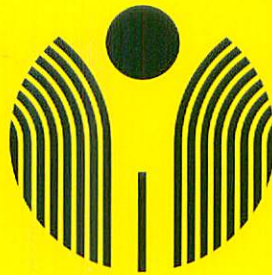


JSPR

Vol.26 No.2 2010

Journal of
Japanese Society of Pediatric Radiology

日本小児放射線学会雑誌



特集 / 最新の画像診断法とその応用～機器メーカーによる最新情報～

総説

症例報告

日小放誌
J.J.S.P.R.

日本小児放射線学会

<http://www.jspr-net.jp/>



Journal of Japanese Society of
Pediatric Radiology



Edited by

Editor in Chief : Eiji Oguma, M.D.

Editorial Board :

Hiroshi Kanamaru, M.D. Masahiko Urao, M.D.
Masataka Higuchi, M.D. Takeshi Mouri, M.D.
Tatsuo Kono, M.D. Yutaka Tanami, M.D.

CONTENTS

Special Articles *Current technologies in diagnostic imaging modalities :
Provided by health care companies*

Introduction	Tatsuo Kono	3
1. Pediatric cardiac MR imaging with current MR technology	Atsushi Takemura, et al.	4
2. The development of whole-body 3T MRI -Its utility in pediatric examination-	Hiroaki Yoshimura	10
3. Dose reduction and compliance in pediatric CT	Tetsuya Horiuchi	16
4. Further evolution of CT to achieve faster scan speeds, higher image quality, and lower exposure dose	Akiko Iwasa	25
5. Optimization of the computed radiography to a child	Naoya Amimoto	33
6. The application and the possibility for the pediatric examination by the X-ray equipment with flat panel detector	Kazuyuki Oda	41

General Remarks

Congenital malformations of central nervous system	Junya Konishi	49
--	---------------	----

Case Reports

Magnetic resonance venography in assessing venous recanalization after catheter-related thrombosis	Sachiko Sakai, et al.	58
Preoperative TAE for juvenile nasopharyngeal angiofibroma : A case report	Noritaka Seino, et al.	62



目 次

特集 最新の画像診断法とその応用～機器メーカーによる最新情報～

- 特集を企画するにあたって 河野達夫 3
1. 最新のMR撮像技術による小児心臓MRI 武村 濃, 他 4
 2. 全身用3T MRI装置における開発状況について—小児における有用性を踏まえて—
..... 吉村浩明 10
 3. 小児CTにおける被ばく線量の低減と最適化 堀内哲也 16
 4. CTのさらなる進化～高速・高画質・低被ばくへの取り組み～ 岩佐亜紀子 25
 5. 小児に対するCRの最適化 網本直也 33
 6. FPD搭載X線装置の小児への応用と可能性 小田和幸 41

総説 第7回日本小児放射線学会教育セミナー「先天奇形と正常変異を見極める」より

- 中枢神経の先天奇形 小西淳也 49

症例報告

- 中心静脈カテーテル留置後の静脈閉塞に対し再開通部検索にMR venographyを用いた2例
..... 坂井幸子, 他 58

- 術前TAEを施行した若年性血管線維腫の1例 清野哲孝, 他 62

◎第46回日本小児放射線学会フィルムリーディング解答 67

平成22年度 第1回日本小児放射線学会理事会	87
平成22年度 日本小児放射線学会代議員会	90
日本小児放射線学会規約	94
日本小児放射線学会細則	96
日本小児放射線学会雑誌投稿規定	98

特集

最新の画像診断法とその応用 ～機器メーカーによる最新情報～

Current technologies in diagnostic imaging modalities :
Provided by health care companies

特集を企画するにあたって

河野 達夫

東京都立小児総合医療センター 放射線科

Tatsuo Kono

Department of Radiology, Tokyo Metropolitan Children's Medical Center

近年の画像診断法の発達はめざましいものがあり、我々画像診断医にとって最新の技術や知識を常に最新のものに保つには多大な努力が必要とされます。また画像診断に限らず全ての領域において、最新の技術は成人にまず適用され、小児への応用は後手になることがほとんどです。さらに小児画像診断医の多くは小児病院に在籍しており、大学などと比較すると最新の機器を扱ったり、最新の情報に常に触れることは難しい状況にあります。

そこで今回は、種々の画像診断領域における現時点での最新の技術を紹介する特集を企画しました。従来の特集では、先進的に携わっている画像診断医に執筆をお願いするのが一般的でした。しかし前述の理由で、最新の情報を常に把握している小児画像診断医は決して多くありません。その

ため、真の意味での「最新」の情報を得るために、今回は画像診断機器を扱うメーカーに執筆をお願いしました。

各メーカーともいろいろな特色を有していますが、今回は診断モダリティごと、それぞれ得意分野と思われるメーカーに執筆をお願いしました。ただし執筆メーカーの選定は、各社の希望を尋ねた上で、配分と公平性を考慮して編集委員会で決めましたので、執筆分野の技術が優れているメーカーの推薦ではないことをご留意下さい。

執筆にあたり、最新技術の小児への応用という点に重点を置いていただくよう、各執筆者にはお願いしました。成人で応用されている技術を、今後の小児画像診断分野に応用する参考にしていただければ幸いです。

特集 最新の画像診断法とその応用～機器メーカーによる最新情報～

1. 最新のMR撮像技術による小児心臓MRI

武村 濃, 諏訪 亨, 勝又康友, 松本光代, 飯沼賢事

株式会社フィリップスエレクトロニクスジャパン

Pediatric cardiac MR imaging with current MR technology

Atsushi Takemura, Akira Suwa, Yasutomo Katsumata, Mitsuyo Matsumoto, Kenji Iinuma

Application Specialist-MR, Application Support Group, CS&Operations, Healthcare, Philips Electronics Japan, Ltd.

Abstract

The non-invasive pediatric cardiac MRI study without radiation or contrast agents has been of much interest recently.

But as for the pediatric or infant patients, it has been very difficult to obtain satisfactory MRI images due to their higher heart rate (about 100bpm) and small heart size.

We can provide many kinds of receiver coils, so that the best coils for pediatric or infant patients are available.

As a result we can obtain the best image quality with high signals and high special resolution.

In the future we shall contribute to the common usage of pediatric cardiology by means of the outstanding technological advances of receiver coils and other specialized applications of pediatric cardiac MRI.

Keywords : *Pediatric cardiac MRI, Pediatric's surface coil, 3D volume data, Functional imaging, Flow velocity analysis*

はじめに

心臓は心拍動と呼吸により様々な方向に常に動いている臓器である。従来、MRIは動きに対して弱い撮像装置であったが、心拍動と呼吸に対する正確な同期法¹⁾、またパラレルイメージング²⁾による高速撮像法や血液信号を高信号に描出する新しい撮像シーケンス等の進歩に伴い、現在、心臓領域のMRIは多くの施設で普及しつつある。その中でも、小児の心臓検査においては、被ばくや造影剤の観点から非侵襲的なMRIで撮像したいとの要望が高まっている。乳幼児の小さい心臓と体型、100回/分前後の高心拍数により、従来のMRI装置では明瞭な画像を得ることは困難であったが、最新のMRI装置では豊富な受信コイルのライン

ナップにより、体型に応じた最適なコイルを選択することで、高い信号強度を確保することができ、高空間分解能画像を実現できる。さらに高心拍数に対しても自由度の高いパラメータ群を適時、最適化することで、小児心臓MRIを確実に施行することが可能となる³⁾。今回は、小児心臓MRIに対する撮像技術の紹介を行う。

受信コイル

乳幼児を対象とした場合には、局所的に感度の高い受信コイルが望まれるため、コイル径の小さい受信コイルを選択することが重要となる。パラレルイメージング対応の受信専用フェーズドアレイコイルとして、1エレメントのコイルが11cm & 14cm径の2チャンネルフェーズドアレイコイルと

9cm径の32チャンネルフェーズドアレイコイルがある。小さい体型に合った適正な受信コイルを装着することで、鮮明な心臓MRI画像を得ることができる。また、2チャンネルのフェーズドアレイコイルではパラレルイメージング使用時、最大2倍速までの設定となるが、32チャンネルコイルでは、4倍以上の設定が可能となる。さらに、新しく小児専用コイルとして8チャンネルコイルが登場した。小児を対象としてシミュレートされたコイル設計により、更なる高い受信感度と高速化を実現した(Fig.1)。

呼吸同期法

Navigator Echoを用いて横隔膜の動きをリアルタイムにモニタリングする呼吸同期機能は、通常呼吸下にて呼気時のみデータ収集を行う技術である。最適なデータ収集タイミングに対して詳細に設定することが可能であり、横隔膜の動く振幅が浅い小児に対しては吸気と呼気時相を正確にモニタリングし、呼気時のみをデータ収集することで、睡眠状態で呼吸停止不可能な乳幼児に対しても、呼吸動に依存しない鮮明な画像を得ることができる。

心電図同期法

静磁場内で安定した心電図波形を得るためにはベクトル心電図を用いることで心臓の電気的な動作をベクトルとして表し、様々な電気的動作の周期を把握することでQRSループとアーチファクトのループを区別し、正確な心電図同期を得ることを可能としている。それにより、90～130回/分と高心拍に対してもシネMRIなどで動きを正確に画像化し、また冠動脈撮像(MRCA)などの静止画像では、トリガー時間やデータ収集時間、R波を感知するウィンドウ設定や不整脈除去などの詳細設定が行えることで明瞭な画像を得られる。

撮像シーケンス

心臓検査においては、冠動脈の形態情報や心筋の機能情報、また血流評価など様々な評価を必要である。評価方法にはそれぞれに対して適切な撮像シーケンスが必要となり、撮像シーケンスと解析方法を紹介する。

MRCAは造影剤を用いることなく血液を高信号に描出するSteady State Free Precession (SSFP)法、血流を抑制し低信号に冠動脈を描出するBlack

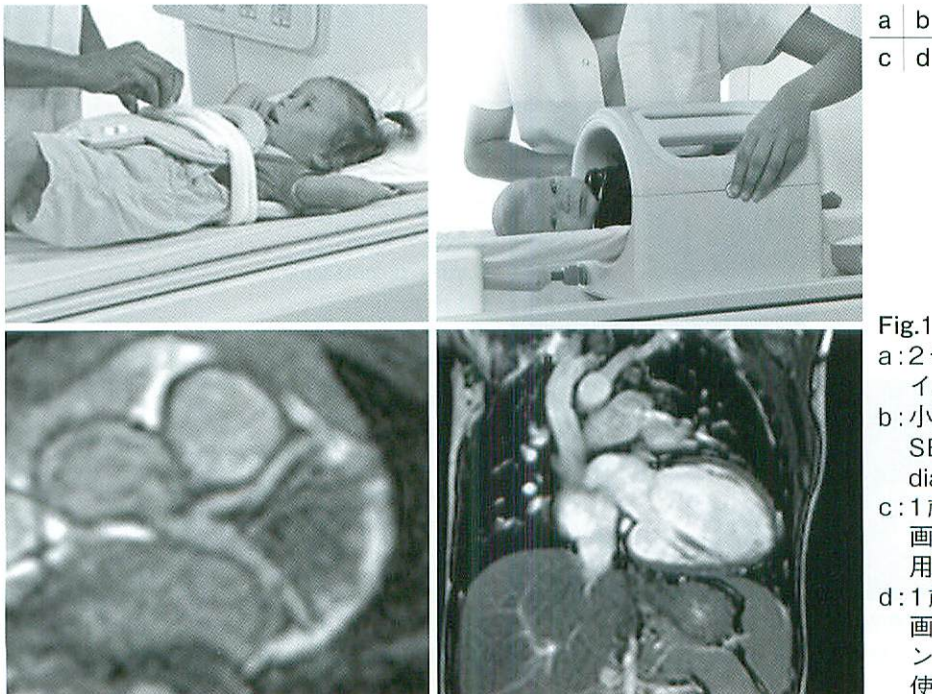


Fig.1

- a: 2チャンネルFlex-Mコイル装着状況
- b: 小児専用8チャンネルSENSE Torso/Cardiacコイル装着状況
- c: 1歳児非造影左冠動脈画像(Flex-Mコイル使用)
- d: 1歳時左心室シネMRI画像(小児専用8チャンネルCardiacコイル使用)

Blood (BB) 法などがある。SSFPシーケンスのMRCAはWhole Heart Imaging法⁴⁾を用いることで心臓全体を3次元ボリュームデータで取得し、3次元再構成装置などで冠動脈画像形態評価を行う。BB法では冠動脈の長軸断面や短軸断面を撮像することで冠動脈血管壁を描出し、瘤内血栓や内膜肥厚評価を可能としている。

心機能評価を行う代表的なものは、シネMRI、パフュージョンMRI、遅延造影MRIの3つがある。シネMRI、パフュージョンMRIはSSFPシーケンスを用い、シネMRIでは左心室の短軸、長軸、4腔断面など、あらゆる角度設定が可能であり壁運動評価や血流評価を行う (Fig.2)。パフュージョンMRIは造影剤を併用したダイナミックスキャンを行うことで心筋の灌流評価を行い、遅延造影MRIはグラディエントエコー系T1強調画像に心筋を抑制するプリパルスを用いたシーケンスで、造影剤が取り込まれた領域を観察することで心筋梗塞の進捗度評価を行う (Fig.3c, d)。

血流評価は造影剤併用法では高時間分解能3Dダイナミックシーケンスを用いることで、撮像開始と同時に造影剤を急速静注し、リアルタイムに肺動静脈などの血流評価をMR-DSA (digital subtraction angiography) として行える (Fig.4)。また、phase contrast法を用いて、目的血管に直交

断面を設定し心周期に同期させて撮像することで、血流の定量フロー測定を行うことが可能となる。得られた画像から目的血管に関心領域を設定することで平均速度 (cm/s)、最大速度 (cm/s) などの血流に関する結果を数値化できる (Fig.5)。この手法を用いることで、先天性心疾患による血管形態異常部位の流速変化、手術前後での経過観察に形態評価のみでなく定量評価を可能としている。

症例提示

右冠動脈閉塞瘤による心内膜下梗塞例

4歳男児川崎病で右巨大冠動脈瘤内に血栓ができ閉塞瘤となった症例である (Fig.3a, b 白矢印)。造影剤併用パフュージョンMRIで、左心室下壁に灌流欠損と遅延造影MRIで灌流欠損部位に一致したlate enhanceを認め、右冠動脈閉塞による左心室下壁心内膜下梗塞を確認できる (Fig.3c, d 黒三角)。

肺動脈術後例

7歳女児で肺動脈弁閉鎖と心室中隔欠損でGlenn術と左B-Tシャントの術後症例である。少量の造影剤注入で3D MR-DSAシーケンスを用い、肺動脈血流による右上肺野領域と左肺野領域の血流異常が把握でき (Fig.4a 黒三角)、3Dデータでは再

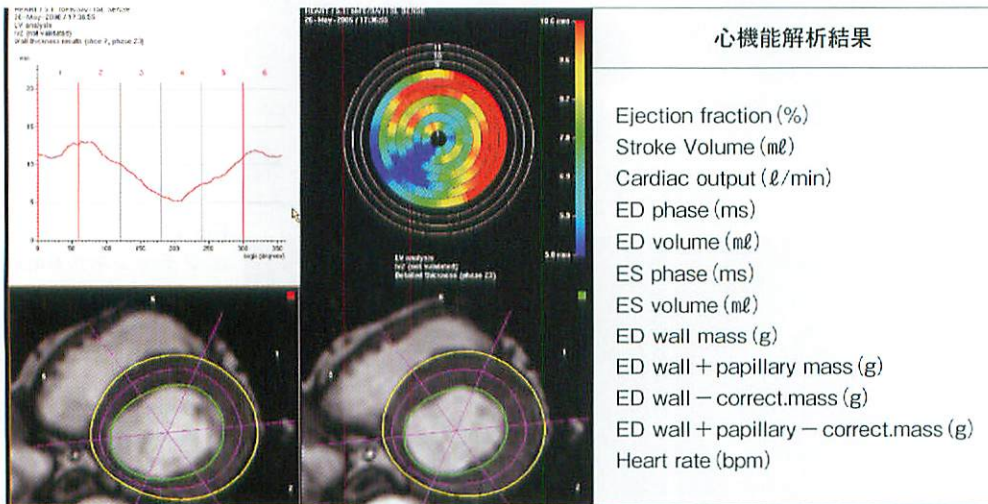


Fig.2 左心室心機能解析例
図ではSimpson法による左心室測定例を示しているがArea length法や右室機能解析も可能。

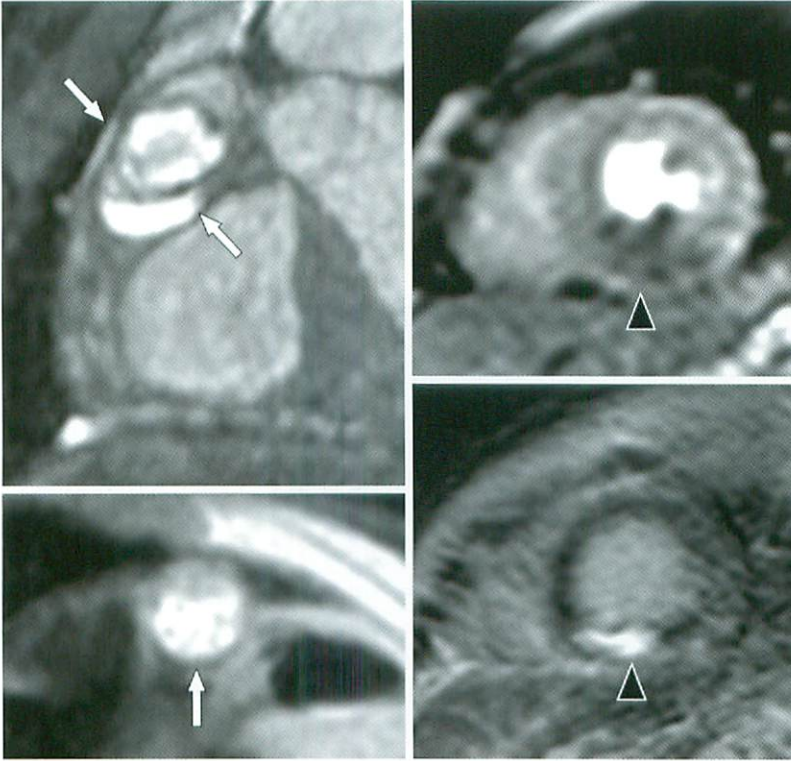


Fig.3 4歳児右冠動脈閉塞瘤を伴う左心室下壁心内膜下梗塞
 a: バランスドシーケンスによる非造影冠動脈画像
 b: 脂肪抑制併用BBシーケンスによる巨大冠動脈血栓画像
 c: 造影剤併用パフュージョンMRIによる灌流欠損画像
 d: 造影剤併用遅延造影MRIによる心内膜下梗塞画像

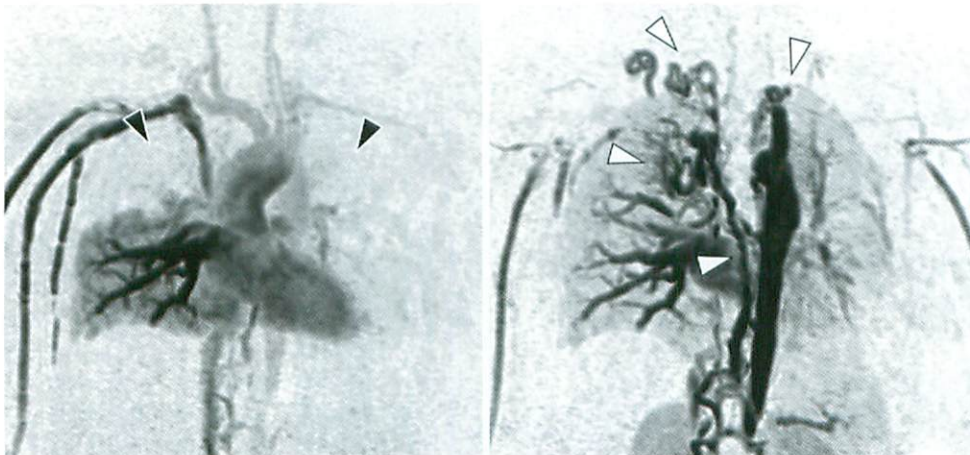


Fig.4 7歳児 Glenn術と左B-Tシャント術後症例
 少量の造影剤注入で肺動脈血流による右上肺野領域と左肺野領域の血流異常(a黒三角), 背部側副血行路(b白三角)の血流評価と形状評価が可能.

構成処理により表示スライス厚を調整し選択的に背部の側副血行路(Fig.4b白三角)の血流評価と形状評価が可能となる。

単一冠動脈例

3歳男児単一冠動脈例で心エコーにて単一冠動

脈が疑われMRCAを施行した症例である。Whole-heart coronary MRA (WHCA)で右冠動脈が通常の大動脈からの位置ではなく、左冠動脈の起始部から出ており、右冠動脈は大動脈と肺動脈の間を走行していることが非造影で確認できる(Fig.6)。

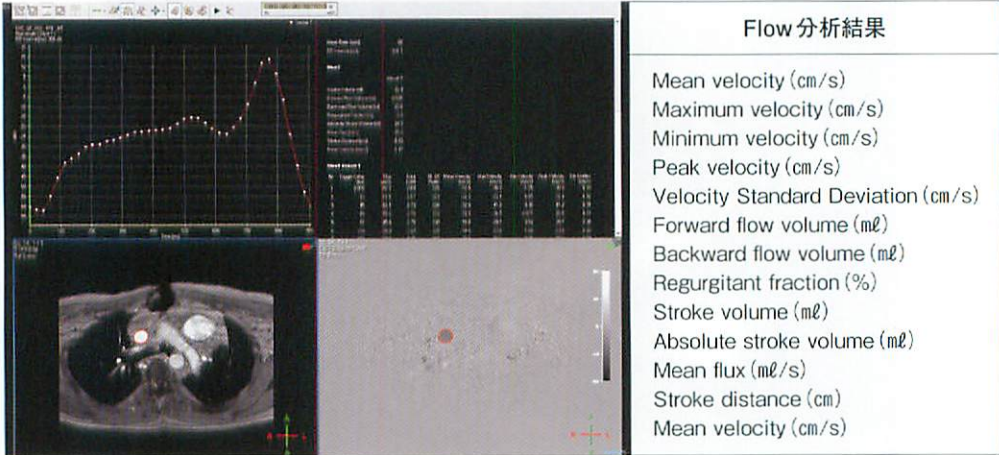


Fig.5 血流解析例
目的血管に対してROIを設定することで血流結果を数値化可能。

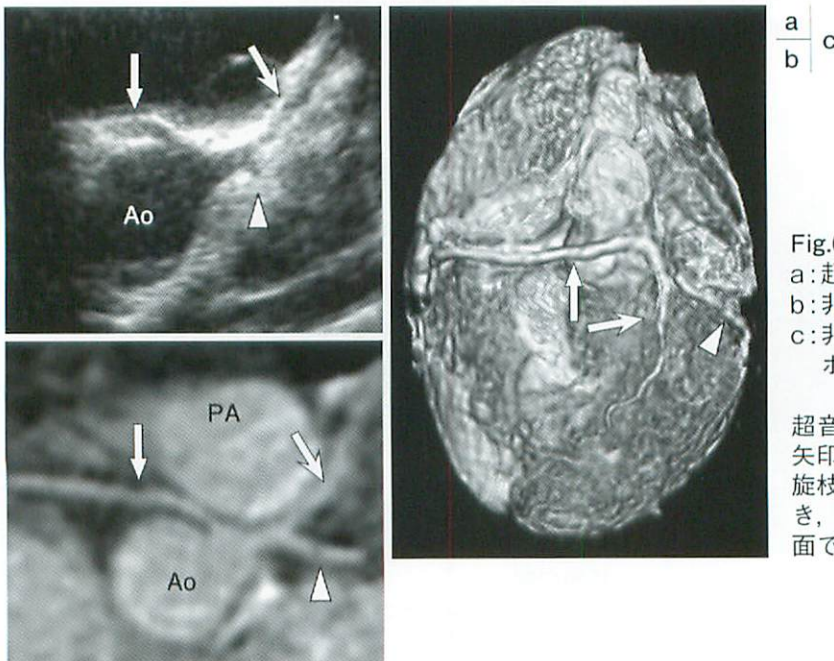


Fig.6 3歳児単一冠動脈例
a: 超音波画像
b: 非造影MR冠動脈画像
c: 非造影MRIによる3D再構成ボリュームレンダリング画像

超音波画像同様右冠動脈(白矢印)、左前下行枝(白矢頭)、回旋枝(白三角)がMRIでも描出でき、再構成画像処理により1断面で末梢血管まで確認できる。

小児心臓MRIの現状と展望

心臓のように常に動いている臓器を明瞭に描出するには、患者毎に確実な同期設定をパラメータ調整しながら行うことが必須となる。さらに小児心臓MRIでは、年齢や体型に応じた最適なコイルの選択も明瞭な画像を得るためには重要な因子となる。MRI装置におけるソフト&ハードの充実が先天性心疾患における複雑な形態と流速に対し、高分解能3次元データや2次元による任意断面像設定などの定量フロー解析を高画質に得ることを可能とする。現在、小児心臓MRIは検査時間が最低でも30分は必要とし、小児では検査を施行するために睡眠剤を必要とする。完全な睡眠下でないとMRI装置特有の大きな騒音で目が覚める場合もある。

今後、受信コイルや心臓専用アプリケーションの更なる技術進歩により、検査時間の短縮や問題

点を改善することで、医療被ばくを伴わない小児患者の経過観察の負担を最小限に抑えた小児心臓MRIの普及に努めていきたいと考える。

●文献

- 1) Van Cauwenbergh M, 小原 真: 心臓検査における動きのコントロール法. INNEVISION 2002 ; 17 : 50-52.
- 2) Prussmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, et al : SENSE : sensitivity encoding for fast MRI. Magn Reson Med 42 : 952-962, 1999.
- 3) Takemura A, Suzuki A, Inaba R, et al : Utility of coronary MR angiography in children with Kawasaki disease. AJR Am J Roentgenol 2007 ; 188 : w534-539.
- 4) Kim RJ, Fieno DS, Parrish TB, et al : Relationship of MRI delayed contrast enhancement to irreversible injury, infarct age, and contractile function. Circulation 1999 ; 100 : 1992-2002.

