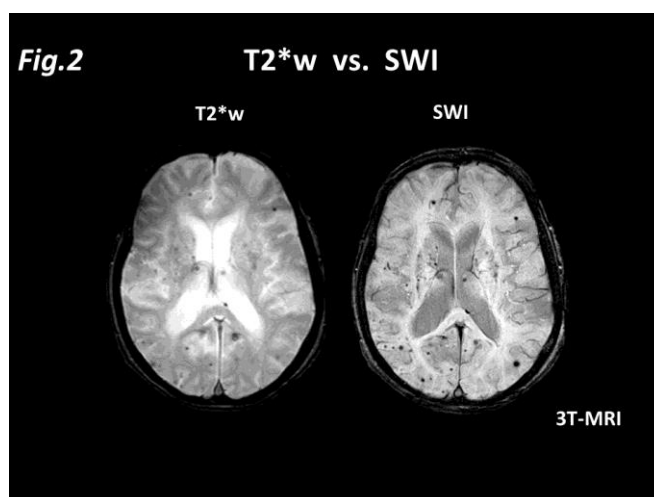
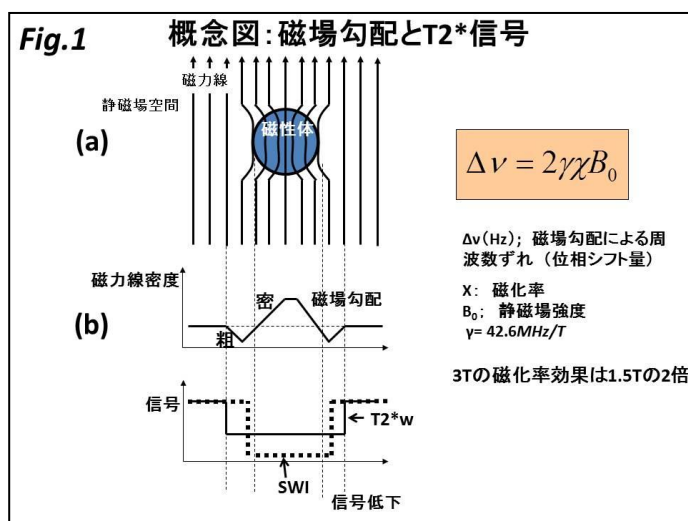
### 1. はじめに

磁化率強調像(SWI)は直接的に血流をイメージングする撮像法ではないが、脳循環評価に貴重な情報を提供する。本稿では脳血管障害のMRI検査におけるSWIの有用性について述べる。

### 2. T2\*強調像と磁化率強調像

一般的な GRE 法を用いた T2\*強調像と磁化率強調像の違いについて簡単に述べる。均一な静磁場空間に磁性体が存在すると、その磁性体が有する磁化率に依存して磁束が集中し、周囲との間に磁場勾配を生じる(Fig.1)。磁場勾配は周波数の差異(位相シフト)を生じさせ、T2\*信号の減衰を速める。磁化率の大きい物質ほど T2\*信号の減衰が大きくなる。ゆえに、磁化率強調像のコントラスト源は T2\*信号である。しかし、T2\*強調像は磁化率強調像とは別分類されている。磁性体に集中した密な磁束密度域に対して、その外側には粗な磁束線密度域が存在する(Fig.1 a)。T2\*強調像では密～粗の磁束密度(磁場勾配)域が T2\*信号低下域として描出される。一方、磁化率強調像は、高分解能化のために 3 次元 GRE シーケンスを用い、さらに T2\*コントラストを増強させる処理を施した撮像法が呼応されている(Fig.1 b)。その代表が、Haacke らが報告(1)した Susceptibility Weighted Image (SWI)である。

同一症例の T2\*w と SWI を Fig.2 に提示する。多発する微小出血の描出は T2\*w より SWI のほうがより明瞭に描出されている。SWI には、磁化率を強調する処理を施されていることがうかがえる。



