

JAPANESE
SOCIETY
OF
RADIOLOGICAL
TECHNOLOGY

I S S N 2189-3071

Apr. 2019

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.27 No.1 通巻 72

第72回撮影部会

期日：平成31年4月11日（木）～14日（日）

場所：パシフィコ横浜

■第72回撮影部会 2019年4月11日(木)~14日(日) パシフィコ横浜

■テーマA:一般『未来のMR-CTを問う』

司会:つくば国際大学(撮影部会長) 梁川 範幸

教育講演 『MR-CT ~その生まれと育ち~』

講師:静岡県立静岡がんセンター 新槻 剛 (2)

ワークショップ 『MR-CT(Angio-CT)はMRにおける新たなソリューションとなるか?』

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 (6)

川崎市立川崎病院(撮影部会委員)三宅 博之

(1)「Area Detector CTを使用した肝臓MRの実際」

静岡県立静岡がんセンター 伊東 孝宏 (8)

(2)「非血管MRでの活用と放射線防護」

熊本大学病院 坂部 大介 (11)

(3)「MR-CTを用いた下肢動脈CTAの撮影法~末梢血管での活用~」

大阪市立大学医学部附属病院 出田真一朗 (15)

(4)「頭部領域での活用」

埼玉医科大学国際医療センター 鈴木 英之 (18)

(5)「心臓(冠疾患)治療での活用」

大阪大学医学部附属病院 永吉 誠 (21)

(6)「2ルーム型ハイブリッドERシステムの導入経験」

済生会横浜市東部病院 稲垣 直之 (24)

■テーマB:CT 『Dual Energy CTの臨床応用』

司会:つくば国際大学(撮影部会長) 梁川 範幸

教育講演 『日常臨床におけるDual energy CTの有用性』

講師:広島大学病院 立神 史稔 (27)

ワークショップ 『Dual Energy CTの臨床応用 一標準化を目指してー』

座長:国立がん研究センター東病院(撮影部会委員)野村 恵一 (29)

藤田医科大学(撮影部会委員)井田 義宏

久留米大学病院 黒木 英郁 (30)

(1)「Dual Energy CTの基礎特性」

埼玉県済生会川口総合病院 富田 博信 (34)

(2)「頭頸部領域におけるDual Energy CTの臨床応用」

三重大学医学部附属病院 永澤 直樹 (38)

(3)「胸部、循環器領域におけるDual Energy CTの臨床応用」

岐阜大学医学部附属病院 三好 利治 (41)

(4)「腹部領域におけるDual Energy CTの臨床応用」

富山労災病院 野水 敏行 (44)

(5)「整形外科領域におけるDual Energy CTの臨床応用」

■テーマC:MR 『より質の高いMRI検査を目指して』

司会:東京慈恵会医科大学附属柏病院(撮影部会委員)北川 久

教育講演 『脳神経領域(小児含)におけるMRI検査』

講師:東京慈恵会医科大学附属第三病院 豊田 圭子 (49)

ワークショップ 『MRI撮像の標準化を目指したパレスシーケンスの再考』

座長:東京慈恵会医科大学附属柏病院(撮影部会委員)北川 久 (53)

群馬県立県民健康科学大学(撮影部会委員)林 則夫

鳥取大学医学部附属病院 山下栄二郎 (54)

(1)「脳神経領域における基本撮像とその実践」

熊本大学医学部附属病院 森田 康祐 (58)

(2)「心血管領域MRIの現状と課題」

龜田総合病院 加藤 義明 (62)

(3)「MRI撮像の標準化を目指したパレスシーケンスの再考(乳腺領域)」

東海大学医学部附属病院 渋川 周平 (65)

(4)「脊椎MRIにおける基礎から応用シーケンスまで」

■第71回撮影部会報告

テーマA「災害を通して伝えたいこと!」

りんくう総合医療センター(撮影部会委員)西池 成章 (68)

テーマB「圧縮センシングを利用した撮影技術」

群馬県立県民健康科学大学(撮影部会委員)林 則夫 (69)

■事業報告・事業計画

■お知らせ・編集後記

『撮影部会委員として学んだこと』

つくば国際大学（撮影部会長）

梁川 範幸

第 72 回撮影部会ワークショップにご協力をいただき先生方に心から感謝します。ワークショップを今まで続けられたのは、ご理解いただけた先生方のお陰です。当日はよろしくお願ひします。撮影部会は、JSRT の骨幹の研究領域を担う。撮影部会のワークショップでは、その最先端技術を解説し活発な議論が行われ、放射線技術学の発展に大きく寄与し、JSRT の功績に大きな役割を果たしてきた。私は撮影部会長を 3 期 6 年務めさせて頂き、撮影部会長としての最後の仕事として、今後の若い世代に引き継ぐために偉大な先輩たちが築いてきた“放射線撮影分科会”を私の知る範囲で紹介したい。

私が撮影部会（当時は放射線撮影分科会；以後現在の呼び名で表す）に委員として活動を始めたのは、2003 年（平成 15 年）の第 31 回秋季学術大会（秋田開催）からである。私をこの撮影部会の委員として導いて下さったのは、小川清（現パース大学教授）先生である。その当時、私は CT 技術研究に対して熱血漢で、臨床に則った技術研究ばかりに目を向けて基礎的な研究を疎かにしていたことを小川先生に指摘された。自分自身の不甲斐無さに呆れ、技術研究に対する気持ちが燃え上がった。そこを小川先生が認めてくれたかどうかは確認していないが、関東支部研究会（当時は関東部会）では小川先生に積極的に質問し教えを受けた記憶がある。小川先生に推薦されて、憧れの撮影部会委員の打診があり快諾した。当時の部会長は土井司先生で、与えられた仕事はすぐに取り掛かることとメールの返信は早くすることを指令された。撮影部会内のメール会議は凄まじい早さで議論が進み、ちょっと乗り遅れると議論の輪に入れない苦い思いを何度もした。その時の教訓として、直ぐに返信するメールは多少の誤字脱字があつても内容が適確ならば良し、逆に時間が経過した返信メールには誤字脱字はもちろんのこと、新聞解説者が述べるような卓越した内容でなければならないと学んだ。勿論、私は前者であるが。JSRT の骨幹の技術研究を我々が担っているという雰囲気があり、モダリティを超えた議論は常に白熱した。次の部会長は錦成郎先生であるが、土井先生を上回る仕事の早さであった。議案が上がれば一日で 20 回以上のメールが飛び交い、瞬く間に結論を導き仕事が割り振られる。土井先生と錦先生に共通していることは、MRI 技術研究に精通しているばかりでなく、撮影部会の事業は JSRT を牽引する源であり、その活動に誇りと自負を持って信念を貫いていたことだと思う。だから大所帯の撮影部会をまとめ上げていたし、委員は高い信赖感を持って活動できていた。その二人の大きな功績を継いだ私は相当なプレッシャーがあった。

2013 年度から撮影部会長として活動を始めた。JSRT の組織改革があり、分科会から部会への名称変更や部会の下に分科会を設置することになった。撮影部会では以前から仕事の分担を行ってきたので、そのまま一般撮影分科会、CT 分科会、MR 分科会の 3 つを設置した。しかし、活動は撮影部会 14 名全員で一つの目標に向けて行われている。分科会で行うセミナーは分担されるが、委員会はモダリティを超えた議論が多く切磋琢磨できる意見交換は重要な機会であり、逆に各モダリティの最新情報を知る良い機会である。議論が白熱するほど、委員会後の宴席は盛り上がり委員としての使命を各自が再認識していただいたと思う。私の信念は、レスポンスの良いメールとお互いをリスペクトしながら自由に発言できる環境作りである。一般撮影、DR、IVR、マンモ、消化管造影、CT、MRI、超音波、骨塩測定、核医学を除く診断領域の技術研究を全て担う撮影部会は、臨床技術研究に一番近い存在である。専門部会の役割は、会員に最新情報を提供するばかりでなく、技術研究のサポートや論文作成の助成である。しかし、サポートや助成は人脈に頼るところが大きい。私は、総会や秋季大会で行うワークショップに会員の皆様に多く参加していただき、そこには必ず撮影部会委員が居るので気軽に話しかけていただきたい。少しでも疑問に思うことがあれば、話しかけていただきたい。我々は常に会員の皆様の声を待っているし、声をかけていただくことに期待している。

会員の皆様、これからも撮影部会にご協力、ご鞭撻をよろしくお願ひします。

教育講演

テーマ A (一般) : 未来の IVR-CT を問う

『IVR-CT ~その生まれと育ち~』

IVR-CT -Born and Raised-

静岡県立静岡がんセンター IVR 科
新檍 剛

1. はじめに

IVR-CT は 1992 年に愛知県がんセンター(現愛知県がん研究センター中央病院)で第 1 号機が稼働した。開発当初の主たる目的として、血管造影下 CT、特に経門脈的造影 CT(CTAP)並びに肝動脈造影下 CT (CTHA)を、部屋を移動させることなく簡便に撮影するために、血管造影装置と CT 装置の天板を共用する装置として開発されたが、位置情報がアナログな血管撮影装置とデジタルな CT 装置の天板をいかに共用させるかが何より問題であったと聞いている。この問題が解決し、その後数社により IVR-CT が製造されたが、諸般の事情によって現在では 2 社が製造するにとどまっている。一方で現在まで CT の発展とともに IVR-CT も様々発展を遂げ、現在では欧米の施設でも導入されるに至っている。本講演では IVR-CT のこれまでの歩みと現在の High-End Machine を用いた IVR の実際、特に Cone Beam CT(CBCT)と比較したその利点と欠点、さらに特に CT の開発からみた今後の展望についても述べたい。

2. IVR-CT における技術の進歩と臨床応用

IVR-CT は上述したとおり血管造影下 CT、特に CTAP と CTHA を簡便に撮影するべく開発された装置であるが、その実比較的早期より CT 下ドレナージなど非血管系での使用も行われていた。また IVR 専用機として愛知県がんセンターでは通常の CT 業務を邪魔することなく CT 下生検なども当機を使用して行われており、これは IVR-CT 稼働開始後半年を待たずに第一例目が行われている。その第一号機は当時の血管撮影事情を反映し、シングルヘリカル CT に DSA 撮影装置が組み合わされており、また当時性能的に不十分であった DSA を補完するべく、ステレオ撮影可能なカットフィルムによる撮影装置も搭載されていた。この IVR-CT によって血行動態的な検討が様々に行われ、下横隔動脈に代表される肝外供血路の肝血流に及ぼす影響 1) や肝動脈の肝内吻合枝の検討、腫瘍の Drainage Vein の描出、脂肪肝患者の Fat Spared Area における門脈系側副血行路の観察 2) など肝の血行動態観察からみた様々な腫瘍学的検討が行われていた。またシングルヘリカル CT はシングルスキャンによるダイナミック撮影が可能で、当時の CT における最先端とも言える連続撮影によるダイナミックスキャンを用いて肝腫瘍の血行動態を Axial 断面から観察する様な検討も行われていた。これらは全て現在の IVR における様々な知見の基礎となっている。

その後 CT は透視可能な装置へと更新され、CT 透視下の様々な穿刺が可能となった。IVR-CT において CT 透視が可能となったことは、特に非血管系 IVR への応用が飛躍的に進むきっかけとなったと考える。すなわち経皮的ドレナージの基本である“断層画像誘導下に穿刺を行い、引き続き透視下にガイドワイヤー並びにカテーテル操作を行う”という一連の操作において、それまでは“X 線 TV 室(あるいは血管撮影室)で超音波下に穿刺を行い、引き続いて透視下にガイドワイヤー並びにカテーテル操作を行う”ということと同義であったものが、IVR-CT の登場によって“CT 下に穿刺し、引き続いて透視下にガイドワイヤー並びにカテーテル操作を行う”とい

うオプションが加わり、さらに CT 透視が可能になったことで、ほぼリアルタイムに主要臓器の安全を担保しつつ穿刺を行うことが可能となった。CT 透視下穿刺可能な IVR-CT の登場により、Axial 断面による穿刺限定ではあるが、おおよそ死角のない経皮的ドレナージが安全かつ簡便に可能となったといえる。

この後 CT が多列化するのに伴い IVR-CT も多列化していく。まず4列の Detector を搭載することで多断面の同時描出、具体的には Axial 断面が同時に3列描出される様になり、それまでは単一断面上にない針がはたして頭側にずれているのか尾側にずれているのかレーザーポインターなどを参考に、そのずれから体表面より推測するか、あるいはガントリの移動によって確認するかしかなかったものが、頭尾側の2断面を加えた3断面描出されることで針が頭尾側のどちらにずれており、どのように修正すれば良いのかの把握がしやすくなった。また CT が多列化することで高速撮影が可能となり、Sedation 下の IVR のような息止め時間がおおよそない状況でも Artifact の少ない綺麗な画像が描出される様になった。

さらに CT は面検出器; Area-detector row CT (ADCT) の時代を迎える、IVR-CT もこれを搭載する様になった(Fig.1)。ADCT は頭尾方向に最大 16 センチ幅の領域の Volume Data を 0.35 秒で収集可能であり、このことによって三次元的な血行動態の把握や Perfusion 撮影も施行可能となった。DSA による二次元情報で腫瘍濃染の状況の把握が難しく、かつ通常の CTHA では認識が困難な腫瘍の濃染状況などをこの Perfusion 撮影は明らかにしてくれることがあり、TACE 時の参考として有用であるケースがある。また断層画像の連続撮影から単一断面に時間軸を加えた撮影による血行動態の把握や 3D 画像に時間軸を加えた 4D 撮影から立体的な動画撮影が可能となり、より視覚に訴える撮影も可能となつた。

何よりも ADCT 搭載により飛躍的な進歩を遂げたのは、非血管系 IVR であるといえる。従来 CT といえば Axial 画像で表現されることが多い、特に CT 透視に於いては Axial 断面での描出が基本で、すなわち CT 下穿刺を企図した場合、通常 Axial 画像を元に穿刺計画を立てる。仮に頭尾側方向に斜めの穿刺を企図した場合、ガントリを傾けて穿刺を行うか、ただしこの際には Working Space を考慮すると 5~10 度までの斜入しか困難であるが、あるいは刺入ルートをイメージしながらガントリを移動させ、Step by Step で経験により穿刺を行うよりほかなかった(Fig.2)。それが ADCT の画像再構成技術の進歩により最大 16 センチ幅の Volume Data を一時に収集する Volume One Shot の登場によって、Axial 画像の他、Coronal, Sagittal の各断面に加え、任意に設定した Oblique 画像が撮像後数秒で描出される様になった。我々が Direct MPR と呼ぶこの画像再構成技術は任意の角度での画像描出を、直前に設定・描画した断面を再現する様に描出してくれるため、通常高度の技術を要する CT 下 Oblique 穿刺がより容易に行える様になった。この技術を IVR-CT に搭載することにより、超音波下穿刺と同様の任意性のある断層画像下穿刺



Fig.1 320列 ADCT 搭載 IVR-CT

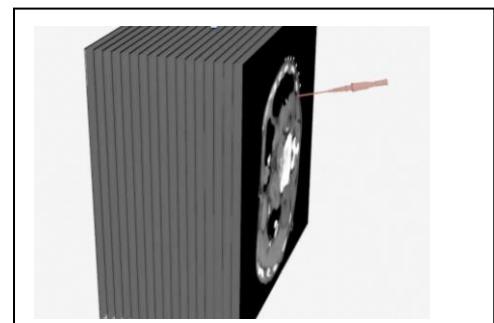


Fig.2 Axial 像を応用した斜入穿刺のイメージ

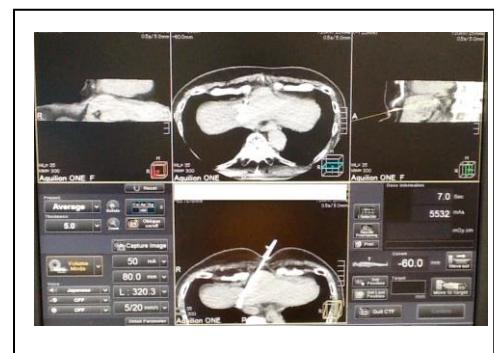


Fig.3 Direct MPR 下の斜入穿刺

を行い、そのままシームレスにカテーテル操作に移ることができるようになった(Fig.3)3). このことで、超音波では描出困難な病変、たとえば横隔膜下や深部臓器の病変の穿刺も容易になり、穿刺による周辺臓器損傷のリスクが格段に減少した。今後計算速度の向上により画像描出までの時間は更に短縮されると考えられ、すなわち CTにおいても短時間に、それも今後の技術進歩によってはほぼ Real Time に、任意の断面の描出が可能となると考えられる。IVR-CT は現在以上に穿刺・ドレナージにおける重要な位置を占める様になると考える。

3. IVR-CT の利点と欠点

いまや血管撮影装置に標準搭載されている感のある CBCT と比し、何よりの IVR-CT の欠点はその導入コストにある。もちろん IVR-CT は血管撮影装置と CT が合体した装置であるので、CBCT 撮影可能な血管撮影装置単体と比較すれば導入コストが割高となるのは自明である。しかしその一方で CBCT による CT-Like Image の濃度分解能、ひいては CT-Like Image を CT として運用した際の診断能力は、画像処理能力の向上した現在に於いてもいわゆる Conventional な CT とは比較にならない 4). すなわち EOB-MRI や造影超音波などを用いても診断が曖昧な病変を血管造影施行時に着をつけようと考えた場合、CBCT の CT-Like Image はあまりに非力である。また Conventional な CT では現在ほぼ Real Time な画像が提供されるのに対し、CBCT ではリアルタイムな断層画像は得ることができない。このことは骨などの周囲臓器とのコントラストが明瞭でかつ基本的に制止している臓器の穿刺には有用であるが、腹部内臓などのコントラストが付きにくく、動きを伴う臓器の穿刺や、あるいはこれを避けての穿刺は難しいことを意味する。更には現在の Area-detector 搭載の CT であれば最大 16 cm 幅の Volume Data を 0.35 秒で収集可能であり、これは多少の息止め不良があっても診断に耐える画像を提供しうることを意味するが、CBCT では最大早くて 5 秒以上の撮影時間がかかり、すなわち呼吸などの Motion Artifact の影響を受けやすいと言える。すなわち患者側の要因による画像の不鮮明さにおいても IVR-CT に利があるといえる。

4. 今後の展望

IVR-CT は Area-detector を搭載することで一応の完成型をみたように見える。その一方で CT は空間分解能を追求した高精細化を目指しており、これを IVR-CT と組み合わせることで、現在は CBCT からの 3D 再構成で行われているカテーテル治療(TACE)支援ツール 5)を CT ベースに置き換え、より精密な支援ツールが登場するものと期待している。また上述したとおり現在 Direct-MPR で画像が描出されるのには数秒かかるが、今後 PC の計算速度向上により超音波下穿刺と同様の Real Time 性を持った穿刺が可能となることが期待される。

TACE をはじめとした血管系の IVR に限定すれば、現在、CT 画像を元にしたカテーテル治療支援ツールは未だ開発途上で、コストに加え CBCT に若干の Advantage がある様に思えるが、IVR 手技全体として捉えれば IVR-CT に Advantage があり、今後様々な IVR 治療のための支援ツールが開発されるであろうことを含めると、やはり IVR-CT が IVR には最も適した Modality であると考える。

5. 謝辞

本発表において、国立がん研究センター中央病院荒井保明先生より IVR-CT の開発経緯など様々ご教授を賜りました。ここに深謝するとともに当時お世話になった愛知県がんセンター医師スタッフ、レジデント仲間、診療放射線技師の皆様、看護師の皆様、事務スタッフに感謝申し上げます。また現職である静岡県立静岡がんセンターの画像診断科・IVR 科医師スタッフ、レジデント、診療放射線技師、看護師、事務スタッフにも感謝申し上げます。

参考文献

- 1) Takeuchi Y, Arai Y, Inaba Y, et al. Extrahepatic arterial supply to the liver: observation with a unified CT and angiography system during temporary balloon occlusion of the proper hepatic artery. *Radiology*; 1998 (209):121-8.
- 2) Yamagami T, Takeuchi Y, Inaba Y, et al. Correlation of a defect of portal perfusion in the dorsal part of segment IV of the liver on CT arterial portography with inflow of the aberrant pancreaticoduodenal vein. *Br J Radiol.* 1999 (72):552-5.
- 3) Sato R, Aramaki T, Yoza K, et al. "Direct MPR": A Useful Tool for Oblique CT Fluoroscopy-Assisted Puncture. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2017 (40):1261-1266.
- 4) 高瀬正, 木内克典, 武俊夫, 他. 血管造影撮影装置搭載コーンビーム CT の特徴. *日本放射線技術学会誌* 2009 (65); 755-764
- 5) Miyayama S, Yamashiro M, Sugimori N, Ikeda R, Okimura K, Sakuragawa N. Outcomes of Patients with Hepatocellular Carcinoma Treated with Conventional Transarterial Chemoembolization Using Guidance Software. *J Vasc Interv Radiol.* 2019 (30);10-18.