特集 最新の画像診断法とその応用～機器メーカーによる最新情報～

2. 全身用3T MRI装置における開発状況について —小児における有用性を踏まえて—

吉村浩明

シーメンス旭メディテック株式会社 マーケティング本部 MR事業部

The development of whole-body 3T MRI —Its utility in pediatric examination—

Hiroaki Yoshimura

Marketing Division, MR group, Siemens-Asahi Medical Technologies Ltd

Abstract

Recently, there has been a great increase in the use of 3Tesla (3T) MRI in Japan as well as foreign countries, and the installation of 3T MRI exceed 200 in number. With that background there is much improvement of hardware and software in 3T MRI, and the Multi-Transmit RF system which may resolve 3T MRI's problems has been built and launched into the market. We can easily use 3T MRI for whole body examination and acquire high resolution images with high SNR, because there is much improvement of the B1 field non-uniformity and specific absorption rate (SAR) management. (In this article SAR means the electromagnetic radiation absorption rate.) Especially in Pediatric MRI examination, SAR management is the biggest problem.

In this article I describe the future of the new 3T MRI, as well as the new open-bore design magnet and "Multi-Transmit RF system" which have improved the B1 field non-uniformity and SAR management.

Keywords : Computed radiography, Dose control, Contrast noise ratio

はじめに

近年、日本国内においても海外同様にMRI装置の高磁場化が進み、3テスラ(3T)MRI装置の導入・設置台数が飛躍的に増加している。そして、現在日本国内における稼働台数が200台を超えている。その背景には、3T MRI装置におけるハードウェア及びソフトウェアの大きな改善が進み、高磁場MRI装置の特異性を大きく改善できるマルチトランスミット radio frequency (RF) システム搭載の3T MRI装置の市場投入が大きな要因と思われる。

全身領域で、3T MRI装置の高い signal to noise

ratio : 信号対雑音比 (SNR) を活かした高分解能撮像が可能になった理由として、その特異性である電磁波送信磁場 (B1) の不均一性や SAR (=specific absorption rate : ここでは電磁波被吸収比率の意味) 管理の問題が大きく改善されたと考えられる (小児におけるMRI撮影において、特に問題となっていたのがSARの管理であった)。

本稿では、全身用3T MRI装置の特徴を示しながら、課題とされていた電磁波送信磁場 (B1) の不均一性^{1~4)}とSAR管理の問題を克服した次世代型オープンデザインマグネットとマルチトランスミットRFシステムの機能特性について述べる。

3T MRIの特徴について^{4,5)}

3T MRI装置は、静磁場磁束密度(B0)が高くなることによって高いSNRが得られる為(1.5T MRI装置と比較すると2倍のSNRになる)、高空間分解能撮像や撮像時間の短縮が可能となる。一方で、高磁場及び高周波の環境におけるMRI信号の劣化といった問題が発生する。その原因となる高磁場MRIの特異性について下記に示す。

- ・強い磁化率効果の影響により、体幹部のような磁化率の異なる組織では静磁場磁束密度(B0)の不均一性を増強し画像の歪みがより顕著となり、脂肪抑制効果にも影響を及ぼす。
- ・T1緩和時間が軽度延長し(1.5T MRI装置と比較した場合1.1~1.4倍延長する)、T1コントラストがつきにくくなる。
- ・電磁波送信によるSARは静磁場束密度(B0)の二乗に比例増大することにより(1.5T MRI装置と比較した場合、4倍に増加する)、SARの基準値を超えてしまうことが多くなる。そして、SAR上昇に伴い発熱効果も大きくなり、併せて伝導率効果の増大により体内における局所的な熱傷を引き起こす原因ともなる。
- ・電磁波送信は、誘電率効果の増大によりその浸透力(RF penetration)が大きくなり低下し、体幹部における深部(中心部)の信号低下が発生する。また、体内において定常波が形成されることによりMRI信号の干渉が起こり、画像上において信号ムラが出現する。

以上にあげた高磁場MRIの特異性を改善できる技術として、以下に次世代型オープンデザインマグネットとマルチトランスミットRFシステムの機能特性について説明する。

次世代型オープンデザイン マグネットの特徴について

次世代型オープンデザインマグネットの大きな特徴は、直径70cmのオープンボアとボアの形状に沿って円筒形状に磁場生成の均一性を補償していることである。その機能詳細について以下に述べる。

70cmオープンボア設計について

従来装置は、直径60cmのボア径であったが、次世代型オープンデザインマグネットは直径70cmのボア径が採用されており、広い検査空間が確保できている。被検者に対して、閉塞感を大幅に軽減し、気管チューブなどの医療器材の挿入を容易にするだけでなく、被検者及び検査空間へのアプローチも容易にしている為、小児のMRI検査をより安全に行うことが可能となる。マグネットのワイドボア化は各社開発しており、今後の市場傾向と思われる。

円筒形状に磁場生成の均一性を補償する機能について

次世代型オープンデザインマグネットは、静磁場を発生させる超伝導コイルを複数に分け、それぞれの磁場コイルの巻き密度、直径、幅などを調整することで、マグネット内における静磁場の均一性を円筒形状に補償している(Fig.1)。この新しい技術は、静磁場の均一性をより人体の形態に近い円筒形状で最適化することにより、撮像視野(FoV)においてアイソセンターから隅までの全てのスライス面において、画像の歪みや信号欠損をなくすることが可能となる(Fig.2)。小児のような比較的小さな撮影対象の場合、磁化率の変動が大変大きく、画像上におけるMRI信号ムラも顕著となる為、本技術は大変有効な技術と思われる。

マルチトランスミットRFシステムの 機能特性について

高磁場MRI装置において、B1フィールド(電磁

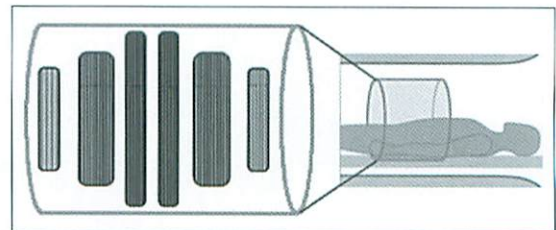


Fig.1 次世代型オープンデザインマグネット
3Tを発生させる超伝導コイルを複数に分割し、それぞれのコイル巻き密度、直径、幅を調整し、円筒型の磁場均一範囲を作り出している。

波送信状態の磁場)の不均一性が課題とされていた。マルチトランスミットRFシステムは、2チャンネルRF送信を可能とするRFシステムを採用しており、シーメンス社製新型3T MRI装置に搭載されている。マルチトランスミットRFシステムが搭載されたことにより、3T MRI装置の特性を十分に活かした、非常に有用な画像情報を得ることができる。高磁場MRI装置における課題等を説明しながら、マルチトランスミットRFシステムの機能詳細について以下に述べる。

高磁場MRI装置における課題について

全身用3T MRI装置では、被写体内でのRF分布が不均一になりやすい為、特に体幹部での信号ムラが課題とされてきた。この電磁波送信の分布ムラは、一つの原因ではなくいくつかの原因が組み合わせられて生じている。

定常波効果 (standing wave effect) について

電磁波送信の分布ムラの原因の一つとして、定常波効果 (standing wave effect) が挙げられる。MRI装置の静磁場強度が高くなるにつれ、電磁波送信における共鳴周波数帯域の波長が徐々に短くなる (Fig.3)。3T MRI装置における共鳴周波数帯域の入水波長は約26cmとなり (1.5T MRI装置では約52cmとなる)、それは定常波を形成し易く、結果的に画像上における信号ムラを発生させる一つの原因となる。

その要因として、体内での電磁波の入射波と反射波 (誘電効果により発生、詳細は後述する) が干渉して、同位相の時にはMRI信号が増強され、逆位相の時にはMRI信号が減弱され、その結果画像上にMRI信号のムラが出現すると考えられている。この現象は、マルチトランスミットRFシステムによる2チャンネルRF送信によって、

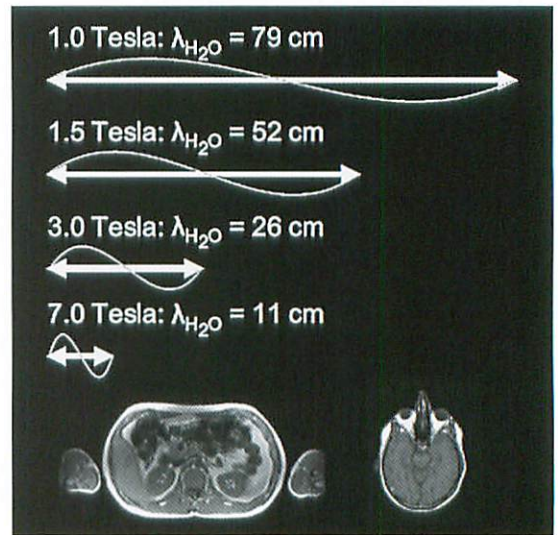


Fig.3 磁場毎の共鳴周波数帯域におけるRF送信波の入水波長の比較
高磁場になるにつれて、共鳴周波数帯域におけるRF送信波の入水波長が短くなることを示している。RF送信波長が被検体長と同じ場合、体内におけるRF送信波の入射波と反射波によって定常波が形成される。

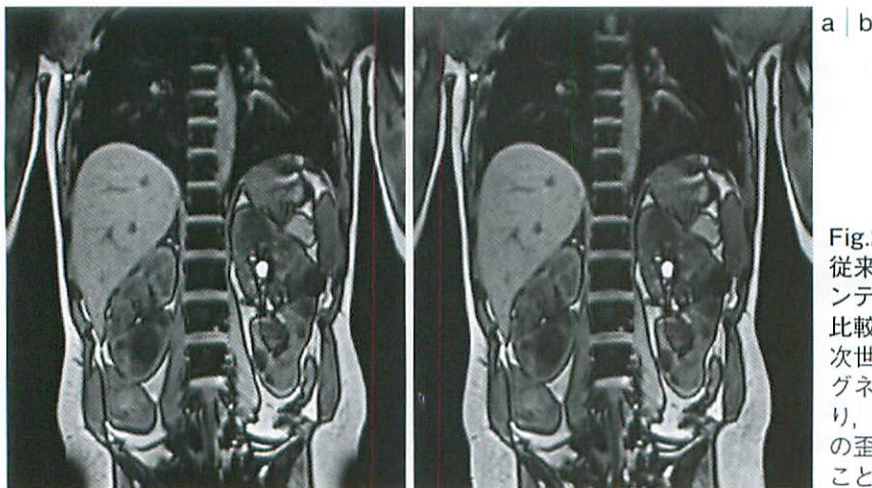


Fig.2 従来法 (a) と次世代型オープンデザインマグネット (b) の比較
次世代型オープンデザインマグネットを使用することにより、撮像野の隅にあった画像の歪みや信号欠損をなくすることができる。

定常波の形成を大幅に低減することにより大きな改善が可能となる。

本現象は、検査対象部位の形状により異なるが主に体幹部において顕著にみられ、小児のような撮影対象が比較的小さい場合はさほど問題となっていない。

誘電率効果 (dielectric effect) について

定常波を形成する要因として、誘電率効果 (dielectric effect) が挙げられる。共鳴周波数帯域の電磁波が高周波になるほど誘電率が高くなり、電磁波送信の体内への浸透力を低下させる大きな要因となる。これは、誘電率上昇によって体表近くに発生する渦電流 (eddy current) が、RFシールド化 (電磁波遮断性が高くなる) を引き起こす為であると考えられている。特に腹水などが溜まっている症例に対しては、顕著にMRI信号の低下として出現する。対処方法として、誘電率を変化させる誘電パッドを利用し、電磁波送信の浸透力を上げる方法などが有効であるとされている。

伝導率効果 (conductivity effect) について

高磁場になるほど、電界が強くなり伝導率効果が強くなる。よって、電気伝導率の高い組織 (脂肪、骨髄は低く、脳、血液、肝臓、脳脊髄液は高い) ほどSARが大きくなり、局所的な温度上昇が形成される。SARの上昇を抑えるには、デューティーサイクルを下げることやエコートレインを少なくするという方法がとられてきたが、いずれも撮影画像の分解能を下げる方法になり積極的な利用は避けたい。そこで、マルチトランスミットRFシステムにより、RFパルスのピークパワーを下げるRFパルス形成によって、SARを下げる事が可能となった。マルチトランスミットRFシステムにより従来機能に比べ約10%のSAR低減が可能となる (Fig.4)。SARは被検者の体重によって、その総量を管理される為小児では撮像シーケンスに対して大きな制限となる。マルチトランスミットRFシステムによってSARを低減することが可能であれば、小児における高磁場MRIにおいて撮像シーケンスの自由度が大きくなり、撮影画像の高画質化を図ることもできると思われる。

マルチトランスミットRFシステムについて

上述したとおり、高磁場MRI装置の特異性及び課題等はいくつかあるが、そのような課題を改善できる技術として、複数チャンネルRF送信システムがある。マルチトランスミットRFシステムは、2チャンネルRF送信を可能としており、RF送信波の位相と振幅をそれぞれ変化させながらB1 Fieldの均一化を図ることが出来る。

マルチトランスミットRFシステムは、2つの送信及び給電ポート (Fig.5では、最適な位相差が120度前後、電圧比が1:3であると示している) において、2チャンネルRF送信波の位相差と強度差についてあらゆる計算⁶⁾を行い、最適な設定がされている。その結果、従来のCP型送信 (RF送信の位相及び振幅が固定されている) に比べ、マルチトランスミットRFシステムはRF送信波の信号ムラが大きく改善されていることが分かる (Fig.6)。

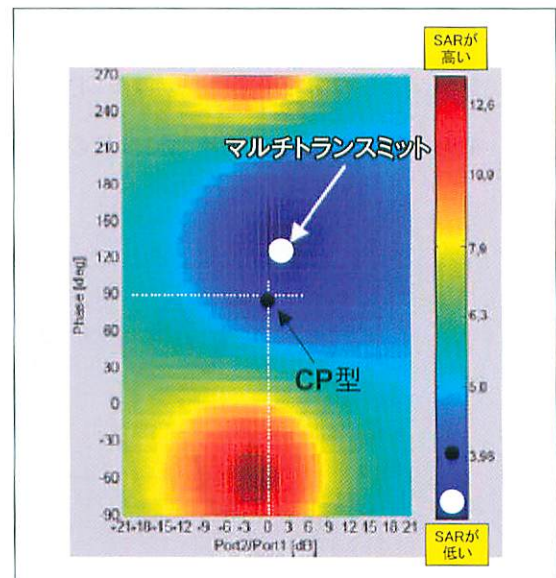


Fig.4 マルチトランスミットRFシステムの最適ポイントを見つけるシミュレーション (SAR) 従来のcircular polarization (CP)[※]送信 (●) に比べ、マルチトランスミットRFシステム (○) はSARが約10%低減している。
横軸: ch1/ch2の出力比。ゼロがCP型 ch1=ch2。
縦軸: ch1とch2の位相差。90度がCP型。
※直交する2つのコイルエレメントから形成されており、直交検波方式のコイル。

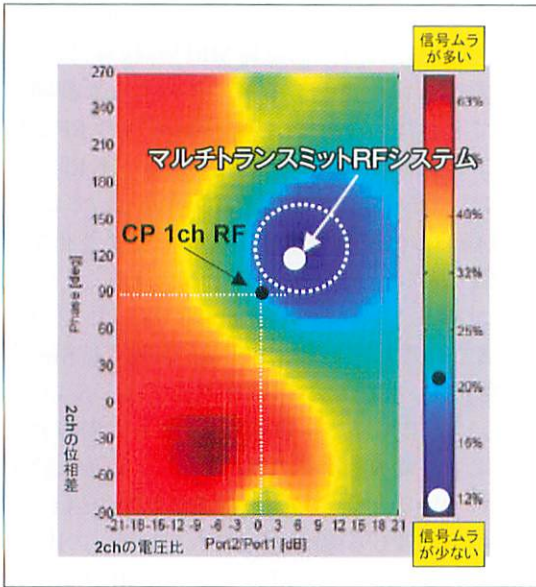


Fig.6 マルチトランスミットRFシステムにおける最適な位相差及び電圧比のシミュレーション(信号ムラ)
 従来のCP送信(●)に比べ、マルチトランスミットRFシステム(○)ムラが大幅に改善されている。
 横軸：ch1/ch2の出力比。ゼロがCP型
 $ch1 = ch2$ 。
 縦軸：ch1とch2の位相差。90度がCP型。

その他

主に3T MRI装置のハードウェアに関する改善等に述べてきたが、撮像シーケンスについても高磁場MRI装置向けに改良が進んでいる。1.5T MRI装置では高分解能撮影を目的とした3D撮影が一般的になっているが、3D撮影による高分解能撮影を目的とした場合、長いエコートレインの設定が不可欠となり、SAR上昇を引き起こし3T MRIにおける利用は大きな制限があった。すなわちそれは、3T MRI装置の最大の特徴となる高空間分解能撮影そのものに大きな制限があった。

リフォーカスアングル減衰型3D撮影アプリケーションの機能特性について⁷⁾

リフォーカスアングル減衰型3D撮影アプリケーションの機能特性は、SE法をベースとしており、T2減衰に従ってリフォーカスアングルを段階的に下げることによりSARを下げ、エコートレイン設定の自由度を上げ高分解能撮影を可能とすることである。そして、予め設定されたタイミングで再度リフォーカスアングルを上げることにより、シグナルを上げることが出来る。結果的にTE設定の自由度が高くなり、短いTEから長いTEまで

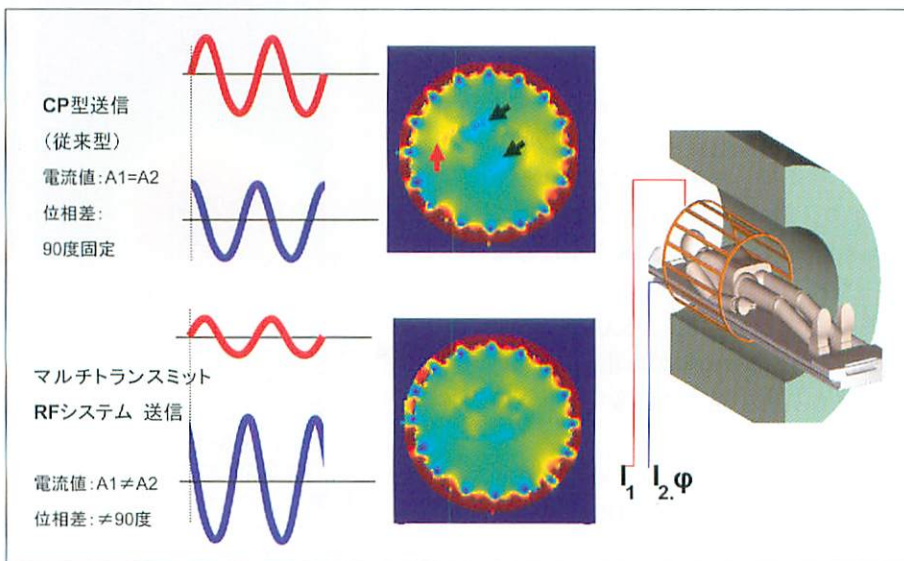


Fig.5 マルチトランスミットRFシステムにおける2チャンネル送信の構造
 I_1 と I_2 の2つのチャンネルにそれぞれ供給する電流の大きさを独立制御。

の設定が可能になり、様々なコントラスト画像が得られる。更に、RF送信不均一による信号ムラを改善できるアディアパティック型RFパルスを利用したリフォーカスアングル減衰型3D撮影アプリケーションといった改良型もリリースされている。小児のような比較的小さい撮影対象を、低いSARで高空間分解能撮影する際は非常に有効な手段と思われる。

結 語

本稿では、全身用3T MRI装置の特徴を示し、課題とされていたB0及びB1 Fieldの不均一を克服した次世代技術、次世代型オープンデザインマグネットとマルチトランスミットRFシステムの機能特性を紹介した。次世代型オープンデザインマグネットによる静磁場の均一範囲の拡大と、マルチトランスミットRFシステムによるMRI信号の均一化やSAR低減が可能となる次世代技術について述べた。

●文献

- 1) Caserta J, Beck BL, Fizzimmons JR : Reduction of wave phenomena in high field MRI experiments using absorbing layers. *J Magn Reson* 2004 ; 169 : 187-195.
- 2) Collins CM, Liu W, Schreiber W, et al : Central Brightening due to constructive interference with, without and despite dielectric resonance. *J Magn Reson Imaging* 2005 ; 21 : 192-196.
- 3) Dietrich O, Reiser MF, Schoenberg SO : Artifacts in 3T MRI : physical background and reduction strategies. *Eur J Radiol* 2008 ; 65 : 29-35.
- 4) Schick F : Whole-body MRI at high field : technical limits and clinical potential. *Eur Radiol* 2005 ; 15 : 946-959.
- 5) Kawahara M : Advantages and Disadvantages in 3T MRI Body Applications (Clinical Technology Course). *Japanese Society of Radiological Technology* 2006 ; 67 : 938-947.
- 6) Nistler J, Diehl D, Renz W, et al : Homogeneity Improvement Using A 2 Port Birdcage Coil. *ISMRM* 2007 (abst), 1063.
- 7) Lichy MP, Mugler JP III, Wietek BM, et al : Magnetic resonance imaging of the body trunk using a single - slab, 3-dimensional, T2-weighted turbo-spin echo sequence with high sampling efficiency (SPACE) for high spatial resolution imaging : initial clinical experiences. *Invest radiol* 2005 ; 40 : 754-760.

1) Caserta J, Beck BL, Fizzimmons JR : Reduction of wave phenomena in high field MRI experiments

特集 最新の画像診断法とその応用～機器メーカーによる最新情報～

3. 小児CTにおける被ばく線量の低減と最適化

堀内哲也

GEヘルスケア・ジャパン株式会社 CT技術部

Dose reduction and compliance in pediatric CT

Tetsuya Horiuchi

CT Engineering, GE Healthcare Japan

Abstract

To respect the ALARA (As Low As Reasonably Achievable) principle, it is crucial to find a compromise between dose and image quality. This may mean obtaining an image which is not of the best quality possible but are which has sufficient quality for diagnosis. Recently, many solutions have been developed to optimize the dose and image quality for patients.

There are different parameters of dose such as CTDI (Computed Tomography Dose Index) and DLP (Dose-Length Product). Each of these parameters gives information on different aspects of the dose and each of them has a specific function. As a result, it is necessary to understand which factors are influencing which dose parameters. While it is important to understand how these factors are influencing the dose, we must remember to consider dose and image quality together, because they are always linked.