### 2. 脳灌流圧と脳循環指標

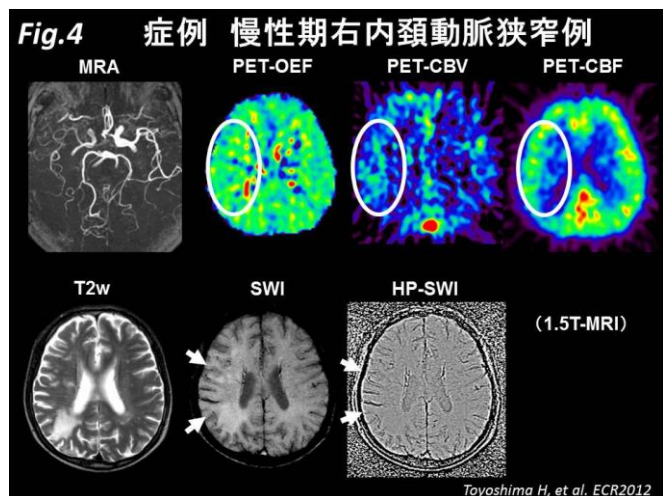
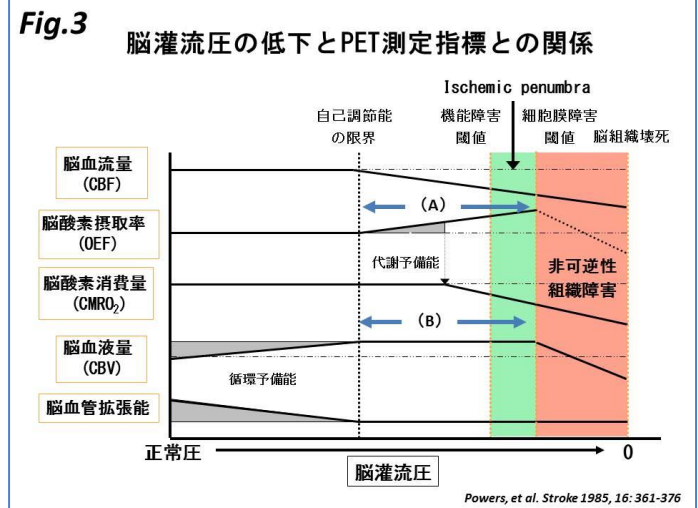
ポジトロン CT を用いて脳灌流圧と脳循環指標の関係を示した Powers らの論文(2)は脳循環測定的基础になっており、現在でもゴールドスタンダードである(Fig.3)．脳血流により運搬される酸素化ヘモグロビンが脳の重要な活動源であり、狭窄・閉塞による灌流圧低下は脳血流量の低下を生じる．高度な虚血では重篤な障害を生じる．脳灌流圧低下に対する脳血流量(CBF)、脳酸素消費量(CMRO<sub>2</sub>)、脳血液量(CBV)、脳酸素摂取率(OEF)の4指標の複雑な関与を理解することが脳循環測定を理解する上で大事である．MRIを用いた脳灌流測定の研究は以前から行われており、臨床においていくつかの測定法が実用化している．造影剤を急速静注する Dynamic Susceptibility Contrast -MRI (DSC-MRP)では脳血流量マップ、脳血液量マップ、平均通過時間マップ、到達時間マップ、T-max マップ等を測定できる．また、Arterial Spin Labeling (ASL)では、非侵襲的に脳血流量マップを測定できる．ポジトロンCTによる脳血流量は定量値として精度良く測定できるが、これらのMRIによる脳血流量は数々の影響のために定量値の精度は現状では難しい．そのため、健側患側比として評価する方法が実用的である．

灌流圧低下に伴って脳血流量が減少しても直ちに脳の活動低下は生じない．代謝予備能が機能して脳酸素消費量が保たれることで脳は活動を続ける．しかし、代謝予備能が破綻して脳酸素消費量が低下すると脳の活動は障害されて、末は脳梗塞に陥る．その指標に脳酸素摂取率が用いられ、脳酸素摂取率が増加した状態は貧困灌流と呼ばれる(Fig.1 (A))．貧困灌流は血行再建術の治療方針を決定する重要な時期であるため、この状態を測定できることは大変有意義である．

### 3. 貧困灌流とSWI

脳が活動することで酸素化ヘモグロビンは脱酸素化ヘモグロビンに代謝される．脱酸素化ヘモグロビンは磁氣的性質(磁化率)を有するため、周囲との磁場勾配を生じて、T2\*減衰を生じる．SWI において正常な状態でも脳静脈が低信号に描出されるのは、静脈に流出した脱酸素化ヘモグロビンによる影響である．

脳血管障害により主幹動脈が狭窄・閉塞して灌流圧が低下するにつれて、脳血管拡張能により末梢血管が拡張し細静脈まで及び、脳血液量は上限に達する(Fig.1 (B))．一方、脳血流量減少により酸素化ヘモグロビンが減少するため脳灌流圧が低下するほど脱酸素化ヘモグロビンが相対的に増加する．脳酸素摂取率が上昇する貧困灌流では、血管拡張と脱酸素化ヘモグロビン量の増加が伴って、虚血域の脳静脈





が顕著に強調されて描出される。これが機序として考えられている。

慢性期右内頸動脈狭窄例を Fig.4 に示す。右中大脳動脈灌流域において脳血流量低下、脳血液量上昇、脳酸素摂取率の増加(楕円内)が見られ、SWI ではその領域の脳静脈の増強が観察される(矢頭間)。SWI に高周波強調処理を施したオリジナル HP-SWI では、より明瞭に脳静脈の拡張を視覚的に判別できる。HP-SWI を対象にして脳静脈の描出程度を視覚的なスコア評価を実施した結果では、脳酸素摂取率健側患側比とスコ

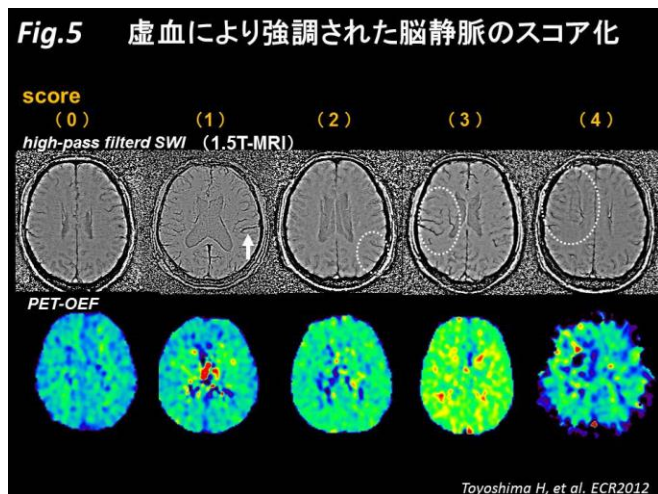
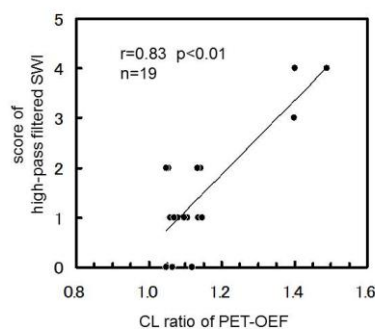