『IVR-CT(Angio-CT)はIVRにおける新たなソリューションとなるか?』

Advanced IVR-CT (Angio-CT) as New Solution

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
川崎市立川崎病院（撮影部会委員）三宅 博之

1. はじめに

すべてのモダリティで放射線技術を提供することが診療放射線技師(以下、技師)の務めである。ただIVRの場合は他モダリティに比べてやや違いがある。IVRの場合、リアルタイムの応答と瞬時の最適性の担保を必須とし、ディバイス操作をするIVR医(術者)の行程に合わせて、技師がタイムリーに対応することが要となる。手技に沿ったリアルタイムな画像支援・手技環境支援がその務めである¹⁻³⁾。それをまとうする為には術者の視点で手技を知る必要があり、それらの適正を逸するとIVR現場での技師の必要性は求められない。

ところで、腹部領域でのIVRの代表格にHCCへの治療が挙げられる。かつてHCCでは、より小さな病変を見つけてもその鑑別診断に難渋する時代があった。超音波装置で指摘できる病変が、angiographyでは描出されない経験を重ねて、確定診断に悩む中「臨床現場からの声」として新しい試みが生まれていた。angioの途中、他部門のCT検査室に患者移送させてカテーテルを動脈内留置下で施行する造影CTである。濃度分解能に優れるCTの優位性を利用して、いっそ造影効果(造影剤の動脈注入)をもたらす施行である。IVR医からの声だけでなく、前記したような術者の視点を知る得る技師からの声で施行されたangioでの新しい検査テクニックであった。

2. IVR-CTの今日の事情

本邦では普及するIVR-CTであるが世界的にはさほど浸透していなかった。ところがこの2年来ではその事情に変化がある。世界的なニーズが極めて強くなり、高価なCTを有効的に利用する為に1台のCTを2台のIVR室で共有させる仕様も登場している(Fig.1)。1990年代に本邦で開発されたIVR-CTが約30年の歴史を跨いで世界を席捲する予見を感じる。グローバル化が進められる本学会において、放射線技術学として世界にメッセージを発する為には現行

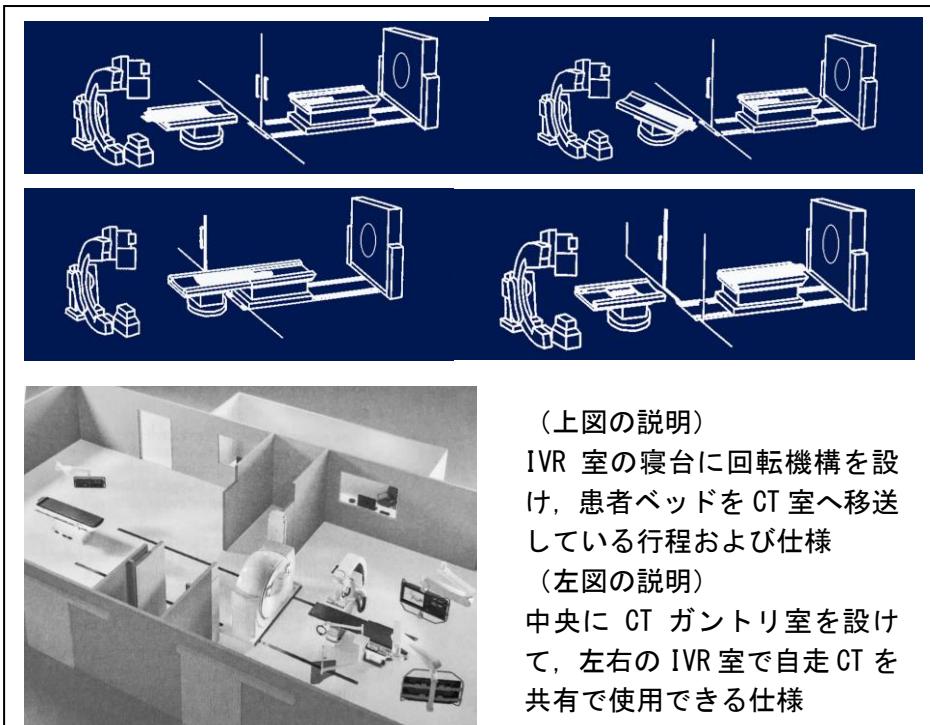


Fig.1 IVR-CTの各種の仕様

高価なCTを有効的に利用できるように、上図はIVRマシンとCTを独立的に使用でき、IVR-CT時には患者ベッドを移送させる仕様。左図は1台の自走式CTを2台のIVRマシンで共有できる仕様。

の可能性を確認することは重要である。

本邦でのIVR-CT 運用はHCC では既に確立されている。今回のテーマは、更に発展的な活用が節々で見受ける昨今、新たなソリューションとしての評価を今一度広く確認することを主眼に捉えた。

3. IVR-CT 展開の歴史

IVR-CT は、臨床現場の背景を察知して1993年頃に本邦で開発されたマシンである。1号機が愛知県がんセンター⁴⁾、2号機が大阪市立大学医学部附属病院で開発された^{5, 6)}。座長が後者に関係した立場から、その経緯に触れてみたい。

コンベンショナル方式からヘリカル CT が開発されて、一回の息止めで全肝の CT 施行ができるに着目した。1991年に新たな開発の声を企業に対して発し、IVR 室から患者を他部門へ運び出す必要のないマシンとしてのシステム化ができた。小肝腫瘍の存在診断、TAE の効果判定、腫瘍栄養血管の同定、等々にいち早く効能を発揮した。術者の TAE 技術の向上、治療薬剤の進歩も伴っているが、HCC 患者における5年生存率が大幅に改善されている。IVR-CT によって、今迄では検出することができなかつた小病変を描出できることとなり、IVR 医の最適な治療がされるようになったと分析できる。まったくの新しい取組みとして始まりであったが、1999 年第58回日本医学放射線学会総会時にサテライトセッションとして衛星中継によるライブ開催がされ、完全に確立されたと回想する。

4. 今回テーマへの期待

IVR では術者との「あ・うん」のコンビネーションを備えることが何よりも重要である。その元、IVR で必要とされる知識・技術に習熟するとさまざまに活躍の幅が広がる⁷⁾。全国のさまざまな施設で IVR-CT を用いた先進的試みがされている。そのすべては術者と共に最善なる治療を求めての行いである。今回テーマでは、個々の演者の発表内容を肌に感じて、本邦開発の IVR-CT のいっそう有効的な活用を検証してみたい。今回企画を、より最適な IVR-CT の使用方法の確認ができる場にしたい。

(参考文献)

- 1) 市田隆雄、工藤弘明、水口和夫、他:三位一体のIVR -最善のIVR のための私達の思考-, 日本IVR学会雑誌;2001(16), 321-326
- 2) 市田隆雄:教育講座 -EBM 手法に基づく放射線技術- 血管撮影での Evidence Based Medicine(EBM)を考えてみる, 日本放射線技術学会雑誌, 2005(61), 335-343
- 3) 市田隆雄、高尾由範、文屋季代、他:デジタル化時代での放射線技師の役割分担, 日本冠疾患学会雑誌, 2013(19), 101-107
- 4) 新井保明、堀田勝平、内藤光利、他: Interventional-CT system の開発とその有用性, 映像情報 Medical, 1994(26), 57-61
- 5) 工藤弘明、山田龍作、市田隆雄:血管撮影-CT 連携システムの開発, MEDIX, 1995(26), 41-45
- 6) 市田隆雄、工藤弘明、山田龍作、他:Sliding table を用いた新しい血管撮影-CT 連携システムの開発, 臨床放射線, 1995(40), 749-752
- 7) 市田隆雄:高度化する治療に向けた動画対応 DR システムの最新動向と将来展望 -最新 DR システムを生かす技, 将来展望を切り開く知恵-, INNERVISION, 2017(12), 2-5

ワークショップ 一般

テーマ A : IVR-CT (Angio-CT) は IVR における新たなソリューションとなるか?

『Area Detector CT を使用した肝臓 IVR の実際』

Interventional Radiology for Hepatocellular Carcinoma in Area Detector CT

静岡県立静岡がんセンター

伊東 孝宏

1. はじめに

肝細胞がんの治療法として血管撮影室で手技が可能な、画像誘導下に施行する穿刺局所療法(RFA)や肝動脈化学塞栓療法(TACE)などが普及している。当院では、2002年開院当初からIVR-CTシステムを利用して肝細胞がんの治療を行なっている。機器更新に伴い、2013年からIVR-ADCT(320列ADCTを搭載)システムが稼働し、肝細胞がんの治療を行なっている。基本的な使用方法は、従来の方法と同様であるが、最大の違いは1回の撮影で最大160mmの範囲の画像情報を寝台移動なく取得できるところにある。今回は、ADCTを使用した肝臓IVRの実際について、臨床症例を提示していきながら、TACE時におけるPerfusion Imagingの活用、RFA時、CT下穿刺に使用する、Partial exposure modeやVolume scan modeについて報告する。

2. 当院の腹部IVRの検査件数

当院の血管撮影装置は2台あり、1台はIVR-ADCT、もう1台は多目的血管撮影装置(バイプレーン)となっている。腹部検査件数をFig.1に示す。2016年からは機器更新に伴い多目的血管撮影装置でCBCTが施行できるようになったため腹部検査は2室で行えるようになった。

	2014年	2015年	2016年	2017年	2018年
総件数	1398	1552	1448	1469	1215
TACE (CT)	352	320	211	181	140
TACE CBCT)	0	0	53	83	56
TAI (CT)	14	7	28	13	22
TAI(CBCT)	0	0	11	4	9
TACE+RFA (CT)	0	0	13	43	35
TACE+RFA (Echo)	0	0	1	3	5
CT-Guide RFA	56	48	36	19	14
Echo-Guide RFA	41	69	76	57	77
PEIT	2	3	2	2	6

Fig. 1 「検査件数」

3. 当院の肝臓検査

当院での肝臓検査の基本手順をFig.2に示す。

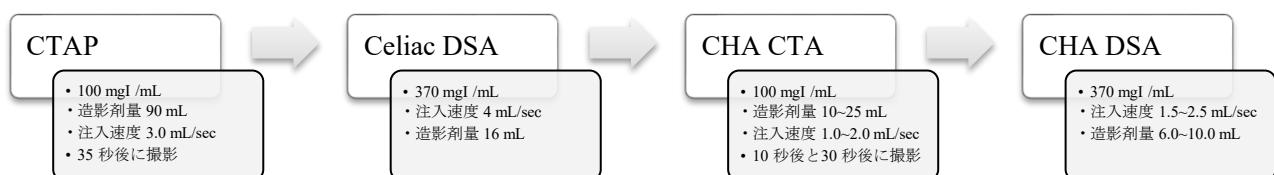


Fig. 2 「基本手順」

ここまでが、診断のための手順となる。目的の腫瘍が濃染されない場合は肝外の血管を選択し DSA、CTA を施行し栄養血管の同定を行う。診断のための CTA については2相の撮影を行っている。当院では、Volume Scanを利用して、CTAP、CTAを撮影している。特徴としては、1 scan を 0.35 sec で撮影できるところにある。これにより息止め不良の場合であっても明瞭な画像を取得することが可能である。また、撮影範囲を超えてしまうような場合においては Wide-volume Scan を利用している。

4. 4D-CTについて

肝細胞癌 (hepatocellular carcinoma: HCC)と確定できない場合は、Dynamic Volume Scan (4D-CT)撮影を

行い、Perfusion Imageなどを利用してHCCを確定していく場合もある。Fig.3は肝細胞がん症例である。SMAから行ったCTAPでは、造影剤は脾静脈に流れHCCは描出されていない。同様にCTHAでも、あまりコントラストは得られなかった。しかしながら、CTHAからのPerfusion Imageでは、周囲の肝実質よりも豊富な血流が認められた。

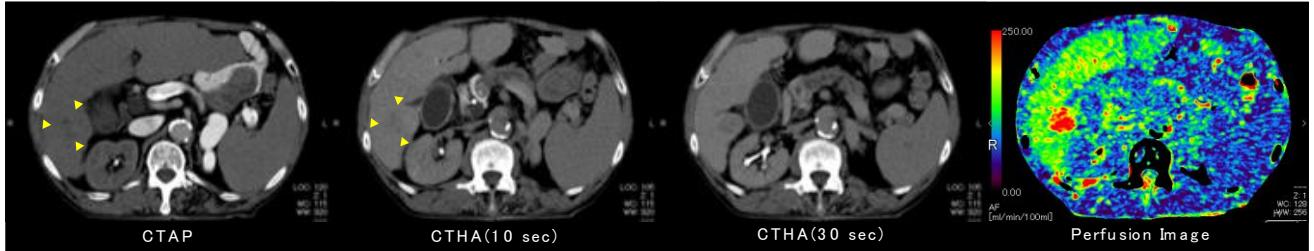


Fig. 3 「Perfusion Image が有用であった症例」

5. TACE-RFAについて

2016年よりTACE終了後、リピオドールが集積した部位にRFAを行う手技が増えてきている。エコーで確認できる場合はエコーを利用してRFAを行うが、エコーで確認できない場合にはCT透視を利用してRFAを行う。Fig.4にTACE後、RFAを施行した症例を示す。翌日のCTではRFAの焼灼範囲を確認することができる。CT透視には、Partial exposure modeとVolume scan modeがあり、経胸腔穿刺になる場合や直接穿刺に障害がある場合においてはVolume scan modeを使用して斜穿刺(Direct MPR)を行っている。この斜穿刺(Direct MPR)がADCTの最大の魅力であると考えている。Direct MPRはMPR像を利用して斜めに穿刺をする新しい技術である。こ

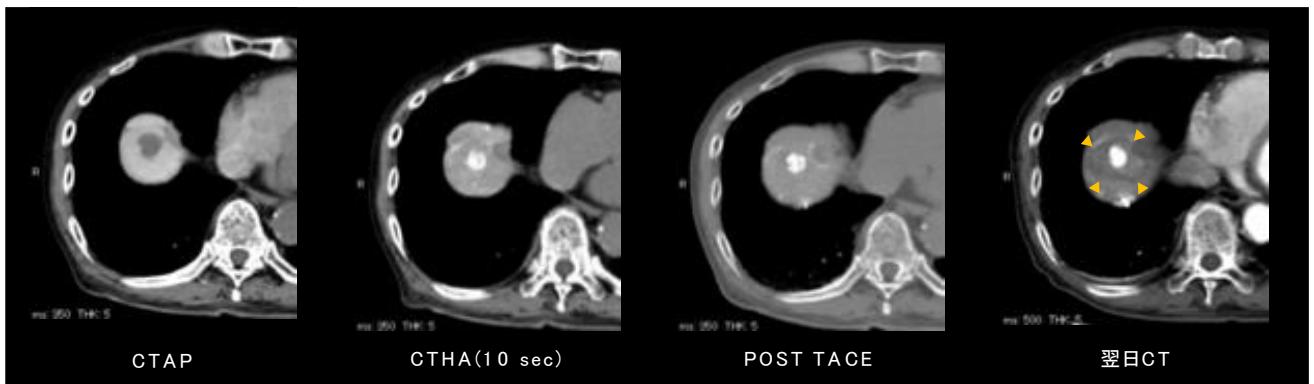


Fig. 4 「TACE後にRFAを施行した症例」

れまではアクセスできなかつた病変に対してアクセスすることが可能になつただけではなく、術者は穿刺針の全体像を把握すると共に、目標までのルートを確認しながら穿刺を行う事ができる。Fig.5はFig.4で示した症例の斜め穿刺のルートである。

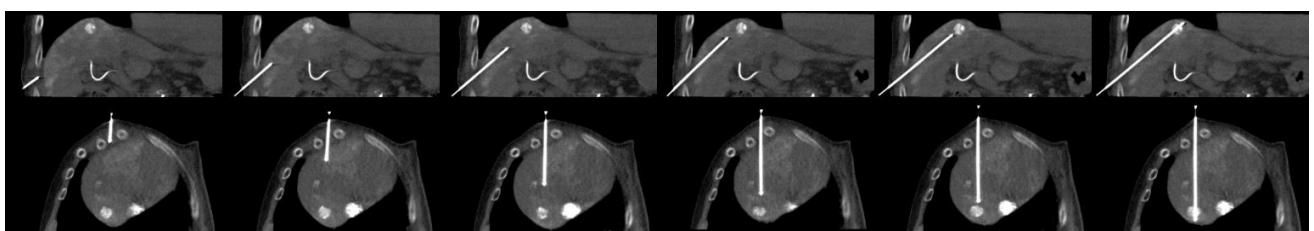


Fig. 5 「Direct MPR 上段が coronal 像 下段が oblique 像」

術者は、穿刺針がCoronal像で頭側か尾側を確認し、Oblique像で腹側か背側なのかを確認することが可能で

ある。さらに Oblique 像は穿刺部位とターゲット部位を同一断面に設定することができ、針の全長を確認しながら安全に穿刺することが可能である。Axial 面での穿刺が可能な場合は Partial exposure mode を使用して穿刺を行なっている。これは Half scan を利用した CT 透視であり被ばくの低減に有用である。特に、術者の手指被ばくの低減においては有用である。

6. おわりに

今回は、IVR-ADCT システムが肝臓の検査にどのように使われているかを解説した。冒頭でも示したが基本的な使用方法に関しては IVR-CT (Helical CT) 時代と何ら変わっていない。IVR-ADCT システムのメリットが何であるかを模索している中で Volume Scan を利用した Direct MPR に遭遇し現在に至っている。今後も Volume Scan の有用性についてさらに検討していく。

参考文献

- 1) Sato, R., et al. (2017). ""Direct MPR": A Useful Tool for Oblique CT Fluoroscopy-Assisted Puncture." *Cardiovasc Intervent Radiol* 40(8): 1261-1266.
- 2) 佐藤 墨. IVR-ADCT の活用 *インナービジョン* 31(5): 52-53, 2016.

ワークショップ 一般

テーマ A : IVR-CT (Angio-CT) は IVR における新たなソリューションとなるか?

『非血管 IVR での活用と放射線防護』

The Utilization and Radiation Protection in Non Vascular IVR

熊本大学病院

坂部 大介

1. はじめに

非血管系インターベンションにおいて、IVR-CT を利用した CT ガイド下穿刺手技は、肺、リンパ節、骨などの腫瘍に対する経皮的針生検、膿瘍ドレナージや悪性腫瘍に対するラジオ波凝固療法 (radiofrequency ablation: RFA) など診断から治療まで幅広く施行されている。現在当院における IVR-CT 装置には SIEMENS 社製 SOMATOM Definition AS Open を使用しており、すべての CT ガイド下穿刺手技において CT 透視を利用している。CT 透視はリアルタイムに針先を確認できることで、手技時間の短縮¹⁾や深部などの難易度の高いアプローチが可能である。さらに CT 画像の高い組織コントラストによって安全な穿刺ルートにてターゲットへ正確に針を到達させることができる。そのため、針生検においては高い手技成功率と確定診断率²⁾、RFA においても高い治療成績^{3, 4)}が報告されているが、その手技中には様々な工夫とテクニックを必要とする。一方で、合併症では軽微なものを含めた発生頻度は約 50% で、気胸、血胸、出血、空気塞栓⁵⁾など重篤な合併症もあるため、術直後の CT撮影による確認と迅速な処置に対する準備も重要となる。

CT 透視を用いた手技における問題点は、透視時間の延長による術者被ばく線量の増加であり、国際放射線防護委員会 (International Commission on Radiological Protection: ICRP) の勧告上限値を超えないためにも手指と水晶体の放射線防護は特に重要である。当院における CT ガイド下非血管系 IVR の実施件数は年間約 600 件があり、代表的な手技におけるポイントとテクニック、術者の被ばく低減技術について紹介する。

2. CT ガイド下生検

CT 透視を用いて同時に体軸方向 3 枚の CT 画像を確認しながら手技が可能であるため、迅速かつ安全に手技を施行できる。患者体位は仰臥位か腹臥位が基本であるが、術前の CT 撮影により穿刺経路が最短かつ垂直に穿刺できるような穿刺経路を決定し、補助具などを使用して患者体位を設定している。組織採取後には合併症の有無を確認するために必ず術直後の CT 撮影を低線量にて施行する。

肺生検においては術前の CT 画像より最短かつ葉間を経由しない穿刺経路を基本として患者体位を決定するが、肩甲骨や肋骨が妨げになる場合は、枕を抱え込むようにポジショニングすることや患者の呼吸量の調節をすることによって肩甲骨や肋骨を外すなどして穿刺計画を立て、決定した体位にて術直前に低線量 CT 撮影を施行している。術中の CT 透視においては呼吸の再現性などによりターゲットが中心断面からわずかに移動した場合、技師が迅速に位置の微調整を行ってサポートしている。また呼吸停止不良の患者においても自由呼吸下の呼気時にターゲットを中心断面に位置合わせしながら針を進めることで生検可能な場合もある。手技において医師と技師との呼吸を合わせることは合併症の発生、手技時間、被ばく線量の軽減にも繋がるため重要なポイントとなる。当院において使用

している生検針 Tru-Core™ II(Angiotech 社)は、組織採取時に針が 23mm 前方へ突出する特徴があることから、大動脈近傍などのリスクの高い手技においてはモニター上で直前に計測するなどして合併症の予防に努めている(Fig.1).