Keywords : Computed tomography (CT), Infants, Children, Radiation exposure

はじめに

近年CTの性能は飛躍的な進歩を続けており、これに伴いCTの検査件数の増加、適応範囲も拡大している。医療被ばくに占めるCTの割合が増加傾向にあることが指摘されており、撮影条件の最適化と同時に検査時の線量を把握しその妥当性を正しく評価することが求められている。

本稿では被ばくがより問題となる小児CTに主眼をおき、CT被ばくに関する近年の動向、CT被ばく線量についての一般的事項及および小児CTの被ばく線量低減と最適化のアプローチについて解説する。

CT被ばく低減に関する近年の動向

小児CT検査による放射線被ばくは、2001年1月22日の米国の一般大衆紙“USA Today”の一面に、American Journal of Roentgenology (AJR) の小児CT被ばくに関する一連の記事が掲載されたため世界的な規模で認識されることになった¹⁻³⁾。その新聞記事が与えたインパクトは大きく、当時全米のみならず世界中のマスコミが小児CT検査時における過剰な被ばくを取り上げて報道した。その半年後の2001年8月に米国小児放射線学会 (Society of Pediatric Radiology) は関係者らを集め、緊急のCT被ばく低減のConference of ALARA Conceptが開かれ、その会議録は2002年のPediatric Radiology誌32巻に収録され、Executive summaryとして7

項目が掲げられた (Table 1)⁴⁾。ALARAとは放射線による検査の正当化と最適化を表し、検査実施の決定は必要とする放射線量を考慮して行う必要がある。「その線量は合理的に達成可能な限り低く抑える」、すなわち as low as reasonably achievable の原則を表したものである。

さらに2001年11月に米国食品医薬局 (FDA) からこの件に関して放射線科医、放射線医療関係者、リスクマネージャー、病院管理者宛に“Public Health Notification”が出されている⁵⁾。この中で小児及び体格の小さい成人被検者に対しての撮影条件を最適化するよう勧告している。

2007年にはNew England Journal of Medicine 誌にBrennerらによる“Computed Tomography-A Increasing Source of Radiation Exposure”が掲載され、再びCTによる被ばくが注目されることとなった⁶⁾。その要旨は米国におけるCTの使用頻度は1980年の約300万回から2006年には約6,200万

回へと急増し小児CTだけでも400万回を越えており、CT検査による発がんのリスクにより将来米国のがん患者の1.5～2.0%に達するものと推定している。

こうした背景から、現在米国では関係各団体がアライアンスを組みImage GentlySMと名付けられた小児CTの被ばく低減キャンペーンを展開している。このサイトのなかには小児CTプロトコルの紹介や、いくつかの撮影アドバイス、エクセルシートから計算できる小児の年代ごとの推奨撮影条件など、便利なコンテンツがあり参考になる。

CTにおける撮影条件の 諸問題と最適化

前述のFDAの勧告においても指摘されているが、CTにおける撮影条件の最適化が見過ごされてきた背景には、CTの線量過多 (overexposure) が判りにくい点にある。CTでは線量過多で撮影

Table 1 ALARA (as low as reasonably achievable) conference : Executive summary ALARAカンファレンスの要旨 (文献4より対訳引用)

1. CTは小児にとって主要な診断装置である。適応疾患に正しい撮影条件で行われた場合にはその利益はわずかなリスクを遥かに上回る
2. 小児の放射線感受性は中年成人の約10倍で、特に女兒は男児に比し感受性が高い
3. ヘリカルCTでの被ばく量と同量の放射線被ばくで、被ばく者の発癌の確率は上昇する
 - a. 個々の生涯における被ばくによる癌死亡率はごくわずかだが、統計学的には有意である
 - b. 個々のリスクは小さいが、膨大なCT件数と掛け合わせることで癌致死率は上昇する
これは社会全体の問題である
 - c. 発生率は致死率より約2倍高いと考えられているが、データは完全ではない
4. 線量の規定には統一見解はない。実効線量、臓器線量、BERT (background equivalent radiation time), CTDI (CT線量指票) などが検討された
5. 参加者の多くは最近の計算で求めた実効線量が被ばくの基準値として適切と感じた。国際および国内の規制を行うグループは、CT機器メーカーに対し、個々の機種種のディスプレイ上にどんな情報を表示させるかを決定する必要がある
6. 線量を低減することは重要であるが、診断可能な画質を維持しなければならない
以下にいくつかの提案事項を示す
 - a. 正統な適応のある検査のみ行う
 - b. 文献的に報告された、体重に見合った設定で小児のCTを行う
 - c. 機器メーカーはさらにユーザーフレンドリーであり、Auto mAやmodulation mA, dose capなど過度の被ばくを防止する装置を供給する必要がある。我々は電流固定のプロトコルから脱却する必要がある
 - d. 低管電圧に関する画質維持と被ばく低減についてはさらなる研究が必要である
7. ALARAカンファレンスの内容は米国小児放射線学会が責任を持ち情報配布する
協力組織 : National cancer institute (NCI), Federal Drug administration (FDA), the American College of Radiology, その他主な放射線学会
 - a. 我々は小児科医、開業医、救急医などの臨床医に知らせなければならない
 - b. 我々は小児に対する被ばくの影響について医学生に教育しなければならない

された画像であっても画質を損なうことなく差異が現れにくい特徴がある。さらに線量の増加により画像ノイズが減り、被ばく線量とひきかえに必要以上に高い画質が得られてしまう危険性があり、特に体格の小さい小児の撮影では留意する必要がある。しかしその一方で診断可能な画質を担保しなければならないため盲目的な線量低下は画質を損ねる可能性があり、検査目的を達成する画質を得るための撮影条件の最適化が重要となる。

1) Automatic exposure control (AEC)

このような状況のなか、被検者ごとの撮影条件の最適化については、体重をパラメータとした計算式やチャートによる管電流設定が以前より推奨されていた。しかし各施設や個々の検査における撮影条件の最適化は使用するCT装置、検査部位などの因子が異なるため、適切に利用することは困難であった。そこで開発された機能がAECである。AECはCT装置が被検者の体格を測定し、所望の画質を得るのに必要な管電流値を自動的に計算し曝射制御する機能である (Fig.1)。AECの重要なポイントは以下の3点である。

- ・被検者サイズごとの最適化
- ・スキャン位置ごとの最適化
- ・スキャン断面形状ごとの最適化

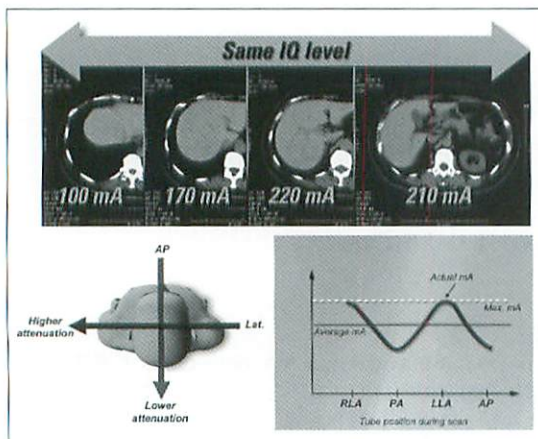


Fig.1 AECの動作例

上段はZ軸の位置ごとに管電流が制御され画像ノイズレベルが一定に保たれている例を示す。下段は断面形状に合わせた回転方向(XY軸)の管電流制御の原理を示す。

被検者サイズ及びスキャン位置ごとの最適化をAECで担うのがZ-axis mA modulationである。Z-axis mA modulationはスキャン位置ごとのX線減弱に応じて、管電流を自動調整する機能である。1方向からの位置決めスキャンを使った被検者のX線減弱に基づく情報と、入力された画質に基づく所望のインデックス値から被検者へのX線量をスキャン位置ごとに制御する(Z軸方向の管電流変調)。それは被検者サイズに応じてX線量も最適化するように機能し、被検者が小児の場合にはその体格に応じて管電流が自動的に設定される。Z-axis mA modulationの最大の利点は、被検者によらず画質を一定に保ちながら不必要なX線量をカットし被ばく線量を減らすことにある。

スキャン断面形状ごとの最適化を受け持つのがXY-axis mA modulationである。XY-axis mA modulationは被検者のスキャン断面の解剖学的形状に基づく回転方向のX線量を自動的に制御する機能である。典型的な人体は円筒形状ではなく、例えば体部においては左右方向より前後方向の厚さが通常は薄くなる。その結果左右方向からの投影データには、AP方向からの投影データよりもノイズが多くなる。再構成画像のノイズは、個々の投影データにおけるノイズの合計の平方根に関係しているため、より大きなノイズを含む投影データが画像ノイズへの影響を支配する傾向にある。このことから画像ノイズを増やさずにAP方向でのX線量を引き下げることが可能となる。XY-axis mA modulationは位置決めスキャン等によって特定される形状情報から、被検者の形状に応じて回転中の管電流を自動的に変調制御するように設計されている。

現在はZ-axis mA modulationとXY-axis mA modulationの機能を組み合わせた3次元での管電流変調機能(3D mA modulation)も製品化されている (Fig.2)。

2) Color code protocols

Color code protocolsはBroselow-Luten Pediatric Systemに基づく小児の体重とサイズに色分けされた小児用プロトコルである (Fig.3)。本来このシステムは小児用の気管チューブなどサイズの規格を誤らないように工夫された色分けである。前

述のAECと組み合わせることにより経験や推測に頼ることなく適切なプロトコルを設定することが可能となる。現在はCT装置と電子カルテシステムと連動させることも可能であり、被検者の腕等に装着されたバーコードを認証することによりカルテの体重情報がCTコンソールに自動入力されるようになり最適なカラーコードが選択される。この機能によりヒューマンエラーは極力抑えられる。

3) Procedures-based protocols

体格に応じたプロトコルと同様に検査目的に応じて柔軟に適切なプロトコルを設定することは重

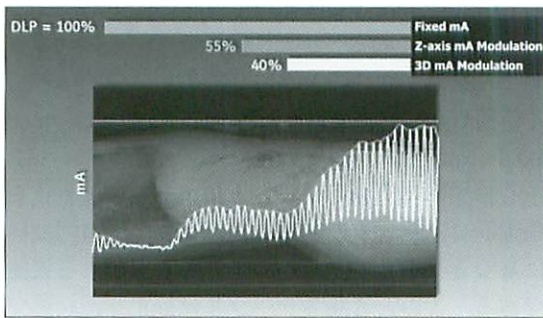


Fig.2 3D mA modulation
Z-axis mA modulationとXY-axis mA modulationの機能を組み合わせた3次元での管電流変調機能の比較例。

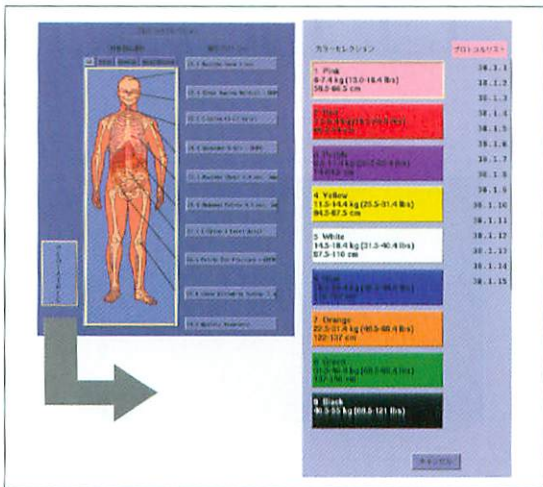


Fig.3 Color code protocols
体重あるいは身長ごとに9色に色分けされた小児用プロトコルの設定画面の例。

要であると考えられる。Fig.4は検査目的ごとに3種類のカラーゾーンに分けられたプロトコルの一例である。この例ではPink ZoneではRoutine / initial procedures, Green ZoneではLow-dose / follow-up, そしてGrey ZoneではCT angiographyといった検査目的ごとにプロトコルが分けられている。

装置の最適化

前述の撮影条件だけでなく、CT装置そのものの設計も被ばく線量の低減に大きく関係する。装置を開発するにあたり画質あたりの被ばく線量をいかに下げるかは最重要な課題である。

1) X線付加フィルタ

X線の線質を決定するX線付加フィルタは装置固有の設計になっているが、装置によっては撮影する部位に応じて可変可能なものもある。線質の最適化は、被検者で吸収されてしまい検出器には到達しないX線の低エネルギー成分を効果的に減らすことが可能である。よって適切な付加フィルタの設計は被ばく低減にとって必要不可欠である。しかし画像コントラストを維持するためには過度のフィルタリングには留意する必要がある。したがって、最適フィルタリングは、被検者の体格と診断目的によって異なる。

2) X線ビーム成形フィルタ

X線ビーム成形フィルタ (bowtie filter) は wedge filter とも呼ばれる。被検者を透過するビームの位

	Weight	Noise Index	Minimum mA	Maximum mA	kV	
Routine / initial procedures	0-20 lbs = 0-9 kg	3	65	130	80	Pink Zone
	21-40 lbs = 9.1-18.2 kg	7	80	160	100	
	41-100 lbs = 18.2-45.4 kg	10	95	190	120	
	101-200 lbs = 45.5-90.7 kg	12	110	220	128	
	>200 lbs = >90.8 kg	15	125	250	130	
Pink Zone: Use pink for most routine procedures and/or initial scans. If unclear, use Pink.						
Lower-dose or follow-up CT	0-20 lbs = 0-9 kg	7	80	100	80	Green Zone
	21-40 lbs = 9.1-18.2 kg	10	95	120	100	
	41-100 lbs = 18.2-45.4 kg	13	110	140	120	
	101-200 lbs = 45.5-90.7 kg	16	125	160	120	
	>200 lbs = >90.8 kg	18	140	180	120	
Green Zone: Use green for follow-up exam orders or on additional lower dose option.						
CT angiography (except coronary CTA)	0-20 lbs = 0-9 kg	7	100	200	80	Grey Zone
	21-40 lbs = 9.1-18.2 kg	9	110	240	100	
	41-100 lbs = 18.2-45.4 kg	10	120	280	100	
	101-200 lbs = 45.5-90.7 kg	12	130	320	100	
	>200 lbs = >90.8 kg	15	150	300	120	
Grey Zone: Use grey for CT angiography (except cardiac CTA).						

Fig.4 Procedures-based protocols
検査目的ごとに3つのゾーンに分けられたプロトコルの1例を示す。

置に関係なく検出器に到達するX線量をなるべく均一にするため、スキャン領域周辺部のX線量を低減するフィルタである。小児から成人までその体格は著しく異なるため、複数の形状のフィルタから最適なフィルタを選択することにより効果的に線量を低減することが可能となる (Fig.5)。X線ビーム成形フィルタは、体格ごと、スキャン部位 (頭部、体部及び小児) ごとに最適な性能を発揮するように設計されている。

3) X線管焦点位置ずれ制御

X線管の熱と力学的な影響はX線ビームの安定性と均一性を損なう要因となる。このような現象は結果として画像上に何らかのアーチファクトを

発生させ、被検者に達する放射線量を増大させてしまう。よって画像に対するアーチファクトを極力抑えるためには、焦点の移動に応じて検出器に過不足なくX線ビームを当てるためのマージンが必要となり、ビーム幅を広げる必要性があり、この現象はoverbeamingとも呼ばれる。しかし、このマージン幅を広げると被検者への無駄なX線量が多くなってしまうことになる。X線管焦点位置ずれ制御はX線ビームの厚さと位置を調整する機能である。X線管焦点位置ずれ制御はマージン幅を最小限にすることで不必要なX線を減らすことによりX線利用効率を改善することが可能である (Fig.6)。

4) Prospective ECG-gated axial scan

心電同期によるヘリカル撮影では、そのヘリカルピッチが小さいことから一般的に比較的高被ばくの検査と言われている。Prospective ECG-gated axial scanでは従来のコンベンショナルスキャンを心臓撮影にも応用することにより低被ばく化を飛躍的に達成することを可能とする。心電図波形に基づき必要な心位相のみにX線が曝射する機能である。このとき患者テーブルは静止した状態でデータ収集が行われる (Fig.7)。

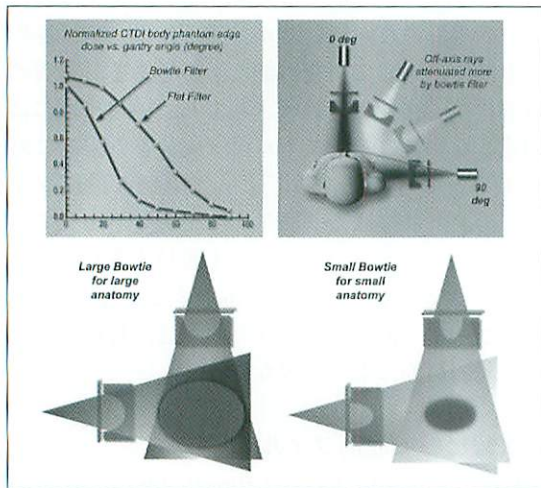


Fig.5 X線ビーム成形フィルタ (bowtie filter) 周辺部分の線量を低減することで撮影領域内の線量分布を最適化する。体格に応じて複数のフィルタが搭載されている装置が多い。

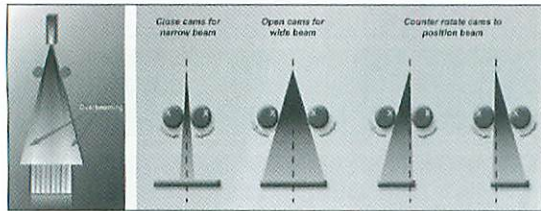


Fig.6 X線管焦点位置ずれ制御 左図は overbeaming の状態を説明したものである。右図は焦点位置ずれ制御機能によりX線ビームの幅および位置制御される様子を示している。

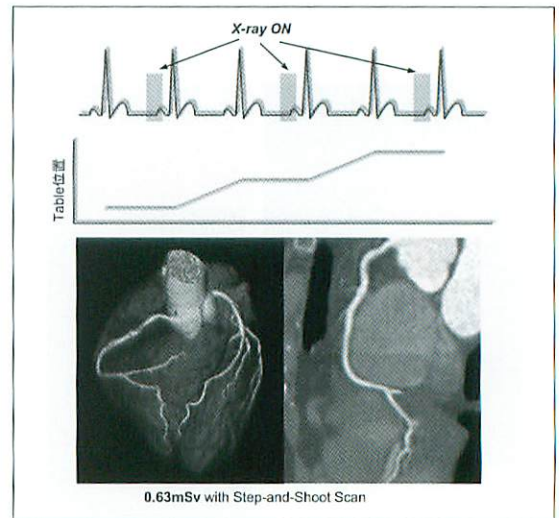


Fig.7 Prospective ECG-gated axial scan 患者テーブルが静止された状態で必要な心位相のみにX線が曝射される撮影原理と臨床の例を示す。

5) 逐次近似画像再構成法およびその応用

現在多くの商用CTで用いられている画像再構成方法は解析的再構成法としてのFBP (filtered backprojection) 法であり、その理由はこの手法が他の手法と比較して画像再構成時間に優位性を持つためであった。一方で逐次近似再構成法にはノイズに強い、あるいは投影データの不完全性を補える等の利点がある。これは逐次近似再構成法の一法としての統計的手法を応用したものである。収集される投影データはどうしてもX線量子ノイズなどの統計誤差を含んでしまうことが避けられないが、この手法では近似の取束性が担保されているためデータに誤差を含む場合でも統計的に確からしい画像に近づけていくことが可能である。この誤差を統計モデルと比較しながら反復計算により画像(画素値)の期待値を求めていく手法が統計的手法と呼ばれるものである。しかし画像再構成計算中の反復的処理に必要な膨大な計算量が問題となって商用CTでの実用化が困難であった⁷⁾。

近年、従来問題となっていた逐次近似法における画像再構成時間を、高速化のためのアルゴリズムの開発やハードウェアの最適化により著しく短縮することで製品化されたものが紹介されている。このことにより、従来と同等の画像ノイズ(SD)であれば被ばく線量を低減することが可能となり、臨床での評価において被ばく線量を32～65%低減可能であったとの報告もされている^{8,9)}。Fig.8に従来のFBP法と逐次近似画像再構成法の応用例の比較をMPR像にて示す。

逐次近似画像再構成法およびその応用は画質を向上させる方向へ応用することも可能であり、こ

れは被ばく線量を上げることなく画像ノイズを低減させることが出来る特性を利用することで密度分解能を向上させる手法である。また画像ノイズを低減出来ることは、造影効果を高めることが可能なもののその画像ノイズが問題になっていた低管電圧撮影の実用化、あるいはその応用を広げる可能性があると考えられる。

また、統計モデルとは別に光学モデルとして焦点サイズや検出器開口幅等を含めた幾何学的特性を考慮することで画像の分解能を改善させることも可能であり、現在製品化に向けた開発が行われている。

線量情報と表示について

CTの線量情報として一般的にCTDI (computed tomography dose index) が用いられている。CTDIは以下のように定義される (Fig.9)。

$$CTDI = \frac{1}{nt} \cdot \int D(z) \cdot dz$$

ここで：

— nは、1回転あたりのスライスの数

— tは、公称スライス厚

— D(z)は、Z軸に沿った線量分布

を表す。その単位は吸収線量と同じでありGy (1Gy = 1J/kg) が用いられる (1mGy = 0.001Gy)

現在、線量指標として国際規格の整備も進められている。その一つとして国際電気標準会議 (IEC) 60601-2-44において線量情報をスキャン開始前に装置上に表示することを勧告している。この勧告に基づき最近の装置に表示されている線量指標

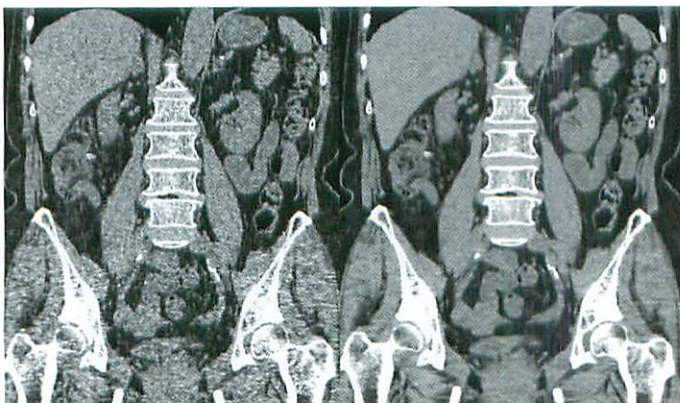


Fig.8

逐次近似画像再構成法の応用

同一の撮影データを使用し、左は従来画像再構成方法によるMPR像、右は逐次近似画像再構成法の応用例によるMPR像を示す。

として、

- ・CTDI_{vol} (mGy)
- ・Dose efficiency (%)

などがある。さらに、付加情報として撮影範囲を加味した線量情報として、

- ・DLP (mGy・cm)

を表示している装置もある。

これらの線量情報は設定した撮影プロトコルに対応した値を表示するため、事前に線量を把握して検査を開始することができる。そのためプロトコル作成時及び変更時の有用な線量ガイダンスとなる。Fig.10に線量情報表示の一例を示す。さらにDose Reportと呼ばれる機能では撮影時の線量情報をDICOMのsecondary capture imageや装置によってはDICOM structured report (SR)として記録することも可能である。

1) CTDI

CT検査の被ばく線量の目安としてCTDIが一般的に用いられている。

CTDIには定義の仕方によって幾つかの種類がある。そのためそれぞれの違いを認識しておく必要がある。

- ・CTDI₁₀₀

$$CTDI_{100} = \frac{1}{h} \cdot \int_{-50mm}^{50mm} k_{air}(z) \cdot dz$$

測定範囲をビーム厚によらず、100mmに固定。hは名目上のスライス厚を、k_{air}は空気カーマを

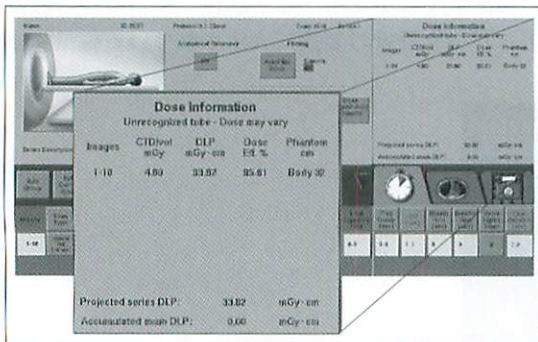


Fig.9 操作コンソール上に示される線量表示例
設定された撮影条件による線量を表示する例。線量はCTDIファントムの直径によって大きく異なるため、基になるファントムの直径の値も同時に表示されている。

表す。

- ・CTDI_w (weighted CTDI)

被写体の中心部と辺縁部とではX線の透過長が異なるため局所の線量は変動する。このような特性を考慮した線量指標がCTDI_wである。

CTDI₁₀₀を用いてPMMAファントム (Head用16 cmφ、Body用32 cmφ)の中心線量 (center) 及び、周辺線量 (peripheral) に重み付けをしたもの。

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100,center} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100,peripheral}$$

- ・CTDI_{vol} (Volume CTDI)

従来はEffective CTDI (CTDI_{w,eff}) と表記されていたもので、CTDI_wにビーム幅を基準としたpitch factor (p)を考慮したものである。

$$CTDI_{vol} = CTDI_{w,eff} = \frac{1}{p} \cdot CTDI_w$$

マルチスライスCTにおけるpitch factorは次式によって表される。

$$pitch\ factor = \frac{table\ travel}{\sum detector_row_width}$$

2) Dose efficiency

シングルスライスCTとマルチスライスCTの違いは、検出器からの感度プロファイルがシングル

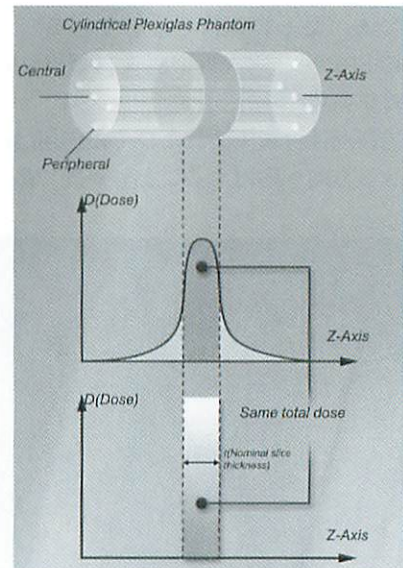


Fig.10 CTDI (computed tomography dose index) の考え方

スライスCTではコリメータによるX線ビーム成形で決定されるのに対して、マルチスライスCTでは検出器セルの開口幅とその組み合わせによって決まる点にある。そのため各検出器セルに均等なフォトン入力が必要になるためX線プロファイル(Z軸方向)の肩の部分(半影部)を利用できないためビーム幅を広げる必要がある(overbeaming)。このためシングルスライスCTでのX線利用効率が100%であるのに対して、マルチスライスCTでは、X線利用効率が低下する。このZ軸方向のX線利用効率を表す指標がDose Efficiencyである。IEC規格においてこの利用効率が70%を下回る時にコンソール上に表示するよう勧告されている。一般的に、利用効率の低下は使用するX線ビームの幅が狭いときに顕著となる。

3) DLP

現実的な検査プロトコルの被ばく線量を意図した指標として用いられる。DLP (dose-length product)は次式により表される。

$$DLP(mGy \cdot cm) = CTDI_{vol} \times (Exposur Length)$$

このDLPを用いて実効線量を推定する方法がEUR 16262 (European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography) 等において紹介されている。

4) 線量情報表示の問題点

$CTDI_{vol}$ は、成人の体幹部と頭部を規格化し

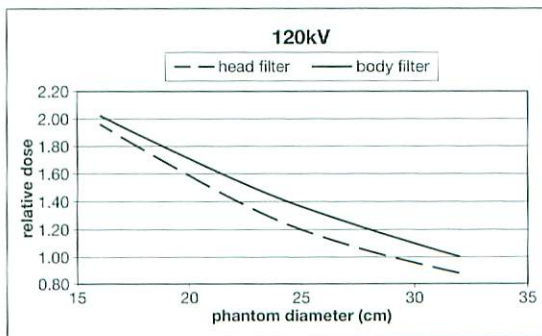


Fig.11 ファントムの直径と線量の関係の1例
同一の撮影条件においてCTDIファントムの直径が32 cmと16 cmとの比較ではおよそ2倍の差が生じることになる。

た直径16 cmと32 cmのPMMA (PolyMethyl Meth Acrylate) ファントムに基づく線量情報を提供するに過ぎない。一方でCT検査を受ける被検者の体格は新生児から成人までさまざまである。そのため、 $CTDI_{vol}$ は常に患者線量を表す指標にならないことに注意しなければならない。特に表示された線量情報がどちらの直径のファントムによる値であるかに留意する必要がある。体格の小さい小児において直径32 cmの線量情報は過小評価されてしまう結果となる。Fig.11にCTDIファントムサイズと線量の関係の参考例を示す。また、設定されるスキャン領域(SFOV: scan field of view)と用いられるCTDIファントムサイズの組み合わせの一例をFig.12に示す。

現在ではAECの開発により被検者個々の体格に応じて自動的に撮影条件が設定で実現されつつあり、小児や体格の小さい成人において撮影条件が低減される。このとき装置上に表示される線量情報は個々の被検者の体格を正確には考慮していないため、撮影条件にのみに依存して見かけ上減少したことになる。この結果、体格の小さい被検査における線量が過小評価されてしまう危険性があり、特に小児CTにおいて問題となる。

終わりに

CT検査の被ばく線量の低減は画質あたりの被

SFOV type	CTDI phantom
Ped Head	16cm Phantom
Ped Body	
Small Head	
Head	
Small Body	32cm Phantom
Medium Body	
Large Body	
Cardiac Small	
Cardiac Medium	
Cardiac Large	

Fig.12 スキャン領域(SFOV)とCTDIファントム直径の組み合わせ例
頭部および小児用のSFOVでは直径16 cmのCTDIファントムによる線量情報が表示されることを示している。

ばく線量比を改善することで可能となるが、その低減効果は個々の検査の撮影条件が最適化された上で評価されなければならないと考えられる。例えばCT装置の改良により画質あたりの線量比が大きく改善されたとしても、体格に応じた撮影条件が設定されていなければ個々のCT検査の被ばく線量が最適化されていることにはならない。特にこの点は小児CT検査においては重要な点であると考えられる。また、関連団体より発表されている診断参考レベル(DRLs: diagnostic reference levels)に基づいた被ばく線量の評価・管理も今以上に進むと思われる。

●文献

- 1) Brenner D, Elliston C, Hall E, et al : Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR Am J Roentgenol* 2001 ; 176 : 289-296.
- 2) Paterson A, Frush DP, Donnelly LF : Helical CT of the body : are settings adjusted for pediatric patients? *AJR Am J Roentgenol* 2001 ; 176 : 297-301.
- 3) Donnelly LF, Emery KH, Brody AS, et al : Minimizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector helical CT : strategies at a large Children's Hospital. *AJR Am J Roentgenol* 2001 ; 176 : 303-306.
- 4) ALARA Conference Executive Summary. *Pediatr Radiol* 2002 ; 32 : 221.
- 5) FDA Public Health Notification : Reducing Radiation Risk from Computed Tomography for Pediatric and Small Adult Patients. U.S. Food and Drug Administration, 2001.
- 6) Brenner DJ, Hall EJ : Computed tomography - an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 2007 ; 357 : 2277-2284.
- 7) 尾川浩一 : ECTにおける反復的画像再構成. *日放技学誌* 2000 ; 56 ; 890-894.
- 8) Hara AK, Paden RG, Silva AC, et al : Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT : feasibility study. *AJR Am J Roentgenol* 2009 ; 193 : 764-771. Erratum in : *AJR Am J Roentgenol* 2009 ; 193 : 1190.
- 9) Silva AC, Lawder HJ, Hara A, et al : Innovations in CT dose reduction strategy : application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm. *AJR Am J Roentgenol* 2010 ; 194 : 191-199.