Fig.6 PET-OEF健側患側比 vs. スコア

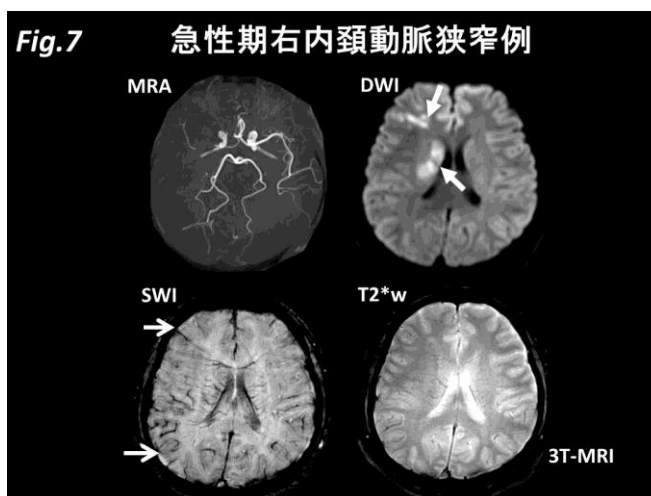


Toyoshima H, et al. ECR2012

アには良好な関連を確認できた。(Fig.4, Fig.5)

つまり、脳酸素摂取率に健側患側差がなければSWIによる脳静脈の描出に差がなく、脳酸素摂取率が増加するほど脳静脈の描出が強調される。SWIは脳酸素摂取率増加の指標に用いることができる。(3)

静磁場強度が高くなるにつれて磁場勾配が強調されるため、3 テスラMRIでは脳虚血域の脳静脈の増強は顕著になる。急性期右中大脳動脈閉塞例を Fig.7 に提示する。拡散強調像では右中大脳動脈灌流域の一部(矢印)で高信号を呈し脳梗塞の所見である。SWIでは広範囲(矢印間)の脳静脈の拡張を呈し、右中大脳動脈領域に広範囲の脳静脈が増強して高度な虚血(貧困灌流)の所見を呈している。T2\*w に比べて SWI のほうが顕著に脳静脈の拡張を描出している。この症例では、脳梗塞の拡大を防ぐために直ちに血栓溶解・回収術が施行された。



#### 4. 結語

脳血管障害においてSWIにおける脳静脈の増強所見は貧困灌流の指標を示す。MRアンギオで主幹動脈の狭窄・閉塞がある脳血管障害例では積極的にSWIを撮像することが治療方針のために有益である。

#### 5. 引用文献

- 1) Haacke E.M., et.al, Susceptibility Weighted Imaging (SWI), MRM, 2004(52):612-618.
- 2) Powers WJ, Raichle ME, Stroke,1985(16):361-376.
- 3) Toyoshima H, et.al, ECR2012 EPOS C1116.

## 『画像を見る！』

座長：奈良県立医科大学医学部附属病院（撮影部会委員） 中前 光弘

りんくう総合医療センター（撮影部会委員） 西池 成章

さまざまなモダリティを扱う診療放射線技師にとって、診断に適した画像、画質であるかを検討する必要がある。客観的な評価は、最適な画像を論ずる根拠となり、臨床画像の質を担保することにもつながる。これまで、より良い撮影技術を求め、多くのテーマで議論が行われてきた。その多くは、“撮影する技術”に関する議論が中心であった。一方、“読影補助”については、学術的に論ずる段階となり、幾つかのモダリティでは既にその検討が始まっている。しかし、読影補助の入り口である「画像を見る！」技術については検証される機会がほとんどなかった。今回、「画像を見る！」技術についての現状と問題点について一般撮影、血管撮影、超音波検査、教育現場領域より講演をお願いした。

教育講演では、市田 隆雄先生より大阪市立大学医学部附属病院における読影補助につながる取り組みについて講演して頂いた。各診療科のカンファレンスに参加することは、専門知識の習得はもちろんのこと、多職種とのディスカッションが行え、また、双方向の信頼関係の構築につながり、結果的に診療放射線技師の読影補助につながると理解した。



教育講演の市田隆雄先生(左)と座長の甲山精二 撮影部会委員(右)

続くワークショップでは、まず、大阪大学医学部附属病院の松澤 博明先生より一般撮影における大阪大学医学部附属病院の現状について講演頂いた。一般撮影では、検像者(撮影者を含む)がはじめに画像を確認することから、検像者が正確な画像かどうかを判断できる技術、すなわち画像を見る技術が求められる。そのためには正確な画像がどのようなものかを理解し、施設において標準化を行うことが重要との発表であった。大阪大学医学部附属病院では、ポジショニングや撮影線量、濃度やコントラストなどの画質、ポジショニングの正否などそれぞれ標準化されており、それらを基準に検像されていることから、安定した画質および画像提供につながっている。また、標準化を行うに際し、CT 画像を用いたポジショニング支援ツールの作成や、電子カルテ上への撮影マニュアル配信、撮影支援ツールが充実しており、それらは画像を見るための技術向上に大きく寄与していることから、読影補助につながる環境整備の重要性を強く感じた。

血管撮影領域を先端医療センターの栗山 巧先生に講演して頂いた。血管撮影では、診断と治療がほぼ同時進行で行われるため、治療の方向性を決める的確な画像情報が求められる。そのためにも、診療放射線技師においては、治療の流れや治療戦略など様々な情報収集を行うことが重要とされたが、こ

れらについては、血管撮影領域での問題点でもあるとされた。血管撮影領域の診療放射線技師の関わりは、施設間で大きく異なるとともに、診療放射線技師の取り組みにも温度差があるのが現状である。今回の講演では、栗山先生の研究を多数報告して頂いたが、血管内治療はもとより読影補助を論ずるにあたり、その方向性を決めていくには不可欠なものであり、研究の重要性を改めて感じた。