脊椎病変の骨生検においては、術直前の CT 画像から MPR にて椎体の高さと刺入角度を決定し、ガントリチルトを利用した間欠的 CT 透視にて経椎弓経路にアプローチする。椎弓根までガイド針を刺入した後、椎体までの刺入では X 線透視システムに移行して、側面画像下に標的位置まで到達させる (Fig.2)。また溶骨性病変の場合や標的位置までの穿刺経路がないような高度な生検においては、骨生検針と肺生検同様の軟部組織用生検針を組み合わせた手法によって安全かつ正確な生検が可能である。

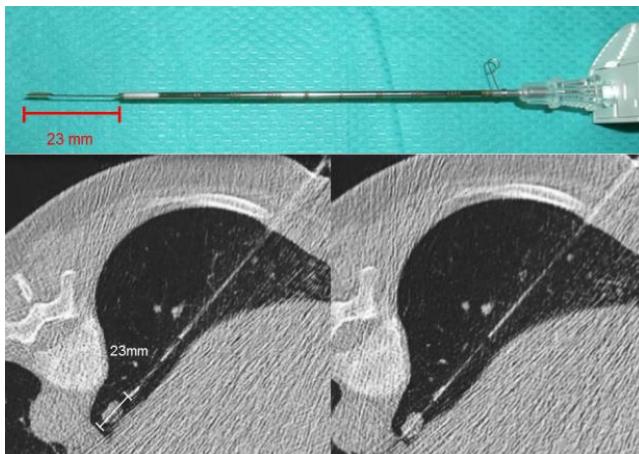


Fig.1 肺生検針と組織採取前後のCT画像



Fig.2 経椎弓アプローチによる骨生検

3. CTガイド下RFA

RFA はこれまでに肺癌、肝細胞癌や腎癌にも広く実施されている治療法であり、当院においては LeVeen needle を用いた RF システムと Cool-Tip システムをそれぞれ使用している。システムにより特性と焼灼範囲が異なるため症例に応じるが、当院では基本的に展開針型である LeVeen needle を選択している。肺生検同様に CT 透視にて針先をターゲットへ到達させ、針を展開した状態にて CT 撮影を施行する (Fig.3)。得られた CT 画像から針先に合わせた MPR を作成し、選択した針サイズの規定された焼灼範囲を直前に計測することで焼灼の計画を立てる。腫瘍の大きさ、RFA 針のサイズにて焼灼プロトコルは異なるが、出力を徐々に上昇させロール・オフ（ラジオ波通電性が失われ電気抵抗値が最大になった状態）となるまで焼灼を行い、同じ位置でこれを 2-3 回繰り返している。さらに針の位置を変えて safety margin が得られるような焼灼を行うため、CT ガイド下 RFA では、CT 透視時間の延長と CT 撮影回数の増加による術者被ばくの増加が懸念され、より一層の被ばく低減技術が必要である。

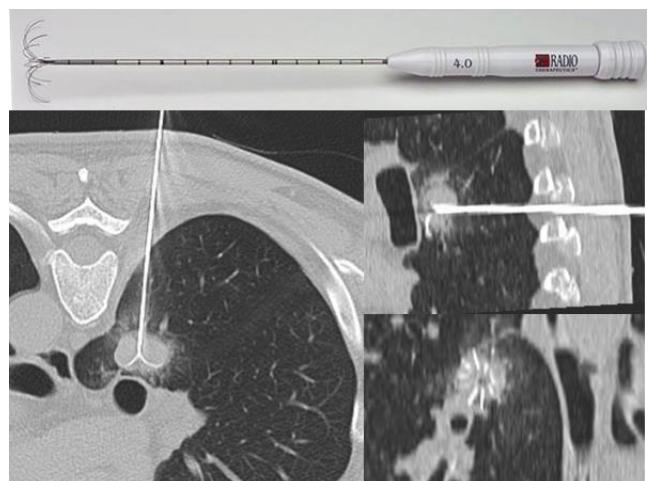


Fig.3 LeVeen needle と RFA 針に対する MPR 画像

4. 放射線防護

CT 透視を用いた非血管系 IVR は臨床的有用性がある一方で、術者または患者被ばくがデメリットとなる。特に同一の術者が手技を行う施設においては術者の被ばく管理が特に重要である。ICRP は、2011 年 4 月に組織反応に関する声明を発表するとともに、Publication 118 にて水晶体における等価線量限度を 100 mSv/5 年かつ 50 mSv/年へ引き下げた⁶⁾。そこで非血管系 IVR における直接線または散乱線被ばくを減少させるためにも様々な防護技術を利用しなければならない。また現状にて術者被ばく線量が線量限度以内となるかを把握することも重要である。

当院における CT 透視では装置側の被ばく低減技術として約 100°分の X 線照射を off にする angular beam modulation(ABM)を常時使用している⁷⁾。当院にてファントムを実測したデータでは、3 つの中心方向にて ABM を使用した場合、手指被ばくとなるビーム中心断面にて最大 80% の線量低減が得られるが、実際の臨床に使用する寝台位置では約 50% の低減となる⁸⁾。また水晶体の散乱線被ばくとなるビーム中心から 20-80cm までの距離では、ABM による被ばく低減は 30-40% である(Fig.4a)。

術者側の防護では、防護衣や防護眼鏡に加えて防護手袋、ニードルホルダや鉛掛布など多種の防護具があり、これらすべての使用が推奨される。中でも鉛掛布は被検者の上に直接置くだけで簡便に散乱線を減少でき、スタッフへの散乱線被ばく低減にも効果があるため有用である^{9,10)}。当院にて使用している鉛掛布(エッジプロテクタ:六濤)は、ビーム中心近くでは散乱線の防護効果は少ないものの、80 cm 離れた位置では 60% 以上の低減が得られる(Fig.4b)。また Table 2 に示すように、ABM とエッジプロテクタを組み合わせて使用することで、術者の水晶体への散乱線は約 50% 低減可能である。

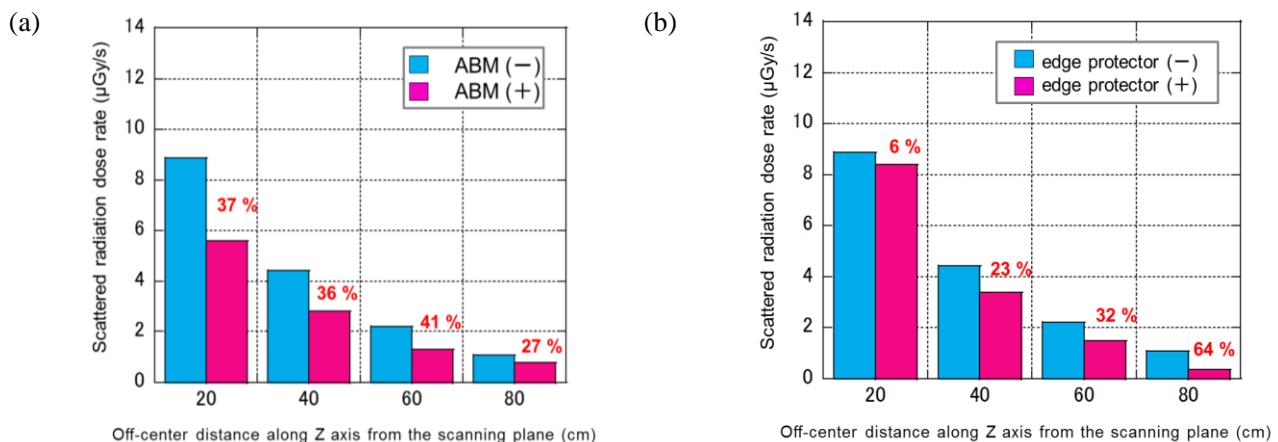


Fig.4 ABM の使用(a)とエッジプロテクタ使用(b)による水晶体(150 cm 高)の散乱線線量率

Table 2 ABM とエッジプロテクタの使用による術者の水晶体線量率と線量低減率

	Eye lens Dose Rate (μGy/s)	Reduction Rate (%)
Without ABM and EP	5.8	—
With EP	4.4	24.3
With ABM	3.8	34.7
With ABM and EP	2.7	54.3

Note. ABM = angular beam modulation, EP = edge protector

5. まとめ

非血管系 IVR における代表的な手技のポイントとテクニックについて紹介した。また、術者の被ばく線量低減についても装置側と術者側の観点から防護手法と防護効果を示した。手技における知識を身につけ、手技を理解することは大切であり、検査時間の延長や被ばくの増加を避けるためにも医師と技師とがうまく連動しながら検査を進めていくことが重要である。また、常に被ばく低減における意識を持って術者の被ばく管理に努めなければならない。

参考文献

- 1) Schaefer PJ, Schaefer FK, Heller M, et al: CT fluoroscopy guided biopsy of small pulmonary and upper abdominal lesions: efficacy with a modified breathing technique. *J Vasc Interv Radiol.* 2007; 18(10): 1241-8.
- 2) Strobl FF, Schwarz JB, Haeussler SM, et al: Percutaneous CT fluoroscopy-guided core biopsy of pancreatic lesions: technical and clinical outcome of 104 procedures during a 10-year period. *Acta Radiol* 2017; 58(8): 906-913.
- 3) Okuma T, Matsuoka T, Yamamoto A, et al: Determinants of local progression after computed tomography-guided percutaneous radiofrequency ablation for unresectable lung tumors: 9-year experience in a single institution. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2010; 33: 787 - 793.
- 4) Yamakado K, Inoue Y, Takao M, et al: Long-term results of radiofrequency ablation in colorectal lung metastases: single center experience. *Oncol Rep* 2009; 22: 885 - 891.
- 5) Ibukuro K, Tanaka R, Takeguchi T, et al: Air Embolism and needle track implantation complicating CT guided percutaneous thoracic biopsy: single-institution experience. *AJR Am J Roentgenol* 193: 430-436,2009.
- 6) International Commission on Radiological Protection. ICRP Statement on Tissue Reactions and Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs –Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context. ICRP Publication 118. *Ann. ICRP* 41(1/2).
- 7) Hohl C, Suess C, Wildberger JE, et al. Dose reduction during CT fluoroscopy: phantom study of angular beam modulation. *Radiology* 2008; 246(2): 519-525.
- 8) 坂部大介, 船間芳憲, 村崎裕生, 他. CT 透視における被ばく低減ツールを用いた被ばく線量の低減と画質. *日放技学誌* 2012; 68(8): 970-978.
- 9) Nawfel, R.D, Judy PF, Silverman SG, et al. Patient and personnel exposure during CT fluoroscopy-guided interventional procedures. *Radiology* 2000; 216(1): 180-4.
- 10) 関優子, 福島康宏, 安藤雅他, 他. CT 透視における angular beam modulation(ABM)と放射線防護ドレープ併用による術者の被ばく低減効果 一ファントム実験—. *日放技学誌* 2018; 74(7): 667-674.

ワークショップ 一般

テーマ A : IVR-CT (Angio-CT) は IVR における新たなソリューションとなるか?

『IVR-CT を用いた下肢動脈 CTA の撮影法－末梢血管での活用－』

The Utilization in Peripheral Vessel IVR

大阪市立大学医学部附属病院

出田 真一朗

1. はじめに

下肢動脈における末梢動脈疾患(PAD: Peripheral Arterial Disease)のスクリーニング検査は、CTA や MRA、超音波検査、血管造影検査が推奨されており、高い診断能を有している。¹⁾ 特に CTA は、下肢動脈全体を短時間で簡便に検査することができ、VR(Volume Rendering) や MIP(Maximum intensity projection) を用いて三次元的な観察ができるだけでなく、石灰化やプラークの程度など血管壁の性状についても評価が可能である。しかし、経静脈的に造影剤を注入する IV-CTA は一般的に多量の造影剤が必要であり、下肢末梢動脈の血流速度は個人差が大きいため、撮影時に造影剤を追い越す現象が生じた際には末梢側の描出が困難となる。²⁾ 一方、血管造影検査時の DSA(Digital Subtraction Angiography) は、血行動態を経時的に確認することができ、微細な側副血行路や末梢血管の描出に優れ、狭窄部での圧較差の測定や病変部末梢側の run-off の評価を行うことができる。しかし、DSA は二次元での観察であり、血管壁の性状評価や石灰化の観察は困難である。そのため、スクリーニング検査には CTA が選択されるが、重症虚血肢(CLI: Critical Limb Ischemia)の血行再建術前には、より微細な血管の評価が可能である血管造影検査を必要とする事が多い。当院では、CLI の外科治療術前などの症例は、血管造影検査を施行する際に、DSA に加えて IVR-CT を用いた経動脈的な造影剤注入による CTA(IA-CTA)を撮影することで、より詳細な血管の評価を行っている。今回は、IVR-CT 活用の一例として、下肢動脈における IA-CTA の撮影法と有用性を紹介する。

2. IA-CTA の撮影方法と臨床画像

IVR-CT は SIEMENS 社製 Angio-CT MIYABI(CT 装置:SOMATOM Definition AS+, 血管造影装置:Artis zee ceiling PURE), 造影剤自動注入器は根本杏林堂社製 Injection System PRESS DUO を使用した。造影剤は第一三共株式会社製イオジキサノール 270mgI/ml(ビジパーク 270)を使用した。

対側大腿動脈を逆行性穿刺し、カテーテル先端を患側の外腸骨動脈に留置した。カテーテルの先端位置は変更せず、大腿骨頭部から足趾末梢部まで複数回に分けて DSA を施行した。DSA により取得した画像を参照し、カテーテル先端から膝窩動脈及び弓状動脈への造影剤到達時間 T_{POPA} , $T_{ArcuateA}$ を測定した。(Fig. 1) IA-CTA の撮影条件は T_{POPA} , $T_{ArcuateA}$ を考慮し、撮影が造影剤を追い越さないように撮影開始時間とピッチファクタを調整した。造

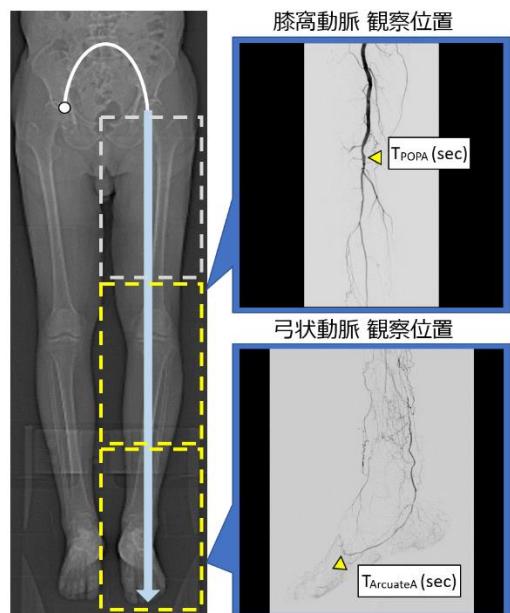


Fig. 1 造影剤到達時間測定点

影剤はデュアルチューブを用いて生理食塩水で5倍に希釈し、注入時間は造影剤に追い越されるリスクを抑えるため $T_{POPA}+3$ 秒とした。その他の撮影条件は Table 1 に示す。

上記の方法にて撮影した臨床画像を Fig. 2 に示す。DSA から測定した T_{POPA} , $T_{ArcuateA}$ を考慮し、撮影開始時間、撮影時間、造影剤注入時間を設定することにより、大腿骨頭部から足趾末梢部までの全体像を観察することができ、側副血行路や足関節遠位部の足背動脈、足底動脈などの微細な血管まで明瞭に描出することが可能であった。また、2018年12月31日までにIA-CTAを施行した症例の平均造影剤使用量は 18.4 ml(54mgI/ml)であり、少量の造影剤にて撮影可能であった。

3. IA-CTA の有用性と問題点

我が国における PAD の患者は、増加の一途をたどっており、特に糖尿病患者の占める割合が増加している。それに伴い、膝窩以下領域の高度石灰化を伴う閉塞性病変が多くなっている。また、糖尿病患者は知覚神経障害を伴うために CLI に陥りやすいと言われている。³⁾ CLI を呈する症例は原則として血行再建の適応となる。浅大腿動脈領域の閉塞においては大腿-膝窩動脈バイパス術、さらに末梢まで閉塞がある症例では下腿三分岐や足底動脈に対してバイパス術が行われるため、大腿動脈から足関節遠位部の末梢血管まで明瞭に描出可能であり、三次元的に観察できる IA-CTA は治療戦略の決定に有用である。また、CLI 症例は高率で慢性腎臓病(CKD: Chronic Kidney Disease)を合併しているため⁴⁾、腎機能が悪く、血行再建術の適応がある患者には、多量の造影剤を必要とする IV-CTA は施行せず、MRA と DSA、IA-CTA を施行することで大幅な造影剤の減量が期待できる。しかし、本法はカテーテルを患側の外腸骨動脈に留置して行うため、一度の造影で撮影可能な範囲は患側の外腸骨動脈から足趾抹消部までである。そのため、両側の検査を行う場合は、二回の撮影が必要となり、被ばく線量の増加、検査時間の延長が懸念される。

4. まとめ

IVR-CT 活用の一例として下肢動脈におけるIA-CTAの撮影法と有用性を紹介した。IA-CTAは、大腿骨頭部から足趾末梢部までの血管を少量の造影剤で明瞭に描出する事ができる。そのため、CLI 症例のバイパス術前など治療戦略の決定を目的に行う場合は非常に有用と考える。しかし、血管造影室での動脈穿刺が必要であり、DSA に加えて施行する必要があるため被ばく線量や造影剤使用量の増加を考慮しなければならない。

参考文献

- 1) L. Norgren, W. R. Hiatt, J. A. Dormandy, et al. Intersociety Consensus for the Management of Peripheral

Table 1 IA-CTA 撮影条件

CT装置	
管電圧 (kV)	120
Quality Ref. mAs	250
FOV (mm)	250程度
再構成枚数	I46 Heart View sharp
スライス厚 / 再構成間隔 (mm)	0.75/0.75
インジェクター	
造影剤濃度 (mgI/ml)	54 (5倍希釈)
注入速度 (ml/s)	1.8



Fig. 2 IA-CTA 臨床画像

- Arterial Disease (TASCII). J Vasc Surg; 2007 (45 Supplement): S5-67
- 2) 星野貴志, 市川勝弘, 原孝則, 他. Acta Radiologica; 2016 (57(7)): 829-836
 - 3) 原田裕久, 庄司高裕, 松井淳一. 重症虚血肢に対する外科的治療戦略. Jpn J Intervent Radiol; 2012 (27):268-273
 - 4) 佐藤友保. 重症虚血に対するIVRの挑戦. Jpn J Intervent Radiol; 2012 (27):263-267

ワークショップ 一般

テーマ A : IVR-CT (Angio-CT) は IVR における新たなソリューションとなるか?

『頭部領域での活用』

The Utilization in Neuroendovascular Therapy

埼玉医科大学国際医療センター

鈴木 英之

1. はじめに

当院では、様々な脳神経外科領域の手術を安全に行うことを目的に血管造影装置・CT 装置・神経内視鏡・脳外科顕微鏡を備える脳神経外科専用の統合型手術室『Brain OR』を 2007 年の病院開設に合わせて整備し、活用してきた。この手術室のコンセプトは、『安全性の向上』と『低侵襲な治療の提供』であり、その柱として導入されたのが IVR-CT 装置である。本システムは、当時では珍しい 2 ルームシステムかつ、バイプレーンの血管撮影装置と CT の組合せを採用することで、経済性と空間の有効利用を両立することにも成功した。本稿では、2 ルームの IVR-CT 装置を導入した統合型手術室『Brain OR』の活用について報告する。



図 1 IVR-CT を中心に構築された『Brain OR』

IVR-CT はシーメンス社製の血管造影装置: Artis dBA-ICT と CT 装置: SOMATOM Sensation Open 40 を組み合わせた仕様である。

2. 統合型手術室の仕様

Brain OR では、複合的な手術を効率よく行うために『Intervention』、『Surgery』、『CT』の 3 つのモード使い分けて手術を支援する。基本となる血管撮影装置を使用する Intervention モードをから寝台 45° 旋回させると C アームの干渉なく Surgery モードに移行できる。さらに寝台を 90° 旋回させ CT モードへと移行する事で血管内手術 ⇒ 開頭直達手術 ⇒ 術後診断という一連の流れを寝台の乗り換えなしに容易に構築できる。その間、患者は全身麻酔下にあることはいうまでもない。CT ガントリが設置されているスペースと手術室の間には X 線防護自動扉が設置されているため、Intervention モードや Surgery モードにあっても CT 装置を使用することができる。これにより他室で実施された手術の術後 CT 撮影も手術室エリア内で実施し病棟へ帰室する流れが構築された。

3. 安全性を向上させるための工夫

頭部領域のハイブリッド手術では、カーボン製のメイフィールド固定装置(図 2)を用いることが一般的である。

特に延長用のアームを用いた場合には、装置との干渉が問題となり易く、頭部領域で血管撮影装置や CT 装置を取り扱う上で大きな問題となる。さらに、3 つのモードを行き来しながら行うような複合的な手術では、患者を乗せた寝台が大きく室内で旋回されるため、麻酔器を中心とした周辺機器との干渉への留意が不可欠である。当院では、これらの問題を術前の体位固定に対して診療放射線技師が積極的に介入し補正すること、8m の蛇管（図3）を使用し血管撮影装置・CT 装置と麻酔器が干渉しない配置を調整することで解決している。IVR-CT を柱に医師・看護師・診療放射線技師がチームとなり複合的な手術を行う Brain OR では術中における装置の取り扱いを鑑みた準備が不可欠と考える。



図2 カーボン製メイフィールド固定装置



図3 8m の蛇管

4. IVR-CT の活用

頭部領域で IVR-CT が有用と考えられる症例を示す。

4.1 Perfusion CT(過灌流症候群の評価)

過灌流症候群は頸動脈ステント留置術 CAS で生じる重篤な合併症のひとつであり、術前の脳血流量が高度に低下した症例で術後早期に生じることが知られている。頸動脈の高度狭窄症例では、術前後に Perfusion CT を撮影し、過灌流症候群を示唆する所見が見られた場合には、鎮静を継続し厳重な血圧管理を行ったうえ、翌日以降に覚醒・抜管する取り組みを行っている。

4.2 Perfusion CT(cross flow の詳細な評価)

脳動脈瘤の手術で、やむを得ず内頸動脈を閉塞する場合に行うのが、バルーン閉塞試験である。通常の試験と同様に血行遮断に伴う神経症状脱落の有無や前交通動脈、後交通動脈を介した cross flow の有無を確認した後に Perfusion CT を実施する。これにより、閉塞後の脳血流を詳細に客観的かつ、詳細に評価できる。

4.3 造影 CT(残存腫瘍の評価)

多血性の腫瘍では、術中に造影 CT 実施し、残存病変を確認することができる。

4.4 単純 CT(合併症の評価)

予期せぬ出血や脳実質の腫脹が術中に疑われた場合には、開頭下に CT を撮影し直視できない領域の状況を確認する。速やかに現状を評価できるため、速やかにその後の処置へ移行できる。

5. まとめ

2 ルームの IVR-CT 装置を導入した統合型手術室『Brain OR』の活用について我々の経験を報告した。頭

部領域においても IVR-CT は手術の安全性の向上に不可欠な設備である。しかし、これは入念な準備に基づくものであり、不充分な場合には高機能な装置を活用できないこともある。その為、チームの一員として医師・看護師と協力しながら、主導的な立場で準備を進めることが望ましい。当院の Brain OR では、引き続き診療放射線技師がチームの一員として脳神経外科手術に携わり、術中の画像支援を行う体制を継続し、安全かつ低侵襲な手術環境の提供と手術成績向上へ貢献していく。

参考文献

- 1.栗田浩樹.脳動脈瘤・脳動静脈奇形に対する hybrid 手術の現状と展望.脳神経外科ジャーナル;24 巻(2015 (3)):173-178
- 2.永田泉.パーソナルマスター頸動脈狭窄症

ワークショップ 一般

テーマ A : IVR-CT (Angio-CT) は IVR における新たなソリューションとなるか?