特集 最新の画像診断法とその応用～機器メーカーによる最新情報～

4. CTのさらなる進化 ～高速・高画質・低被ばくへの取り組み～

岩佐亜紀子

東芝メディカルシステムズ株式会社 CT事業部

Further evolution of CT to achieve faster scan speeds, higher image quality,
and lower exposure dose

Akiko Iwasa

CT Systems Division, Toshiba Medical Systems Corporation

Abstract

There have been remarkable technological advances in X-ray CT systems in recent years, leading to faster scan speeds and larger numbers of detector rows. Specifically, it was only 8 years from the introduction of 4-row multislice CT to the development of 320-row area detector CT, and a fast rotation speed of approximately 0.3 s has also been achieved. These advances are important steps toward overcoming the “target motion” issue that has limited the usefulness of CT in the examination of pediatric patients, who have both high respiration rates and high heart rates. The attainment of faster scan speeds has also involved the development of technologies for improving image quality. This has expanded the range of available scanning techniques and is expected to provide new clinical value. One example is the combined morphological and hemodynamic evaluation of pediatric patients with congenital heart disease by employing the non-helical scanning technique in area detector CT examinations. In order to perform such examinations, it is necessary to obtain a clear understanding of the technologies enabling faster scan speeds and higher image quality and to become familiar with their features. Also, it is important to understand the recent technological innovations in reducing the exposure dose, which is an important concern in the examination of pediatric patients. This report will discuss these important technologies.

Keywords : *Faster scan speed, Higher image quality, Reduced exposure dose, Scanning technique*

はじめに

近年、X線CT装置の技術進歩はめざましく、急速な多列化が進み、マルチディテクターCT(以下MDCT)のみならずエリアディテクターCT(以下ADCT)と呼ばれる面検出器を持つCT装置までが登場している。多列化が求められた背景には、撮

影時間を短縮させることによる検査、適用範囲の拡大、そしてもちろん患者の負担軽減などがある。この撮影時間の高速化により、恩恵を受ける領域の一つが小児画像診断である。基本的に被写体を静止させた状態で撮影を行うことが求められるCT検査において、小児検査はこの必要条件が十

分でない場合が多い。体動や呼吸による動きを術者がコントロールしにくい小児検査において、高速化は非常に重要であり、モーションアーチファクトの影響を抑制した高画質なデータを提供することが期待されている¹⁾。

本稿ではメーカーの立場からCTのさらなる高速化とそれに関連した高画質化、低被ばくへの取り組みについて概説する。

多列化の歴史

1990年シングルスライスCTにヘリカルスキャン方式が搭載されて以来、CTの高速撮影技術は加速され、更には臨床への汎用性を求め検出器の多列化開発が進められてきた。1999年には同時4断面がスキャン可能な4列MDCTが登場し、これにより高分解能撮影や撮影時間の短縮が実現できるようになった。しかし4列MDCTでは高分解能と広範囲撮影を両立させることが難しいケースが多く、その後僅か3年の内に8列、16列MDCTが登場し、高分解能と広範囲撮影の両立がおおよそ可能となった。この16列MDCTの登場により、心臓全体を高分解能に撮影することが可能となったが、それでも撮影には30秒ほどの息止め時間を要することから、さらなる多列化が求められた。2005年には64列MDCTが登場し、心臓CT検査も含め、高分解能、広範囲撮影かつ低被ばく検査の全てを網羅した検査が行えるようになり、患者様の負担軽減や画質向上に大きく寄与している。そして2007年、従来のMDCTの概念とは全く異なる面検出器を搭載したADCTが登場し、列数としては320列を持つ装置までが登場している (Fig.1)。

高速化へのアプローチ

一言で高速化と言ってもさまざまなアプローチがある。ここでは高速化＝時間分解能向上と考え、検出器の多列化、スキャンスピードの高速化、寝台移動量の向上の3点について以下に解説する。なお時間分解能とは1画像に含まれる時間成分の長さを言い、カメラのシャッタースピードに例えられる。

1. 検出器の多列化

検出器が多列化すれば一回転で撮影できる範囲

が広くなり、単純に検査部位全体の撮影時間短縮に繋がる。前項で紹介した最新機種では320列など64列を超えるものが開発され、最大列数を保有する装置においては64列MDCT (32～40mm/回転) と比べると、4～5倍の範囲を一回転のスキャンで撮影でき、同じ分解能を維持しながら撮影時間を短縮することが可能となる。このように多列化が進めば、呼吸停止困難な小児患者様においても一回転で撮影を終えることができ、結果モーションアーチファクトを低減した検査が安定して行え、入眠処置なく患者様の負担軽減や検査スループレットの向上も期待できる。

多列化による撮影時間短縮の最も大きな利点は、体軸方向において時間的なズレのないデータがより広い範囲で得られることである。一断面～数断面ずつ撮影した時間(データ収集時刻)が異なるヘリカルスキャンに対し、多列化したCT装置でのノンヘリカルスキャンでは一回転で撮影できる範囲全てが同じ時間となり、臓器全体としての時間分解能を向上させることができる。

更にはノンヘリカルスキャンにて同一寝台位置で数回転分撮影することで、血流動態の把握が可能となるなど、形態情報に加えて時間軸方向の動態情報も得ることが可能になり、新たな診断領域への応用も期待できる。例えば先天性心疾患に代表される解剖学的に複雑な血管走行に加えて血流情報を捉えることが可能となり、従来の形態を中

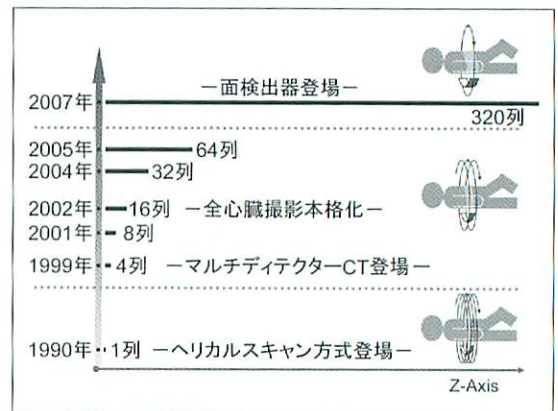


Fig.1 X線CT装置—多列化の歴史—

1999年にMDCTが登場して以来、僅か8年で列数は80倍に拡大し2007年ADCTが登場した。

心としたCT診断から一歩進んだ臨床情報を提供できることが期待されている。

また、一方で多列化はヘリカルスキャンの技術をも進化させている。

最新機器では64列を超える列数を用いたヘリカルスキャンが開発され、2010年春に世界最多列の160列ヘリカルスキャンまでが登場し臨床に適用されてきている。このヘリカルスキャンは従来と比較し、トータル撮影時間を短縮することができるため、適用として大血管の心電図同期検査や頭部～下肢までの全身検査、胸部領域での心拍動の抑制などが期待されている。

多列化によって撮影手法の選択肢が広がっており、臨床価値を高めるにはスキャン方式の使い分けが重要となる。ここでノンヘリカルスキャンとヘリカルスキャンの特長を整理しておく。

【ノンヘリカルとヘリカル】

ノンヘリカルスキャンの利点

- ・空間分解能向上
- ・体軸方向に時間的なズレが起こらない(一回転内において)
- ・バンディングアーチファクト(段差)抑制
- ・画像再構成範囲外の被ばく軽減

ノンヘリカルスキャンは、寝台移動が伴わないためヘリカル補間再構成処理を必要としない。このためスライス面内及び体軸方向の空間分解能が向上し、特に高コントラスト分解能を必要とする胸部領域において、末梢の気管支や血管など描出能向上が期待できる。また、一回転で撮影した領域は体軸方向に時間的なズレが起こらないため、バンディングアーチファクトを抑制することも可能となり、最新機種によっては一臓器を同じ時間分解能で収集することもできる。

被ばくに関し、ノンヘリカルスキャンはX線ビームのオーバーラップがなく、もしくは低減できるため、心電図同期撮影に応用することにより、従来懸念されてきた心臓CT検査の被ばく線量をヘリカルスキャン方式に比べ、1/4程度にまで低減させることができる。また、一回転で撮影できる領域が大きければ大きいほどスキャン数を減らすことができ、被ばく低減にも大きく寄与する。

ヘリカルスキャンの利点

- ・広範囲撮影、撮影時間(呼吸停止時間、循環

動態)の制御が容易

- ・体軸方向への造影剤濃度差の抑制
- ・可変電流機能適用時の画質安定性が高い
- ・S/N (signal to noise ratio : 信号対雑音比)が高い

ヘリカルスキャンは、広範囲撮影において利点が多い。ビームピッチ(寝台移動量)によってトータル撮影時間を術者が制御しやすく、患者様の息止め時間や、造影検査でスキャンが造影剤の流れを追い抜いてしまうといった循環動態を考慮することができる。さらに連続スキャンであるため造影剤の濃度差を抑制しながら撮影できる点もあげられる。また、現在では広範囲撮影で当然のように使用されている可変電流機能(AEC: Auto Exposure Control)もヘリカルスキャンでは体型に応じた滑らかな変調が可能となるため、撮影位置によらず同等のSD値(ノイズ量)が得られやすく、安定した画質を提供できる。

2. スキャンスピードの高速化

各社最新機種においてスキャンスピード(管球回転速度)は0.27～0.35秒/回転が実現できている。従来X線CT装置が不得意としてきた心臓領域において、この管球回転速度の高速化は避けられない技術課題であり、常に動きを伴う心臓を捉えるためには面内の時間分解能を上げる必要があった。

高速回転を実現するには、遠心力に耐えうるガントリ構造の技術開発や、振動や騒音の問題など多くの課題がある。

例えば、ガントリ内部の回転機構部にはX線管や電力を供給するX線発生器、検出器、DAS(データ収集装置: data acquisition system)など、各重量が数十～数百キロのコンポーネントが装備されている。これらを従来と同様の構造で設置することは歪みや振動による画質劣化を引き起こすだけでなく、安全上も大きな問題となることが考えられる。このため回転時に発生する30Gほどの遠心力でも高い安全性を保つよう、構造を各社とも工夫している。

3. 寝台移動量の向上

ヘリカルスキャンの場合、ビームピッチ(寝台

移動量)を大きくすることによってトータルの撮影時間を短縮することができる。寝台移動量は撮影スライス厚が薄ければ必然的に小さくなるため、各社ばらつきが大きく装置や列数、機能などによって異なる。現在では最速約400mm/秒を実現する装置などが開発されている。

ここで注意すべきは、ヘリカルスキャンは画像再構成範囲の両外側にもばく射領域(のりしろ)が必要な点である。これは寝台移動量が大きいほど増加し、撮影範囲が狭いほどその割合は大きくなる。また、寝台移動量を大きくすることは、データ量を減少させ画質劣化につながる可能性がある。このため、使用する場合には目的と被ばく、画質のバランスを十分考慮する必要がある。

高画質化・低被ばくへのアプローチ

さまざまな高速化技術による時間分解能向上によって、モーションアーチファクトを軽減した画像が得られるようになった。しかし高速化=高画質化とは端的には言えない。これを実現するためには各社多くの技術開発が必要とされてきた。ここでは先に紹介した高速化技術を含め高画質化、低被ばく化への取り組みを紹介する。

1. 多列化に必要な画像再構成技術

多列化において最も画質に影響を及ぼす要因

は、体軸方向へのX線ビームの広がり(コーン角)の影響である。4列を超えるMDCTの登場からコーン角が画質に及ぼす影響は無視できないものとなり、コーン角の考慮とヘリカルスキャンに応用の利く画像再構成アルゴリズムが搭載されている²⁻⁵⁾。そして、最新機種においては更に広いコーン角を持つ装置が登場し、従来のMDCTで採用してきた画像再構成アルゴリズムでは補えきれない強いアーチファクトが生じる。このため、新たな画像再構成アルゴリズムが検討され実装されている(Fig.2)⁶⁻⁷⁾。

2. S/Nの向上

CTの基本画質を考える上で指標となるのはS/NやSD(standard deviation)値である。信号量を増やすこと、ノイズを低減することがCTの画質を向上させる。ただし、CTの場合、信号量を増加させることは非常に難しく、そもそもmAs(管電流×回転時間)値を増加させても、ノイズ低減は図れるが信号を増加させることは難しい。したがって、低管電圧化や造影剤によるコントラスト向上が必須となり得る。

また、ノイズ低減のためにmAs値を上げれば被ばく線量の増加に繋がり、検査目的や患者体型、年齢、性別などを考慮し、その撮影条件の妥当性が問われる。特に放射線感受性が高く、繰り返し

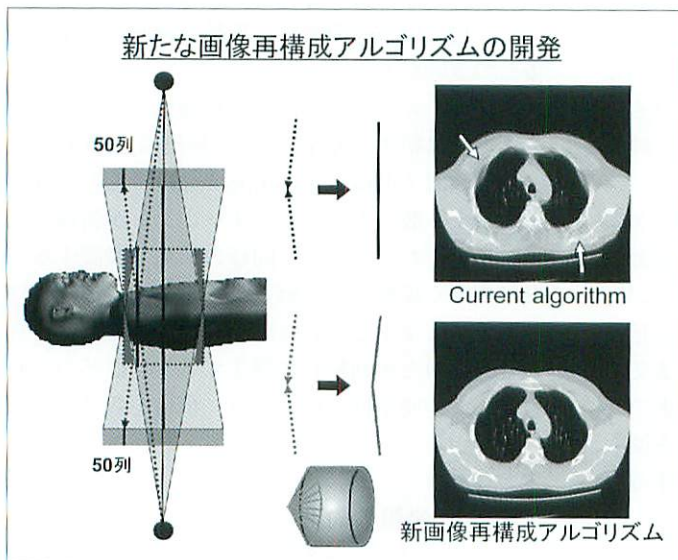


Fig.2
新画像再構成アルゴリズム
多列化によるコーン角の影響を考慮した画像再構成アルゴリズムを新開発。従来の画像再構成では画像中心から離れるにつれてアーチファクトが顕著であることが分かる。

フォロー検査の多い小児領域においては注意が必要である。そこで注目すべきは画像ノイズの低減技術である。

従来も単純にノイズを低減させるのであれば、平滑化フィルタをかけることでスムーズな画像が得られたが、これは同時に臓器境界などエッジをも平滑化し分解能低下につながる。そこで最新機種では高画質とさらに低被ばくも視野に入れた画像再構成技術を各社とも開発し、搭載している。

これは心臓や頭部、腹部領域などにおいて、3次元の情報を用いて信号以外のノイズ成分のみを選択的に抽出し、3次的に高い空間分解能を維持しつつ、ノイズ成分に繰り返しノイズ除去を行い、オリジナルデータと組み合わせた画像を作成するという技術である (Fig.3)。これによってアイソトピックデータを活用した効果的なノイズ低減を実現し、ノイズ (SD) で最大50%低減できるとしている。この技術により基本画質を向上させ

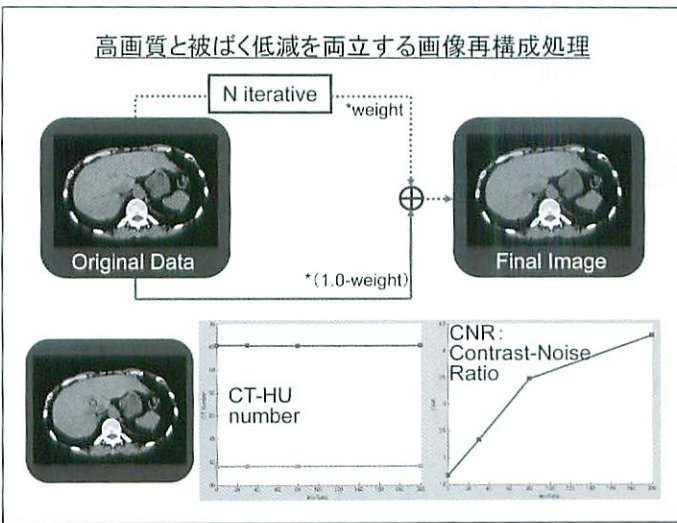


Fig.3
ノイズ低減処理 概念図
ノイズ成分を選択的に抽出し繰り返しノイズ除去を行い、オリジナルデータと組み合わせた画像を作成。CT値を維持し、CNRが向上する。

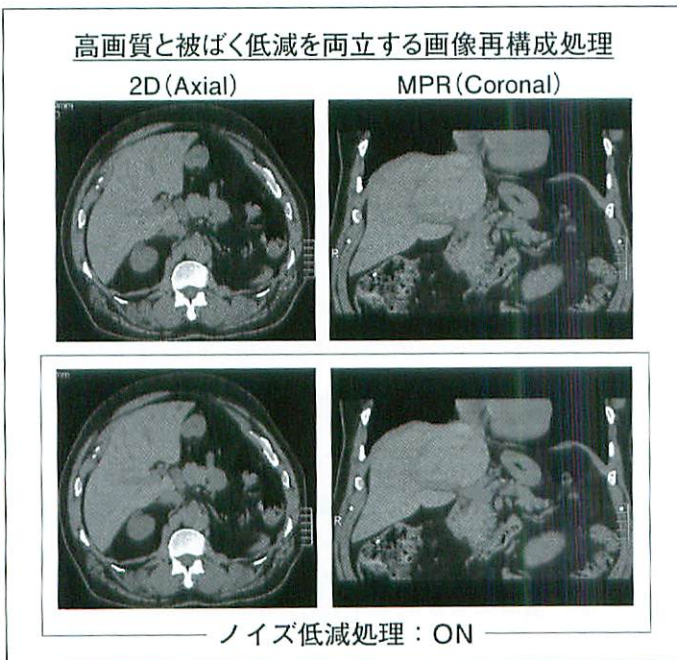


Fig.4
ノイズ低減処理 臨床適用例
3次的に高い空間分解能を維持しつつ、ノイズ低減が可能。

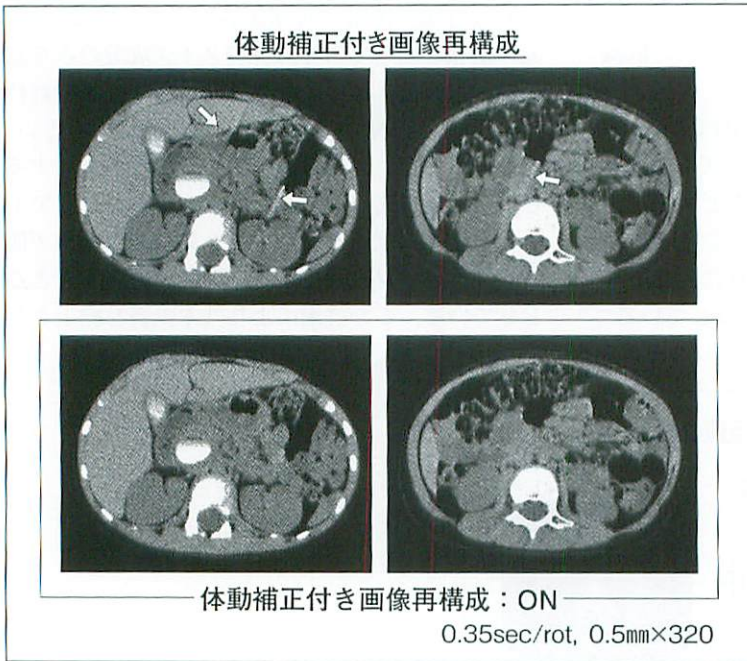


Fig.5
体動補正付き画像再構成の臨床適用例
ノンヘリカルスキャンの収集開始データと終了データのズレを補正し、自然呼吸、蠕動運動などの動きにより起こり得るモーションアーチファクトを低減する機能。

ることができるため、低被ばくとの両立が期待できる (Fig.4).

3. ビュー数の向上

先述したスキャンスピードの高速化がモーションアーチファクトを低減させ、常に動きを伴う心臓領域や、呼吸停止困難な患者様への検査適用拡大が期待されるが、メリットばかりではない、回転速度が速くなればS/Nが劣化し、また、一回転当たりのビュー数(投影データの収集サンプリング数)が減少することになる。FOV中心近くにポジショニングされる心臓や、小さな被写体である小児領域においてはビュー数減少による画質劣化の影響は比較的抑えられるが、その他全ての検査においてFOV周辺の画質劣化は避けられない。高速回転のメリットを活かしつつルーチン検査に適用していくためには、スキャン時の収集ビュー数の向上が必要となる。最新機種においては各社ともビュー数の向上に取り組み、約2500view/秒から4000view/秒を超えるものまで登場している。

4. 体動補正付き画像再構成

多列化が進み、高速回転の技術が発展しても、

100%モーションアーチファクトをなくすことは非常に難しい。体動が大きい場合、ノンヘリカルスキャンでは収集開始データと終了データに空間的なズレが生じるため、モーションアーチファクトを引くケースがある。これを生データベースで補正再構成する機能が必要である。自然呼吸、蠕動運動などの動きにより起こり得るモーションアーチファクトを低減する効果がある (Fig.5)。

今後の展望

64列MDCTを超える次世代CTの登場により、高速化技術が発展し、従来不得意としてきた動きをも捉えた検査が行えるようになり、検査適用拡大へ繋がっている。しかしながら、呼吸停止困難の場合は高画質の収集が難しい検査も未だ存在しており、更なる高速化技術の発展が期待されている。

また、高画質化という観点では、更なる高分解能を追求した高精細CTといった、心臓領域において特に有用であろう装置開発も行われている。空間分解能の向上によるステント、ブランク、微細血管などのより明瞭な描出が期待されている。

CTはより専門性の高い分野へ検査適用を広げ、

そして装置が患者様を選ばず、患者様の状態に合わせた撮影プロトコルを提供できる時代へと発展していくことが考えられる。

最後に

本稿では、最新CT装置における高速、高画質、低被ばく技術について紹介してきたが、これらの技術が小児画像診断領域において活用され、飛躍することの一助となれば幸いである。

●文献

- 1) 白石 公, 浜岡建城: 先天性心疾患児に対するヘリカルCT撮影の実際, 先天性心疾患におけるヘリカルCT診断, 東京, 株式会社メジカルセンス, 2004, p28-38.
- 2) Taguchi K, Aradate H : Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. Medical Physics 1998 ; 25 : 550-561.
- 3) Taguchi K : Xray Computed Tomographic Imaging Device and X-ray Computed Tomographic Method. USA Patent 1998 ; 5 : 825-842.
- 4) Silver M, Taguchi K, Han K : Field of view dependent helical pitch in cone-beam CT. SPIE Medical Imaging 2001 ; 4320 : 839-850.
- 5) 森 一生, 鈴木達郎 : アドバンスドマルチスライスCT Aquilionの開発. メディカルレビュー 2001 ; 83 : 38-39.
- 6) Zamyatin AA, Chiang B, Katsevich A, et al : Implementation of the circle-and-line acquisition for clinical 256-detector row CT. SPIE Medical Imaging 2007 ; 6510.
- 7) Katsevich A : Image Reconstruction for the circle and line trajectory. Physics in Medicine and Biology 2004 ; 49 : 5059-5072.

特集 最新の画像診断法とその応用～機器メーカーによる最新情報～

5. 小児に対するCRの最適化

網本直也

富士フィルムメディカル株式会社 営業推進本部

Optimization of the computed radiography to a child

Naoya Amimoto

Sales Planning & Management Headquarters, FUJIFILM Medical Corporation

Abstract

Since CR systems were introduced in 1983, digitalization of radiography has accelerated. In the case of infants and newborns, X-ray examination is practiced for many reasons, and the management of X-ray exposure is becoming very important. In a general CR system, X-ray images are stored and read from just one side of the imaging plate. On the other hand, in CR with dual-side reading technology, the X-ray image is stored and read from both sides of the imaging plate. Therefore the Signal to Noise Ratio (S/N) is improved, and a study has been carried out to analyze the possibility of decreasing the necessary X-ray exposure. In a study to compare the Contrast Noise Ratio (CNR), the dual-side CR proved to realize 30% higher CNR than the single-side CR.

The application and possibility for pediatric examination by X-ray equipment with Flat panel detector...? Something missing here.