取手北相馬保健医療センター医師会病院の大石 武彦先生より超音波検査の現状と問題点についてご講演頂いた。超音波検査では、検査を行う医師はもちろんのこと技師においても画像レポートを作成するが多い。したがって、検査施行者は検査技術はもとより、目的とする病態の知識の習得が不可欠であり、これらの知識の習得が、より良い検査につながる。画像レポートの作成を読影補助として捉える事は多いが、読影に必要な画像提供、すなわちより良い検査を行うことが読影補助につながっていると理解した。超音波検査の検査結果は、個々の技術や施設間において、その差が問題となっているとの報告であったが、これは、超音波検査に限らず、他のモダリティ全般の問題であり、むしろ、超音波検査領域では、より良い検査につながる、病態の特徴やレポートの作成方法、検査技術などの情報発信が、学会レベルで整備されてきており、標準化を考えるうえで先駆的な取り組みといえる。

帝京大学医療技術学部 of 岡本 孝英先生より教育現場での現状と問題点について講演頂いた。教育現場では、画像を見るための教育プログラムの整備が望まれている。これは、近年、国家試験に出題される内容が、撮影技術はもとより、画像を見る技術を要する問題が増加しているためである。一方、画像を見るための技術教育には多くのハードルが存在しており、臨床画像の確保、表示媒体やセキュリティーなどの問題、講義時間や講師の確保の問題などを挙げられた。これらは、教育機関のみでは解決できない場合もあり、臨床現場の関与が必要不可欠であるとした。

今回のワークショップは、読影補助として、画像を見るための技術の現状と問題点を取り上げた。すべてに共通して言えることは、現在、画像を見る技術に明確な基準が存在しないことである。これは、読影補助に関する解釈の違いに通じることでもある。教育現場からは国家試験問題に関連した、病態を指摘できる“見る技術”が求められているのに対し、撮影技術に重点が置かれているいくつかのモダリティでは論点が全く異なる。今後、画像を見る技術を含めた読影補助に関する方向性を明確化し、それに基づいた標準化を行うことが重要と考える。いずれにせよ、標準化するためには一般的に読影補助と解釈されがちな、病態を指摘する知識の習得と、病態検出に適した撮影技術の構築が重要であり、併せて検討していく必要がある。また、今回のワークショップでは、データベースの構築や教育支援ツールおよびエビデンスとなる研究の重要性を再認識でき、読影補助についての一助となったと考える。



ワークショップ終了後のディスカッション。

右から教育講演 市田先生、講師の松澤先生、栗山先生、大石先生、岡本先生。

## 『MRIにおける静音化: 騒音の原理と対策』

座長: 群馬県立県民健康科学大学(撮影部会委員) 林 則夫

さいたま市立病院(撮影部会委員) 藤田 功

MRIにおける静音化技術は、近年多くのMRIメーカーで技術開発が行われた結果、多くの装置で静音化技術を搭載したMRI装置が普及してきた。MRI装置から音が発生する原因は、頻繁な傾斜磁場の反転によるものとされている。MRIの騒音は、現在のMRI検査には無視できない問題である。本ワークショップでは教育講演では、MRI装置における騒音の発生原理と最新の静音化技術について、GEヘルスケアジャパンの内海一行先生にご講演いただいた。さらにワークショップでは騒音の対策および静音化技術の臨床における使用方法と注意点など、臨床現場での実情と問題点及びその解決法について4名の先生方からご講演いただいたのちにディスカッションを行った。会場からの質問とその返答は以下のとおりである。本ワークショップを通して多くの会員に静音化技術の現状と臨床での使用方法及び今後の研究課題を明確にできたと考える。今後臨床現場で勤務する会員を中心とした静音化技術に対する臨床研究が推進されることを期待する。

### ワークショップ Q&A

#### 【質問1】静音化シーケンスのパラメータ設定をどのようにおこなっているか

(コメント) スパーク数を増加すると撮像時間が延長するがSNRは向上する

(コメント) スパーク数は分解能に関係ない

(コメント) サイレントスキューンはローフリップアングルを利用するのが一般的である。

(コメント) フリップアングルは5度までであるが、変更してもあまり効果がない。

#### 【質問2】小児検査について鎮静して耳栓を用いれば静音化シーケンスは不要ではないか?

(コメント) 静音化シーケンスが導入されたことで、前処置について変化はないが以前は不可能であった、薬剤を使用せず自然入眠での検査が可能になった。

(コメント) 診療科(小児科、小児外科、脳外科など)の先生にとっては眠剤の選択発達障害児では事前の実地練習などを行なうことにより、入眠なしでの検査が可能になることもある。

#### 【質問3】静音化シーケンスに切り替えると撮像時間が延長するのではないか?

(コメント) あまり延長することは無い(特にT2wでは伸びない)。

#### 【質問4】静音化技術がインストールされていない装置で、どの程度静音化できるのか?

(コメント) 静音化シーケンスが入っていないなくても、パラメータを調整することである程度騒音を抑制することができる。フローコンプを入ると大きくなる。エコースペースを伸ばすことで静音化できる。