『心臓（冠疾患）治療での活用』

The Utilization in Cardio Vascular Field

大阪大学医学部附属病院

永吉 誠

1. はじめに

IVR-CT は、その有用性が故に広く普及し、様々な施設で用いられているが、心臓領域に特化した IVR-CT は世界的にみても大変珍しい。

当院では、2015 年 3 月に 320 列心臓 CT 装置とアンギオ装置が一体化したシステム (Canon 社製) を心臓カテーテル室に導入した (Fig. 1)。心臓カテーテル手技中に心電同期 CT 撮影が可能なシステムである。

今回、心臓領域に特化した IVR-CT の臨床現場における活用法を紹介する。

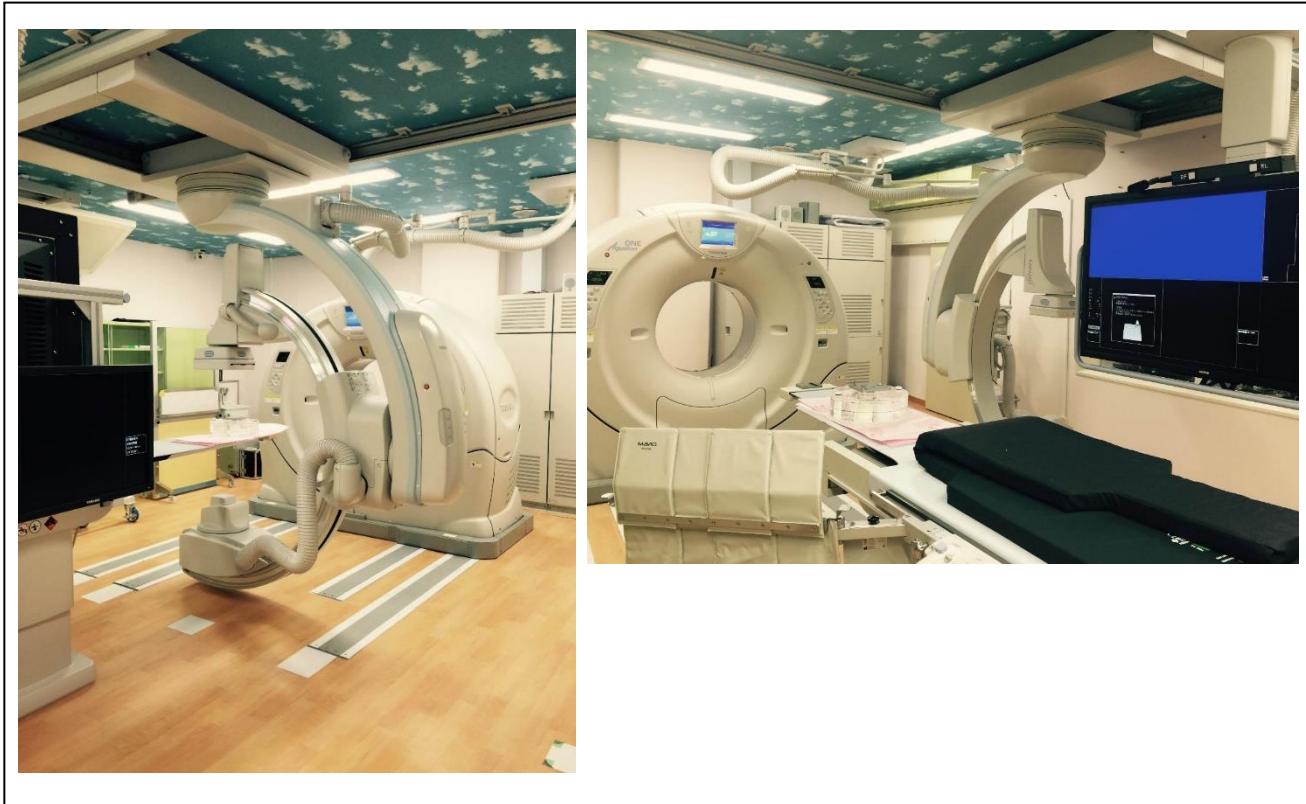


Fig. 1 心臓領域に特化した IVR-CT

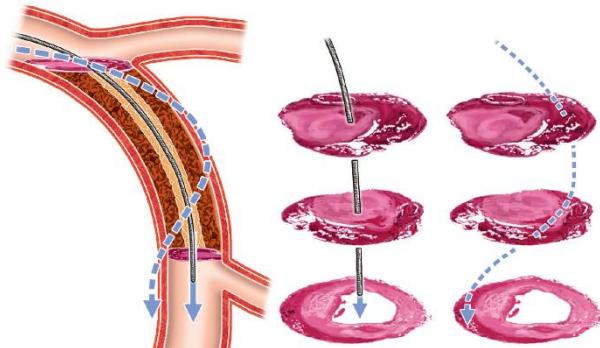
2. 心臓カテーテルにおけるIVR-CTの活用法

(1)慢性完全閉塞性病変(CTO: Chronic Total Occlusion)治療におけるガイドワイヤと冠動脈内腔の位置関係

CTO病変の治療は、ガイドワイヤを血管閉塞部位に貫通させる。治療時のX線透視画像をFig. 2に示す。血管閉塞部位にガイドワイヤを進めていくとき、冠動脈内腔のどこを通過しているか、すなわち、ガイドワイヤが真腔をとらえているかということが重要である(Fig. 3)。X線透視画像では、その判断は難しい。ガイドワイヤが病変部をある程度進んだ段階で心電同期CTを撮影し、ガイドワイヤと冠動脈内腔の位置関係を確認する(Fig. 4)。



Fig. 2 CTO治療時のX線透視画像



Sumitsuji et al. JACC Intv 2011; 9:941–51

Fig. 3 ガイドワイヤと冠動脈内腔の位置

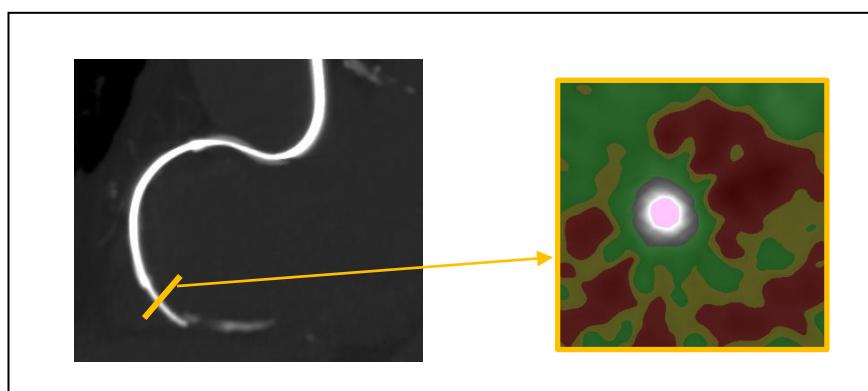


Fig. 4 心電同期CT画像

(2)冠動脈にエンゲージしたガイディングカテーテルの形状

PCIの際、安定したガイディングカテーテルシステムの形成は、安全で円滑な手技に重要な要素である。ガイディングカテーテルには数種類あり、治療対象患者に最適なものを試行錯誤し、難渋する場合がある。そこで、PCI以前に撮影されたCT画像から、患者個々に最適なガイディングカテーテルを選択できないかという趣旨のもと、研究として、PCI時、冠動脈にエンゲージしたガイディングカテーテルの形状を心電同期CT装置で撮影する。多くの症例を観察することで、治療前に最適なガイディングカテーテルの選択ができるようになること、さらには、新しいガイディングカテーテルの開発にもつながるかもしれない。

(3) 頻脈性不整脈治療のカテーテルアブレーションに用いられる 3D-CT 画像

頻脈性不整脈の治療の際に用いられるカテーテルアブレーションシステムの中で、心房あるいは心室の 3D-CT 画像が用いられる場合がある。一般的に、数日から数週間前に撮影された心臓の 3D-CT 画像と、治療当日にカテーテルによって作成された治療対象部位のマッピング画像を重ね合わせて治療を行うが、位置合わせの精度が低い場合がある。“治療直前”に撮影した心電同期 CT 画像を用いることで、その精度は向上する。

(4) 経皮的中隔心筋焼灼術(PTSMA: Percutaneous transluminal septal myocardial ablation)における中隔枝支配領域の確認

PTSMA は、薬物治療抵抗性の閉塞性肥大型心筋症に対して行われ、左室流出路を圧排する肥大心筋を焼灼し、薄くすることによって左室内圧較差を減らす治療法である。カテーテルを用い、肥大心筋の責任血管に純エタノールを注入することで肥大心筋を焼灼壊死させる。病変の責任血管と思われる冠動脈左前下行枝の中隔枝にカテーテルを留置し、心臓エコーを確認しながら薬剤注入が行われるが、心臓の解剖学的な位置、ターゲットと思われる中隔枝の位置によっては、心臓エコーで確認困難なことがある。その際は、留置したカテーテルから極少量の造影剤を注入しながら、心電同期 CT を撮影し、中隔心筋におけるその支配領域を確認する。

3. まとめ

心臓(冠疾患)治療における IVR-CT の活用法を、近未来における心臓カテーテルサポートのための CT という観点で臨床面、研究面から紹介する。

今後、CT 情報を利用した新たな心臓カテーテルを模索していく。

参考文献

- 1) Sumitsuji S, Inoue K, Ochiai M, et al. Fundamental wire technique and current standard strategy of percutaneous intervention for chronic total occlusion with histopathological insights. *JACC Cardiovasc Interv* 2011;4(9):941-951.
- 2) 角辻暁, 山崎慶太. CT ガイド PCI 治療. 月刊心臓. 2015 年 10 月号 Vol.47 No.10 : 1167-1174
- 3) Yokoi K, Shiraki T, Mizote I, Sakata Y. Differences in guiding catheter positions according to left and right radial approaches. *JACC Cardiovasc Interv* 2018; 11: e163–e165.
- 4) Yokoi K, Mizote I, Shiraki T, Ide S, Ohtani T, Hikoso S, Ikari Y, Sakata Y. Mechanism of Good Back-up Support With a Deep-Seated Guiding Catheter During Percutaneous Coronary Intervention. *Circ J.* 2019 Feb 2. doi: 10.1253/circj.CJ-18-1338.

ワークショップ 一般

テーマ A : IVR-CT (Angio-CT) は IVR における新たなソリューションとなるか?

『2ルーム型ハイブリッド ER システムの導入経験』

The Utilization of 2 Rooms Type Hybrid ER System

済生会横浜市東部病院

稻垣 直之

1. はじめに

昭和 40 年, 交通事故による死傷者の増加に伴い, 神奈川県は交通事故による外傷患者を扱う救命救急施設「神奈川県交通救急センター」として済生会神奈川県病院を指定しました. 神奈川県病院は, 当院が所属する済生会の第1号病院として大正 3 年に設立された歴史ある病院である.

当院は平成 19 年設立された際, この神奈川県病院が担ってきた急性期医療の機能を当院に移行し, 同時に蓄積された外傷診療技術も引き継ぎ, 平成 26 年救急医療体制の整備を進める横浜市の要請に応えて, 当院内に「横浜市重症外傷センター」を開設した. 現在 24 時間 365 日, 交通事故や多発外傷による重症外傷患者を受け入れ, 救命処置や治療を行っている. また, 病床数 560 床の地域中核病院で, 種々の高度専門医療も提供し, 横浜市政策医療の一環としてハード救急も担う精神科, 重度心身障害児施設も併設している. (Fig.1)

その中で, 診療放射線技師は 45 名, 休日・夜勤 3 名の交代制勤務となっている. 開院当初から当救命救急センターは隣接した CT 室や救急専用一般撮影室等を有しており, 当時は救急診療に適した設備であった.

平成 23 年世界で初めて患者の移動なく短時間で外傷診療が行われる Hybrid-ER 室が大阪急性期・総合医療センターで誕生し, 現在までに全国 11 施設が導入, 普及しつつある中で, 当院も平成 29 年 10 月に導入した.



Fig.1 当院全景

2. Hybrid-ER

Hybrid-ER とは, 救命救急センターの初療室に, IVR-CT を導入し, 患者の移動なしで初期診療・CT 検査・動脈塞栓術, そしてダメージコントロール手術が可能となり, 「診断」と「治療」という2つのプロセスが1室で行える初療室という意味からこのように呼ばれている. このユニットを導入することで診断・治療開始までの時間短縮, 検査室への移動に生じるチューブ類等トラブルの負担軽減, スタッフの人員集約化が図れ, 重症患者における生命予後の向上に繋がると考えられている.

JATEC(Japan Advanced Trauma Evaluation and Care : 外傷初期診療ガイドライン)では, 外傷診療における診療指針は確立しているが, Hybrid-ER 室使用での迅速かつ的確な診療を行うための方策は, 定まったものがないのが現状で, 導入施設毎の運用・診療になっている.

平成 30 年救急初療室の1つの形として, Hybrid-ER の有用性が認知されつつある中で, 新たな先進的な救急初療室における診療指針が今後作成され, それを実行できる医療従事者を養成することで, 重症患者に対する救急医療がより発展・成長すると考えられている.

3. 2ルーム型 Hybrid-ER

当院は, 平成 29 年 10 月より, CT 室と初療室(ER・IVR 室)を扉で開閉することができる 2 ルーム型 Hybrid-ER 室を世界で 2 施設目, 東日本で初めて導入し, 1400 症例以上の患者を Hybrid-ER 室で診療を行った. (平成 31 年 1 月現在) 従来型の Hybrid-ER 室は, 重症患者等に対し動脈塞栓術やダメージコントロール手術等が行われると, 長時間 Hybrid-ER 室に滞在するが多くなり, その間高額医療機器である CT 装置が他の患者に使用することができず, 救急初療室に IVR-CT を導入しても CT 稼働率が高くならないという点が懸念材料となっていた.

そのため、病院経営的観点から考えると、Hybrid-ER を導入しても診療点数が加算されないため、設備投資における採算が取りにくいと言う理由から、現在導入の多くは、国公立・大学病院が多く、民間・一般病院としては導入に踏み込みにくく、全国的に普及することは容易ではない。そこで当院が採用した CT 単独運用可能な 2 ルーム型 Hybrid-ER を導入することで、動脈塞栓術やダメージコントロール手術等を行いながら、隣室で CT 検査を単独運用することができる。2 室での検査、治療・処置が同時に見えることで、CT 単独の稼働率を上げ、CT 件数の増加、患者待ち時間の減少等、2 ルーム型は今後 Hybrid-ER 導入を検討する施設においてモデルケースとなり、当院の取り組み・運用が参考になるのではないかと考えている。(Fig.2)



Fig.2 2 ルーム型 Hybrid-ER 室

4. 運用と IVR

Hybrid-ER 導入施設の多くは、外傷患者に対して、JATEC のガイドラインにある Primary survey での胸部・骨盤 XP は撮影されず、循環動態が安定していれば、直ちに外傷全身 CT または、FAST(Focused Assesment with Sonography for Trauma)ののち外傷全身 CT を施行している。そのため、外傷診療における従来までの診療手順とは大きく異なるため、救急診療に関わる全スタッフと症例検討会やシミュレーション等を行い、各スタッフの意見や動きを確認・共有しながら迅速かつ安全に運用できるよう施設毎で取り組んでいる。

当院の Hybrid-ER 入室基準は、外傷患者だけでなく、CPA(Cardio Pulmonary Arrest: 心肺停止患者)で体外循環を行う可能性がある患者、ショックプロトコール該当患者、そして急性期脳梗塞疑いでかつ血栓回収の可能性がある患者であり、救急科だけなく、多くの診療科がこの Hybrid-ER 室での診療にあたっている。

Hybrid-ER 導入前後の 1 年間、高エネルギー外傷患者に対して外傷全身 CT を施行後、動脈塞栓術を要した 48 症例を対象に、CT 検査開始から動脈塞栓術開始までの時間を比較したところ、Hybrid-ER 導入前が、71.42 分であったのに対し、Hybrid-ER 導入後は、38.33 分と短縮され、最短は 16 分であった。(Fig.3)

CT 診断から動脈塞栓術までの時間短縮は、Hybrid-ER 室における恩恵であると考えることができる。

CT 終了後、動脈塞栓術を行う前にカテーテル手技支援画像として CT volume data から 3D Workstation 等を用いて、3D・MIP, Pre-Procedural Planning(PPP: 仮想透視画像)の作成を行うことで、解剖学的な把握を可視化して確認し、「安全・確実・迅速」に手技を行うことができると報告されている。しかし当院では、Hybrid-ER 導入後の動脈塞栓術は CT 後速やかに準備・手技へ移行するため、時間的に上記の支援画像作成が間に合わないことも見受けられる。そこで、現在操作室内にペントラップ PC を用意し、操作室側にいる指導医が透視画像にカテーテル挿入方向やキーとなる血管分岐等にアノテーション(線・文字・囲み)し、リアルタイムで透視画像に書き込みながら術者の検査室内大画面モニターへ手技支援ツールとして追加で使用している。

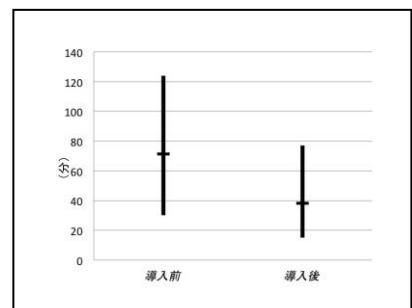


Fig.3 CT 開始-動脈塞栓術まで時間

5. まとめ

このような先進的な救急初療室では、重症外傷患者をはじめ、あらゆる救急疾患に対応できるユニットであり、一刻を争う救急患者に対して検査・治療開始時間の短縮、生命予後の向上に繋げることができる。同時に、当院が導入した 2 ルーム型 Hybrid-ER を採用することで、CT 稼働率を上げる運用、取り組みができる、かつ IVR-CT を生かした治療も行えることから、救命救急センターを有している施設だけでなく、IVR を行う各施設においても運用次第では、今後導入を検討する魅力あるユニットではないかと考える。

参考文献

- 1) 救急撮影ガイドライン改定第2版 救急撮影認定技師標準テキスト
: 日本救急撮影技師認定機構 監修 へるす出版 2016
- 2) 外傷初期診療ガイドライン JATEC 改定第5版監修: 日本外傷学会 日本救急医学会 へるす出版: 2016
- 3) 外傷専門診療ガイドライン JETEC 監修: 日本外傷学会 へるす出版 2014

教育講演

テーマ B (CT) : Dual Energy CT の臨床応用

『日常臨床における Dual energy CT の有用性』

Usefulness of Dual Energy Imaging in Clinical Practice

広島大学病院 放射線診断科

立神 史穂

1. はじめに

Dual energy CT (DECT)は、物体を異なる 2 種のエネルギーで撮影し、エネルギーごとの物質吸収係数の違いから物質の弁別、または基準物質画像を作成して、さまざまな解析を行う技術である。投影データ上で DE 解析を行った後に再構成を行うことで、アーチファクトの影響が少なく、より精度の高い解析が可能となる (raw-data based approach)。本講では、日常臨床における DECT の有用性について概説し、最後に近年使用可能となった GE 社の脂肪定量ソフト (GSI Liver fat) を紹介する。

2. 日常臨床における Dual Energy CT の活用

広島大学では 2017 年 9 月より、DE 撮影が可能な Revolution CT GSI Xtream が導入された。Revolution CT は高速で画像を再構成できるため、本装置で撮影する症例は、心臓 CT や小児以外のほぼ全例に対し、DE 撮影を行っている。日常臨床において仮想単色 X 線画像やヨード密度画像、仮想非造影画像などを活用することで、幅広い疾患の病変検出能が向上する。また実効原子番号解析、電子密度解析を行うことで、従来の single energy CT では評価困難であった物質の特性が見えてくると期待される。

主に臨床で用いる画像としては、①低 keV 画像/ヨード密度画像、②脂肪密度画像、③水密度画像などが挙げられる。低 keV 画像/ヨード密度画像は、造影効果が弱い、あるいは撮影タイミングがズレた場合に、病変の淡い濃染を強調することができる (Fig.1)。脂肪密度画像に関しては以前より報告されているが、腎血管筋脂肪腫、副腎腺腫など病変内の脂肪の検出に有用であり、脂肪成分が少ない場合でも診断可能であると期待される。水密度画像は骨髄浮腫や骨腫瘍、椎間板の描出などに優れ、近年はその有用性が注目されている (Fig.2)。

また、実効原子番号 (Effective Z) や電子密度を計算することも可能であり、特定の物質や腫瘍の構成成分をより詳細に予測できるのではないかと期待されている。

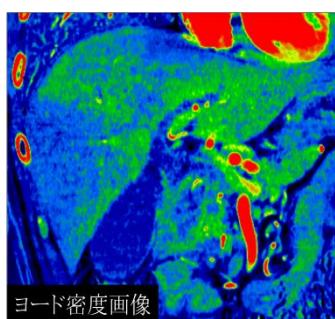


Fig.1 40歳代男性、急性胆管炎。ヨード密度画像によって、動脈相における地図状の不均一な濃染を明瞭に描出できる。



Fig.2 77歳代女性、椎間板ヘルニア。通常のCT画像では椎間板の評価は困難なことが多いが、水密度画像では椎間板がより明瞭に観察できる。

3. 脂肪定量ソフトの使用経験

近年, GE 社により開発された脂肪定量ソフト(GSI Liver fat)は, 画像データより fat map を作成し, カラー表示と同時に任意の部位の脂肪の定量値を%で表示できる. 脂肪定量は, 単純 CT と造影 CT のどちらの画像からでも可能となっている. 我々は単純 CT とダイナミック CT の画像を用い, 造影 CT でどの程度正確に脂肪を定量できるかを検討した(Fig.3). 動脈相, 平衡相のどちらから得られた定量値も, 単純 CT から得られた定量値とほぼ同等の値であった.

4. まとめ

DECT により, 従来の single energy CT では評価出来なかった物質の特性が見えてくると期待される. 今後, 日常臨床において, 幅広い疾患に対して病変の検出能向上にも寄与すると考えられる.

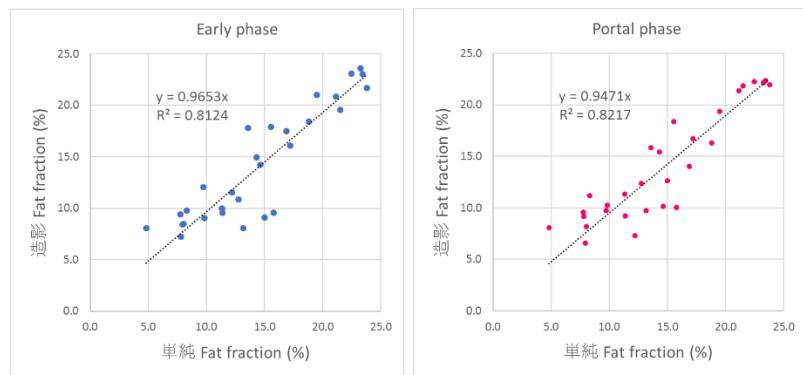


Fig.3 造影CTを用いた脂肪定量の精度

参考文献

- 1) Booz C, Nöske J, Martin SS, et al. Virtual Noncalcium Dual-Energy CT: Detection of Lumbar Disk Herniation in Comparison with Standard Gray-scale CT. *Radiology*. 2019;290(2):446-455.
- 2) Tatsugami F, Higaki T, Kiguchi M, et al. Measurement of electron density and effective atomic number by dual-energy scan using a 320-detector computed tomography scanner with raw data-based analysis: a phantom study. *J Comput Assist Tomogr*. 2014;38(6):824-7
- 3) Kaichi Y, Tatsugami F, Nakamura Y, et al. Improved differentiation between high- and low-grade gliomas by combining dual-energy CT analysis and perfusion CT. *Medicine (Baltimore)*. 2018;97(32):e11670.