Keywords : **Computed radiography, Dose control, Contrast noise ratio**

はじめに

小児の画像診断において、単純X線検査は、第一選択の検査である。新生児領域をはじめ、入院児の日常管理において、単純X線検査は頻度も多く、入院期間中の被ばく管理は重要な課題である。

本稿では、小児・新生児領域においてX線被ばくの低減、極細カテーテルの描出能向上を図った小児用両面集光型CRカセットシステムを中心にCR撮影 (computed radiography) の最適化について述べる。

乳幼児・新生児撮影とCRシステム

新生児・乳幼児において、単純X線検査は、

1. 呼吸器・循環器系の状態を確認する
2. 消化管を中心としたガスの状態を確認する

3. DDH (developmental dysplasia of HIP) をはじめとした骨軟部疾患の存在を確認する

4. 安全確保のためカテーテルのルート確認をする

などの目的で使用されている。

また、乳幼児・新生児のX線画像の特徴として、被写体コントラストがつきにくく、薄いコントラスト変化を読影する必要がある。その一方でX線被ばくを抑えるために低線量撮影を行うと、画像の粒状性が問題となる。CRシステムは1983年に日本で実用化された単純X線検査のデジタル化システムである。

CRシステムでは、イメージングプレート (以下、IP) と呼ばれるX線エネルギーを吸収し、結晶内に

エネルギーを蓄積する特性を持った蛍光体を用いて撮影する。IPに用いられている蛍光体は、外部から光エネルギーを与えると内部に蓄えられたエネルギーを光として放出する輝尽発光と呼ばれる現象を起こす。CRシステムではこの性質を利用して、IP内に蓄えられたX線像を輝尽発光として取り出し、輝尽発光強度を電気信号に変換して、画像を形成している (Fig.1)。

低線量撮影による少ないX線量子を効率的にIPに蓄えるためには、蛍光体層を厚くする必要がある。しかし、蛍光体層を厚くすると、IP内に蓄えられたX線像を読み出すためのレーザー光および蛍光体から発せられる輝尽発光が、蛍光体内部で光拡散を起こし、蛍光体深部に記録された情報を取り出すことが難しくなる。

両面集光型CRシステムの原理と特長

前述の片面集光型CR方式の抱えるこれらの問題を解決する方法として、両面集光型CRシステムが考案され乳幼児・新生児撮影、マンモグラフィ撮影などの検査で既に利用されている。

両面集光型CRシステムでは、蛍光体厚を従来の片面集光型CRシステムよりも厚くすることで、X線吸収効率を上げている。

また、蛍光体が吸収したX線量子エネルギーを効率的に取り出すために、蛍光体を支えている支持体を透明にし、蛍光体内部で発生した輝尽発光

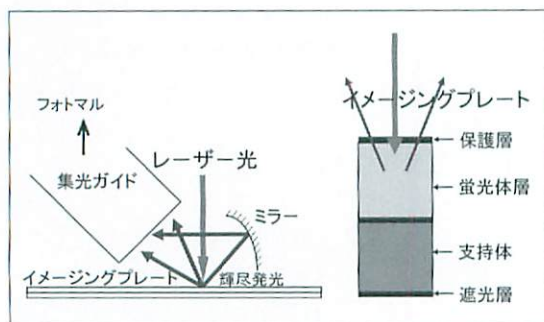


Fig.1 一般的な片面集光型CRシステムの原理
IPに蓄えられたX線エネルギーは、レーザー光によって励起され、輝尽発光として取り出される。IPより発せられた輝尽発光は、集光ガイドと呼ばれる光学レンズによって集められ、フォトマル(光電子増倍管)で電気信号に変換される。

を表裏の両側より読み出せるように改良している (Fig.2)。

両面集光型CR方式では、表面、裏面に配置された集光ガイドと呼ばれる光学レンズを用いてX線像を取り出す。両面集光型CRシステムでは、表面、裏面の両側の光学レンズで受光するため、2枚のX線画像が得られるが、最終的にはこの2枚の画像を周波数別に加算割合を変化させて合成し、画像のS/N (Signal to noise ratio)の向上を図っている。

加算合成をする際に、周波数別に加算割合を変化させる理由は、背面側の画像は、蛍光体内部で

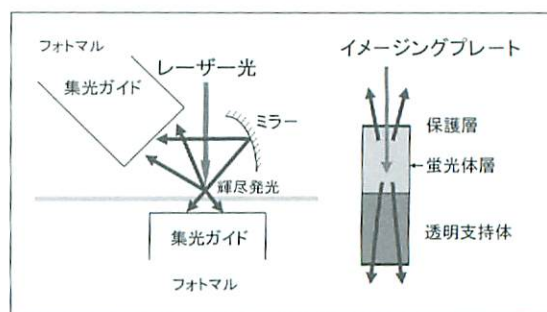


Fig.2 両面集光型CRシステムの原理図

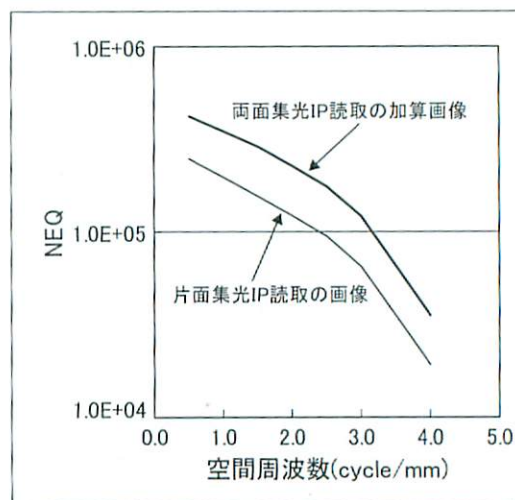


Fig.3 片面集光型CRと両面集光型CRのNEQ等価雑音量子数 (NEQ: noise equivalent quanta) は、画像の粒状性を示す指標。単位面積当たりのX線量子数を表す値。NEQ値は、高いほど画像を構成する単位面積当たりのX線量子数が多いことし、画像の粒状性が良いことを意味す。

の光拡散の影響により、高周波信号の劣化が生じているため、周波数に依存せずに加算をおこなうと、高周波領域のS/Nが低下する。

一方、低周波側の信号は、表面画像とほぼ同程度の信号強度を有していることがわかっており、低周波領域では表面と裏面の加算割合を50%の比率で加算している。これにより、両面集光型CRシステムでは、X線の利用効率が向上している。

Fig.3に片面集光型CRシステムと両面集光型CRシステムのNEQの比較を示す。Fig.3のグラフに示すように、全ての周波数帯域に対して、両面集光型CRシステムは、片面集光型CRシステムよりも高いNEQ値を示し、粒状性が良好している。

両面集光型CRシステムによる被ばく低減

両面集光型CRシステムは、従来の片面集光型CRシステムよりも粒状性を改善する効果が期待できるが、別の見方をすれば両面集光型CRシステムの粒状性改善効果を被ばく線量の低減に用いることが可能であると言える。

両面集光型CRシステムによる被ばく低減効果の可能性を探るため、コントラストノイズ比(CNR: contrast noise ratio)を用いて、比較検討をおこなったので報告する。

CNRは、画像のコントラストがノイズに埋もれることなく、識別できるかを評価する指標であ

り、以下の関係式によって算出される(Fig.4)。

今回は、3歳児ファントムを用いて、胸部撮影での被ばく低減効果について検討した。

検討に用いた機材、撮影条件をTable 1に示す。実験では、3歳児ファントムの胸部のX線吸収量と等価となるアクリル厚を計測し、求められたアクリル厚の間に信号源となるCNRファントムを挟み込んでCNR計測用の画像を取得した。実験に用いた幾何学的配置をFig.5に示す。また、実験は以下に示す5段階の手順に沿って実施した。

(1) 基準撮影線量の決定

胸部撮影の基準線量を決定するため、スクリーン/フィルムシステム(システム感度360)を用いて、

Table 1 実験機材と撮影条件

X線装置	東芝社 KXO-80G
スクリーン	HR6
フィルム	SHR-S
CR読取装置	FCR PROTECT CS
イメージングプレート	ST-VI(片面集光型CR) ST-BD(両面集光型CR)
線量計	QA Multi-O-Meter 303
CNRファントム	アクリル製(自作) 1cm厚
管電圧	60kV
照射線量	3.2mR ~ 11.8mR
撮影距離	100 cm
焦点サイズ	0.6mm

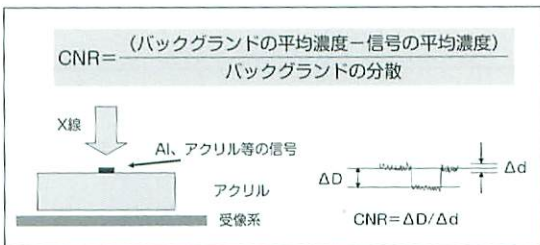


Fig.4 コントラストノイズ比の算出

コントラストノイズ比(CNR)は、画像内の一様露光されたバックグラウンド領域の分散値(ざらつき)と信号として用いた被写体とのコントラストの比で表現され、バックグラウンドのノイズと信号源とのコントラストの比で計算される。CNR値は、大きいほどノイズの影響を受けずコントラストが維持されていることを表す。

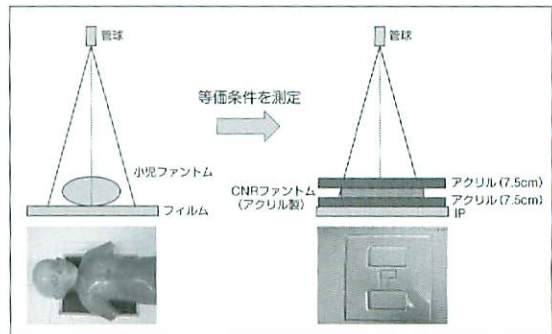


Fig.5 CNR測定のための実験配置図

CNR測定用の信号源として、自作のアクリル板を用いた。アクリル板は1cmの厚みがあり、中央部に2cm×2cmの大きさで、深さの異なる溝が3つ存在する。各溝は、3mm、6mm、9mmの深さである。

3歳児ファントムを撮影し、横隔膜濃度が0.7となる撮影線量を求め100%線量とした。基準濃度に横隔膜濃度を用いた理由は、X線画像において粒状性が目立つ領域は、X線吸収量の多い領域(X線像としては白く表現される領域)のためである。

今回の実験では、60kVの線質において、11.8mRの照射線量が横隔膜濃度0.7となる100%線量となった。

(2) 測定用撮影条件の決定

照射線量を100%線量から12.5%線量まで変化させながら、胸部ファントムを片面集光型CR用IPで撮影し、幼児胸部撮影用条件でCR処理をおこなった。この際、CR装置が算出した画像感度(S値)と画像ラチチュード(L値)を記録した。

(3) 胸部ファントム等価アクリル厚の計測

100%線量の撮影条件を用いて、アクリル板をスクリーン/フィルムシステムで撮影を行い、フィルム濃度が0.7となるアクリル厚を求め、胸部ファントムの横隔膜領域と等価なX線吸収量を持つアクリル厚とした。

今回の計測では、アクリル厚15cmで、3歳児ファントムと等価なX線吸収量となった。

(4) CNR測定用画像の取得

計測された胸部ファントムと等価なX線吸収量を示すアクリルの間に、CNR測定用のアクリル製ファントムを挿入しFig.5に示す幾何学的配置を構成した。

測定用撮影条件の項目で決定した撮影条件を用いて、片面集光型CR用IP(ST-VI)と両面集光型CR用IP(ST-BD)で撮影をおこない、幼児胸部撮影用処理条件でCR処理をおこなった。実験に用いた両面集光型CRシステム(FCR PROTECT CS)は、両面集光型CR用IPを処理する場合は、両面集光型CRシステムとして処理をおこない、片面集光型CR用IPを処理する場合は、片面集光型CRシステムとして、処理を自動切り替えて動作する装置である。

各照射線量(11.8mR~3.2mR)で撮影したCR画像の画像感度(S値)と画像ラチチュード(L値)は、アクリル板の評価結果を示す値になっており、胸

部ファントムを撮影した際に得られる正しい値とは異なっている。そのため基準線量の決定の際に得られた、各照射線量における画像感度(S値)と画像ラチチュード(L値)に各画像の値を修正し、CNR計測のためのサンプル画像とした。得られた各照射線量の画像は、DICOM出力にて、デジタル画像データとして取得した。

(5) CNR値の算出

上記の手順によって得られた両方式の各照射線量に対するCNR値をFig.4に示す関係式を用いて、計算をおこなった。画像データの計算には、Image J Ver.1.34 (National Institutes of Health, USA)を用いた。

今回の検討で得られた照射線量に対する片面集光型CRシステムと両面集光型CRシステムのCNR値の結果をFig.6に示す。今回の検討では両面集光型CRシステムを用いることで、CNR値が30%向上する結果を得た。片面集光型CRシステムと同等のCNR値を得るには、両面集光型CRシステムでは、50%の線量となった。Fig.7に両面型CRシステムの適用例を示す。

カテーテルの描出と画像処理

新生児・未熟児の治療では、Table 2に示すように、非常に径の細いカテーテルが使用される。

その一方で、デジタル画像は、画素と呼ばれるマトリックスで画像が構成されており、画素の大

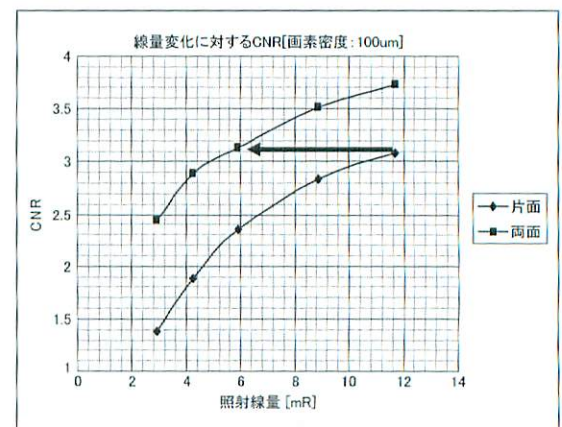


Fig.6 10mm厚における照射線量に対するCNR値

きさよりも小さな構造物を表現することは不可能である。現在製品化されているCRシステムの画素サイズは、メーカーにより異なり、50～200 μ mと様々である。

細径カテーテルのように低コントラストで極細の構造物を描出するためには、小さな画素サイズで処理をする必要があるが、画素が小さくなると1画素の中に入射するX線量子の数も減少するため、画像の粒状が悪化し、ノイズの中に構造物が埋もれてしまう可能性が高くなる。そのため、細径カテーテルのような構造物を描出するには、画素サイズと共に高感度で受光できることが重要となる。

カテーテルの位置を確認するためには、胸腹部撮影のようにX線吸収差の大きな領域での視認性を向上するために、画像ラチチュードを広くして表現すると良い。しかしながら、画像ラチチュードを広くすると被写体コントラストが低下する。そこで、周波数強調処理を用いることで、低下した被写体コントラストを改善することができる。

周波数強調処理の画像処理条件は、メーカーによって異なっているが、各社とも周波数強調処理の対象となる周波数帯域をコントロールするパラメータを用意している。細径カテーテルに代表される細いカテーテルを描出するには、以下の3点を考慮した画像処理条件で処理をおこなうと良い。

カテーテル描出のための画像処理のポイント

- (1) 画像ラチチュードを広くするために画像の階調特性をリニア階調にする。
- (2) 周波数強調処理の周波数帯域を高周波に設定する。
- (3) 周波数強調処理の強調強度を強めに設定する。

富士フィルム社製CRシステムでのパラメータ例をTable 3およびFig.8に示す。

まとめ

今日では、一般撮影検査においてCR方式とFPD方式が普及しているが、デジタル化によるメリッ

Table 2 細径カテーテルのサイズ

ルーメン	サイズ	外径	内径
シングル	29G	0.38mm	0.22mm
	25G	0.58mm	0.35mm
ダブル	25G	0.55mm	—

Table 3 カテーテル描出用画像処理条件例

処理名	パラメータ
階調処理	1.0 A 1.60 0.00
標準周波数処理	6 R 6.0 A J 0.0
マルチ周波数処理	E R 6.0 A J 0.0

*標準周波数処理とマルチ周波数処理は、どちらか一方を選択する。



Fig.7 両面集光型CRシステムの使用例
新生児慢性肺疾患：50kV 1mAs



Fig.8 カテーテル描出例

トとして、従来のフィルム/スクリーンシステムのように濃淡陰影を中心とした画像と、今回紹介したカテーテル描出に適した画像を、目的に応じて切り替えて利用できる点が挙げられる。

今回は小児領域のCRシステムの最適化というテーマで、両面集光型CRシステムによる被ばく低減効果とCRシステムを用いたカテーテル描出の画像処理について紹介した。小児撮影における被ばく管理、カテーテル等の位置確認の検討において、一助となれば幸いである。

●文献

- 1) 富士フィルム株式会社：FCR画像処理解説書。2002, p10-12.
- 2) 富士フィルムメディカル株式会社：FCR画像処理解説書Ⅱ。2006, p1-6.
- 3) 小久保 忠：両面集光方式・標準型IPによるNICU胸腹部ポータブル撮影について。日本放射線技術学会東京部会誌 2007；102：51.
- 4) 宮里謙一：低線量幼児股関節撮影技術の構築。日本放射線技術学会東京部会誌 2007；102：57.

特集 最新の画像診断法とその応用～機器メーカーによる最新情報～

6. FPD搭載X線装置の小児への応用と可能性

小田和幸

株式会社日立メディコ XR戦略本部

The application and the possibility for the pediatric examination by the X-ray equipment with flat panel detector

Kazuyuki Oda

X-Ray business Marketing Division, Hitachi Medical Corporation

Abstract

In the case of pediatric examination using X-ray equipment, it is necessary to consider lowering the amount of exposure as much as possible. Furthermore, the X-ray equipment has to provide high diagnostic performance. In order to fulfill these requirements a new X-ray detector which is more sensitive than the conventional one is needed. The Flat Panel Detector (FPD) which has recently been produced is expected to be a next generation X-ray detector. The latest X-ray equipment with this FPD mounted provide us with many advantages, for example reduction of the exposure to X-ray radiation, high image quality, and examination in a comfortable environment, by using new image processing and peripheral technology.

Keywords : FPD, X-ray, Reduction radiation dose

はじめに

医用画像診断装置の歴史は、1895年レントゲン博士によるX線の発見から始まった。その後、核医学装置、超音波装置、X線CT (Computed Tomography) 装置、MR (Magnetic Resonance) 装置など新しいモダリティが開発されてきた。この100年における医用画像診断装置の発展・普及には目覚ましいものがあり、今では、医療を行なう上で必要不可欠なものとなった。

その反面、それぞれのモダリティには特有の短所を合わせ持つ。なかでも、X線を利用する装置では被検者や術者に放射線障害のリスクがある。特に、小児は活発な成長期にあり生殖腺の感受性が高いため、X線防護や低被ばく化のための様々な取り組みが必須である。術者については被写体

ではないこと、大人であることなどからX線防護の方策はいろいろ考えられるが、患児は直接X線の被ばく対象であるためできる限り被ばく量を少なくすることが必要である。しかし、X線条件を下げると画質も落ちるため、被ばくのリスクを負う以上のメリット(診断価値)を提供できなければならぬ。

一方、1980年代初頭より、撮影画像のリアルタイム表示や画像ネットワークの普及などからX線装置のデジタル化が急速に進んできた。これに対応するX線検出器として、透視撮影装置ではII/CCD (Image Intensifier/Charge Coupled Device)、一般撮影装置ではCR (Computed Radiography) 装置におけるIP (Imaging Plate) により実現しており、現在でも広く使われている。2000年代に入るとさらなる高画質化・低被ばく化・小型化のため、

FPD (Flat Panel Detector: X線平面検出器) が実用化され、これを搭載した多くのX線装置が製品化されてきた。

新しいX線検出器であるFPDを搭載した最新のX線装置が、画像処理技術やシステムを構成する各ユニットでの対応を含め、小児検査においてどのように有用であるかについて報告する。

X線装置およびX線検出器の経緯

X線装置は幅広い臨床目的で使用されており、主に透視撮影装置と撮影専用装置に大別される。本項では、X線装置のタイプとそれぞれにおける臨床ニーズ、およびそれらのニーズを満足させる技術の開発動向について述べる¹⁾。

1. 透視撮影装置

透視撮影装置は上部下部消化管検査用のいわゆるX線テレビ装置と、心臓カテーテル検査用および心臓以外の血管造影検査用の循環器検査装置、外科用透視撮影装置に大別される。いずれも、静止画としての撮影画像および連続的なX線照射により被写体の動態画像を得るための装置である。ここでは主にX線テレビ装置について述べる。

X線テレビ装置は造影剤による上部下部消化管検査を行なうための装置として、1960年代にはほぼ現行製品の基本スタイルが完成されていた。同様に、循環器検査装置も1960年代から製品化されていたが、1980年代初頭にDSA装置が開発され、撮影像のリアルタイム表示が実現された。このDSA (Digital Subtraction Angiography) 装置の普及とともにIVR (Interventional Radiology) 手技も普及してきた。

一方、上部下部消化管画像は空間分解能と濃度分解能の点で、DSA画像に比べて高いレベルを要求されることからデジタル化が遅れた。1990年代初頭、走査線数が2000本の高分解能X線テレビカメラが開発され、さらに超高精細I.I.の開発とともにX線テレビ装置に搭載され、いわゆるDR (Digital Radiography) 装置として製品化された。

I.I.の原理・構造は、入射されたX線を光に変換し、光子を加速し、2次蛍光面に集束・衝突させて明るく発光させるものである。このため内部は真空となっており、容器は円筒型、かつ入射面

は球面状になっている。また、画像の拡大率を大きくするため、入射面の視野を小さくすると、一定の輝度を確保するためにX線照射量を増やす必要がある。I.I./CCDの特徴を以下にまとめる。

- (1) 視野が円形となり、四隅は画像が欠ける。
- (2) 透視像および撮影像は2次元平面に投影されるため、視野中央部と周辺部の間で歪と輝度差が生じる。
- (3) 2次蛍光面で画像が滲む。
- (4) 検出器の容積が大きい。
- (5) 視野サイズを小さく(拡大率を大きく)するとX線照射量が増える。
- (6) 視野サイズを小さく(拡大率を大きく)すると空間分解能が上がる。
- (7) I.I.は経時的に輝度が低下する。

2. 撮影専用装置

撮影専用装置には、一般撮影装置、移動型X線撮影装置(回診車)、乳房撮影装置が含まれる。これらは、静止画として高精細な撮影画像を得るための装置である。

撮影専用装置における臨床ニーズは、やはりデジタル化である。従来、撮影画像は増感紙とX線フィルムで可視化していたが、X線フィルムでは現像という工数が発生する。その手間、現像機の管理および運用に関する手間とコストを削減したいという要望が高まってきた。さらに、インフラストラクチャとして画像ネットワークの普及もデジタル化の加速要因である。これに対し、1980年代初頭に製品化されたCR装置がデジタル化を実現した。

IPと呼ばれる新しい2次元センサに蓄積されたX線照射エネルギーはCR装置で読み出され、画像化される。読み出した後のIPは蓄積されたX線照射エネルギーを消去する必要がある。このため、撮影ごとに読み出しと消去の手間と時間を要する。IP (CR装置)の特徴を以下にまとめる。

- (1) カセット撮影が可能である(従来の撮影法を適用できる)。
- (2) カセットの交換が必要である。
- (3) IPの消耗などの管理に関する配慮が必要である。
- (4) 撮影後、画像が表示されるまでに時間を要するため、高速のくり返し撮影に制約がある。

X線平面検出器 (FPD) について

透視撮影装置ではI.I./CCD、撮影専用装置ではIP (CR装置) によりデジタル化を実現したが、高画質、低被ばく、高操作性の観点から、従来の短所を克服すべく次世代のX線検出器への期待が高まってきた。本項では、新しいX線検出器であるFPDについて述べる。なお、FPDは透視撮影装置に搭載する動画対応型と撮影専用装置に搭載する静止画用の2種類があるが原理は同じである。

1. 原理

FPDはX線の強弱を電気信号に変換する機能を持ち、直接変換方式と間接変換方式がある。

1) 直接変換方式 (Fig.1)

検出器に入射されたX線の強弱を電気信号の強弱に直接変換することから直接変換方式と呼ばれている。これは、非晶質セレン (a-Se) などの半導体膜の特性を利用してX線情報を直接電気信号に変換する方式である。半導体膜を挟んだ電極の間に10kV程度の高電圧を印加することにより半導体膜から生成された電荷を直接電極に吸収し電気信号を得る。このため、高いMTF (Modulation Transfer Function) 特性が得られる反面、S/N (Signal to Noise Ratio) 特性は低いと一般的に言われている。

2) 間接変換方式 (Fig.2)

本方式の基本的な原理はI.I./CCDと同じである。即ち、ヨウ化セシウム (CsI) などの蛍光体をX線入射面に持ち、X線の強弱を光の強弱に一時的

的に変換する。その後、フォトダイオードで光の強弱を電気信号に変換する。X線情報から電気信号を得るために光を介するため間接変換方式と呼ばれている。間接変換方式は光を介させることにより高いS/N特性が得られる反面、MTF特性は低いと一般的に言われている。

2. 性能

FPDの性能の指標として、①空間解像度を見るMTF特性、②ノイズを見るS/N特性、③画像化できる入射X線量を見る入出力特性、がある。

ここで、高解像度を得るためには1画素のサイズを小さくする必要があるが、画素が小さくなると画素に入射されるX線量が少なくなるため感度が落ち、S/Nが悪くなる。MTF特性とS/N特性は相反する関係にあり、全体の性能バランスがFPDのキーポイントである。本項では、動画対応型FPDを例にとりて各特性について述べる。

1) MTF特性

MTF特性をFig.3に示す。1 lp/mmで約65%、2 lp/mmで約30%のMTFを実現している。また、2×2画素加算モードでは1 lp/mmで約55%のMTFであるが、毎秒30画像の画像収集を実現している。

2) S/N特性

透視S/N特性をFig.4に示す。透視はFPDへの入射線量が少ないため、特に被写体の厚い低線量域でのノイズ特性に課題を有している。しかし、様々な画像処理によりI.I./CCD同等以上の高画質な透視像を表示している。なお、撮影S/N特性はI.I./CCD同等である。