#### 【質問5】ルーチンの検査になるのか?

(コメント) コントラストの違いから、直ぐにルーチン検査に導入するのは難しいが、臨床研究が進むにともない実用化する可能性が高い。

#### 【質問6】IR(インバージョンリカバリー)タイプのシーケンスで造影検査を行なっても大丈夫か?

(コメント) TI時間の設定が200ms以上であるため、実際の臨床でコントラストの反転などは経験したことはない。

#### 【質問7】静音化に関する今後の期待される研究テーマ

(コメント) 静音化シーケンスを応用して肺の検査も可能である、その他に放射線治療計画での電子密度の測定や臨床応用に向けたコントラストの研究が期待される。



## (公社) 日本放射線技術学会 撮影部会

### 平成 28 年度事業報告

#### 1. 第 72 回総会学術大会時

会 場：パシフィコ横浜（横浜市）

第 66 回撮影部会プログラム

##### 1) テーマ A（一般撮影分科会）—よりよい撮影技術を求めて（その 128）— 『チームで考える安全な腹部 IVR とは』

開催日：平成 28 年 4 月 16 日（土）

(1) 教育講演 司会 奈良県立医科大学医学部附属病院 中前 光弘

『腹部臓器に対する IVR（画像下治療）の現状』

慶應義塾大学医学部 中塚 誠之

(2) ワークショップ 『チームで考える安全な腹部 IVR とは』

座長 帝京大学 岡本 孝英

川崎市立川崎病院 三宅 博之

① 血管撮影装置の変遷

兵庫医科大学病院 松本 一真

② 腹部 IVR の実際

大阪市立大学医学部附属病院 高尾 由範

③ 腹部 IVR での放射線管理

山梨大学医学部附属病院 坂本 肇

④ 患者の気持ちに寄り添ったチーム医療を考える

国立がん研究センター中央病院 浅井 望美

##### 2) テーマ B（CT 分科会）—よりよい撮影技術を求めて(その 129)—

『X 線 CT 撮影の標準化』

開催日：平成 28 年 4 月 17 日（日）

(1) 教育講演 司会 東千葉メディカルセンター 梁川 範幸

『読影医の立場から CT 撮影技術に期待すること』

大阪大学医学部 渡邊 嘉之

(2) ワークショップ 『X 線 CT 撮影の標準化～第 2 版 GALACTIC～』

座長 国立がん研究センター東病院 村松 禎久

藤田保健衛生大学病院 井田 義宏

① 胸部 CT 撮影技術ガイドライン

栃木県立がんセンター 萩原 芳広

② 循環器 CT 撮影技術ガイドライン

JCHO(ジェイコー)北海道病院 山口 隆義

③ 整形 CT 撮影技術ガイドライン

富山労災病院 野水 敏之

④ 標準化における造影技術

長野赤十字病院 寺澤 和晶

⑤ X線CT撮影標準化におけるCT-AEC

国立がん研究センター東病院 野村 恵一

3) テーマC (MR分科会) —よりよい撮影技術を求めて(その130)—

『MRIの安全性 update: 高磁場環境と条件付きMRI対応インプラントの取り扱いについて』

開催日: 平成28年4月16日(土)

(1) 教育講演 司会 さいたま市立病院 藤田 功

『MRI恐怖症の理解と対応』

さいたま市立病院 仙波 純一

(2) ワークショップ『update: 高磁場環境と条件付きMRI対応インプラントの取り扱いについて』

座長 さいたま市立病院 藤田 功

群馬県立県民健康科学大学 林 則夫

① MRI検査の安全管理: 操作者に望むこと

大阪大学医学部附属病院 土井 司

② 体内インプラントに対するMRIの物理特性

東海大学 黒田 輝

③ 条件付きMRI対応インプラントの取り扱い: CIEDsを中心に

高崎総合医療センター 小林 幸史

④ 条件付きMRI対応インプラントの取り扱い: 人工内耳を中心に

福島県立医科大学病院 清野 真也

2. 第44回秋季学術大会

会場: ソニックシティ(さいたま市)

第67回撮影部会プログラム

1) テーマA (一般撮影分科会) —よりよい撮影技術を求めて(その131)—

『画像を見る! 見極める!』

開催日: 平成28年10月15日(土)

(1) 教育講演 司会 神戸大学医学部附属病院 甲山 精二

『撮影領域での読影補助について問う』

大阪市立大学医学部附属病院 市田 隆雄

(2) ワークショップ 座長 りんくう総合医療センター 西池 成章

奈良県立医科大学医学部附属病院 中前 光弘

① 一般撮影での現状と問題

大阪大学医学部附属病院 松澤 博明

② 血管撮影での現状と問題

公益財団法人 先端医療センター 栗山 巧

③ 超音波検査での現状と問題

取手北相馬保健医療センター医師会病院 大石 武彦

④ 教育現場での現状と問題

帝京大学医療技術学部 岡本 孝英

2) テーマ B (MRI 分科会) —よりよい撮影技術を求めて (その 132) —

『MRI における静音化：騒音の原理と対策』

開催日：平成 28 年 10 月 13 日 (金)

(1) 教育講演 司会 群馬県立県民健康科学大学 林 則夫

『MR の静音化技術』

GE ヘルスケアジャパン MR 営業推進部 内海 一行

(2) ワークショップ 座長 さいたま市立病院 藤田 功

群馬県立県民健康科学大学 林 則夫

① MR 装置における騒音評価法

金沢大学附属病院 濱口 隆史

② MRI 検査における騒音の問題点

新百合丘総合病院 堀 大樹

③ 静音化技術の利用方法とその注意点(1)：画質への影響

新百合丘総合病院 堀 大樹

④ 静音化技術の利用方法とその注意点(2)：撮像パラメータの影響

京都大学病院 佐川 肇

3. 市民公開シンポジウム (京都) の開催：広報・渉外委員会、近畿支部

後援：京都府、京都市、京都府医師会、京都私立病院協会、京都府放射線技師会、京都府看護協会、  
京都府栄養士会、京都府臨床検査技師会、京都府介護支援専門委員会、京都リビング新聞社 KBS  
京都、京都新聞社 (予定含む)

開催日：平成 28 年 11 月 20 日 (日)

会 場：メルパルク京都 (京都)

参加人数：59 名 (内訳：一般の方；30 名、学生；1 名、学会関係者；28 名)