ワークショップ テーマB CT

『Dual Energy CT の臨床応用 一標準化を目指してー』

Clinical Application of Dual Energy CT -Toward Standardization of Dual Energy CT-

座長：国立がん研究センター東病院（撮影部会委員）野村 恵一

藤田医科大学病院（撮影部会委員）井田 義宏

2007 年に医療法施行規則が改正され、2 つの X 線管を用いた Dual Energy 撮影が可能になった。それから 10 年以上が経過する間に、各メーカーから Dual Energy 撮影が可能な CT 装置がリリースされてきた。現在 Dual Energy CT は臨床現場に普及し基礎研究や臨床研究が進んでいる。徐々に Dual Energy CT の特性や臨床応用に対するエビデンスが発表されているが、日常的に使いこなしている状況でないのが現状である。または Dual Energy CT は撮影方式や画像再構成方法、ワークステーションに搭載されるアプリケーションが各メーカーで異なり、標準化するには様々なハードルが存在する。

今回の教育講演およびワークショップでは Dual Energy CT を臨床応用されている先生から、Dual Energy CT の基礎特性や Dual Energy CT が有用な症例を中心にお話し頂き、撮影方法やアプリケーションの臨床的有用性を交えながら標準化への糸口を探っていきたい。

より多くの皆様にご参集いただき、Dual Energy CT の撮影技術の向上や臨床応用、そして標準化のための活発な意見交換の場となることを期待したい。

【プログラム】

教育講演

日常臨床における Dual energy CT の有用性

広島大学病院 立神 史稔

ワークショップ

Dual Energy CT の臨床応用 一標準化を目指してー

1. Dual Energy CT の基礎特性

久留米大学病院 黒木 英郁

2. 頭頸部領域における Dual Energy CT の臨床応用

埼玉県済生会川口総合病院 富田 博信

3. 胸部、循環器領域における Dual Energy CT の臨床応用

三重大学医学部附属病院 永澤 直樹

4. 腹部領域における Dual Energy CT の臨床応用

岐阜大学医学部附属病院 三好 利治

5. 整形外科領域における Dual Energy CT の臨床応用

富山労災病院 野水 敏行

ワークショップ CT

テーマ B : Dual Energy CT の臨床応用 一標準化を目指して一

『Dual Energy CT の基礎特性』

Basic Properties of Various Dual-energy CT Systems

久留米大学病院

黒木 英郁

1. はじめに

Dual Energy CT (DECT) 装置は、臨床稼働を開始して数年が経過し、従来のCT検査では得られない付加情報を提供している。しかし、DECTにおける臨床診断のエビデンスは、十分に確立されておらず、各施設で取りまとめた運用方法での適用にとどまっている。その要因の1つに、各DECT装置の異なる撮影方法やその特性により得られる数種の解析データが、定量性があるといわれるCT値と同様に扱うことが現時点では困難であり、標準化されていない点が挙げられる。しかし、読影補助ツールとしては有用な情報を提供しており、今後、さらに診断への貢献度が高い検査とするためには、DECTシステムの現状を十分に把握することが重要である。本稿では、各DECTシステムの基礎特性を紹介する。

2. DECT の基礎特性

現在、臨床稼働している主なDECTシステムの収集方式は、2回転(Dual Spin)方式、2管球(Dual Source)方式、2層検出器(Spectral Detector)方式、分離フィルタ(Split Filter)方式、高速管電圧スイッチング(Fast kV Switching)方式の5種類である。これらの収集方式の具体的な説明については、既に諸々において報告されているため、本稿では省略する。

今回は、当院を含めた九州・山口地区の5施設の協力により、前述した5種類それぞれの収集方式を搭載した装置で、各DECTシステムの基礎特性を評価する機会を得た。

その対象装置は、Dual Spin 方式の Aquilion ONE GENESIS (CANON 社)、Dual Source 方式の SOMATOM Force (SIEMENS 社)、Spectral Detector 方式の IQon Spectral CT (Philips 社)、Split Filter 方式の SOMATOM Definition Edge (SIEMENS 社)、Fast kV Switching 方式の Revolution CT (GE 社)である。

DECT から得られる主な画像情報は、仮想単色 X 線画像(virtual monochromatic image: VMI)や物質密度画像(material decomposition density image: MDI)から得られる情報であり、これらの情報を臨床利用するためには各DECTの特性を知ることが必要となる。

今回は、これらの装置から得られたデータの解析結果の中から、共通して得られる ①濃度(密度)値の精度、②VMI のエネルギー(keV)と CT 値の関係、③実効原子番号の精度 の3項目に関して基礎的検討を行った。

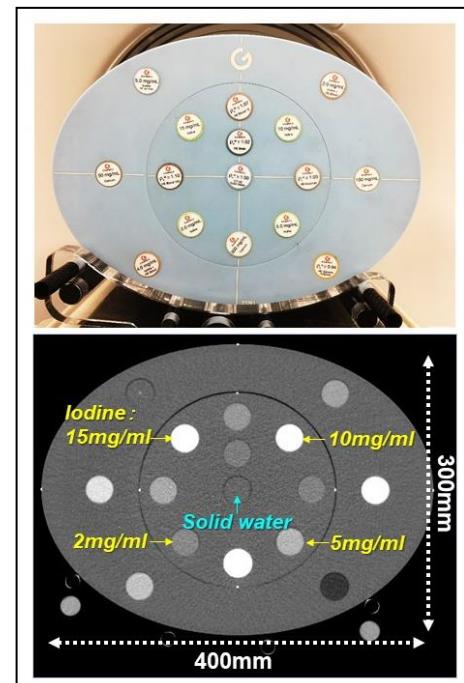


Fig.1 Multi Energy CT ファントムの外観(上)とアキシャル画像(下)

①濃度値の精度について

DECT を撮像することで、対象とする物質の濃度値を測定することが可能である。その濃度値は、診断を補助するデータとして臨床でも活用されており¹⁻²⁾、その値の正確さは診断に影響する。

今回、濃度値の精度を評価するために、臨床でも撮像する機会が多いヨードを対象物質に選択した。評価に用いたファントムは、GAMMEX 社の Multi Energy CT ファントムで、16 種類のロッドを装着することが可能である (Fig.1)。今回は、ファントム中心部付近に濃度が 2.0 mg/mL, 5.0 mg/mL, 10.0 mg/mL, 15.0 mg/mL 相当の 4 種類のヨードロッドを配置 (Fig.1) して撮像を行った。

撮影は、CTDIvol が約 20mGy となる線量とし、ピッチや回転時間などの条件設定は、各装置・施設において臨床で利用している一般的な設定とした。

得られた濃度値の結果を Fig.2 に示す。各 DECT とも僅かに測定値に差を生じたものの、いずれも高い直線性を認めた。以上の結果から、ヨードを対象とした場合の濃度値の解析精度は、各収集方式とも比較的正確であると考えられる。しかし、今回使用した 4 種類のヨードロッドの濃度の公称値自体が正確であるかの検証は行えていないため、今回は真値との誤差を正確に表した結果とは断言出来ず、どの DECT システムが真値に近い高精度なシステムかを判断するというより、濃度(密度)値測定における特性の確認に過ぎない。

今後は、ヨード以外の物質に対する評価を行い、各 DECT システムの特性を正確に理解する必要がある。

②VMIのエネルギー(keV)とCT値の関係について

VMIについては、各装置とも 1keV ずつ異なる仮想単色 X 線エネルギーで画像を作成することが可能であり、臨床では造影コントラストの向上や金属アーチファクト低減等に用いられている³⁻⁴⁾。エネルギーの変化とそれに伴う CT 値の変化を確認するために、濃度が 10.0 mg/mL 相当のヨードロッドとソリッドウォーターロッドの 2 種類を用いて評価した結果を Fig.3 に示す。

各収集方式ともにヨードロッド、ソリッドウォーターロッドいずれもエネルギーと CT 値の関係は、理論値と近い値を示し、その誤差率はそれぞれ 5% 以下となった。ただし、ソリッドウォーターロッドの結果に関して、Split Filter 方式は、他の収集方式と異なり低エネルギーほど理論値との誤差が大きくなる傾向となった (Fig.3 b)。これは Split Filter 方式では、2 つのエネルギースペクトルを作るために、低エネルギー側にも錫を用いた金属フィルタを用いており、高低、両エネルギースペクトルにおける低エネルギー領域がカットされている点や、対策は取られているとはいっても、両エネルギースペクトルデータに重なる部分が生じてしまうことによる不十分なエネルギーセバレーションの影響がこのような結果となった要因の 1 つと考えられる。また、Spectral Detector 方式や Fast kV Switching 方式と異なり、イメージベースの画像再構成では、ビームハードニングの影響を排除することが困

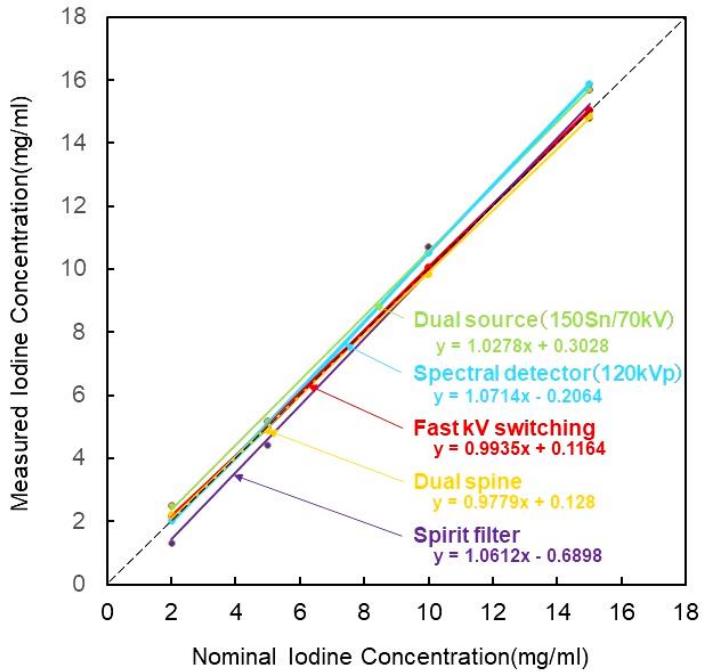


Fig.2 各 DECT システムのヨード濃度値の精度

難とも報告されており、その影響も考えられる。

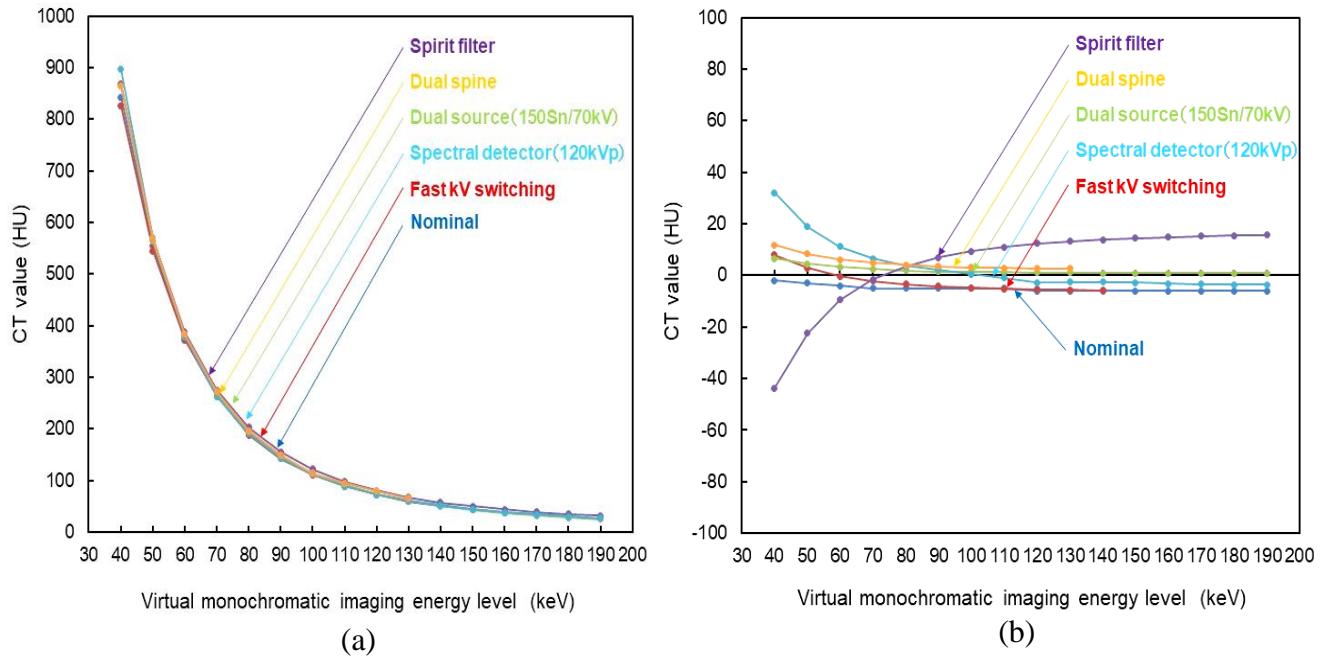


Fig.3 各 DECT システムにおける VMI のエネルギー (keV) と CT 値の関係

- (a) ヨードロッド (10mg/mL) を対象としたときのエネルギーと CT 値の関係
 (b) ソリッドウォーターロッドを対象としたときのエネルギーと CT 値の関係

③実効原子番号の精度について

DECT では、対象とする物質の実効原子番号(Eff-Z)が測定でき、腎・尿管結石や腫瘍の成分鑑別等に利用されている⁵⁻⁶⁾。この Eff-Z も、診断の補助データとして活用されるため、その精度は重要である。

評価には、The Phantom Laboratory 社の Catphan phantom を使用した。このファントムでは、その組成から実効原子番号の理論値が算出されており Multi Energy CT ファントムと同様その値が公表されている。今回は Table 1 に示した 5 種の物質について測定を行った。結果を Table 1 に示す。

物質によりその誤差率は異なり、装置ごとに誤差の傾向は同等ではないが、おおむね誤差率 5.0% 以下と精度の良い結果が得られた。Spirit Filter 方式では、若干誤差率が高い結果となつたが、それでも 10% 以内であり良好な結果と言える。この Spirit Filter 方式の結果の理由は、前述と同様な理由が考えられる。

Table 1 各 DECT システムの理論値と実測値の誤差率

	Nominal	Error rate (%)				
		Dual spine	Dual source (150Sn/70kV)	Spectral detector (120kVp)	Spirit filter	Fast kV switching
Delren	6.95	0.1	0.77	-3.74	4.1	1.29
Polystyrene	5.7	0.5	0.0	-4.86	-6.7	-3.86
Teflon	8.43	1.4	1.42	-4.15	6.8	1.66
LDPE	5.44	-1.5	-3.49	-4.17	-9.4	-4.78
Acrylic	6.47	0.9	1.13	-3.2	0.5	1.85

以上3項目の検討結果から、限られた物質、撮像条件ではあるものの、各DECTシステムとも良好な性能であり、臨床上有用なデータを提供可能と推測できる。今回使用したファントムやそのロッドの組成が、人体における組成とは同一ではない為、実臨床での結果が今回のファントム実験データと全く同様な傾向を示すかは不明であり、本来なら人体組成と同等物質を用いて評価する事が理想的である。しかし、これを自作ファントムで実現する場合、経年変化や同一ファントムを再現性よく複数作成することが困難なことから、装置の基礎特性の確認や評価等に使用するにはある程度精度の担保が保証された既製のファントムに頼らざるを得ない。

今回は、ファントムサイズやロッド(物質)の種類の多さから、GAMMEX社のMulti Energy CTファントムを選択した。また、ファントム自体の個体誤差要因を排除するために、1つのファントムを各施設持ち回りで使用して測定を行った。したがって、今回の実験より得られた結果は、基礎特性の比較が可能であると考えられる。

4. さいごに

本稿では、臨床稼働中の5種類のDECTシステムの基礎特性を評価した。

冒頭でも述べたが、DECTは未だ十分なエビデンスが得られているとは言えず、検査として標準化されていない点もあり課題を有する。しかし、標準化されていないまでも、国内外で数多く報告されているように診断を補助するツールとして有用な情報を提供している事は間違いない。

各施設での医師・スタッフとは勿論であるが、同種の装置を扱うユーザーやそのメーカと情報を共有していくことでDECTに関する標準化が進み、診断や治療に貢献できる撮影技術となることを期待する。

参考文献

- 1) 上村恵子, 他. :スペクトラル CT 基本原理と臨床応用.秀潤社.
- 2) Aoki M, Hirose K, et al. Prognostic impact of average iodine density assessed by dual-energy spectral imaging for predicting lung tumor recurrence after stereotactic body radiotherapy. *J.Radiat.Res.*; 57(4):381-386.
- 3) Bongers, M.N., Schabel, C., et al. Noise-optimized virtual monoenergetic images and iodine maps for the detection of venous thrombosis in second-generation dual-energy CT (DECT): an ex vivo phantom study. *Eur.Radiol.*;25(6):1655-1664.
- 4) Pesiss, E., Campagna, R., et al. Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: reduction of metal artifacts at CT. *Radiographics*;33(2):573-583.
- 5) Kulkarni N.M., Eisner B.H., et al: Determination of renal stone composition in phantom and patients using single-source dual-energy computed tomography. *J. Comput. Assist. Tomogr.*;37(1), 37-45.
- 6) A. Mileto, B.C. Allen, et al.:Characterization of incidental renal mass with dual-energy CT: diagnostic accuracy of effective atomic number maps for discriminating nonenhancing cysts from enhancing masses. *AJR Am. J. Roentgenol.*;209 (4):221-230.

ワークショップ CT

テーマ B : Dual Energy CT の臨床応用 一標準化を目指して一

『頭頸部領域における Dual Energy CT の臨床応用』

Clinical Impact of Dual Energy Technology in the Head and Neck Imaging

埼玉県済生会川口総合病院

富田 博信

1. はじめに

Dual energy 撮影可能な CT 装置は近年拡大し、臨床においても少しずつ利用されている。本セッションでは頭頸部の臨床での有用性に関して、先行研究などを踏まえ、当院においての利用方法と、そのエビデンス、ピットフォールなどを報告する。

2. 頭頸部領域の Dual Energy CT 臨床先行研究(論文)

①仮想単色画像(MonoE)は、任意のエネルギー選択により、対象物のコントラストは変化することは知られている。先行報告では、頭部単純CTにおいて MonoE と kVp 画像における画質評価がされている。ここでは、MonoE の低 keV 画像において、灰白質および白質のコントラストは向上し、CNR にも優れていた。とされ、更に高 keV 画像において、頭蓋底アーチファクトは 120 keV で有意に低かった。しかし、観察者評価では、65 keV 程度が灰白質読影のためには最適なエネルギーである¹⁾と報告されている。

②Angio 検査後など、CT にて、出血を仮想単色画像(Virtual non contrast 以下 VNC)にて検出する事が可能であった。更に、スペクトル分析により、より低い keV(70 keV 未満)で得られた仮想単色画像およびスペクトルプロット上での病変の可視化の強化により、急性出血および造影剤の識別が可能になった²⁾と報告されている。

③脳梗塞の診断において、頭部 CT では early CT sign の評価がきわめて重要である。野口ら(富山大学)によると 120kV 相当の CT 画像、Low-kV 画像(80kV)、High-kV 画像(Sn 150kV)の 3 点で診断を行った。当初は early CT sign の評価には Low-kV 画像が最適と考えていた。しかし、実際に画像を比較してみると、Low-kV 画像は辺縁のアーチファクトやノイズが多くわかりにくく、High-kV 画像は浮腫による吸収値の下がり方が大きく、ノイズが少ないため病変を確認しやすい。また、脳梗塞の早期にて観察される hyperdense sign も High-kV 画像の方が観察しやすく、MonoE および Spectral HU Curve による解析でも同様の結果であった³⁾と報告している。

3. 画質の検討と実際の臨床

3-1 頭部(脳実質)

1、頭部単純撮影による Dual Energy 法のメリットは①の報告と同様な見解であり低 keV 画像ではコントラストは上昇し、高 keV 画像は頭蓋低のアーチファクトを抑制する傾向である。臨床画像では、コンベンショナル画像 (Fig.1 a)と同等なコントラスト 60KeV 程度において、画像 SD は良好で、CNR も向上している。しかしながら、③に示されているように、MonoE 低 keV 画像は、コントラストは向上するが、ビームハーゴニングの影響を大きく受け脳表の CT 値上昇が診断に支障をきたす (Fig.1 b) と考える。また高 120 keV (Fig.1 d) では画像ノイズレベルは良好であるが、白質、灰白質のコントラストは悪くなる傾向である。これに基づき、当院では 60~70 keV を使用し仮想単色画像の運用を試みている。また、後述するが、ビームハードニングアーチファクトもコンベンショナル画像に比べ、少なく、脳表やくも膜下腔辺縁の観察などには有用と思われる。

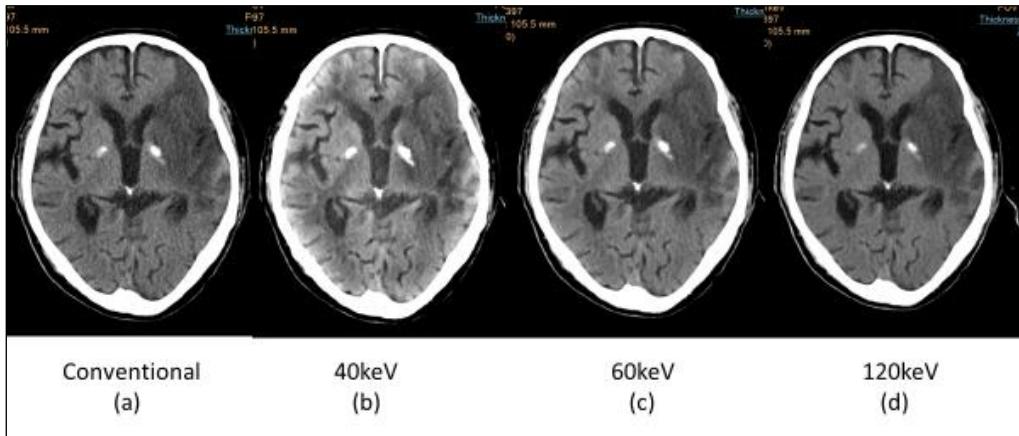
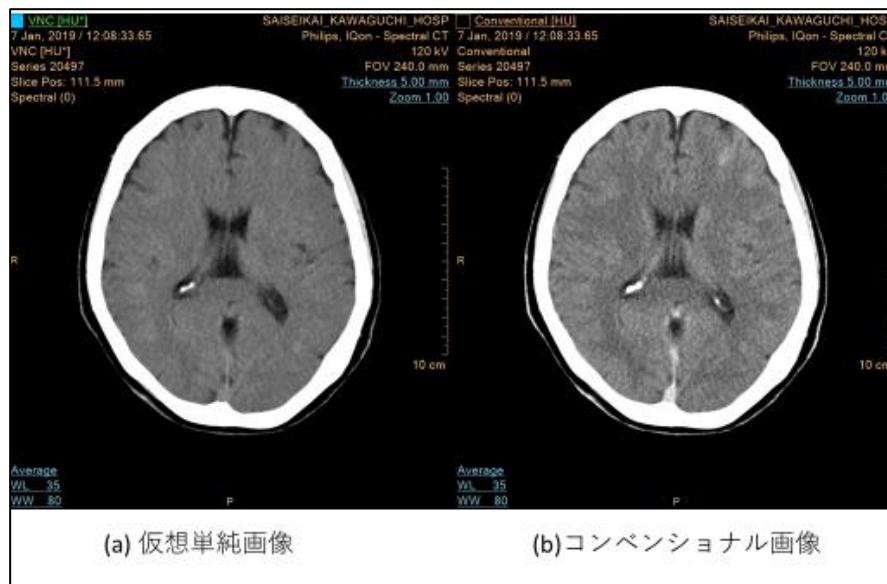