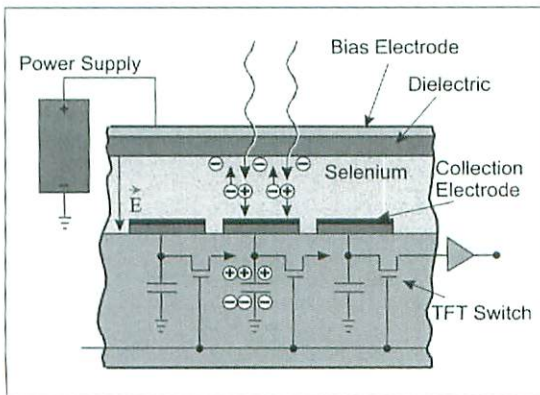


Fig.1 直接変換方式 FPD の原理

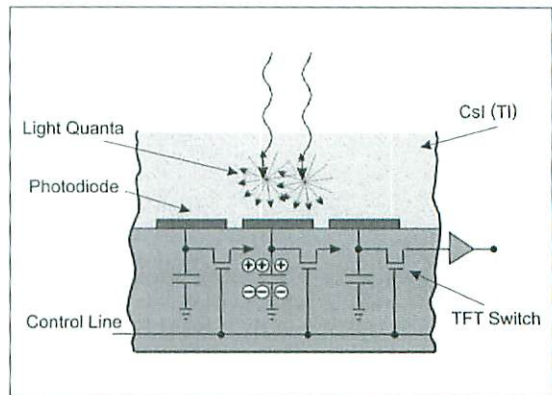


Fig.2 間接変換方式 FPD の原理

3) 入出力特性

入出力特性をFig.5に示す。I.I./CCDでの最大入射線量が約1mRであるのに対し、FPDへの最大入射線量は約4mRまでカバーできる。このため、一般撮影にも対応できる性能を有しており、被写体が薄い部位から厚い部位までを画像化でき、高い診断能を提供できる。

3. 被ばく線量

静止画用FPDの製品化は1998年、動画対応型は2000年であった。その後、I.I./CCD装置やCR装置との被ばく線量に関する臨床上またはファントム実験による性能比較が多く施設で行なわれてきた。その報告書によると、それぞれのタイプのFPDにおける被ばくに関し、ほぼ以下の傾向が見られる。

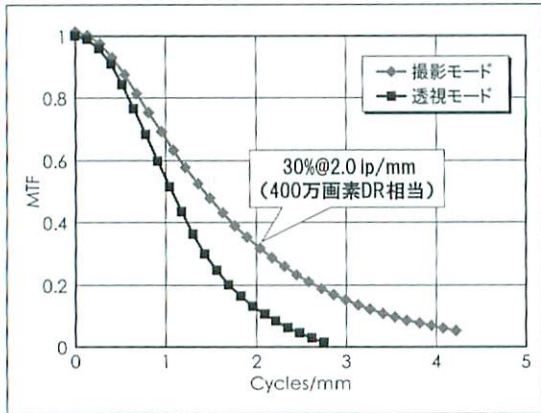


Fig.3 動画対応型 FPD MTF 特性の1例

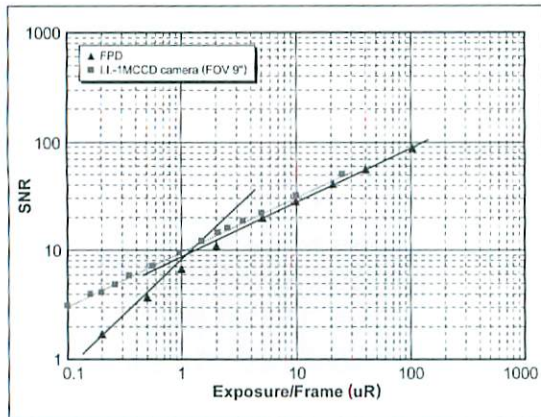


Fig.4 動画対応型 FPD S/N 特性の1例

- ・動画対応型FPDはI.I./CCDと比較して、若干被ばく低減するものの期待以上ではない^{2,3,4)}。
- ・静止画用FPDはIPと比較して、画像情報を損なうことなく大幅に被ばく低減する(低減率は最大60%程度)^{5,6,7)}。

4. 操作性

操作性の指標として、視野サイズと取り回しを挙げる。

1) 最大視野サイズ

現在製品化されているFPDのサイズは、動画対応型、静止画用を含めているいろいろある。

いずれのタイプでも43cm×43cmサイズが最大サイズである。

2) 取り回し

静止画用FPDでは、近年、取り回しのよい長いケーブルを有する可搬型FPDが製品化されてきた。さらに、このケーブルが脱着できるタイプや、ケーブルレス(無線方式)のものも製品化されてきた。これらの可搬型FPDは撮影専用装置に搭載し、従来のカセット撮影と同様の使用が可能となる。

小児検査におけるX線装置の最新技術

小児は知能、精神および身体の点で成長過程にあるため、X線装置による検査を行なう上で様々な配慮が必要となる。小児は、言い聞かせることが困難、環境の変化に対する順応性に乏しい、などを認識して検査を行なうこと、そして何よりもX線に対する感受性が高いことに充分注意しなけ

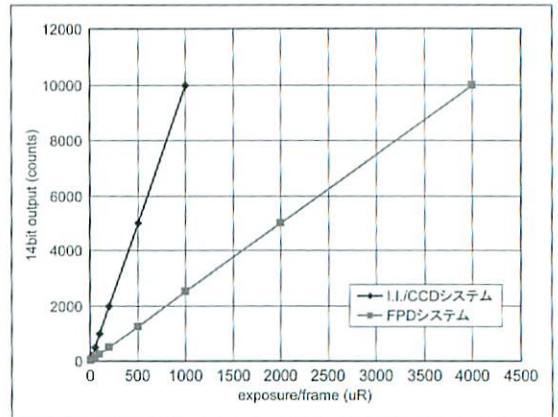


Fig.5 動画対応型 FPD 入出力特性の1例

ればならない。

本項では、小児検査特有の留意点に対応したX線装置の最新技術について述べる。

1. X線装置から見た小児検査の留意点

小児がX線検査を受ける際、以下の点に留意する必要がある^{8,9)}。

- (1)被ばく防護をすること、および被ばく量をできる限り少なくすること。
- (2)体動を抑制すること。
- (3)不安や緊張感を取り除き、泣かせず、平静な状態とすること。
- (4)患児の急激な容態変化に備えて、回診時の撮影であってもできるだけ早急に画像を見る必要がある。

2. X線装置の最新技術

前項の留意点に対応したX線装置の最新技術を透視撮影装置と撮影専用装置に分けて述べる。

1) 透視撮影装置 (Fig.6)

(1)低被ばく化

①FPD搭載

- ・高感度かつ高S/NのX線検出器による少ないX線量での検査が可能
- ・矩形かつ大視野により必要な領域を1回の撮影でカバーできる

②パルス透視

- ・1フレーム当りの画像が良好であるため位置決めのための透視像を診断用利用できる

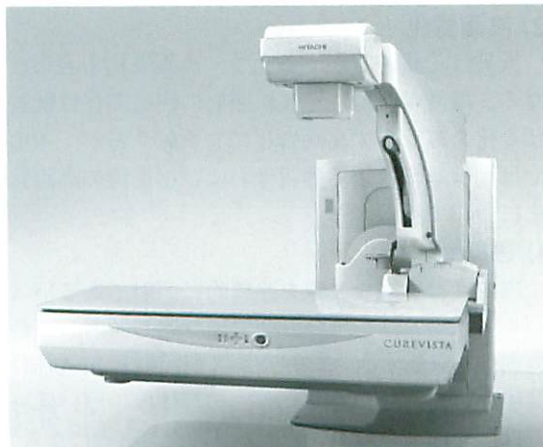


Fig.6 動画対応型 FPD 搭載透視撮影装置の1例

- ・パルス透視のレートを調整できるため被ばくを抑える
- ・X線パルス波形の立下りを急峻にすることで無効被ばくを無くす

③透視記録

- ・透視像をハイビジョンモードでデジタル録画
- ・音声とともに撮影風景や内視鏡画像などと Picture in Picture 録画することにより検査後に総合的な診断が可能

④画像処理

- ・少ないX線量でも透視像や撮影像を高画質化する様々な技術 (例: リカーシブフィルタ処理, ダイナミックレンジ圧縮処理など)

⑤アームの2次元移動

- ・嚙下造影検査時、アーム移動のみで位置決めできるため、位置決めのための透視が不要

⑥可変S.I.D. (Source-Image Distance)

- ・X線管球焦点～X線検出器距離を長くすることで低被ばく化と高画質化を実現する

⑦グリッド

- ・グリッドが脱着できることにより低被ばく化をサポートする

⑧付加フィルタ

- ・画像に寄与しない軟X線を吸収する

(2)計測

①FPD搭載

- ・距離や角度、狭窄率などの計測において、FPDは歪がないため精度の高い計測が可能

(3)ケアのしやすさ/アクセス性

①テーブル周囲のワークスペース

- ・特にテーブル奥に広いワークスペースを確保し、検査中のリスクに対応する

②テーブル端で検査可能

- ・テーブル端で透視・撮影ができるため検査環境と検査効率が向上する

(4)安心感

①テーブル固定

- ・視野の任意方向への移動時でもテーブルが固定されているため、患児がテーブルに手を扶むリスクがない
- ・視野の横移動時でもテーブルが固定されているため患児が動くことなく、安心感を与えられる

- ・点滴スタンドなどの器材とテーブルが干渉することがない

2) 撮影専用装置 (Fig.7)

(1) 低被ばく化

① FPD 搭載

- ・高感度かつ高S/NのX線検出器による少ないX線量での検査
- ・撮影から画像表示までの時間短縮により検査時間を短縮できる
- ・ポータブル化により、従来のカセット撮影に対応可能

② 画像処理

- ・少ないX線量でも撮影像を高画質化する様々な技術(例: ダイナミックレンジ圧縮処理, マルチ周波数処理など)

(2) 回診撮影画像

- ・回診車に FPD や CR 読取り機を搭載し、撮影した現場で画像を確認できる
- ・撮影オーダおよび撮影画像は無線ネットワークで送受信できるため、離れた場所にいる主治医の判断を得て、その場で再撮にも対応可能

今後の可能性

小児X線検査において、今後、求められることは、安全性や検査効率の向上も重要であるが、①低被ばく化、②高画質化、に集約される。各項目について今後の展開について検討する。



Fig.7 静止画用 FPD 搭載撮影専用装置の1例

1. 低被ばく化

低被ばく化を実現するためには、①信号成分として必要な1次X線の低減、②ノイズ成分としての散乱線の低減、に分けられる。

1) 1次X線の低減

1次X線量が同じであれば、X線検出器の感度が高い方が画像のS/Nは良好となる。したがって、1次X線をできる限り低減するためには、X線検出器のX線感度を高める必要がある。上記したように、現行 FPD の透視 S/N 特性は低線量域で ILI/CCD よりも劣っている。これは、FPD の各画素からデータを高速で読み出すときに発生する電子回路ノイズが主な要因である。今後、電子回路ノイズを大幅に低減する技術開発が望まれる。

2) 散乱線の低減

散乱線は、画像化のために必要な1次X線が被写体やその他の物体に当たって方向を変えて発生する2次X線である。散乱線は、本来、不要なX線であり、患児や術者、介添者に対してはX線被ばくとなり、X線検出器に入射されれば画質劣化の原因となる。

散乱線を低減するには、①グリッド法、②グレーデル法その他、③圧迫により被写体厚を薄くする、④視野を絞ることが必要である。ただし、グリッド法では入射X線量を増やす必要があること、グレーデル法では拡大による画像ボケが発生すること、などの影響がある。そこで、効果的な方法として、視野を任意形状で必要最小限に設定できるX線絞りの開発に期待したい¹⁰⁾。

2. 高画質化

低被ばく化を実現する上で、高画質化も必須となる。散乱線の除去やX線照射の短時間化は低被ばく化のみならず高画質化にも貢献するが、本項では画像処理による透視像および撮影像の高画質化について検討する。

1) 透視像

透視像は微弱なX線を連続的に照射、あるいはパルス状のX線を短い周期で繰り返し照射して動態画像を収集する。このため、X線照射量(mAs値)は撮影に比べて少なくなり、被写体厚の厚い部分では信号成分が減り、ノイズが目立つようになる。このノイズは、電子回路ノイズとX線量子ノイズ

が含まれている。電子回路ノイズは前項に述べたようにハードウェア技術の開発がキーポイントとなるが、量子ノイズはオブジェクトとノイズをリアルタイムに見分けてノイズだけを低減する、などの手法の実用化が期待される¹¹⁾。

2) 撮影像

乳幼児に対する撮影では低いレートで収集したパルス透視からキャプチャした画像でも診断能は確保できる。学童に対しては、X線条件を制限した撮影が必要となるが、このとき、以下の点に配慮できる機能が望まれる。

- (1)胸部や腹部撮影に際し、呼気または吸気のタイミングに同期して撮影できる
- (2)誤嚥した異物を自動的に判断するCAD (Computer Aided Diagnosis)機能
- (3)腹部撮影時に臓器や石灰化の特定が行なえる高い濃度分解能の確保
- (4)微小な骨折を表現できる高い空間分解能

まとめ

X線装置による小児検査において、X線被ばくをできる限り抑えることと診断に供される画質を確保することの両立が必須であり、そのための最新技術について述べた。この相反する命題を実現するために、高効率のX線検出器と画像処理技術がキーとなる。近年、製品化された次世代のX線検出器であるFPDを搭載した装置は、透視撮影装置に使用される動画対応型と撮影専用装置に搭載される静止画用があり、新しい画像処理技術や周辺技術の開発とともに、従来のX線装置を越える性能を有している。

被ばく低減と高画質化はX線装置における永遠のテーマであり、様々な方向から検討を加え、メディカルとエンジニアが密接に連携して技術開発を継続的に進めなければならない。

●文献

- 1) 特許庁総務部技術調査課技術動向班：医用画像診断装置に関する特許出願技術動向調査報告。平成15年5月8日。
- 2) 山口可南子，古東正宜，根宜典行，他：FPD搭載型心血管撮影装置の使用経験－II.システムと比較して－。日本放射線技術学会近畿部会 2006：第49回学術大会抄録 No.23。
- 3) 鈴木新一，荒井 剛，山田文夫，他：FPDシステムとII.におけるPCI時の入射皮膚線量の比較検討。日本放射線技術学会東北部会雑誌 2008；17：196-197。
- 4) 金子 満，成田信浩，水沢康彦，他：循環器領域におけるFPDとII./CCDの比較－各世代間の線量比較(第1報)－。日本放射線技術学会東北部会雑誌 2004；13：74-76。
- 5) 鈴木辰也，増子昌宏，小島正徳，他：CRとFPDの線量比較及びFPDのQC管理について。日本放射線技術学会東北部会雑誌 2005；14：172。
- 6) 中島麻美子，村井雅美，大瀬俊一，他：骨盤計測撮影におけるFPDを用いた被ばく線量低減の試み。日本放射線技術学会近畿部会 2006：第49回学術大会抄録 No.10。
- 7) 佐々木喬，稲見清和，浅野茂夫：FPDの基礎特性。日本放射線技術学会東北部会雑誌 2006；15：172-173。
- 8) 曾根原純子：当院における小児単純X線撮影マニュアルより良い画像を提供するために－。日本放射線技術学会雑誌 2003；59：268-276。
- 9) 日本摂食・嚥下リハビリテーション学会：医療検討委員会嚥下造影の標準的検査法 作成に当って。日摂食嚥下リハ会誌 2004；8：71-86。
- 10) 吉野潤一：小児における撮影線量の考え方－当院における被曝線量低減方法について－。第29回日本小児放射線技術研究会 2006；シンポジウム。
- 11) 鈴木克己，重村宗作：X線TV対応透視ノイズ低減フィルタの開発。第66回日本放射線技術学会総合学術大会 2010；抄録。

総説

第7回日本小児放射線学会教育セミナー「先天奇形と正常変異を見極める」より

中枢神経の先天奇形

小西淳也

神戸大学大学院 医学研究科内科系講座 放射線医学分野

Congenital malformations of central nervous system

Junya Konishi

Department of Radiology, Graduate School of Medicine, Kobe University

Abstract There are many congenital malformations in the central nervous system (CNS) which can be visualized clearly on brain MRI. However, it is not easy to understand their complex developmental processes. For approaching congenital malformations, it is vital to have some knowledge of the basic principles underlying CNS development. In this review, I describe the MRI findings of the major malformations with an outline of CNS development to make their processes more easily understood.

Keywords Congenital malformation, Brain MRI

はじめに

中枢神経の先天奇形と正常変異を理解するには発生学的知識が不可欠であり、小児を主としない画像診断医には敷居が高いように思われる。中枢神経にはたくさんの先天奇形があるが、基本的な発生学的知識を踏まえて、代表的な先天奇形の成り立ちをよく理解すれば、どのような先天奇形の画像に出会ったとしても読み解くことができるかもしれない。本稿は、中枢神経の代表的な先天奇形について、第7回日本小児放射線学会主催の教育セミナーにて行った教育講演を総説としてまとめたものである。

器官形成期

胎生第3週～8週を器官形成期といい、この時期に環境因子や遺伝因子により大部分の奇形が生じる。

第3週：原腸形成が起る。これは3胚葉つまり外

胚葉、中胚葉、内胚葉という体の基本構造ができる重要な過程である。この時期に脊索が形成され軸骨格の基礎となる他に、神経管の誘導にも関与する。

第4週：3胚葉のそれぞれが、特有な組織と器官系を形成していき、外胚葉から神経管が形成される時期である。

第5週以降：脳胞形成(分割)や神経細胞移動により脳が形成されていく。

神経管閉鎖障害

1. 神経管形成 (Fig.1)

神経管ができる過程。胎生第4週に完成する。脊索は、その上にある外胚葉に働きかけて神経板を誘導する。この神経板の正中部は陥凹して神経溝となり、その両側は隆起して神経ヒダとなる。神経溝の外側壁は中央で融合して神経管が形成され、残りの外胚葉は体表外胚葉となる。

2. 二分頭蓋・二分脊椎

神経管の両側に並ぶ中胚葉由来の分節的組織塊を体節といい、筋板(筋組織)、椎板(軟骨と骨)、皮板(真皮と皮下組織)を生じる。正常では発生第4週中に椎板の細胞が脊髄と脊索の両方を取り囲

み、脊柱が形成される(Fig.2)。

二分頭蓋・二分脊椎は、胎生期に神経孔の閉鎖が障害されることにより、中胚葉などの発達が障害され骨欠損を生じたものである。骨欠損部から内容物がいろいろな程度に逸脱する(Fig.3, 4)。

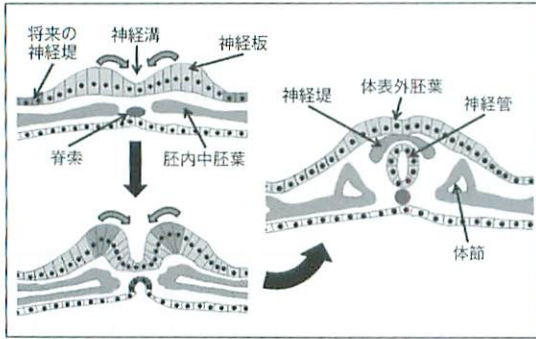


Fig.1 神経管形成の過程
(神戸大学大学院神経発生学分野 寺島俊雄先生のご厚意により“神経解剖学講義ノート 2006”を参考に作成)

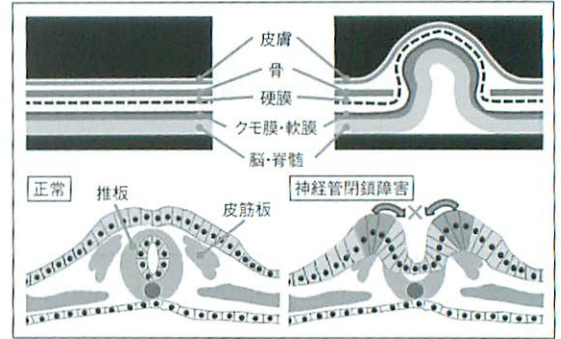


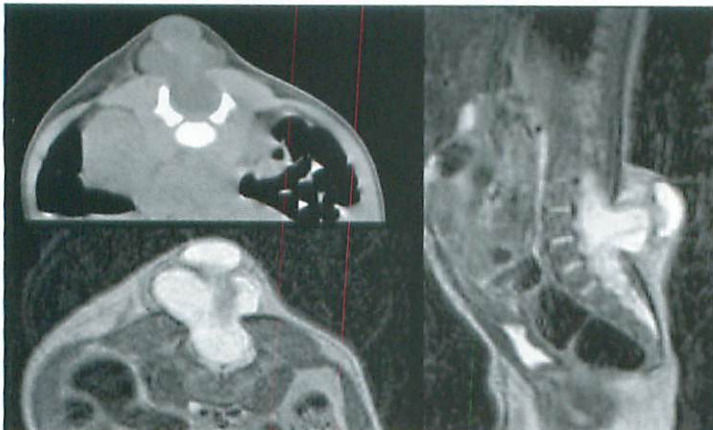
Fig.2 神経管閉鎖障害
(寺島俊雄“神経解剖学講義ノート 2006”を参考に作成)



a | b

Fig.3 嚢胞性二分頭蓋・髄膜脳瘤
a: 胎児MRI
b: 出生後MRI

後頭部の骨欠損部から、髄膜・髄液および脳組織が逸脱している。



a | b | c

Fig.4 嚢胞性二分脊椎・脊髄髄膜瘤
a: CT(腹臥位)
b: 軸位断T2強調像(腹臥位)
c: 矢状断T2強調像

CTで椎弓に骨欠損が認められ、同部から嚢胞様に組織が逸脱している。MRIでは、骨欠損部から髄膜および脊髄が逸脱しているのがよくわかる。(京都大学放射線医学講座 金柿光憲先生のご厚意による)

3. 先天性皮膚洞

神経管の末端が皮膚原基、つまり体表外胚葉から完全に分離できずに残ったもの²⁾。外観は、臀裂上縁よりも上方にある陥凹として認められる。皮膚洞は脊柱管内へ入り硬膜で終わるものや、さ



Fig.5 椎弓間軟骨結合の癒合不全



Fig.6 終糸脂肪沈着
a: 矢状断T1強調像
b: 軸位断T1強調像

らに硬膜管内に入り、終糸や脊髓円錐に終わるものがある。従って脊柱管内に感染を生じやすい。

皮膚陥凹いわゆるdimpleについては、臀裂内にあるのか、臀裂より上方にあるのかが重要になる。臀裂内にある場合は、通常尾骨先端レベルの陥凹であり、陥凹は浅く尾骨の背面で盲端となっており、底部も表皮で覆われている(sacroccygeal dimple, benign sacral pits)。従って脊柱管内構造との連続性はみられず、通常は治療の対象とならない。

4. 正常変異

椎弓間軟骨結合の癒合不全 (Fig.5)

正常変異の一つ。生下時には仙骨、尾骨はまだ完全な骨化が完成していない。第5腰椎、第1仙椎に高頻度に見られ、年齢とともにその頻度は減少する。

Terminal ventricle

正常変異の一つ。第5脳室ともいわれる。脊髓中心管の下端が拡大したもので、脊髓円錐や終糸の中の囊胞構造としてみられる³⁾。

終糸脂肪沈着 (Fig.6)

終糸の脂肪沈着ないし小さな脂肪腫は正常でもときに認められる。脊髓係留や神経症状を認めず、

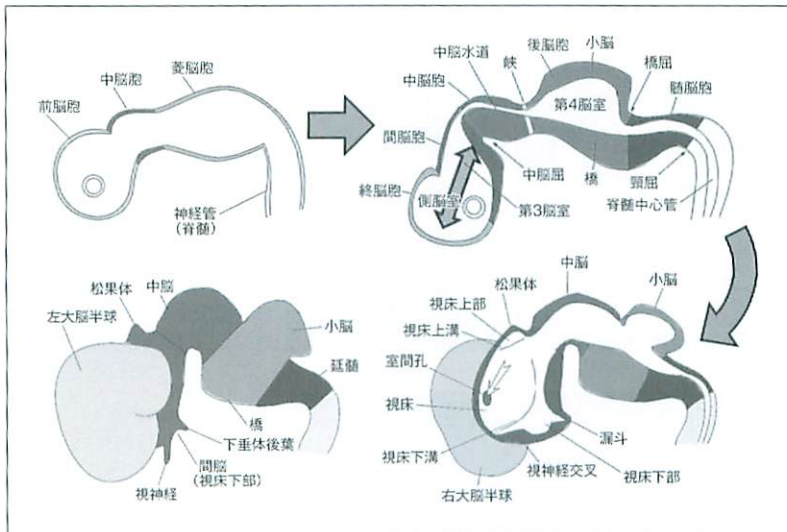


Fig.7 脳胞形成の過程
胎生第5週に、前脳胞は大きく変化する。前脳分割の誘導(腹側誘導)は、前脊索中胚葉の活性化による。
(寺島俊雄“神経解剖学講義ノート2006”を参考に作成)

MRIで脂肪沈着のサイズが2mm未満の場合は正常変異と考えてよい。

脳胞形成障害

1. 脳胞形成 (Fig.7)

神経管が閉鎖するころには、神経管の前端が急速に発達することにより脳屈が生じ、前脳胞、中脳胞、菱脳胞の3つの脳胞が形成される。胎生第5週頃には前脳胞から終脳胞と間脳胞が、菱脳胞から後脳胞と髄脳胞が生じ、5つの脳胞が形成される。胎生第5週頃に前脳胞は頭尾方向の分割により終脳と間脳に分かれる。この時期の終脳は、まだ半球の形をとらず、全球 (holosphere) と呼ばれるドーム状の形態を呈している。

全球の正中部は左右に分離しない終脳不対 impar で占められている。その後、傍正中部に左右2本の半球溝が出現し、半球分割が始まる。さらに分化が進むと、終脳半対 semipar に完全対 totopar と呼ばれる新しい組織 (皮質板) が形成される。完全対の発達により、終脳は左右2つの半球胞に分かれて発達する⁴⁾。

2. 全前脳胞症 Holoprosencephaly (Fig.8, 9)

胎生期に前脳が左右に分割しないか、その分割が不十分なために起る疾患群の総称。胎生期5～

6週にかけて、前脳胞が終脳胞・間脳胞に分化し、左右半球分割を来たす過程 (腹側誘導) での障害で生じる。終脳は左右に分離しない不対 impar の特徴を留めた全球の状態を示し、本来左右の“対”で発生する新皮質が左右に分離しない“不対”で発生した奇形である⁴⁾。

中枢神経系の腹側正中部の確立を制御する sonic hedgehog 遺伝子の突然変異や、コレステロール生成異常などが原因とされている。

形態的には左右の大脳皮質がつながった状態を呈す。重症度により alobar, semilobar, lobar type に分類される。顔面形成にも障害を来し、口蓋口唇裂、両眼窩距離の縮小や重症例では単眼症を伴う。