「怖〜い動脈硬化を知って長生きしよう！ー虚血性心疾患と脳血管疾患の予防・予知と治療ー」  
プログラム

司会：松原 馨 (朝日新聞 東京本社 診療所)、 菊元 力也 (洛和会音羽病院)

第 1 部 動脈硬化を知ろう！

講演 1 動脈硬化って、なに？-脳梗塞にならないために-

清仁会シミズ病院 副院長 種田 二郎

第 2 部 頸動脈の調べて、どんなことをするの？

講演 2 頸動脈エコーによる 1 次検査と病診連携

PDS 澁谷 一敬

講演 3 頸動脈の精密検査 (CT、MRI、血管撮影、核医学)

東京慈恵会医科大学葛飾医療センター 鈴木 宏明

第 3 部 頸動脈疾患の治療法を教えてください



#### 講演4 頸動脈疾患の治療法（CEA、CAS）

清仁会シミズ病院 脳外科部長 小林 紀方

参加した一般市民の方々から多数の質問があった。座長の進行により、種田先生や小林先生、渋谷先生らが的確に質問に応じていた。具体的な質問として、頸部血管の治療だけで脳梗塞は防げるのかに対しては、頸部の動脈硬化が起こっているということは、体全体の血管にも同じことが起こっており、頸部の治療は対処療法に過ぎない。動脈硬化になるリスクを下げ健康管理することが脳梗塞を防ぐ、の回答があり質問者も納得した。また治療する側として脳梗塞に対する血栓溶解剤の治療対象となる症例は以外に少なく、予防が一番であることが強調された。さらに頸部血管の治療に関しては一般市民に分かりやすく解説いただいたので非常に好評であった。一般市民の参加と質疑が過去最高に多いシンポジウムであった。

#### 4. 第9回 MR セミナー（上級編）の開催 共催：教育委員会、東北支部

開催日：平成28年8月20日（土）・21日（日）

会 場：東北大学病院

参加者：29名（うち非会員：1名）

今年度は統計処理の基本的な考え方講義を、EZRを用いた統計処理演習に変更した。技術学会での学術発表並びに論文投稿において統計解析を踏まえた研究が増えた一方、解析方法やグラフの表示方法について誤りが多々見られた。この多くはエクセルでノンパラメトリック解析ができないことなどが原因として挙げられるが、SPSSなどの統計解析ソフトは高価であるため大学病院のような機関でないと使用することは難しい。そこで近年注目されているフリーの統計解析ソフトRを視覚的に使いやすく改良されたEZRを用いた解析に注目が集まっている。今セミナーでもEZRを取り入れたことが、受講生の興味を引いた一因であったと考える。EZRはRと異なり、非常に簡単に解析及びグラフ表示を行うことができる。セミナーでもImageJによる解析に必要なデータ抽出とEZRによる統計解析を受講生の多くの方が利用方法を獲得することができた。MR研究の進め方は、若い受講者にとって今後の研究を行う上での全体像を学ぶことができた印象を受けた。

#### 5. 第1回「CT応用セミナー」の開催 共催：教育委員会、関東支部

開催日：平成28年9月24日（土）25日（日）

会 場：GEヘルスケア・ジャパン TAC

参加者：30名（うち非会員：5名）

- ・8月28日（日）に東海大学八王子病院にてプレシミュレーション。事前打ち合わせも兼ねる。
- ・初めての開催内容なので詳細に準備を進める。
- ・実機を使つての実習は時間分解能評価の実験実習を予定する。
- ・論文投稿を目指したセミナーであるため、論文を作成することに関連した講義で構成した。

#### 6. 平成28年度救急撮影セミナー実務編の開催

共催：教育委員会、近畿支部会、九州支部、日本救急撮影技師認定機構

上級者を対象とした実務者編を開催する。今年から2会場とした。

1) 第2回 開催日：平成28年6月12日（日）

会 場：九州大学病院 外来診療棟5階会議室

受講者：45名（非会員16名を含む）：当日欠席者なし

2) 第3回 開催日：平成28年12月4日（日）

会 場：りんくう総合医療センター 研修棟

受講者：45名（非会員18名を含む）

セミナーは実習を主としたセミナーであり、セミナー開催施設でご用意いただく準備品が多かった。また、日本救急撮影技師認定機構より借用する物品も多く、セミナー開催ごとに郵送が必要である。実習に必要な会場が数部屋（今回は一般撮影室3部屋）必要である。そのため、セミナー実施施設が限局される可能性がある。

7. 第6回「デジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー」

開催日：平成28年8月27日（土）

会 場：北海道大学医学部保健学科 多目的室

参加者：26名（非会員11名）

8. 平成28年度乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会の開催

1) 第78回 乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会

開催日：平成28年11月12～13日

会 場：東北大学病院（東北支部共催）

受講者：48名（うち非会員24名）

2) 第79回 乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会

開催日：平成28年11月26～27日

会 場：神戸総合医療専門学校（近畿支部共催）

受講者：50名

なお、日本乳癌検診精度管理委員会主催マンモグラフィ指導者講習会の開催協力として、乳房撮影ガイドライン普及班が中心となって共同開催を行い、乳房撮影に関する指導者の養成に努めた。

9. 撮影部会誌の発刊 2回（平成28年3月、9月）

内容：分科会プログラムに合わせた教育講演、技術講演、ワークショップのなどの予稿技術資料、前回のワークショップの報告Q&A、ラジオグラフィの広場など最新の撮影技術情報を提供した。

10. 研究奨励賞の選考

一般撮影分科会、CT分科会、MR分科会を組織し、会員から理解されやすい撮影部会活動を行ってきた。この研究奨励により論文数の投稿をさらに増加させるようにサポートしていく。各分科会で論文や研究発表を通じて技術奨励賞と新人賞の推薦を行った。