Fig.1 エネルギー変化と仮想単色画像のコントラストの変化

また、物質弁別機能を用いて、様々な画像情報の取得が可能であり、臨床において診療放射線技師が病変や疑わしき所見があれば積極的に追加画像の作成を行っている。②にもあるが特に有用となるのは出血、造影剤、



石灰化の識別である。Fig.2(b)はコンベンショナル画像であるが左前頭部に出血を疑う HAD を認めるが、Fig.2(a)により造影剤を弁別し仮想単純画像で確認するとヨードであることが確認でき、くも膜下出血の広がりは否定された。また、頭蓋内の非典型的な位置に HAD の石灰化か出血の鑑別にも有用で、隨時追加画像を作成し臨床へ提供している。更には出血部位の定量的解析も、可能である。

Fig.2 脳動脈瘤コイリング後 CT 画像

また、客観的な分析方法として、Spectral HU Curve を作成することにより、定量かが可能である。この特性は、原子番号が高ければ高いほど低 keV 画像の CT 値は上昇する特性を用いることである。出血成分の画像は白色であるが骨や造影剤との鑑別は、数値的解析により客観的評価が可能である。逆に脂肪は低エネルギー (keV) では低下する傾向がある。また、白質、灰白質のコントラストの変化もそれぞれのエネルギーで変化するので、病変が一番見やすい任意のエネルギーに調整、観察することで病変描出の正確性は向上すると考える。

3-2 金属アーチファクト低減

アーチファクトの軽減目的で高 keV の有用性も報告①されているが、動脈瘤塞栓に用いるコイルのような高吸収体のアーチファクト改善は若干程度であり大きく期待できるものではないと考える。Fig.3 にアーチファクトの改善例として提示するが大幅な低減には至っていない。しかし、後述するがステント内などの CT 値は性格に表される。

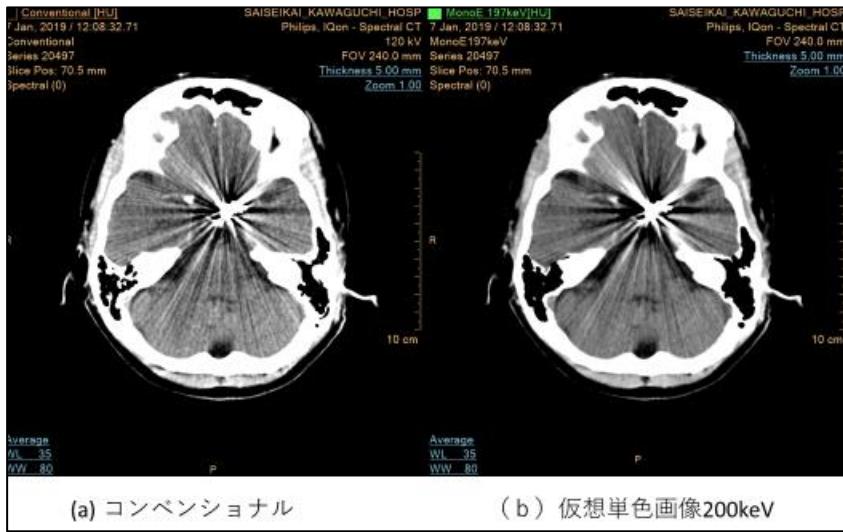


Fig.3 にアーチファクトの改善例

3-3 頸部(3D-CTAngio)

先行研究でも多く報告されているが、頸部血管3DCTAにおいて、造影剤低減撮影(血管)はルーチンで行っている。当院においても、生食混合注入法にて50%程度の造影剤低減撮影を行なっている。またサブトラクションにおいても工夫しており、単純画像より造影画像のMonoEのエネルギーを数keV上昇して再構成し、サブトラクションすることで、骨除去はかなり綺麗に行なうことができ、非剛体処理との併用も有用である。

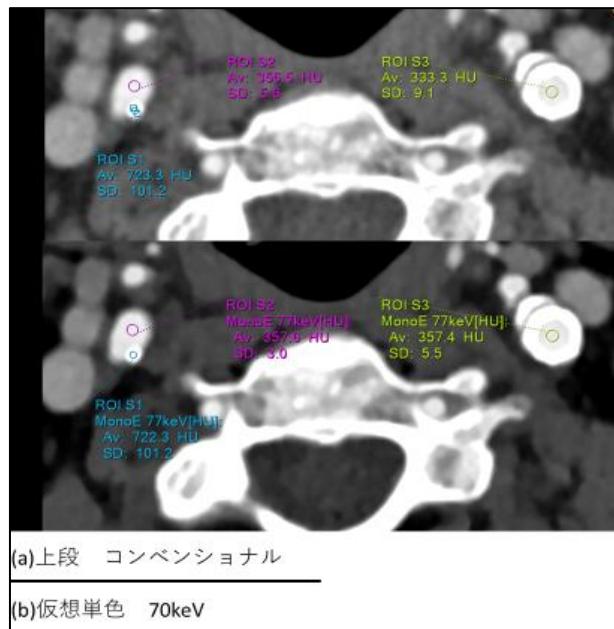


Fig.4 血管内 CT 値の正確性比較

更には、MonoEはビームハードニングアーチファクトをかなり抑制でき、コンベンショナル画像においてFig.4(a)の左総頸動脈ステント内と右総頸動脈CT値の差は40HU程度であるがFig.4(b)のMonoEでは両者にCT値の差は見られない。また、ステント内のplaquesの性状解析にも有効であり、脂質を含むか纖維化が強いかななども数値やFig.5のようなSpectral HU Curveによって解析でき、治療前のリスク評価にも適応できる。

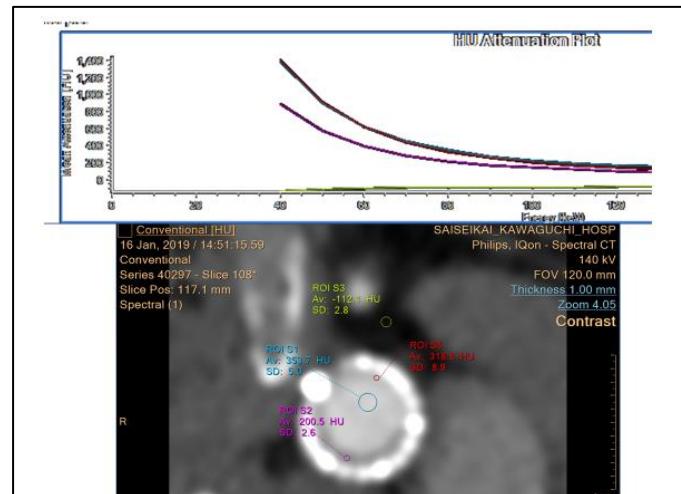


Fig.5 ステント内plaques解析

4. ピットフォール

Dual Energy を使用した解析や MonoE は、撮影線量にも大きく影響することは本大会において報告しており、留意事項の一つと考える。特に線量不足の状態で過度な低 keV 使用は控えるべきと思われる。Fig.6 は頸部 CT-Angio 時の小脳レベルの画像であるが、頭部撮影の場合は 50mGy 程度の十分な線量に対して、本検査は頸部血管であるので撮影線量は 12mGy 程度の画像である。画像からも低線量であると低 keV において小脳部に多くのアーチファクトが確認できる。血管であれば閾値を上昇させ、3D 画像作成をすることで大きな問題にならないが、脳実質を対象とした場合は問題があると考える。定量的な数値解析においても誤差が大きくなるので、

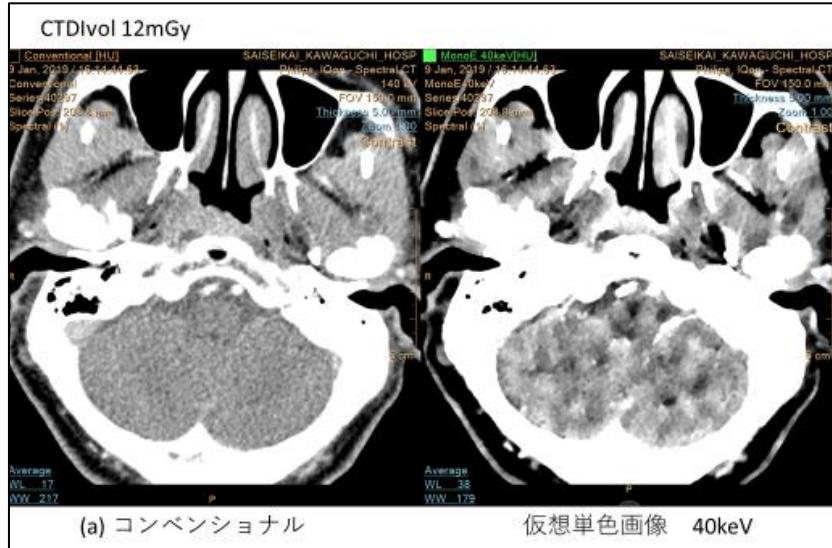


Fig.6 低線量における脳実質画像のアーチファクト

撮影線量には Dual Energy 解析を前提とした場合でも、十分留意すべきである。また低 keV 画像にて造影剤削減も非常に有用であるが、頭頸部などの血管径の細い部位を目的とする場合（特に 1mm 以下）、理論値の感度上昇（CT 値）と実際の臨床では、CT 値が大きく乖離することもあり、注意が必要である。（本大会にて当院より報告）これらの実際のファントム画像を当日示す。

4. まとめ

本セッションでは臨床においての当院における使用法、有用性なども若干のエビデンスを含め報告する。まだまだ、未知な部分も多いが、臨床に取り入れるところは活用し、線量コントロールも含め「適正化」を進めて行きたいと思う。学会参加者のプロトコル構築の一助となれば幸いである。

参考文献

- 1) Neuhaus, V., Abdullayev, N., Große Hokamp, N., Pahn, G., Kabbasch, C., Mpotsaris, A., Improvement of Image Quality in Unenhanced Dual-Layer CT of the Head Using Virtual Monoenergetic Images Compared With Polyenergetic Single-Energy CT. Invest Radiol, 2017 52(8), 470-476
- 2) Cho, S. B., Baek, H. J., Ryu, K. H., Moon, J. I., Choi, B. H., Park, S. E. Initial clinical experience with dual-layer detector spectral CT in patients with acute intracerebral haemorrhage: A single-centre pilot study. PLoS One, (2017) 12(11)
- 3) 野口京,Dual Energy CT in Neurology. SOMATOM Symposium 2016 Report, インナービジョン. 2016, 11

ワークショップ CT

テーマ B : Dual Energy CT の臨床応用 一標準化を目指して一

『胸部、循環器領域における Dual Energy CT の臨床応用』

Clinical Impact of Dual Energy Technology in the Chest and Cardiac Imaging

三重大学医学部附属病院

永澤 直樹

1. はじめに

Dual Energy 撮影ができる CT 装置が登場して十数年が経とうとしている。すでに様々な領域での有用性が報告されている。胸部領域では肺血流を表現するヨードマップ画像の臨床的有用性が広く知らしめられており、Dual Energy CT が生み出す様々な画像の中でも代表的なプロダクトイメージとなっている。本稿では2管球 CT による胸部、循環器領域における Dual Energy CT について紹介する。

2. 2管球 CT での Dual Energy 撮影の仕組み

Dual Energy 撮影を行うには言葉のとおり 2 種類の異なる X 線エネルギーデータを用いて画像の収集を行う(Fig.1)。2管球 CT は2つのX線発生装置が回転方向にほぼ 90 度離れて配置されている。それぞれの X 線発生装置がそれぞれ高エネルギー、低エネルギーの X 線を発生させることで 2 種類の異なる X 線エネルギー画像を取得することができる。シーメンス社製の 2 管球 CT の場合、高エネルギーの X 線を発生する装置側にスズ金属を用いた Tin-Filter が実装されており、X 線はこの Tin-Filter を通過することでさらに高い実効エネルギーの X 線に変化する。一般に Dual Energy 解析は 2 種類の異なる X 線エネルギーの差が大きいほど精度が高く、Tin-Filter は各種 Dual Energy 画像の解析精度を担保している。

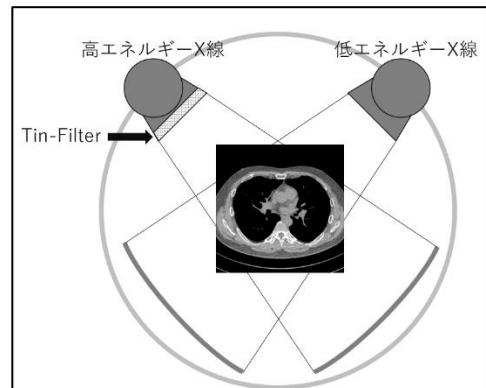


Fig.1 2 管球 CT による Dual Energy 撮影の仕組み

3. 肺血流画像/Lung PBV

肺血栓塞栓症等で肺血流を観察する際、Dual Energy 撮影による肺灌流画像 (Lung Perfused Blood Volume: LungPBV) (Fig.2) は塞栓部分に一致した欠損像を呈するため、診断能の向上に貢献している¹⁻³⁾。撮影法としては造影剤を 20 秒程度ボーラス注入し、肺動脈相を Dual Energy 撮影する。従来の Single Energy による肺動脈造影 CT とほぼ同様の手技で行うことができるためとても簡便に行うことができる。

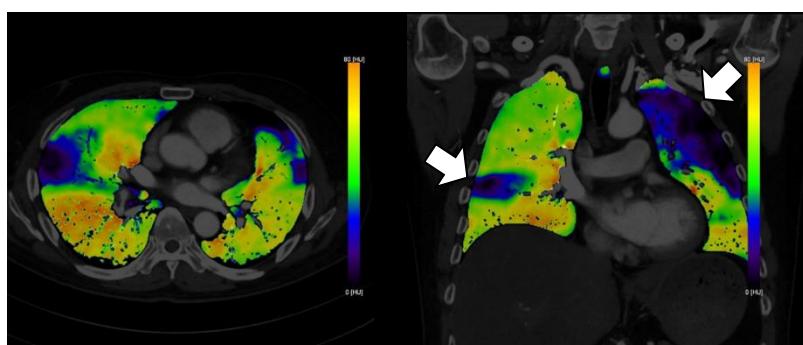


Fig.2 両側肺塞栓症の LungPBV

Ikeda らは閉塞部位は他部位より有意に Lung PBV 画像上の CT 値が低下していたことを報告している¹⁾. Sakamoto らは 240 例を対象に肺塞栓症の程度を重症, 中等度, 軽症群に分け, 3 群の Lung PBV 画像上の CT 値にそれぞれ有意差があることを報告し, 肺塞栓症の重症度評価に有用であることを示した²⁾. Takagi らは 46 例の慢性血栓塞栓性肺高血圧症患者に対し Lung PBV撮影を行い, 肺動脈厚や肺血管抵抗と比較して病態管理のゴールドスタンダードとして役立つことを報告している³⁾.

Lung PBV 画像の臨床的有用性を示した論文は他にも多々あるが, ピットフォールも存在する. Lung PBV 画像は肺動脈からのヨード造影剤の供給を画像化したものであるが, 同時に気管支動脈からの血流の影響も受けている. また, 慢性的な肺塞栓の場合は側副血行路による血流の影響も受けている. これらの血流の影響により本来欠損像になるべき領域が血流が保たれているように表示されることがある. また, 肋骨によるビームハードニングによるアーチファクトや上大静脈にまだヨード造影剤原液が残っていることで起きるハレーションによるアーチファクト等で診断能が損なわれることがあるので注意が必要である.

4. 心筋血流画像/Heart PBV

心臓領域における Dual Energy 撮影は他の領域と違い心電同期下で行われる. 心筋血流のヨードマップ画像 (Heart Perfused Blood Volume:HeartPBV) に関する報告が多く, 冠動脈撮影を Dual Energy で行いそのタイミングでの心筋虚血をみたり, 造影後の平衡相での HeartPBV で遅延造影による心筋梗塞を描出したりする (Fig.3).

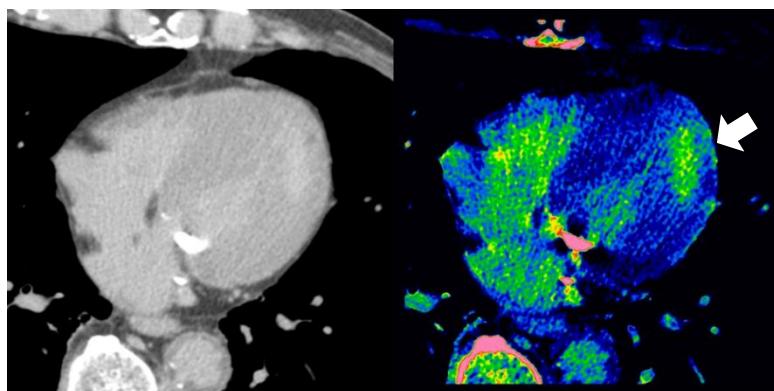


Fig.3 心筋梗塞における平衡相での HeartPBV
左は 120kV 相当画像
右は HeartPBV

心筋虚血を描出するには撮影時に心臓に虚血様の症状を起こさなければならない. CT 寝台上では運動負荷は難しいため, アデノシンや ATP を用いた薬剤負荷が行われる.

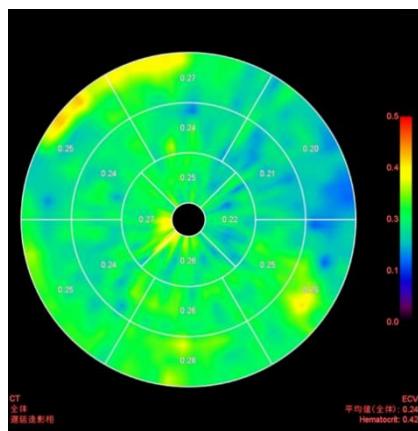
Kido らは ATP で薬剤負荷をかけ冠動脈 CT より少し遅いタイミングで心臓を Dual Energy 撮影し, 得られた HeartPBV が CAG の結果とよく相關していたことを報告している⁴⁾. Ko らは冠動脈 CT 画像に加え, 薬剤負荷 HeartPBV 画像を併用することで診断能が向上することを報告している⁵⁾.

心臓領域における Dual Energy 撮影は他の領域と違い心電同期が必要であるため装置の回転速度を最速まで高める必要があるが, 2 管球 CT の場合, 従来の心臓 CT では 66msec 程度の時間分解能だったのが 1 管球 CT と同等の 130msec 程度になり, 2 管球 CT ならではの時間分解能のアドバンテージを発揮できなくなる. また薬剤負荷時は心拍が平常時に比べ 10bpm 以上上昇するため, 求められる時間分解能を CT 装置が達成できなくなる可能性がある. そのためバンディングによるアーチファクトが発生し偽陽性が生じる恐れがある.

また心拍のコントロールにコアベータ等の β ブロッカーを使用すると虚血が改善するため, 正確な診断に支障をきたす恐れがある.

遅延造影画像については最近、細胞外液分画(Extracellular volume fraction :ECV) (Fig.4)を算出する試みも増えている(1式).

$$ECV(\%) = (\Delta HU_{myo} / \Delta HU_{blood}) \times (1 - Hematocrit) \times 100 \quad (1)$$



ΔHU_{myo} , ΔHU_{blood} はそれぞれ心筋および血液の CT 値の造影効果を示している。HeartPBV はヨードマップであるので、造影効果はそのまま HeartPBV 上の CT 値を測ればよい。

Leeらは造影12分後の平衡相において心臓をDual Energy撮影し、得られたHeartPBV画像よりECVを算出、そしてMRによって得られたECVと良好な一致を示したことを報告している⁶⁾。

ECV は心筋の線維化やアミロイド沈着の程度を示していると言われており、心筋性状を定量化することができ、今後大きな広がりを見せると思われる。

Fig.4 ECV の Bull's eye 表示

5. おわりに

胸部、循環器領域におけるDual Energy CTの現状と課題について述べた。胸部領域において代表的なDual Energy 画像であるLungPBVは肺野内のヨードマップであり、従来のCT画像ではどんなにウインドウを調整しても表現することができず、いわば“今まで見えなかつたものが見えるようになる”，CTの新たな発展・可能性を示したものといえる。しかしDual Energy CT研究はまだ道半ばであり、メーカー間や撮影プロトコルの違いによるあらゆるバリエーションが存在し、施設間での標準化が達成できていない。今後、日常臨床に溶け込んでゆくには標準化の取り組みが強く求められる。

参考文献

- 1) IKEDA, Yohei, et al. Analysis of decrease in lung perfusion blood volume with occlusive and non-occlusive pulmonary embolisms. European journal of radiology, 2014, 83.12: 2260-2267.
 - 2) SAKAMOTO, Ayami, et al. Quantification of lung perfusion blood volume with dual-energy CT: assessment of the severity of acute pulmonary thromboembolism. American Journal of Roentgenology, 2014, 203.2: 287-291.
 - 3) TAKAGI, Hidenobu, et al. Dual-energy CT to estimate clinical severity of chronic thromboembolic pulmonary hypertension: Comparison with invasive right heart catheterization. European journal of radiology, 2016, 85.9: 1574-1580.
 - 4) KIDO, Teruhito, et al. Adenosine triphosphate stress dual-source computed tomography to identify myocardial ischemia: comparison with invasive coronary angiography. Springerplus, 2014, 3.1: 75.
 - 5) KO, Sung Min, et al. Diagnostic performance of combined noninvasive anatomic and functional assessment with dual-source CT and adenosine-induced stress dual-energy CT for detection of significant coronary stenosis. American Journal of Roentgenology, 2012, 198.3: 512-520.
 - 6) LEE, Hye-Jeong, et al. Myocardial extracellular volume fraction with dual-energy equilibrium contrast-enhanced cardiac CT in nonischemic cardiomyopathy: a prospective comparison with cardiac MR imaging. Radiology, 2016, 280.1: 49-57.