Alobar type : 最重症型

大脳半球の正中非分離、半球間裂・大脳鎌の欠損 (共通の形態的特徴)。第3脳室は形成されず、単脳室とそれに連続する dorsal cyst が形成される。基底核と視床は癒合し、脳梁は欠損する。重度の顔面奇形、小頭症を伴う⁵⁾。

Semilobar type

前頭部にて正中非分離がみられる。大脳半球間裂・大脳鎌は後部が部分的に形成される。第3脳室は不完全ながら形成されている。基底核・視床の分離は不完全で、正中で部分的に癒合している。

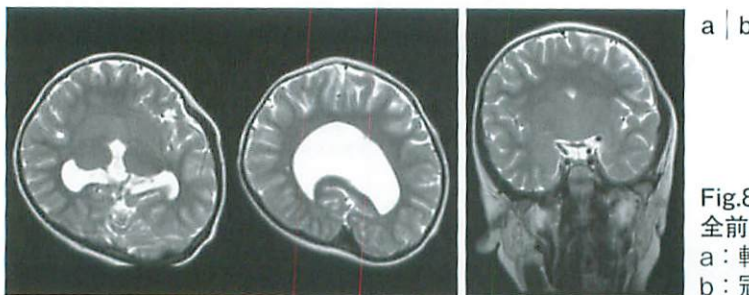


Fig.8
全前脳胞症 Semilobar type
a : 軸位断 T2 強調像
b : 冠状断 T2 強調像

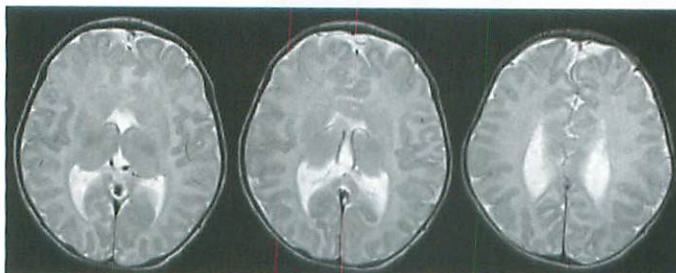


Fig.9
全前脳胞症 Lobar type
軸位断 T2 強調像
(京都大学放射線医学講座金柿光憲先生
のご厚意による)

脳梁膨大部の形成を認めるが、体部より前方が欠損する。

Lobar type : 最軽症型

前頭部の大脳半球間裂と大脳鎌の形成不全による前頭葉の部分的癒合。第3脳室は形成され、基底核・視床は分離している。脳梁は体部から膨大部にかけての形成が認められる。

3. Dandy-Walker 奇形

第4脳室と連続する後頭蓋窩嚢胞と、小脳虫部下部の完全または部分欠損を来す奇形をいう⁶⁾。さらに後頭蓋窩の拡大、静脈洞交会の挙上、小脳テントの高位が認められる。水頭症、脳梁形成不全の合併が多くみられる (Fig.10)。

胎生期の菱脳蓋板における前膜様部の発達障害によるとの説が現在有力である。胎生期の菱脳蓋板において前膜様部の退化が生じず、そのため同

部位が後方へ突出して第4脳室が嚢胞状に拡大する (Fig.11)。また、この嚢胞構造の存在が小脳虫部の形成を障害する。

小脳の形成を考えると、胎生第9週に発達中の小脳半球が正中線で融合することにより小脳虫部が発生する。融合は上方からはじまり、小脳半球の発達とともに虫部下部が形成されていく。従ってDandy-Walker 奇形では、小脳半球ではなく小脳虫部の形成不全を来し、特に虫部下部の形成不全が認められることが理解できる。

4. Dandy-Walker complex

Dandy-Walker complexは1989年に提唱された概念で⁷⁾、Dandy-Walker 奇形、Dandy-Walker variant、巨大大槽による後頭蓋窩嚢胞を明確に区別することは画像上困難であり、また他の先天異常を伴わない場合は区別することの臨床的意義は少ないの



a | b

Fig.10
Dandy-Walker 奇形
a : 矢状断 T1 強調像
b : 軸位断 T1 強調像

第4脳室と連続する後頭蓋窩嚢胞、小脳虫部下部の部分欠損がみられる。さらに後頭蓋窩の拡大、静脈洞交会の挙上、小脳テントの高位も認められる。

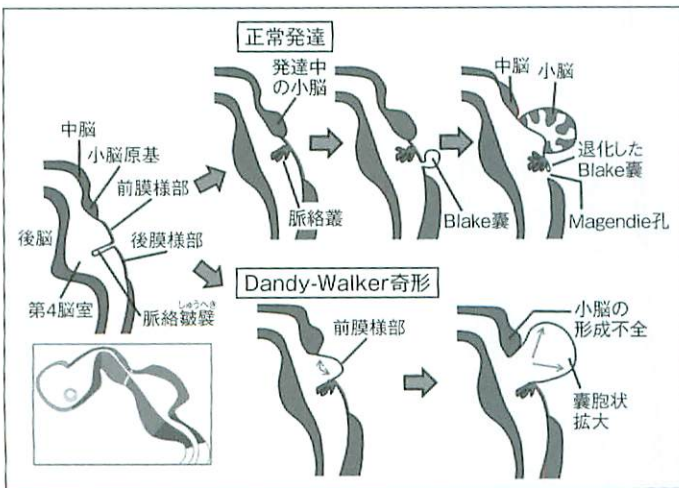


Fig.11
菱脳蓋板の発達

で、これらはまとめてDandy-Walker complexと呼ばれる。典型的な形態を呈すものは区別できるが、そうでないことも多く、特にDandy-Walker variantを区別するのがしばしば難しい。

Dandy-Walker variantとは、軽度の小脳虫部下部の低形成、第4脳室と連続する小さな憩室状の後頭蓋窩嚢胞を特徴とし、Dandy-Walker奇形でみられるような後頭蓋窩の拡張がないものをいう⁸⁾。Dandy-Walker奇形の軽度なものと解釈できるが、後頭蓋窩拡大や虫部低形成の程度に明確な指標がないため、しばしば診断が難しくなる。特に小脳虫部下部の低形成が明確でない場合は、後に述べる巨大大槽やBlake嚢嚢胞との区別は困難となる。

5. 後頭蓋窩に嚢胞を形成するもの Dandy-Walker variant (Fig.12)

軽度の小脳虫部下部の低形成がみられる。第4脳室と連続する小さな後頭蓋窩嚢胞(憩室状)を形成する。後頭蓋窩の拡大は認めない。

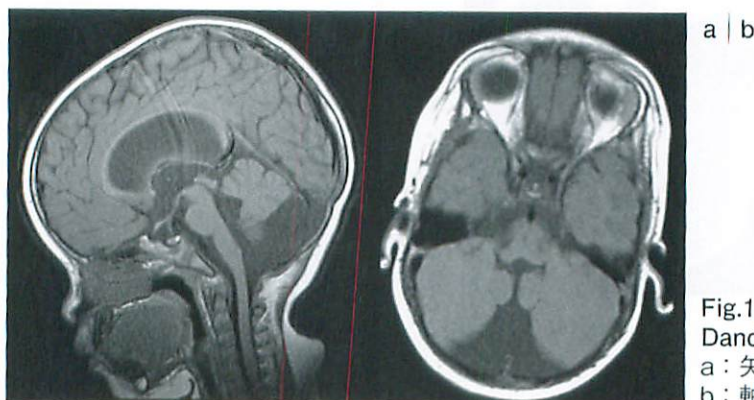


Fig.12
Dandy-Walker variant
a: 矢状断T1強調像
b: 軸位断T1強調像

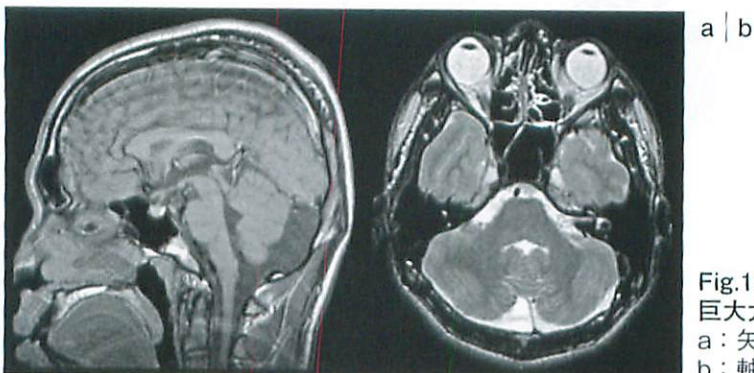


Fig.13
巨大大槽
a: 矢状断T1強調像
b: 軸位断T2強調像

巨大大槽 (Fig.13)

第4脳室や小脳虫部の形態が全く正常で、かつ大槽が異常に大きい状態をいう。後膜様部の障害で、Magendie孔の開放が遅れることで生じるとされ、第4脳室や周囲のくも膜下腔と自由に交通している。後頭蓋窩の拡大を伴った大きな場合もある。

Blake嚢嚢胞

菱脳の発達過程で、一時的に出現したBlake嚢が退化せずに背側に膨隆した嚢胞をいう。小脳虫部は正常に認められる。嚢胞は第4脳室と交通しているが、周囲のくも膜下腔とは交通していない。後頭蓋窩くも膜嚢嚢胞

小脳半球後方に存在することが多く、小脳半球および虫部を圧排する。小脳虫部は正常に認められる。嚢胞は第4脳室と交通しない。

神経細胞移動障害

1. 神経細胞移動 (Fig.14)

はじめ神経管は神経上皮細胞の多列上皮からな

る。神経管が閉鎖すると、神経上皮細胞は盛んに分裂・増殖を繰り返す。次に神経上皮細胞は分裂して神経芽細胞(幼若なニューロン)を産生するようになる。神経芽細胞が神経上皮細胞層から抜け出し、脳表側へ放射状に遊走する。脳表に到達した神経芽細胞はニューロンに分化し、後述のインサイド・アウトの原則に従い6層の大脳皮質構造が形成される。

2. 大脳皮質の形成 (Fig.15)

初めの神経芽細胞は脳室壁から皮質表面に向かって移動し、皮質の表層で移動を停止してニューロンに分化する。これらの最初のニューロンによりプレプレート(原始網状層)がまず形成される。その後、脳室帯で生成され移動を開始した神経芽細胞がプレプレートに侵入し、ここに皮質板と呼ばれる密なニューロンの集団を形成する。皮質板は、将来の皮質第2層から第6層の上部を構成する。引き離されたプレプレートは将来の皮質第1層と

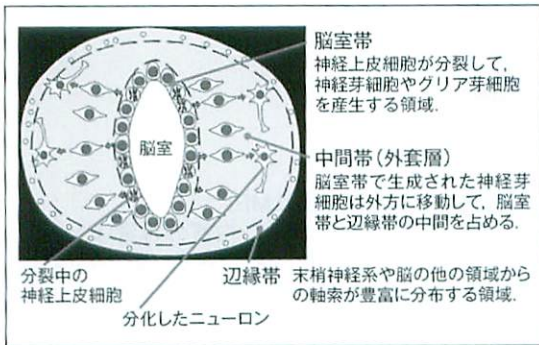


Fig.14 神経管からの神経細胞移動
(寺島俊雄“神経解剖学講義ノート 2006”
を参考に作成)

第6層下部となる。

遅れて皮質板に加わるニューロンほど皮質板の表層の位置を占め、皮質板のニューロンは、深層ほど早く発生したニューロンにより占められる(インサイド・アウトパターン)。

3. 神経細胞移動障害

胎生期8~25週(大半は16週まで)の神経芽細胞の移動障害により、脳皮質の構築異常を来した状態である。

神経細胞移動障害は遺伝子解析が進み、その分類や名称が変わってきている⁹⁾。滑脳症は、以前“type 1”と“type 2”に分類されていたが、現在はtype 1が古典型滑脳症(いわゆる滑脳症)と呼ばれ、type 2はcobblestone complexとして滑脳症とは別の病態として分類されている。いわゆる滑脳症は、脳表へ移動する神経細胞が途中で停止することで生じるとされている。一方、福山型先天性筋ジストロフィーなどのcobblestone complexは、神経細胞が本来越えることのない脳表の基底膜を越えて、過剰に移動することが原因で生じるとされている。

4. 古典型滑脳症 (Fig.16)

遊走する神経細胞の停止で生じる。大脳皮質は正常の6層ではなく、4層構造をとる。脳回形成の完全欠如である無脳回から、幅広で平坦な脳回を形成する厚脳回、さらに最軽症型の皮質下帯状灰白質まである。

無脳回、厚脳回、皮質下帯状異所性灰白質に共通の原因遺伝子が判明しており、同じ疾患の表現型(重症度)の違いと考えられている。

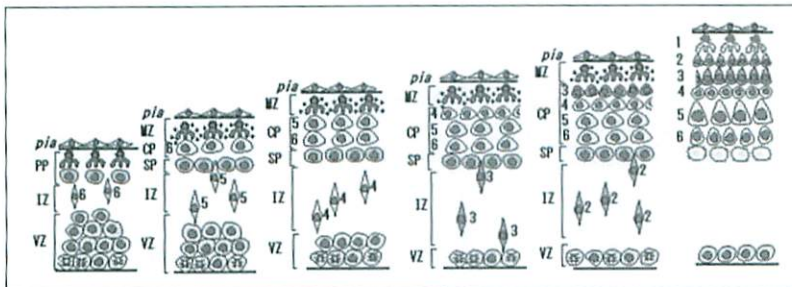


Fig.15 大脳皮質形成におけるインサイド・アウトパターン
(寺島俊雄“神経解剖学講義ノート 2006”を参考に作成)

5. 滑脳症における大脳皮質の特異な4層構造

第1層および2層は通常通りだが、第3層の部分が環境要因や遺伝要因により障害され、後からくる神経細胞の移動がせき止められる。そのため、

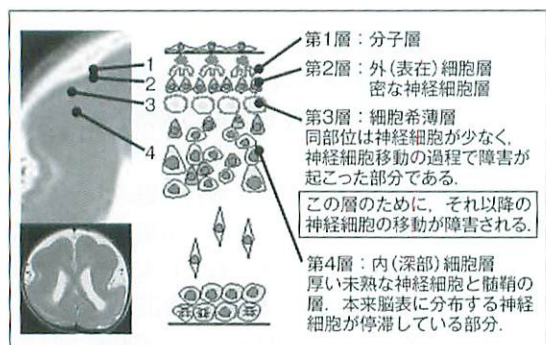


Fig.17 滑脳症における皮質の特異な4層構造 (寺島俊雄 “神経解剖学講義ノート 2006” を参考に作成)

第4層は不規則に神経細胞が配列する分厚い層となる (Fig.17)。

6. 帯状異所性灰白質

滑脳症の最軽症型。左右対称性に、皮質下に帯状に異所性灰白質を認めるもの。表面の皮質と帯状灰白質との間に薄い白質層が存在し、二重皮質 double cortex と呼ばれる。

7. Cobblestone complex

Walker-Warburg 症候群に代表され、福山型先天性筋ジストロフィー、muscle-eye-brain disease、先天性筋ジストロフィー症候群が含まれる。日本では福山型先天性筋ジストロフィーが多くみられる。

いろいろな程度の多小脳回を呈し、脳表はcobblestone (敷石) 様に不整で、肥厚している。皮質と白質の境界は古典的滑脳症と異なり不整である¹⁰⁾。

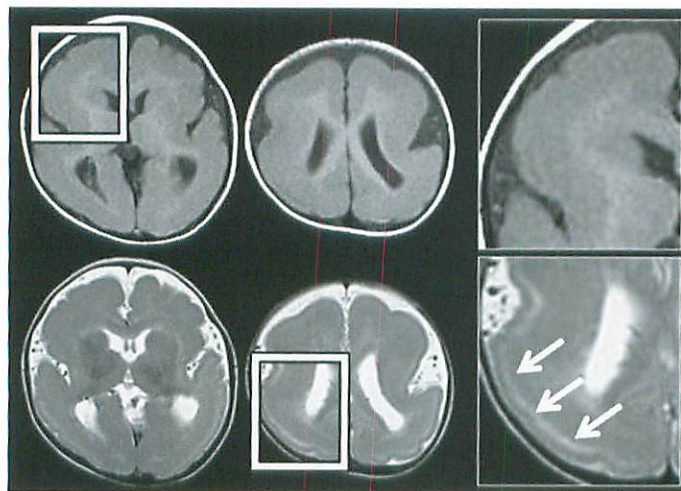


Fig.16 古典型滑脳症のMRI
 皮質は非常に厚く、白質の容量は少ない。また薄い表層と厚い深層の間にT1強調画像で低信号、T2強調画像で高信号を呈する帯状の構造があり(矢印)、神経細胞の移動をせき止めている層構造を反映していると考えられる。

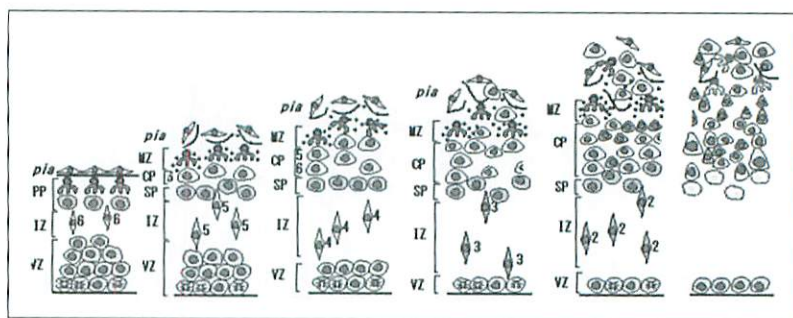
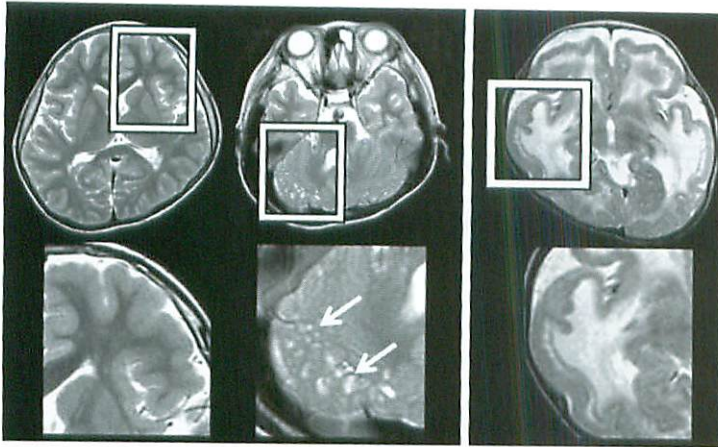


Fig.18 福山型先天性筋ジストロフィーの皮質構築 (寺島俊雄 “神経解剖学講義ノート 2006” を参考に作成)



a | b

Fig.19

福山型先天性筋ジストロフィーのMRI

a : 10歳男児. 前頭葉優位に多小脳回が認められる. 小脳辺縁部に小さな嚢胞様構造がみられ小脳脳回の配列の乱れを反映していると考えられている.

b : 4か月女児. 重症例ではcobblestone cortexと呼ばれる厚脳回様の多小脳回が側頭後頭部に認められる.

病理学的に皮質に明らかな層構造を認めず、不規則な多小脳回の癒合がある.

8. 福山型先天性筋ジストロフィー

神経細胞が本来越えることのない脳表の基底膜を越えて過剰に遊走することが原因で生じる. そのため大脳皮質の層構造は消失し、神経細胞は無秩序に配列する (Fig.18).

程度の差はあるが多小脳回はほぼ全例で見られる所見で、前頭葉優位に認められる. 皮質はやや厚く、表面に浅い溝が複数みられる. 同様の変化は小脳皮質でも認められ、小脳辺縁部に小さな嚢胞様構造がみられ特徴的な所見を呈す. これは小脳脳回の配列に乱れが生じ、くも膜下腔が多小脳回によって取り囲まれた状態を反映していると考えられている (Fig.19).

重症例ではcobblestone cortexと呼ばれる厚脳回様の多小脳回が側頭後頭部に認められ、皮質が厚く、平滑な脳表を呈す.

●文献

- 1) 寺島俊雄 : 神経解剖学講義ノート, 2006.
- 2) Schenk JP, Herweh C, Günther P, et al : Imaging of congenital anomalies and variations of the caudal spine and back in neonates and small infants. Eur J Radiol 2006 ; 58 : 3-14.
- 3) Coleman LT, Zimmerman RA, Rorke LB : Ventriculus terminalis of the conus medullaris : MR findings

in children. AJNR Am J Neuroradiol 1995 ; 16 : 1421-1426.

- 4) Utsunomiya H, Yamashita S, Takano K, et al : Midline cystic malformations of the brain : imaging diagnosis and classification based on embryologic analysis. Radiat Med 2006 ; 24 : 471-481.
- 5) Hahn JS, Barnes PD : Neuroimaging advances in holoprosencephaly : Refining the spectrum of the midline malformation. Am J Med Genet C Semin Med Genet 2010 ; 154C : 120-132.
- 6) Kollias SS, Ball WS Jr, Prenger EC : Cystic malformations of the posterior fossa : differential diagnosis clarified through embryologic analysis. Radiographics 1993 ; 13 : 1211-1231.
- 7) Barkovich AJ, Kjos BO, Norman D, et al : Revised classification of posterior fossa cysts and cystlike malformations based on the results of multiplanar MR imaging. AJR Am J Roentgenol 1989 ; 153 : 1289-1300.
- 8) Sasaki-Adams D, Elbabaa SK, Jewells V, et al : The Dandy-Walker variant: a case series of 24 pediatric patients and evaluation of associated anomalies, incidence of hydrocephalus, and developmental outcomes. J Neurosurg Pediatr 2008 ; 2 : 194-199.
- 9) Barkovich AJ, Kuzniecky RI, Jackson GD, et al : A developmental and genetic classification for malformations of cortical development. Neurology 2005 ; 65 : 1873-1887.
- 10) Barkovich AJ : Neuroimaging manifestations and classification of congenital muscular dystrophies. AJNR Am J Neuroradiol 1998 ; 19 : 1389-1396.

症 例 報 告

中心静脈カテーテル留置後の静脈閉塞に対し 再開通部検索にMR venographyを用いた2例

坂井幸子, 仁科孝子, 村越孝次, 新井真理
東京都立八王子小児病院(現 東京都立小児総合医療センター) 外科

Magnetic resonance venography in assessing venous recanalization after catheter-related thrombosis

Sachiko Sakai, Takako Nishina, Takatsugu Murakoshi, Mari Arai

Department of Surgery, Tokyo Metropolitan Hachioji Children's Hospital
(Tokyo Metropolitan Children's Medical Center)

Abstract In children who require long-term parenteral nutrition (PN), venous occlusion due to catheter-related thrombosis often precludes repeated central venous access. We describe our experience with 2 children who were receiving long-term PN through a central venous catheter (CVC) and underwent magnetic resonance venography (MRV) to accurately identify sites of venous recanalization that had previously been occluded.

The first patient was a 7-year-old boy with fat malabsorption. He regularly required intravenous infusions of fat emulsion and multivitamins. Patent veins gradually became hard to identify, and MRV was performed. Recanalization of the right internal jugular vein was confirmed, allowing placement of a CVC.

The second patient was a 9-year-old boy with short bowel syndrome, who had needed long-term PN through a CVC. With growth, we had to find a new route because of depletion of the appropriate CV route, and MRV was performed. Recanalization of the left internal jugular vein was confirmed, enabling CVC placement.

The reproducibility of MRV is higher than that of ultrasonography and conventional venography, and the procedure is minimally invasive. MRV is considered very useful for identifying recanalized veins for reinsertion of a CVC in patients with venous occlusion associated with long-term PN.

Keywords MRV, CV catheter, Venous recanalization

目 的

長期中心静脈栄養管理を必要とする児では、頻回の中心静脈カテーテル (central venous catheter ;

CVC) 入替えのため、血栓などにより徐々に静脈が閉塞し、CVC再留置に難渋することが多い。今回我々は、2002年のShankarらの報告にならい¹⁾,

原稿受付日：2010年2月10日、最終受付日：2010年6月21日

別刷請求先：〒183-8561 府中市武蔵台2-8-29 東京都立小児総合医療センター 泌尿器科 坂井幸子

当科で長期中心静脈栄養管理を行っている患児のうち、通常の到達経路が全て閉塞した2例に対しMRV(magnetic resonance venography)を用い、閉塞していた静脈の再開通部位を正確に抽出し、CVC留置を行い得たので報告する。

症 例

症例1：7歳男児。

在胎39週5日、2238gにて出生。VATER連合にて食道閉鎖や鎖肛に対し複数回手術を行った。現在、脂肪・脂溶性ビタミン吸収障害のため定期的に脂肪乳剤・総合ビタミン剤の経静脈投与を必要としている。末梢静脈確保が非常に困難であり、CVC留置を計10回行った(左右鎖骨下静脈、左右腋窩静脈)。末梢静脈が確保できた際に、静脈造影を行って開存静脈を検索していた。徐々に開存静脈を確認できなくなり、超音波検査でも内頸静脈と上大静脈それぞれの開存は認めるものの、胸郭変形のため、連続した血管開通を確認することは不可能であった。そこで、一旦閉塞した静脈

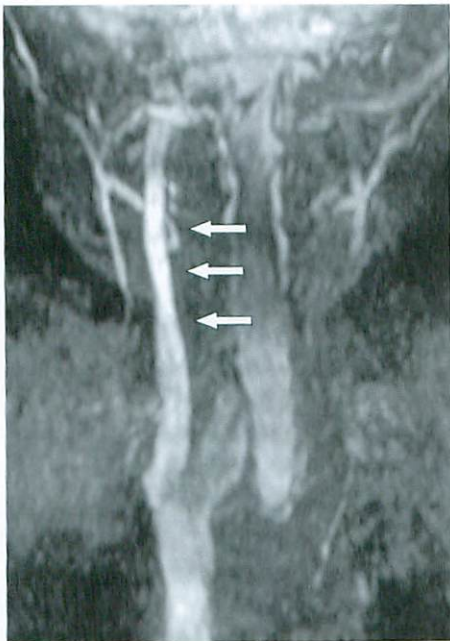


Fig.1 Coronal MIP from 3D Balanced TFE MRV in Case 1
Recanalization of the right internal jugular vein was confirmed (arrows).