11. 部会委員会の開催 年3回（横浜、東京、大宮）

12. 専門技師・技術者制度への参画・安定的な運用をサポートした。

1) MR専門技術者制度

2) CT専門技師制度

3) 肺がんCT検診認定技師

4) 救急撮影専門技師制度

5) 日本血管撮影・インターベンション専門診療放射線技師

6) 乳房撮影専門技師制度

## 平成29年度事業計画

### 1. 第73回総会学術大会時

会 場：パシフィコ横浜（横浜市）

第68回撮影部会プログラム

#### 1) テーマA：一般撮影分科会—よりよい撮影技術を求めて（その133）— 平成29年4月16日（日）

『Hybrid OR 構築の使用経験に基づく手術支援環境の留意点について』

##### (1) 教育講演 司会 帝京大学 岡本 孝英

『さらなる Hybrid OR の可能性を求めて  
～脊椎手術および脊椎側彎症手術における有用性～』

湘南藤沢徳洲会病院 江原 宗平

##### (2) ワークショップ

『Hybrid OR 構築の使用経験に基づく手術支援環境の留意点について』

座長 大阪市立大学医学部附属病院 市田 隆雄

神戸大学医学部附属病院 甲山 精二

##### ① ステントグラフト内装術

東京慈恵会医科大学附属病院 山下 慎一

##### ② 経カテーテル的大動脈弁留置術

大阪市立大学医学部附属病院 高尾 由範

##### ③ 脳血管治療

兵庫医科大学病院 松本 一真

##### ④ Hybrid OR の最新のトピックス

シーメンスヘルスケア㈱ 岩花永以子

#### 2) テーマB：CT分科会—よりよい撮影技術を求めて（その134）— 平成29年4月14日（金）

『逐次近似再構成法』

##### (1) 教育講演 司会 がんセンター東病院 村松 禎久

『逐次近似再構成画像の臨床応用』

広島大学大学院 栗井 和夫

##### (2) ワークショップ

『逐次近似再構成画像の臨床導入』 司会：藤田保健衛生大学病院 井田 義宏

千葉市立海浜病院 高木 卓

##### ① 物理特性

宮城県立がんセンター 後藤 光範

##### ② 頭部

秋田県立脳血管研究センター 大村 友己

③ 胸部

広島大学病院 木口 雅夫

④ 腹部

静岡県立がんセンター 瓜倉 厚志

3) テーマ C : MR 分科会 ―よりよい撮影技術を求めて (その 135) ―

平成 29 年 4 月 15 日 (土曜日)

『MRI の血流イメージング: 基礎から臨床まで』

(1) 教育講演 司会 JCHO 仙台病院 伊藤 由紀子

『脳神経外科医が求める MRI 検査・血管系を中心に』

宮城県立こども病院 白根 礼造

(2) ワークショップ

『MRI の血流イメージング: 基礎から臨床まで』

司会 群馬県立県民健康科学大学 林 則夫

新潟大学医歯学総合病院 金沢 勉

① TOF-MRA の基礎と臨床

彩都友誼会病院 上山 毅

② PC 法 (MRA,MRV) の基礎と臨床

札幌医科大学医学部附属病院 鈴木 淳平

③ ASL の基礎と臨床

虎の門病院 福澤 圭

④ SWI の基礎と臨床

秋田県立脳血管研究センター 豊嶋 英仁

3. 第 45 回秋季学術大会

日 時: 平成 29 年 10 月 会場: 広島国際会議場 (広島市)

第 69 回撮影部会プログラム

1) テーマ A (一般撮影分科会): 未定

2) テーマ B (CT 分科会): 未定

4. 市民公開シンポジウムの開催: 広報・渉外委員会, 近畿支部

開催日: 平成 29 年 11 月 19 日 (日)

会 場: メルパルク京都 (京都)