ワークショップ CT

テーマ B : Dual Energy CT の臨床応用 一標準化を目指して一

『腹部領域における Dual Energy CT の臨床応用』

Clinical Impact of Dual Energy Technology in the Abdominal Imaging

岐阜大学医学部附属病院

三好 利治

1. はじめに

近年、腹部領域において「Dual Energy CT」(以下;DECT)は、多くの臨床情報をもたらすようになりつつある。2005 年の「Dual Souse CT」発表によって臨床応用が始まった DECT 撮影における追加情報の恩恵は、将来の診断情報を劇的に変化させると当時は期待されたが、それから 10 年以上経過してもその情報が大きく更新されるような臨床研究は多くされなかった。しかしながらここ数年、CT 装置の発達も後押したことで研究論文数が大幅に増えてきており、腹部領域だけに止まらず多種多様な部位での臨床活用が論文として公表され始めた。(Fig.1)

これらの手技が適用できれば、DECT で撮影を行った多くの症例で今まで得られなかつた情報を得ることが可能となるが、これらの情報を臨床で応用するための精度管理等の基礎的な部分が確立していないため、現在はそれらの数値や画像に多くの疑問点が残ってしまうという状態になっている。

本ワークショップでは、近年公表された腹部領域における DECT の臨床活用の紹介と、それに伴う今後の課題について発表する。

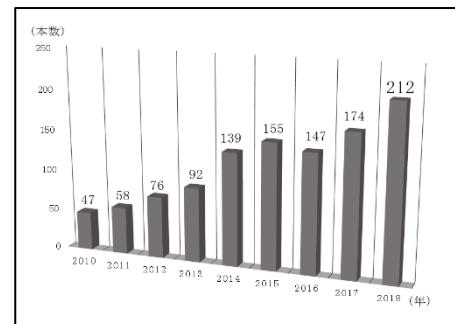


Fig.1 DECT 論文数の推移

2. 得られる画像の活用

DECT 装置で得ることが出来る画像は「仮想単色X線画像:Monochromatic image」と「物質弁別画像:Material decomposition image」の 2 つに大別される。(Fig.2)

仮想単色X線画像は DECT 登場当初より、低エネルギー画像を用いた造影剤減量や、高エネルギー画像を用いたメタルアーチファクト軽減などに多く用いられてきた。近年は、造影コントラストや画質が、どのエネルギーにおいて最適なのか摸索されている。

一方、物質弁別画像に関しては、造影剤の分布を確認するヨードマップや結石等の成分分析に用いられていたのが主で、その他にはあまり活用されていなかった。近年の論文では物質弁別画像の活用が目立ち、組織の変化や腫瘍の組成把握、転移の確認などに活用されつつある。

仮想単色X線画像:Monochromatic image
・低keV画像による造影効果増大 等
・高keV画像によるメタルアーチファクト軽減
物質弁別画像:Material decomposition image
・密度画像
・仮想単純CT画像
・Effective Z 等

Fig.2 DECT で得られる画像

3. 臨床応用と問題点

近年公表された腹部領域での DECT に関する論文は興味深いものが多数あるが、その中でも特に自身が大きなインパクトを受けたのが、Duke University Medical Center の Dr.Mileto らが 2015 年に公表した「副腎腺腫

の診断に対するDECTの活用」に関する論文¹⁾である。

現在一般的に行われている単純CTのCT値計測で行う診断は、その手法をROC(Receiver Operating Characteristic)解析すると、感度(陽性的中率)が67%、特異度(陰性的中率)が100%であった。しかしDECTを用いて造影検査を行った上で密度値解析を行うと、感度が96%、特異度が100%になり、副腎腺腫の診断が飛躍的に向上したという内容であった。従来行われている単純CTのCT値計測で行う診断は脂肪の含有量に依存した計測方法であったため、脂肪質が少ない副腎腺腫に対しては診断能が低下することは知られていたが、簡便に行える単純CT検査は一つの判断要素として診断に活用されてきた。今回の論文ではDECTを用いた造影CT検査を行うことで副腎腺腫の診断が95%以上の確率で適切に行えるようになる可能性を示唆しており驚異的な内容であった。勿論、造影検査を行うという多少のリスクは追加されるが、それでもこの結果は臨床的意義からしても無視できない数値であると考える。

先の論文ほどではないかもしれないが、我々の施設でも高い臨床的意義に直結する研究をチーム内で多数模索している。その中でも当院放射線科医師 野田佳史先生が中心となり、腫瘍に対する化学療法効果判定をヨード密度値で行う臨床研究が行われ、結果が出たため論文として公表した。²⁾

本研究の対象は、腫瘍に対するFirst-lineの化学療法が行われかつDECT撮影を行った患者群60名を対象としている。得られた画像を、固形がんの治療効果判定のための新ガイドライン(RECIST guideline ver. 1.1)³⁾に照らし合わせて化学療法の効果判定を行い、化学療法が効いた群(Complete Response, Partial Response, Stable Disease)と効かなかつた群(Progressive Disease)の2群に分け、DECT撮影で得られた情報との関係性を模索した。この研究では腫瘍に置いたROI

(Region of Interest)内の記述統計量や時間での変化量を利用している(Fig.3)、記述統計量のDECTへの活用は近年世界中で注目されており、多くの研究論文で「Texture Analysis」や「Histogram Analysis」といった名前で使用されている。本研究では、単変量解析と多変量解析の結果として「腫瘍実質相におけるヨード密度値の尖度(以下;kurtosis)」と「ヨード密度値の変化量(以下;ΔIC)」が因子として有意差が出た。この2つの因子を元に重回帰分析を行い、得られた値をDiagnostic index(0.52 - 1.45 × kurtosis + 0.69 × ΔIC)として、2群のDiagnostic indexをROC解析にかけAUC(Area Under the ROC Curve)を算出すると0.889となり単変量解析で有意差が出た値の中で最も高い値となった。この時の、感度(陽性的中率)は97.7%、特異度(陰性的中率)が70.6%であり、腫瘍化学療法効果判定に応用可能であることが示唆された。

Duke University Medical Centerの論文も、当院の論文もDECTで得られる「密度値」を元に検討されている、しかしながらこの「密度値」はDECTのベンダーから与えられた値であり、その正確性を証明する手法は確立していないのが現状である。ベンダー間の値の統一は勿論、機器固有の値のずれ(同機種における施設間のずれ)を検証する手法を確立しない限り、この値をこのまま臨床に用いることは危険であると考える。

当院においても、ヨード密度値がどれほど正確なのか、同一ベンダーの違う機種にてファントム実験を行ったが、臨床に耐えうる正確性はあるものの機種間での誤差は発生してしまう。先に述べた論文のように、臨床的意義が高い手法は数多く公表されているが、技術職であるDECTのベンダーと診療放射線技師が協力し、これらの問題を解決することで、論文で公表された臨床的意義が高い手法が初めて臨床活用できると考える。

ROI内の記述統計量(23種)		
・平均値	・範囲	・エネルギー
・標準誤差	・最小値	・百分位数 0%
・中央値	・最大値	・百分位数 10%
・最頻値	・合計	・百分位数 25%
・標準偏差	・標本数	・百分位数 50%
・分散	・変動係数	・百分位数 75%
・尖度	・エントロピー	・百分位数 90%
・歪度		・百分位数 100%
変化量としての値(2種)		
ΔCT	= 腫瘍実質相の平均CT値 - 平衡相の平均CT値	
ΔIC	= 腫瘍実質相の平均ヨード密度値 - 平衡相の平均ヨード密度値	

Fig.3 記述統計量と変化量

4.まとめ

DECTで得ることが可能な情報の臨床活用は、ここ数年で数多く公表されている。しかしながら、これらの情報は各診療科の医師が把握しているわけではないため、実際の診療へ広がる速度は極めて遅いのが現状である。我々が内容や理論をしっかりと理解した上で撮影に活用できるよう調整し、DECTの臨床活用を理解している放射線科医師と共に活用を広めていくことが、今後の重要な課題であると考える。

DECTの有用性が数多く証明され活用が広がり数多くのエビデンスが得られれば、診療ガイドライン等に明記され標準化されることで統一した検査が行われ、DECTにて検査を受ける患者さんの幅広い利益に直結すると考えられるため、今後も検討を続けていきたいと思う。

参考文献

- 1) Achille Mileto, Rendon C. Nelson, Daniele Marin, et al. Dual-energy Multidetector CT for the characterization of incidental adrenal nodules: Diagnostic Performance of Contrast enhanced Material Density Analysis. Radiology; 2015 Feb, Vol. 274: 445-454.
- 2) Noda Y, Goshima S, Miyoshi T, et al. Assessing Chemotherapeutic Response in Pancreatic Ductal Adenocarcinoma: Histogram Analysis of Iodine Concentration and CT Number in Single-Source Dual-Energy CT. AJR Am J Roentgenol; 2018 Dec, 211(6): 1221-1226.
- 3) Eisenhauer EA, Therasse P, Bogaerts J, et al. New response evaluation criteria in solid tumours: revised RECIST guideline (version 1.1). Eur J Cancer; 2009 Jan, 45(2):228-47.

ワークショップ CT

テーマ B : Dual Energy CT の臨床応用 一標準化を目指して一

『整形外科領域における Dual Energy CT の臨床応用』

Clinical Impact of Dual Energy Technology in the Bone Imaging

富山労災病院

野水 敏行

1. はじめに

整形外科領域において Dual Energy CT の登場は、いくつかの臨床的課題を解決できうる技術であるとともに、比較的体動が少ない領域であり低コストの 2 回転方式の Dual Energy CT でも撮影可能であるメリットも大きいと考える。現状の臨床応用として、一つは仮想単色 X 線画像を利用し、高 keV を用いた金属アーチファクト低減や腱など特異なエネルギー特性を持つ組織のコントラストを上げることである。もう一つは、物質弁別の機能を利用し、骨挫傷による髄内血腫や浮腫を描出するものである。特に後者については、ゴールドスタンダードである MRI に変わるものとして期待されている。私たちはキヤノン社製の CT を用い不顕性骨折に対して髄内出血を描出する骨挫傷イメージ: Bone Bruise Image (以下、BBI) を開発し、臨床で有用な画像を得ることに成功している。本稿では、高 keV 利用の金属アーチファクト低減と BBI の臨床上の有用性と可能性を提示する。

2. 使用装置と撮影条件

使用装置は Aquilion ONE Nature Edition (Soft Version 8.3; キヤノンメディカルシステムズ社製)を用い、120 ~ 160mm 範囲を 2 回転方式による Dual Energy Volume 撮影、または、撮影範囲が長い場合は Wide Volume 撮影を行った。基本となる撮影条件は、管電圧は 80kV+135kV を使用し、四肢系では管電流 570mA+100mA、0.75 秒回転、股関節・脊椎系では管電流 800mA+140mA、1.0 秒回転を使用した。コリメーションは 0.5mm × 240~320 列を使用し、1 Volume での CTDIvol は 12.7~15.3mGy、DLP は 158.0~245.6mGy·cm であった。画像再構成は、スクリューなど金属アーチファクト低減時には再構成閾数 FC30 を使用し、BBI の場合は再構成閾数 FC14 を使用した。ともに逐次近似応用再構成 AIDR 3D Enhanced Mild·Standard·Strong を適宜用いた。

3. 高 keV を用いた金属アーチファクト低減

キヤノン社の CT 装置では、金属アーチファクト低減に SEMAR (Single Energy Metal Artifact Reduction) と呼ばれる再構成法が効果的であるといわれている。しかし、私たちの検討では整形の内固定用スクリューに関して SEMAR では複雑なアーチファクトが出現したり、骨の欠損が認められ、スクリュー系の固定金属には使用していないかった。一方、Dual Energy CT の登場以来、高 keV 使用による金属アーチファクトの低減は効果的と言われており、私たちもキヤノン社製装置で活用を試みている。

キヤノン社製の仮想単色 X 線画像は 1keV 単位で 135keV まで作成可能である。金属アーチファクトは、keV の上昇とともに低減される (Fig.1)。当施設では胸腰椎の椎弓根スクリューには 120keV、四

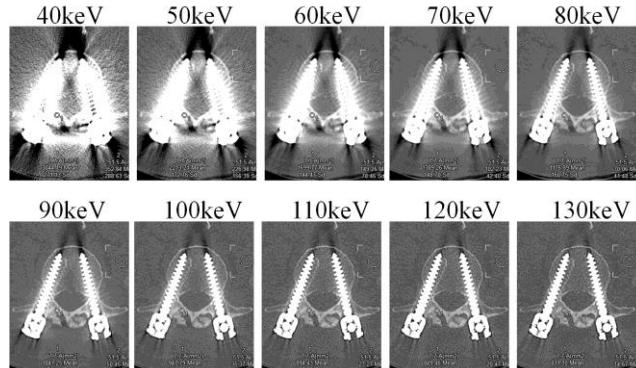


Fig.1 40keV から 130keV の仮想単色 X 線画像

肢の内固定スクリューには 100keV 程度を使用して好結果を得ている(Fig.2)。スクリューによるルースニング精査目的ではスクリュー近傍が明瞭に描出され効果的である(Fig.3)。しかし注意点として、keV の上昇にともなう骨 CT 値の低下は免れないこと、高 keV によるノイズ増大のデメリットもあり、骨癒合評価の経過観察には注意が必要である。

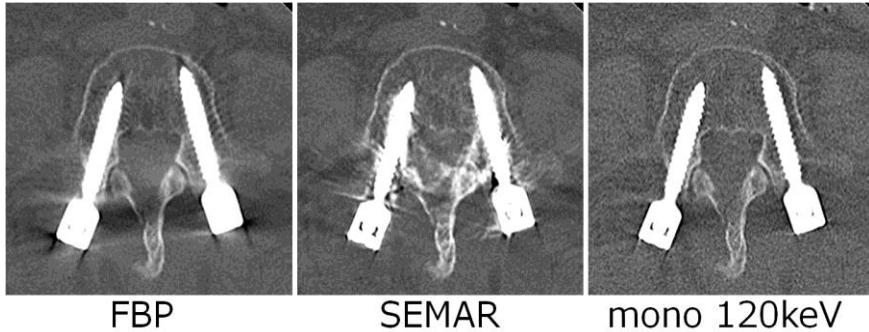


Fig.2 再構成によるアーチファクトの比較

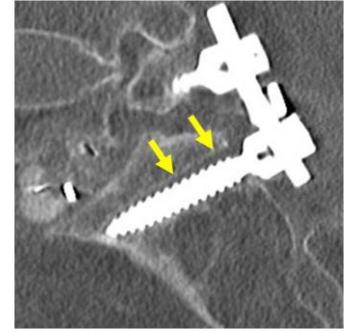


Fig.3 僅かなルースニングの描出

4. 骨挫傷イメージ(Bone Bruise Image: BBI)の開発経緯と特徴

骨外傷にて一般撮影で骨折を認めない不顕性骨折(Occult Fracture)および骨挫傷(Bone Bruise)は、CT の細かい MPR 画像でも描出困難であり MRI が診断のゴールドスタンダードである。しかし、受傷後すぐに MRI を撮像できる施設は少なく、診断・治療開始が遅れるケースも存在する。一方、CT は転位の少ない骨折では描出困難な症例が多く存在するものの、比較的簡便に撮影できる施設が多く、早期診断早期治療が重要視されることから CT で不顕性骨折を描出する方法が期待されていた。その策として MIP や 3D を作成したり、軟部のウインドウ調整で観察するなど様々な方法を行ってきたが、どれも決定的な方法とは言えなかった。近年、Dual Energy CT の登場で物質弁別が可能となり、それを利用した骨髄イメージが不顕性骨折や骨挫傷の描出に有用との論文が登場しており、私たちの施設でもキヤノン社製 CT にて検討を開始した次第である。

私たちは、骨に外力が加わりそのダメージにより生じる骨挫傷(Bone Bruise)を骨内の出血として描出することを前提としており、急性期外傷をターゲットにしている。よって名称も骨髄イメージではなく骨挫傷イメージ(Bone Bruise Image: 以下 BBI)と命名した。対象症例も受傷後 1 日以内が最も多く、長くても 10 日以内の症例がほとんどである。

5. BBI の解析方法

キヤノン社製 CT 本体内蔵アプリケーションの生データベース Dual Energy 解析による Material Decomposition 法によるヨード Map を改良し、仮想カルシウム除去:Virtual Non Calcium 画像を作成し BBI を得た(Fig.4)。基準物質 1 を脂肪、基準物質 2 を軟部組織とし、80kV/135kV の CT 値をそれぞれ

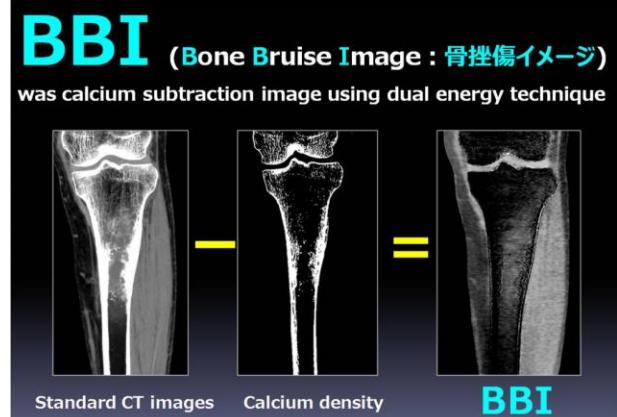


Fig.4 Virtual Non Calcium による BBI の模式図

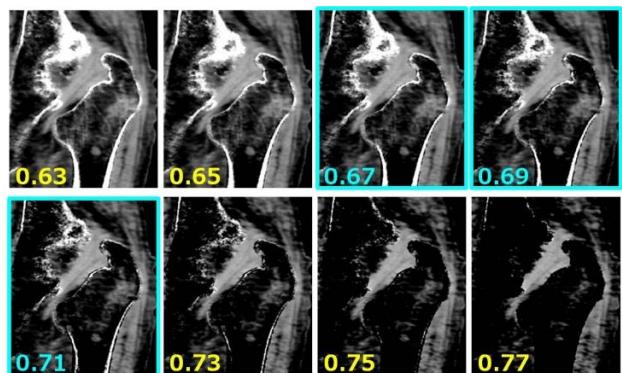


Fig.5 傾きの検討 0.67～0.71 が良好

-136HU/-106HUと67HU/63HUとした。傾きは0.67, 0.69, 0.71の3種類を、スライス厚は3~5mmを症例に合わせ設定している。傾きの調整が最も画像に影響するため慎重な調整が必要である(Fig.5)。完成した画像は白黒であるが、視認性を良好にする場合に装置本体のカラーテーブルを使用し、色付けしている。

6. BBIの画像所見

通常の骨CT画像において、骨折は皮質骨の断裂や転位にて描出されるのに対し、骨折および骨挫傷症例のBBI画像の特徴は、骨傷周囲の骨髓内にびまん性高コントラスト領域が描出される。一見、通常のMPR画像で見逃してしまうようなわずかな骨折と転位でも同様の変化を捉えている(Fig.6,7)。

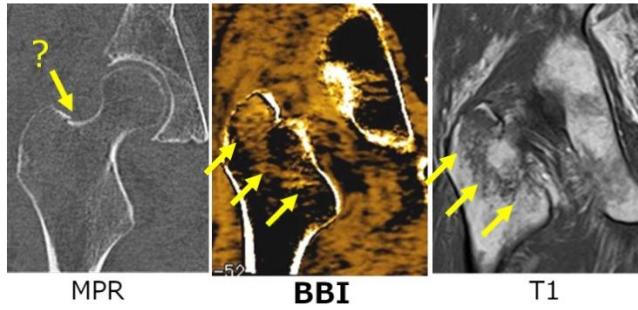


Fig.6 大腿骨転子部骨折

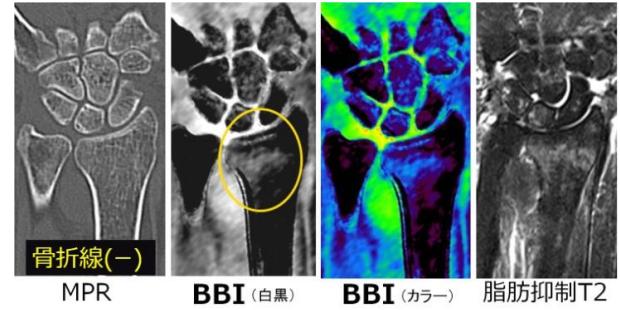


Fig.7 様骨遠位端骨折(不顕性)

これらの骨折・骨挫傷症例のBBI画像に存在するびまん性の領域は、MRIの脂肪抑制T2強調画像およびT1画像と酷似していた。また、腰椎の椎体骨折の症例では新鮮な椎体骨折のみに反応し、陳旧性の椎体骨折には無反応であった(Fig.8)。この結果から仮説ではあるが、このびまん性の領域は骨折時に生じる骨髓内の新鮮な出血を描出している可能性が高いといえる。

7. BBIにおける血腫描出の因子の考察

前述の症例をまとめ2018年RSNAで報告した四肢・股関節の定性テストの結果を示す(Fig.9)。対象は受傷後2週以内で、BBIとMRIまたは他の方法で骨折の最終診断と比較したものである。すべての項目で高い数字を示しており、かなり高い信頼性をもって臨床に役立つことが示唆された。脊椎に対しても共同研究を行っている奥州市総合水沢病院の高橋の84症例の定性テストでは、四肢よりやや劣るものの遜色のない結果が得られている。

これらの症例の踏まえ、BBIの髓内血腫描出の要因を考察する。第一に、髓内の出血量が多いほうが描出は良好であった。これは血行豊富な股関節や大腿骨が強く反応する反面、それほど血行豊富ではない脊椎では淡い反応となることから推察できる。第二に、受傷時期から短期間の検査が望ましいことである。これは受傷直後に髓内出血がおこり、10日前後から骨修復が開始されるといわれており新鮮血腫は吸収されていくからと考察する。実際、2週以降経過した椎体骨折では描出不

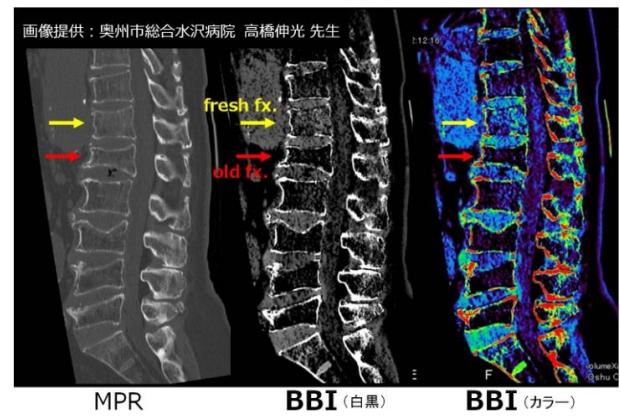


Fig.8 多発椎体骨折(T12新鮮骨折)

【BBIと最終臨床診断との検討】 n=81			
Parameter	Value	95% CI	nominator / denominator
Sensitivity	95.0 %	86.1 - 99.0	57 / 60
Specificity	95.2 %	76.2 - 99.9	20 / 21
Accuracy	95.1 %	87.8 - 98.6	77 / 81
PPV	98.3 %	90.8 - 100	57 / 58
NPV	87.0 %	66.4 - 97.2	20 / 23

Toshiyuki N, et al.: 320-detector row dual-energy CT detects bone bruise: development and performance of bone bruise imaging without MRI. RSNA2018.