の再開通部検索目的にMRVを施行し(Fig.1)、右内頸静脈の再開通を確認後、穿刺法にてCVCを留置することができた。撮影はPhilips社製Intera Achieva Nova Dual 1.5Tを用い、撮像シーケンスは3D balanced TFEで脂肪抑制を併用し、撮像パラメーターはTR/TE/FA=4.1/2.1/80、マトリックスサイズは250×512、撮影時間は4分58秒、撮像範囲は30cmであった。最大値投影法で冠状断像に再構成し観察を行った。

症例2：9歳男児。

在胎37週6日、2870gにて出生。腸回転異常症、中腸軸捻転による広範囲小腸壊死のため大量小腸切除術を施行し、残存小腸は十二指腸より2.7cmとなった。長期中心静脈栄養管理のため、左右外頸静脈、左顔面静脈、左右鎖骨下静脈が閉塞した。静脈造影では側副血行路が発達し、中枢側の静脈が閉塞していることが予想された(Fig.2)。3歳7か月時より大腿静脈穿刺にてAccess portを留置し、同ルートを利用した再留置を行っていた。成長に伴い血管内経路が長くなり、市販のカテーテルでは適切な位置までの長さが不足してきたため、他の静脈再開通部検索目的にMRVを施行した(Fig.3)。左内頸静脈の再開通を確認し、穿刺法にてCVCを留置することができた。撮像シーケンスはbalanced cine MRIで、撮像パラメーターはTR/TE/FA=3.0/1.5/60、マトリックスサイズは192×192、撮像範囲は37cm、20phase/1R-Rであった。

考 察

CVC留置のための開存静脈の検索に以前より行われている方法としては、超音波検査と、静脈造影がある²⁻⁷⁾。超音波ドップラー検査は、侵襲がなく簡単に行うことができ、血流の方向もわかるという利点がある一方⁷⁾、上縦隔のように、部位によっては連続した画像所見が取りにくく、再開通部位を確認するのが困難という欠点がある。また術者の技量に依存してしまうという面もある。

静脈造影も一般的には比較的容易に施行できるが、造影をしていない他の部位の情報は得ることができないため、全体像が把握しにくい。また中枢側の静脈の開存状況は予想されるものでしかな

く、かつ太く流れの速い静脈では管腔内全体を造影できず、狭窄の有無を確認できない。症例2での静脈造影でも (Fig.2), 中枢側の静脈が閉塞していることが予想されるが、実際の状況は不明で

ある。さらに被ばくや、造影剤使用に伴う合併症などの問題もある。

2002年に Shankar らが小児における開存静脈の検索に MRV を用いた報告を行い、また近年は小

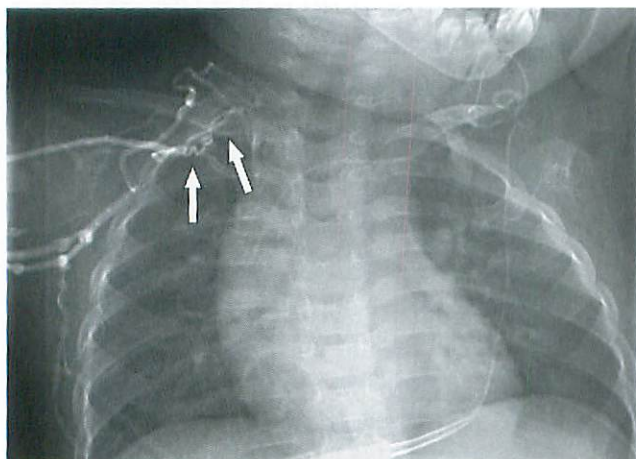


Fig.2
Conventional venography in Case 2
Development of collateral veins (arrows)
shows the central venous occlusion.

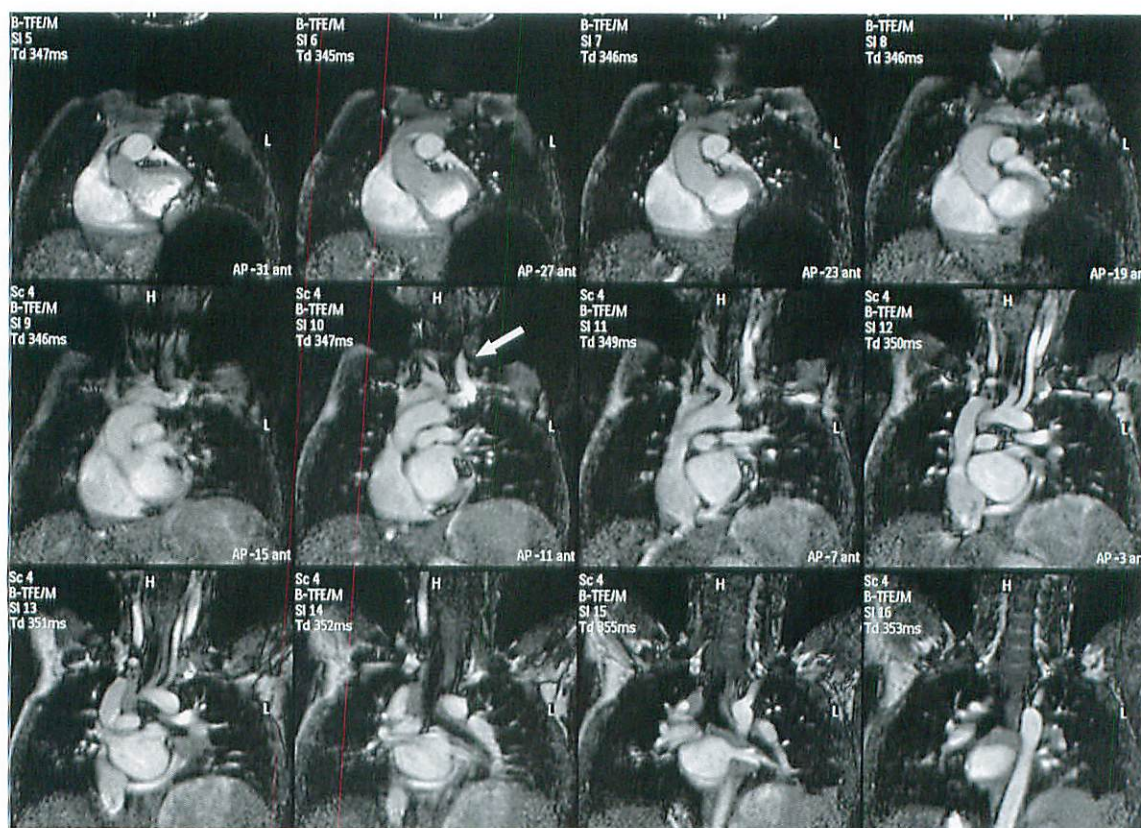


Fig.3 Balanced cine TFE MRV in Case 2
Recanalization of the left internal jugular vein was confirmed (arrow).

児腎移植前の下大静脈の評価のためにMRVが用いられるようになってきた^{8,9)}。しかし従来のTOF法によるMRVでは十分な血管のコントラストを得るためには造影剤を使わなくてはならないという欠点があった。

Balanced TFEによるMRVは、血流の方向や速度による抽出の変化が少なく、1回の検査で末梢から中樞までの静脈を連続して抽出することが可能で、再現性もよい。被ばくが無く、造影剤を使用しなくてもよいため侵襲が少ないという利点がある。また今回用いたBalanced cine TFE法によるシネ撮影では、動画として血流を見ることができ、狭窄の有無の検索も可能である。欠点としては、現在一般的な装置では撮影時間が比較的長いこと、乳幼児では鎮静を要すること、ペースメーカー留置中などのMRI検査が禁忌の患者には行えないことなどが挙げられる¹⁰⁾。今回の2症例はともに学童期で検査は容易に施行可能で、他の方法では探し得なかった開存静脈をMRVでは明瞭に確認できた。MRVは長期中心静脈カテーテル留置を必要とする児において、静脈再開通部の検索に有用であると思われた。

近年CTの性能が高度化しており、造影CTによる詳細な血管検索も可能となった。造影剤を使用する点と、軽減されたとはいえ被ばくの問題があるものの、検査時間が短く簡便であり、情報量の多さも考慮すると有用な方法と思われる。残念ながら旧八王子小児病院では高性能CTを所有しておらず、今回は選択肢となり得なかったが、小児総合医療センターとして統合開設後は最新鋭CT機器を備えており、今後MRVと共に静脈再開通部の検索目的での施行を考えたい。

まとめ

MRVは低侵襲で静脈全体の把握が可能であり、長期中心静脈栄養管理による静脈閉塞後のCVC再挿入において、再開通部の検索に非常に有用であ

ると考えられた。今回は2例のみであったが、今後、同様にCVCを必要とする患児に、順次MRVを施行して行こうと考えている。

●文献

- 1) Shankar KR, Abernethy LJ, Das KSV, et al : Magnetic Resonance Venography in Assessing Venous Patency After Multiple Venous Catheters. *J Pediatr Surg* 2002 ; 37 : 175-179.
- 2) Murphy JJ, Bray H : Difficult Central Venous Access : Can Magnetic Resonance Angiography Help? *J Pediatr Surg* 2001 ; 36 : 1460-1461.
- 3) Kaste SC, Gronemeyer SA, Hoffer FA, et al : Pilot study of noninvasive detection of venous occlusions from central venous access devices in children treated for acute lymphoblastic leukemia. *Pediatr Radiol* 1999 ; 29 : 570-574.
- 4) Rose SC, Gomes AS, Chun Yoon H : MR Angiography for Mapping Potential Central Venous Access Sites in Patients with Advanced Venous Occlusive Disease. *AJR Am J Roentgenol* 1996 ; 166 : 1181-1187.
- 5) Hartnell GG, Hughes LA, Finn JP, et al : Magnetic Resonance Angiography of the Central Chest Veins. *CHEST* 1995 ; 107 : 1053-1057.
- 6) Finn JP, Zisk JHS, Edelman RR, et al : Central Venous Occlusion : MR Angiography. 1993 ; 187 : 245-251.
- 7) Skolnick ML : The Role of Sonography in the Placement and Management of Jugular and Subclavian Central Venous Catheters. *AJR Am J Roentgenol* 1994 ; 163 : 291-295.
- 8) Meister MG, Olsen OE, Bruyn R, et al : What is the value of magnetic resonance venography in children before renal transplantation? *Pediatr Nephrol* 2008 ; 23 : 1157-1162.
- 9) 矢田菜穂子, 中西浩一, 上村 茂, 他 : 小児腎移植前の下大静脈の評価—血管造影に代わるMR Venographyの有用性—。透析会誌 2003 ; 36 : 1599-1603.
- 10) 星 敏子 : MRV. *Vascular Lab* 2005 ; 増刊 : 134-137.

症 例 報 告

術前TAEを施行した若年性血管線維腫の1例

清野哲孝¹⁾, 河原正明¹⁾, 本田 実^{1,3)}, 崔 翔栄¹⁾, 後閑武彦¹⁾, 工藤陸男²⁾, 洲崎春海²⁾
昭和大学医学部 放射線医学教室¹⁾, 同 耳鼻咽喉科学教室²⁾, 戸塚共立第二病院 放射線科³⁾

Preoperative TAE for juvenile nasopharyngeal angiofibroma : A case report

Noritaka Seino¹⁾, Masaaki Kawahara¹⁾, Minoru Honda^{1,3)}, Shouei Sai¹⁾
Takehiko Gokan¹⁾, Mutsuo Kudou²⁾, Harumi Suzaki²⁾

Department of Radiology¹⁾, Department of Otorhinolaryngology²⁾, Showa University School of Medicine
Department of Radiology, Totsuka Kyouritsu Daini Hospital³⁾

Abstract Juvenile nasopharyngeal angiofibroma (JNA) is a rare and benign disease, and is primarily diagnosed in male adolescents. It is a highly vascularized slow-growing tumor, but it is locally invasive and destructive to the surrounding normal tissue. Originating in the margin of the sphenopalatine foramen, these tumors extend into the pterygopalatine fossa, paranasal sinus, and nasal cavity, leading to such symptoms as pain, unilateral nasal obstruction, and epistaxis. Preoperative transcatheter arterial embolization (TAE) of tumor-supplying vessels has been recommended in the literature to decrease intraoperative blood loss.

We herein report a patient with JNA on whom we performed preoperative TAE. An 11-year-old male patient presented with nasal bleeding. Contrast-enhanced CT and MRI revealed a JNA in the patient's left nasal cavity. The patient underwent preoperative TAE on the day of the surgery. The blood loss during the surgery was 200ml, and the surgery was performed successfully. Despite several risks, preoperative TAE is an effective means for reducing intraoperative blood loss.

Keywords Preoperative, TAE, Juvenile nasopharyngeal angiofibroma, CT, MRI

はじめに

若年性血管線維腫は、思春期の男子の蝶口蓋孔上縁から発生する血流豊富な良性腫瘍である^{1~4)}。まれな腫瘍であり、骨侵食を伴う局所的、破壊的

な増大の為、鼻出血や頭蓋内進展、術中の出血などの生命を脅かす合併症を引き起こす⁵⁾。術前の選択的血管造影による動脈塞栓術(TAE)により、術中出血が著明に減少し、手術が成功した1症例を経験したので報告する。

原稿受付日：2010年3月3日、最終受付日：2010年4月23日

別刷請求先：〒142-8666 東京都品川区旗の台1-5-8 昭和大学医学部 放射線医学教室 清野哲孝

症 例

症例：11歳 男児

主訴：左鼻出血

現病歴：1か月前から左鼻出血を自覚した。一時症状軽快するも、再度鼻出血を認めたため、近医を受診した。CT、MRIが施行され、左鼻腔の腫瘍を指摘された。2週間後、手術目的に当院紹介受診となった。

既往歴 家族歴：特記すべきことなし

入院時検査所見：Hb 12.5 g/dl Ht 37.2% PT 79% PT-PR 1.11 PT-INR 1.12 PT秒 14.3 sec APTT 41.1 sec

画像所見：左の鼻腔から上咽頭に、単純CTにて境界明瞭で、内部は均一で筋肉より若干低吸収 (Fig.1a)、造影CTにて辺縁部が強く造影され、内部は不均一に造影される腫瘍 (Fig.1b) を認めた。MRI T2強調水平断像にて腫瘍は中間信号 (Fig.2a)、T1強調水平断像にて中間信号 (Fig.2b)、造影T1強調水平断像にて強い造影効果を認め、内部に点状の低信号の部分が見られ、flow voidと思われた (Fig.2c)。症状、性別、年齢、画像診断より若年性血管線維腫と診断した。

血管造影：手術当日、出血コントロール目的に

血管造影を施行。左総頸動脈(側面像)にて左頸動脈からの著明な腫瘍濃染を認めた (Fig.3)。マイクロカテーテルを左の頸動脈に進め、側面像を造影した。同部位から1mm角のゼラチンスポンジ (スポンゼル®)にて塞栓術を施行した。確認の造影にて左の上行咽頭動脈から腫瘍へ向かう栄養血管を認めた。マイクロカテーテルにて、左上行咽頭動脈を選択し、1mm角のゼラチンスポンジにて塞栓術を施行した。左の内頸動脈造影にて栄養血管を認めたが、脳梗塞の危険を伴う為、内頸動脈経由の塞栓術は施行しなかった。腫瘍濃染はほぼ消失した為、検査終了とした。

手術所見：口腔より鼻腔にアプローチした。比較的容易に腫瘍を剥離できた。次に上顎洞前壁からアプローチして、上顎洞内に浸潤した腫瘍を剥離して摘出した。上咽頭後外側の残存した腫瘍を、一部アデノイドとともに摘出して終了した。術中の出血量は200mlで輸血は行わなかった。術前のHbは12.5g/dl、術後のHbは10.9g/dlであった。

病理所見 (Fig.4)：腫瘍の表面は線維性結合組織の被膜で被われていた。びまん性に毛細血管が増殖し、裂隙状や拡張した血管がみられた。結合組織には粗大な膠原線維が目立ち、血管腔は一層の内皮がみられていた。以上より若年性血管腫と



Fig.1 a | b

Plain CT (a) shows a low-density mass that extends from the left nasal cavity to the nasopharynx. Contrast-enhanced CT (b) shows a hyper-vascular mass.

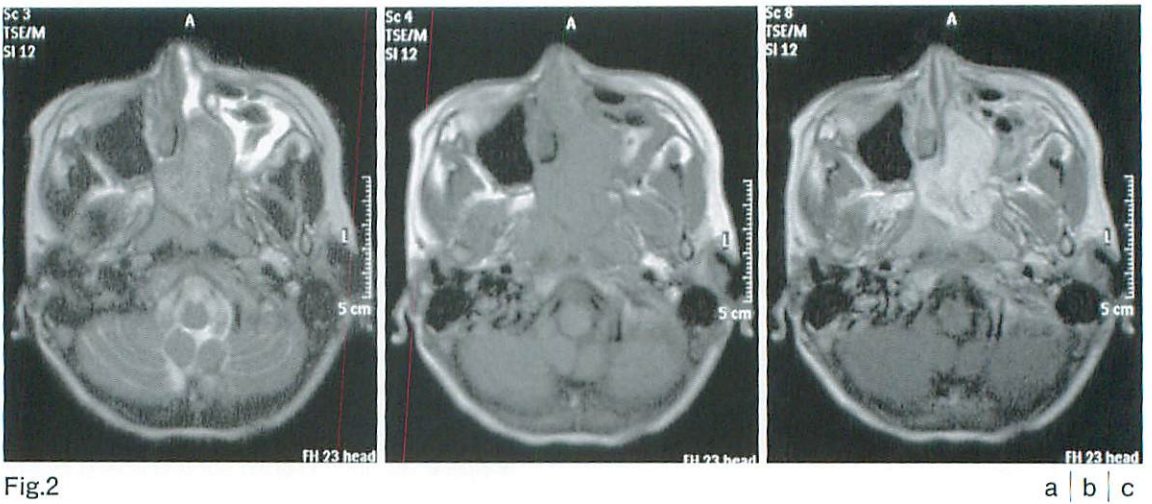


Fig.2

The T2-weighted MR image (a) shows an intermediate signal intensity mass in the left nasal cavity which extends to the nasopharynx .
 The T1-weighted MR image (b) reveals an intermediate signal intensity mass.
 The contrast-enhanced T1-weighted MR image (c) shows a high signal intensity mass. Punctate areas of low signal intensity are seen in the mass, and appear to be a flow void.

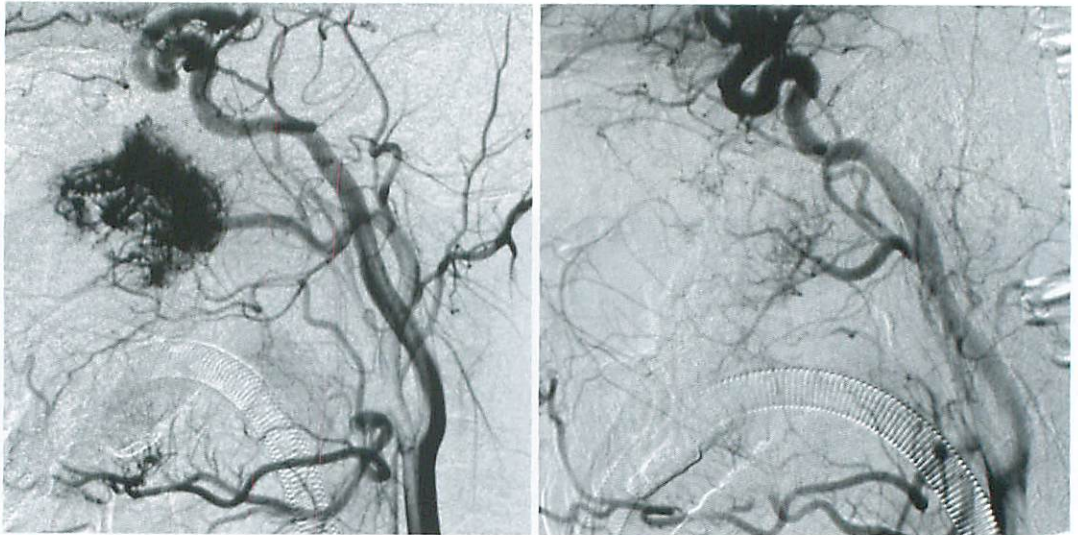


Fig.3 A left common carotid angiogram (a) shows that tumor stain is supplied by the internal maxillary artery. a | b
 After TAE of the internal maxillary artery and the ascending pharyngeal artery by gelatin sponge, the tumor stain disappeared (b).



Fig.4 Pathological findings

A diffuse proliferation of dilated capillary vessels is seen.

Dense fibro-collagenous tissue with interspersed slit-like and gaping vascular channels was also observed.

A layer of endothelial cells is present in the lumen of the blood vessel.

The tumor was therefore diagnosed to be JNA.

診断された。

術後経過：経過良好にて術後2週間で退院した。

考 察

若年性血管線維腫は血管に富む線維性結合組織からなる良性の腫瘍性病変で、思春期男子の鼻咽喉頭(蝶口蓋孔上縁)に生じる^{6,7)}。まれな腫瘍であり、頻度は全頭頸部腫瘍の約0.5%³⁾、診断時の平均年齢は15歳である^{4,8)}。症状は鼻閉、鼻出血、嚥下時不快感、耳管閉塞、アデノイド顔貌である。更に増大して、周囲の骨を侵食すると眼球突出、視力障害、顔面の変形(frog face)などがみられる。診断時に、約20%の患者で腫瘍が頭蓋底に浸潤している³⁾。骨侵食を伴う局所的、破壊的な増大の為、鼻出血や頭蓋内進展、術中の出血などの生命を脅かす合併症を引き起こす⁵⁾。

組織学的には多数の小血管とその間に介在する線維組織がみられる。血管はスリット状のものや海绵状に拡張したものが混在し、勃起組織(erectile tissue)に似た形態を示す⁷⁾。血管の間の線維組織は紡錘形ないし星芒状の線維芽細胞と膠原線維とからなり、しばしば硝子化や粘液変性、多数の肥満細胞の出現が認められる^{6,7)}。

治療としては早期の根治的摘出術が望ましいとされるが、進行すると完全摘除不能なため、外科的切除後の再発率は30~60%に達する。放射線照射は有効とされるが、後に二次的悪性腫瘍を生ずることがある。まれに不完全切除後に自然退縮することがある。

若年性血管線維腫は、理学的所見で診断できる範囲より広がっていることが多く、進展範囲診断のためのCTやMRIが必要となる。血管線維腫のCT所見は、ダイナミックCTの動脈相にて濃染を呈し、MRI所見は、MRI T1強調画像で点状の低信号を伴う中間信号を呈する。

選択的血管造影によるTAEは脳梗塞をはじめ重大な合併症を4%で生じることが知られており⁹⁾、適応が問題となる。術中の出血により生命を脅かす可能性がある腫瘍(CT, MRIで造影効果を認める大きな腫瘍や既知の易出血性腫瘍)が、術前のTAEの適応となる。術前のTAEを施行することで、術中出血を最小限度に抑えられ、易出血性腫瘍の切除には有効である^{10~12)}。塞栓物質により異なるが、ゼラチンスポンジではTAE後、3日から5日以内に再開通や側副血行路が形成されるため、ゼラチンスポンジによる術前のTAEは、手術前2日以内に施行する必要がある。今回の症例では手術の直前にTAEを施行し、出血量は200mlであった。TAEを施行しないで手術を施行した若年性血管線維腫の平均の出血量は2025ml¹¹⁾~5380ml¹²⁾、術前のTAEを施行して手術を施行した若年性血管線維腫の平均の出血量は360ml¹¹⁾~1037.5ml¹²⁾という報告があり、今回の症例において、術前のTAEは術中出血を著明に減少させた。

まとめ

CTやMRIによる診断および選択的血管造影によるTAEにより、術中出血が著明に減少し、手術

が成功した比較的まれな若年性血管線維腫の1症例を経験したので報告した。

本論文の要旨は第45回日本小児放射線学会(2009年, 高松)で発表した。

●文献

- 1) Martin H, Ehrlich HE, Abels JC : Juvenile nasopharyngeal angiofibroma. *Ann Surg* 1948 ; 127 : 513-536.
- 2) Herman P, Lot G, Chapot R, et al : Longterm follow-up of juvenile nasopharyngeal angiofibromas : Analysis of recurrences. *Laryngoscope* 1999 ; 109 : 140-147.
- 3) Bales C, Kotapka M, Loevner LA, et al : Craniofacial resection of advanced juvenile nasopharyngeal angiofibroma. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2002 ; 128 : 1071-1078.
- 4) Bremer JW, Neel HB 3rd, DeSanto LW, et al : Angiofibroma : treatment trends in 150 patients during 40 years. *Laryngoscope* 1986 ; 96 : 1321-1329.
- 5) Neel HB, Whicker JH, Devine KD, et al : Juvenile angiofibroma. Review of 120 cases. *Am J Surg* 1973 ; 126 : 547-556.
- 6) Wenig BM : *Atlas of Head and Neck Pathology*. Philadelphia, WB Saunders, 1993.
- 7) Rosai J : Respiratory tract, mediastinum. in Rosai and Ackerman's *Surgical Pathology*, 9th ed. St Louis, Mosby, 2004, p305-358, 2771-2782.
- 8) Roger G, Tran Ba Huy P, Froelich P, et al : Exclusively endoscopic removal of juvenile nasopharyngeal angiofibroma : trends and limits. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2002 ; 128 : 928-935.
- 9) Cullen MM, Tami TA : Comparison of internal maxillary artery ligation versus embolization for refractory posterior epistaxis. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1998 ; 118 : 636-642.
- 10) 鈴木幹男, 桜井弘徳, 瀬野悟史, 他 : 鼻副鼻腔腫瘍の内視鏡下手術. *日耳鼻* 2005 ; 108 : 724-733.
- 11) Francisco S, Inigo A, Aitor Z, et al : Efficacy of selective percutaneous embolization for the treatment of intractable posterior epistaxis and juvenile nasopharyngeal angiofibroma. *Acta Otolaryngologica* 2009 ; 129 : 1456-1462.
- 12) Guy M, Christophe C, Regis G, et al : Juvenile nasopharyngeal angiofibroma : Comparison of blood loss TAE group versus none TAE group. *Cardiovasc Intervent Radiol* 1995 ; 18 : 158-161.