「のばせ! 健康寿命」―いつまでも健康で歩き続けるために役立つ放射線技術―

プログラム

総合司会 奈良県立医科大学附属病院 中前 光弘

洛和会音羽病院 菊元 力也

第一部: 「いつまでも歩き続けるために

～ロコモティブシンドロームをご存知ですか?～」

奈良県立医科大学 朴木 寛弥

第二部: 「早期発見のお手伝い! ～安心安全な放射線検査のすすめ～」

講演 1 骨密度測定「骨の年齢、調べていますか」

神戸大学医学部附属病院 甲山 精二

講演 2 一般 X 線撮影「立って撮るから、早くわかる」

大阪大学医学部附属病院 松澤 博明

講演 3 被ばく線量「知ってて安心、撮影のあれこれ」

藤田保健衛生大学病院 小林 謙一

第三部：「寝たきりにならない。元気で歩き続けるために

～ロコモテストと簡単なロコトレのすすめ～」

洛和会丸太町リハビリテーションクリニック 松井 知之

5. 第 2 回 CT 応用セミナーの開催 共催：教育委員会、近畿支部

開催日：平成 29 年 9 月 2、3 日（土、日）

会 場：未定 定員：30 名

6. 平成 29 年度救急撮影セミナー（上級編）の開催

1) 第 4 回（関東支部共催）

開催日：平成 29 年 6 月 18 日（日）（予定）

会 場：群馬県立県民健康科学大学（予定） 定員 40 名

2) 第 5 回（中部支部共催）

開催日：平成 29 年 12 月 17 日（日）

会 場：名古屋市立大学病院 定員 40 名

ステップアップとして救急医療に特化した内容の講義および実習を得て、救急撮影技師の指導者の育成や研究推進を見据えた内容の講義や実習を昨年を引き続き行う。

6. 第 7 回「デジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー」の開催 共催：中四国支部

日時：平成 29 年 9 月 2 日（土）

場所：広島赤十字・原爆病院

デジタル画像の基礎からデジタルマンモ装置の管理、被曝・計測技術までを総合的に知ることのできるセミナーを開催する。各専門部会に協力いただき講師を派遣していただく。

7. 平成 29 年度乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会 共催：東北支部、中四国支部

1) 第 80 回

開催日：平成 29 年 11 月 18、19 日（土、日）

会 場：東北大学病院 定員：50 名

2) 第 81 回

開催日：平成 29 年 12 月 9、10 日（土、日）

会 場：広島市立広島市民病院 定員：50 名

なお、日本乳癌検診精度管理委員会主催マンモグラフィ指導者講習会の開催協力として、乳房撮影ガイドライン普及班が中心となって共同開催を行い、乳房撮影に関する指導者の養成に努める。

8. 部会誌の発行（電子版）

学術大会に合わせて春と秋の 2 回発行する。

内容：部会プログラムに合わせた教育講演、技術講演、ワークショップのなどの予稿技術資料、前

回のワークショップの報告 Q&A, ラジオグラフィの広場など最新の撮影技術情報雑誌とする。

9. 研究奨励賞の選考

一般撮影分科会, CT 分科会, MR 分科会からそれぞれの専門領域に関する学術論文ならびに学術大会, 撮影部会における発表の中から, 担当委員から高い得点を得た優れた内容の研究を技術奨励賞, 技術新人賞の候補者として複数名選考し, 表彰委員会に推薦する。

10. 部会委員会の開催 年 3 回 (横浜, 東京, 広島)

11. 専門技師・技術者制度への参画・安定的な運用をサポートする。

- 1) MR 専門技術者制度
- 2) CT 専門技師制度
- 3) 肺がん CT 検診認定技師
- 4) 救急撮影専門技師制度
- 5) 日本血管撮影・インターベンション専門診療放射線技師
- 6) 乳房撮影専門技師制度



## ■ 第 69 回撮影部会の予定

日時：2017 年 10 月 19 日（木）～21 日（土）

会場：広島国際会議場

テーマ A：「未定」

よりよい撮影技術を求めて（その 136）

テーマ B：「未定」

よりよい撮影技術を求めて（その 137）

## ■ Q&A コーナー ・ 広 場 について

撮影部会では、1989 年より【Q&A コーナー】として会員の皆様の質問に答えるコーナーを設けています。専門的、技術的問題のみならず、どんな内容でもご質問下さい。部会委員および経験豊かな会員が責任を持ってお答えします。

【広場】には、会員の皆さんに紹介したい話題を掲載しています。あなたの身の回りの話題や意見などありましたらご連絡下さい。

連絡先 〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鋸屋町 167

ビューフォート五条烏丸 3 階

TEL：075-354-8989, FAX：075-352-2556（もしくは部会委員まで）

## ■ 撮影部会委員

会長： 梁川 範幸（東千葉メディカルセンター）

委員： 新井 敏子

井田 義宏（藤田保健衛生大学病院）

甲山 精二（神戸大学医学部附属病院）

中前 光弘（奈良県立医科大学附属病院）

林 則夫（群馬県立県民健康科学大学）

松原 馨（朝日新聞東京本社診療所）

三宅 博之（川崎市立川崎病院）

市田 隆雄（大阪市立大学医学部附属病院）

岡本 孝英（帝京大学医学部附属病院）

小山 智美（聖路加国際病院）

西池 成章（りんくう総合医療センター）

藤田 功（さいたま市立病院）

村松 禎久（国立がん研究センター東病院）

## ●編集後記●

会員の皆様、パシフィコ横浜における総会学術大会に向けお忙しい日々をお過ごしのことと存じます。

テーマ A[一般]ではテーマを Hybrid OR について取り上げました。教育講演では湘南藤沢徳州会病院 脊椎センター・脊椎側彎症センター 江原先生に、『さらなる Hybrid OR の可能性を求めて～脊椎手術および脊椎側彎症手術における有用性～』と題してご講演していただきます。ワークショップでは「Hybrid OR 構築の使用経験に基づく手術支援環境の留意点について」と題して、4 名の先生方にご講演していただきます。テーマ B[CT]では逐次近似再構成法について取り上げました。教育講演では広島大学大学院 栗井先生に、『逐次近似再構成画像の臨床応用』と題してご講演いただきます。ワークショップでは「逐次近似再構成画像の臨床導入」と題して、物理特性から検査部位について 4 名の先生方にご講演いただきます。テーマ C[MRI]では血流イメージングについて取り上げました。教育講演では東北大学大学院医学系研究科・宮城県立こども病院 白根先生に『脳神経外科医が求める小児 MRI 検査』と題して小児 MRI 検査についてご講演していただきます。ワークショップでは「MRI の血流イメージング：基礎から臨床まで」と題して、撮像法について 4 名の先生方にご講演していただきます。

撮影部会を会員皆様にとって有意義な企画となるように、皆様の活発なディスカッションを期待しています。撮影部会ではよりよい撮影技術を求めて会員皆様に情報提供していきたいと考えています。

記：三宅

撮影部会誌 よりよい撮影技術を求めて Vol.25 No.1 通巻68 2017年4月 発行

発行人：梁川 範幸

発行所：公益社団法人 日本放射線技術学会

〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鋸屋町167ビューフォート五条烏丸3階

TEL：075-354-8989 FAX：075-352-2556

電子メールアドレス [office@jsrt.or.jp](mailto:office@jsrt.or.jp)

ホームページアドレス <http://www.jsrt.or.jp>