Fig.9 四肢・股関節の定性テスト結果

良例がほとんどであった。一部の先行文献などでは、骨密度や血液の濃度といったことが関与が大きいとの記述も存在するが、筆者は骨髄イメージでは、血腫の量と検査時期が一番の要因と考えている。

描出不良または弱い反応の原因として考えられる技術的要因としては、線量不足によるノイズ量の増大が考えられる。これは装置に依存するが、むやみに線量を増やしては被ばく増大にもつながるため、今後、新たな再構成の手法である逐次近似再構成:FIRST や Deep Learning Reconstruction:AI CE などで対応できるか期待したい。その他、解析パラメータの適正化も必要である。こちらに関してはまだまだ煮詰める要素があり、我々も現在取り組んでいるところである。

8. BBI の課題と問題点

自施設の現状で改善できることとしては、撮影パラメータと解析パラメータの適正化である。現在も試行錯誤を繰り返し進歩はしているものの、専用アプリケーションやファントムを開発できていないため進行は遅いというのが現状である。しかし、まだまだ精度を向上させていく要因はたくさん考えられるので今後検討していきたい。

一方、定性テストの結果にも影響する問題点としては、BBI 作成および読影に対する慣れがある程度必要である。最初は、骨折症例で作成および読影に慣れていくべきと考える。

また、BBI は現状ではどうしてもゴールドスタンダードの MRI には及ぶことはなく、MPR の一助としての位置づけと考えることが肝要である。

9. BBI の今後の展望

今回は誌面の都合で詳細なデータは省略したが、本法は不顕性骨折の早期診断・早期治療開始に有用なツールになりえると確信する。より信頼度が向上すれば症例によっては MRI を省略できる可能性も十分あり得る。そのためには、装置メーカーによる開発と自動アプリケーション化が望まれる。また外傷による患者の多くは市中の病院に受診するため普及型の CT 装置でも BBI にて検査が行われるような装置開発を期待する。

Dual Energy CT がもたらす新しいコントラストは、将来大きな可能性を秘めているはずである。それを切り広げるべく、今後多くの研究者が Dual Energy CT に携わることを期待する。

＜謝辞＞

本稿を執筆するにあたり、BBI を共同研究している奥州市総合水沢病院の高橋伸光先生、キヤノンメディカルシステムズの伊藤恭子氏に感謝申し上げます。

参考文献

- 1) 野水敏行. Dual Energy CT の骨折精査への応用. 映像情報メディカル; Vol.50-2:99-104, 2018
- 2) 野水敏行. 整形領域—指摘が難しい骨折編—. アールティ 61:25-27, 2014
- 3) 大橋一也. Dual energy による骨髄(bone marrow)イメージング. 映像情報メディカル; Vol.49-11:68-73, 2017
- 4) Torsten Diekhoff, et al: Osteitis: a retrospective feasibility study comparing single-sourcedual-energy CT to MRI in selected patients with suspected acute gout. Skeletal Radiol, 46,185-190, 2017
- 5) Bernhard Petritsch, et al.: Vertebral Compression Fractures:Third-Generation Dual-Energy CT for Detection of Bone Marrow Edema at Visual and Quantitative Analyses.Radiology,28,161-168,2017
- 6) Trenton T. Kellock, et al:Detection of Bone Marrow edema in nondisplaced hip Fractures: Utility of a Virtual

Noncalcium Dual-Energy CT Application.Radiology,284,798-805,2017

- 7) Torsten Diekhoff, et al. Single-source dual-energy computed tomography for the assessment of bone marrow edema in vertebral compression fractures:a prospective diagnostic accuracy study. European Radiology, 29:31-39, 2019

教育講演

テーマ C (MR) : より質の高い MRI 検査を目指して

『脳神経領域（小児含）における MRI 検査』

MR Examination of the Central Nervous System

東京慈恵会医科大学附属第三病院

豊田 圭子

1. はじめに

MR 検査で質の高い一步踏み込んだ検査をするためには、撮像時に疾患や病態も考えていくことが肝要である。そのためには医学的知識と豊富な撮像経験が必要である。脳神経領域の MRI 検査は他の領域と比べ最も汎用され、撮像する機会が多い。疾患の種類が多く、それぞれに対して撮像法を組み立て、また追加する撮像法を考える習慣をその都度つけていくと、病態も理解するよいトレーニングにもなる。ひいては医師から信頼される MR 担当技師にもなり得ろう。本講演では、依頼医からの依頼書、臨床情報をもとに、ルーチン検査でとられた画像から病態を考え、次にどう検査を追加していくかについて解説する。すなわち、このような MRI 画像・臨床・身体所見を見たら、どう考えるか、医学的知識を補うことで、撮像現場での Flexible な対応に繋がることも目的とする。

2. 頭部ルーチン検査

頭部のルーチン検査は T1 強調像、T2 強調像、FLAIR 像、拡散強調像が基本となる。可能であれば 3D で撮像する。

3. 脳神経領域における疾患

a. 脳梗塞

脳血管障害では拡散強調像の高信号、ADC 画像での低信号が急性期梗塞をあらわす所見となる。この際に MRA、FLAIR、T2 強調像も撮像するのがルーチン化されているであろう。拡散強調像にて高信号で ADC にて低信号であるのが急性期梗塞における診断であるが、血管支配を知っておくとよい。一步踏み込む撮像法とすると、高 b 値拡散強調像があげられる (Fig.1)。

また、FLAIR は、実質の信号変化の有無を評価するのに有用であるが、さらには、内頸動脈、中大脳動脈、前大脳動脈、後大脳動脈といった主幹血管の評価にも有用である。これらの主幹動脈は低信号の脳脊髄液内に通常 flow void としての低信号としまスクされてしまうが、大きな血管が塞栓子により閉塞して

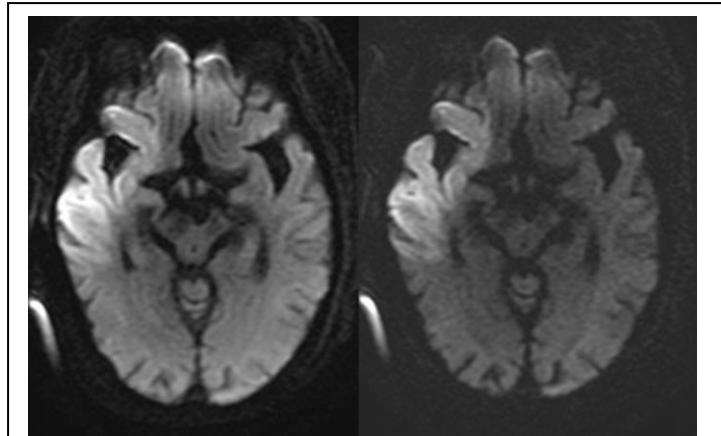


Fig.1 拡散強調像 中大脳動脈領域梗塞
b1000 b2000

しまうと、遅延した流れが高信号として描出される。この所見は intraarterial signal (血管内高信号)と呼称される(Fig.2)。Hyperintense vessel sign など別の名称でも言われるが、同じである。心原性塞栓症など大きな血管での脳塞栓では intraarterial signal は極めて有用な所見となる。MRA でも同様の主幹血管閉塞は同定されるが、FLAIR における血管内高信号は臨床的診断法として色あせない。

最近は、磁化率強調像も撮像時間が短縮され、追加撮像が勧められる。磁化率強調像では血管内の血栓は低信号として描出され、診断にも有用である。脳血管障害では中心灰白質領域の微小出血が多数認められることが多く、穿通枝血管の粥状効果による。その他、広範な脳梗塞などでの静脈血の酸素飽和度の低下を反映して髄質静脈が拡張し線状の低信号が目立ってくる。磁化率強調像では静脈奇形や海綿状血管奇形の同定も汎用前より容易である(Fig.3)。放射状あるいは傘状の低信号域を白質内に認めた場合には静脈奇形が考えられる。また低信号がポップコーン状の形態の場合には海綿状血管奇形が考えやすい。静脈奇形や海綿状血管奇形は、SWI を施行していない場合では、拡散強調像の b0 の EPI 画像も代替として参考となりうる。

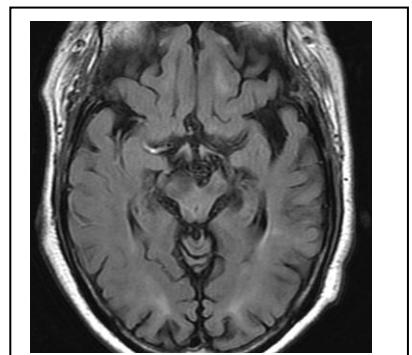


Fig.2 FLAIR 像
中大脳動脈領域梗塞

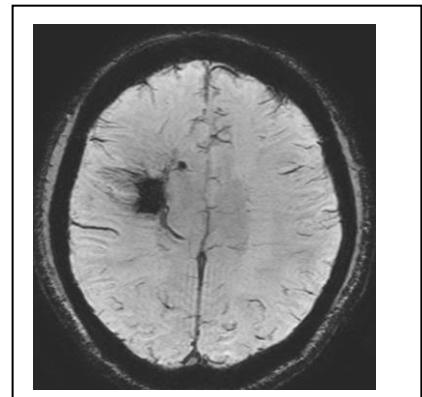


Fig.3 静脈奇形と海綿状血管腫
磁化率強調像

b. 認知症を来す疾患やその他の変性性疾患

認知症をきたす疾患では認知症の臨床症状が第一の診断根拠となり、MRI 診断そのもののみで認知症のタイプを診断するのは混乱をきたす。またオーバーラップや複合病理もあるので、大脳のどの部位に皮質萎縮が目立つか、という所見にとどめる。認知症のうち最多のアルツハイマー病では、記憶障害を初発として進行すると失行、失認をきたす。認知症をきたす疾患が疑われる場合、長谷川式認知症スケール HDS-R のあるいはミニメンタルステート検査 MMSE の低下(いずれも 30 点満点)が検査前に行ってるので、点の低下を確認するとよい。MRI 撮像では、主に皮質の厚みや萎縮を検討する面から、冠状断あるいは矢状断の MPRAGE あるいは SPGR が有用で、側頭葉内側構造の萎縮が見られる。また、後部帯状回、楔前部、頭頂葉連合野などにも萎縮が認められる。海馬萎縮は、他の認知症、例えば Levy 小体型認知症、歯齶顆粒性認知症でもみられる。しかし Levy 小体型認知症では幻視や気分障害が特徴的であり、歯齶顆粒性認知症では高齢発症、易怒性、頑固、などの性格変化もみられるのでそれぞれの認知症症状を基本的な知識として知っておくのは MR 検査担当技師にとって役に立つ。一方で、認知症や軽度の認知障害として画像が依頼された場合で上記の変性性疾患でない場合、他の認知症をきたす疾患を画像でルールアウトするのも MRI 検査の大きな役割の一つである。認知症は長い経過をかけて発症していくのが上記変性性認知症の特徴であるが、一方で急性に発症する認知症がある。これら、炎症を伴うアミロイドアンギオパチー(Fig.4)や血管内悪性リンパ腫には磁化率強調像、クロイツフ

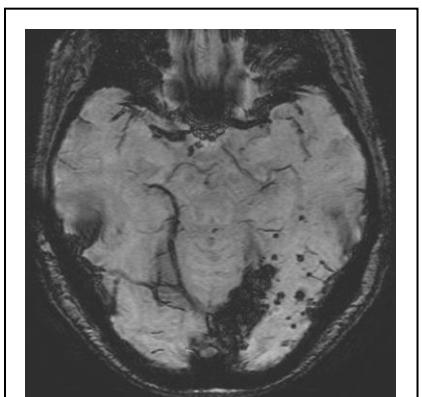


Fig.4 アミロイドアンギオパチー
磁化率強調像

エルドヤコブ病には拡散強調像が有用で、罹患年齢からは鑑別疾患となる。HIV 脳症や中毒性疾患を含めた白質脳症の場合には、罹患年齢は若く、白質にて T2 強調像で高信号変化がみられるといった罹患部位が異なる。

認知症をきたさない変性性疾患でパーキンソン症状をきたす代表的なものが進行性核上性麻痺である。本疾患では T1 強調画像矢状断にて特徴的なペンギンシルエットサインがみられる。横断像のみでなく矢状断への再構成あるいは撮像を行う。

c. 脳腫瘍

MRI で脳内に占拠性病変を見た場合に、第一に腫瘍なのかあるいは腫瘍をきたす脱髓性疾患であるのか鑑別は難しい場合が時としてみられる。例えば脱髓疾患である多発性硬化症で、実質内腫瘍様に見えるもの (tumefactive lesion) もある。これは新生物ではないので、造影をした場合には増強効果はさほど強くなく、静脈系が病変内を通常に貫く所見が磁化率強調像にて同定される。

明らかに腫瘍では実質内腫瘍と実質外腫瘍の鑑別をすることがまず始めのステップである。T1強調像系、T2 強調像系の3D 薄層で撮像し 3 方向で再構成された画像を作成し評価する。実質外腫瘍は大脳皮質が腫瘍の外にあるかどうかを確認する。

d. 脱髓疾患

脱髓疾患の一つとして多発性硬化症はよく知られた疾患で脱髓斑の評価に MRI が用いられる。初回の MRI だけでは診断ができないことがある。T2 強調像や FLAIR 像での病変が同定しやすい。一方でプロトン強調像がより病変を同定しやすい場合があるので基本の T2 強調像はダブルエコーでの撮像が勧められる。Double IR 法も追加できれば有用な画像法である。

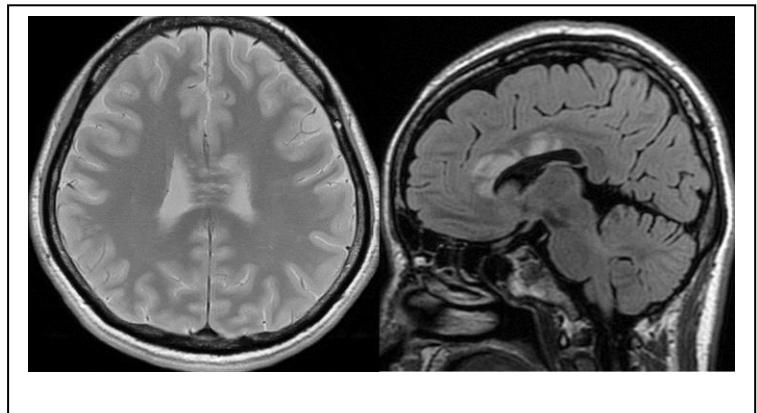


Fig.5 視神経脊髓炎
プロトン強調像 FLAIR 像矢状断

多発性硬化症の鑑別におなじ脱髓疾患で視神経脊髓炎があげられる。脊髓病変が主となるが、脳病変もあり多発性硬化症とは罹患しやすい部位がことなる。本疾患は特に視神経炎を合併する。これらの脱髓性病変が疑われた場合に眼窩内視神経の萎縮の有無をみるのも重要であり、冠状断の脂肪抑制 T2 強調像、STIR が有用となる。

e. 感染症

頭痛、発熱、項部硬直、意識障害にて髄膜炎が疑われる場合頭部 MRI が施行される。Gd 造影が有用である。造影には通常の T1強調系の画像の他に、T2FLAIR にても造影後に撮像すると濃厚の増強効果がよりわかりやすい。の造影前および後に 3D T2 FLAIR 像にて施行にて、軟膜、硬膜の増強効果がより分かりやすくなり、限局性の増強効果も同定できる。GRE T1 強調像よりも明瞭である。

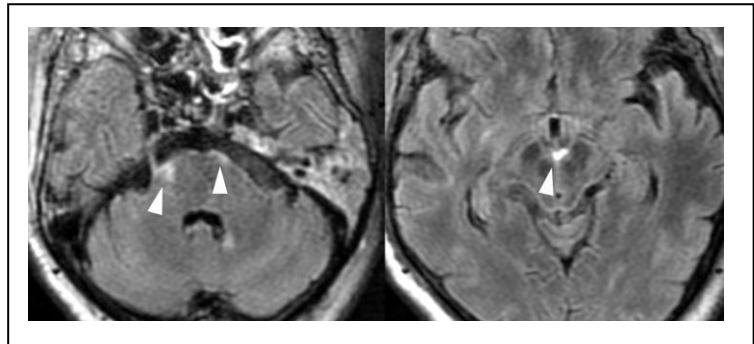


Fig.6 感染性髄膜造影 T2FLAIR 像

f. 小児疾患

新生児の神経疾患では急な症状、救急疾患であることが多い。新生児疾患の撮像で注意すべき点は、特にT1強調像では3方向を撮像し、T2強調像、拡散強調像、磁化率強調像あるいはT2*強調像も追加する。これらの画像の意義は奇形の有無、髄鞘化の程度、対象となる低酸素性虚血性脳症の程度を診断するためである。低酸素性虚血性脳症で、脳室周囲上皮下出血の有無を診断するには磁化率強調像あるいはT2*強調像が有用である。

先天性代謝性疾患に関しては、左右対照的な異常信号を呈し、T2強調系における白質および中心灰白質の信号変化に注意する。必要に応じMRSを追加する。

急性の脳炎脳症の場合には、ルーチン検査で所見が出ないことがあり、拡散強調像にてb値を変化させて画像を撮像、あるいは血流の灌流画像(Arterial Spin Labeling ASL)が経過をみるのに有用であることもある。その際は初回と治療後の画像の撮像比較は必要となる。

4. おわりに

MRI検査においては、検査施行時リアルタイムに何か異常に気がつくことが大切であり、MRIでは追加のシーケンスなどを組むことができ、不必要的ものは削ることができる。ひいては病態の早期発見に繋がり、患者への利益還元が大きいものとなる。その礎となるには、日頃の検査において正常と異常を判別していく力をつけていくことが重要である。本稿が明日からの診療とその一助になれば幸甚である。

参考文献

- 1) 青木茂樹、相田典子、井田正博、大場洋 編. よくわかる脳MRI 第4版 学研メディカル秀潤社
- 2) 大場洋、青木茂樹 編 神経放射線診断 Update “Knowledge is Power” 画像診断増刊号 2015 (35) 学研メディカル秀潤社

1. はじめに

MRI 撮像は CT のような即時性に欠けるものの形態情報以外に MRI ならではの情報も少なくない。高速化やパルスシーケンスなどの組み合せや工夫で、新しい生体情報を提供してくれるが、得られた画像が多彩であるがゆえに、その意味するものを臨床評価していく必要がある。日常検査のなかで医学的かつ経済的に達成しうる範囲において効率化を図り検査制度を上げていくためには、疾患や病態に合わせ適正なプロトコルが必要である。撮像前には、後悔することないよう入念な検討や打ち合わせが必要で、これで MRI 撮像を追加した価値が決まるといつても過言ではない。

2. 標準化を目指したパルスシーケンスについて

施設ごとや機種の性能に合ったプロトコルがあると思われるが、撮像方法にはバラツキもあると思う。T1 強調像、T2 強調像、STIR、FLAIR、拡散強調像、脂肪抑制像、ガドリニウム造影像、MRangiography、MRCP などのパルスシーケンスの特徴をよく把握したうえで適切な選択をすることはもとより、撮像目的、撮像範囲、撮像時間、撮像断面の決定も同程度に重要である。新しいパルスシーケンスなどが次々に開発されており、撮像方法もそれに従って変化していくものであるが、基本的な撮像方法には変化ないものと考える。

3. パルスシーケンスの整理整頓

MRI の進歩による恩恵の側面で、多種多彩なコントラストのパルスシーケンスの登場がときに従事者を悩ませる。パルスシーケンスは大別して Spin echo 法と Gradient echo 法に整理される。また Gradient echo 法はコヒーレント型および非コヒーレント型に分類される。各撮像パルスシーケンスの成り立ちとパラメータの設定は画像コントラストを決定し、空間分解能、信号対雑音比および撮像時間などを左右する。

4. 最後に

限られた検査時間の制約のなかで得られる生体情報を最大限に引き出すためにはパルスシーケンスの組み合わせで撮像する必要がある。MRI 撮像ではスループットを上げることが常に要求されるが、省略しすぎると不完全な検査になり、再検査を余儀されることになる。しかし、すべての疾患を見逃さないために、多数のパルスシーケンスで網羅的に撮像すると、検査時間も延びる。以上の観点から本年度の企画内容である脳神経領域、心血管領域、乳房領域、脊椎領域でのお勧めのパルスシーケンスと疾患・病態に応じた追加すべきパルスシーケンスに重点をおいて討議を行いたい。

『脳神経領域における基本撮像とその実践』

MR imaging of the Brain: Basic Principles and Practice

鳥取大学医学部附属病院

山下 栄二郎

1. はじめに

MRI 検査を学ぶにあたり、多くの初学者が脳神経領域の検査から始める場合が多い。その背景には、MRI 検査の多くが脳神経領域で占められており、さらに、時間外を含め、緊急的に MRI 検査を施行しなければならない場合もあるためである。また、撮像者にとっても、体動などにより画質の不安定さが少ないとや複雑なコイル選択をする必要がないなど、操作としても親しみやすい点もあると思われる。

しかし、脳神経領域の疾患は幅広く、また、年々脳神経領域を対象とした新たな撮像シーケンスや撮像技術も開発され、我々は、これらの技術を上手く利用しながら、適切な撮像シーケンスを選択して、より良い画像診断となる情報を提供しなければならない。

本稿では、当院において、一般的に使用している撮像シーケンスの意義とそれらに用いられている最新技術の一部を概説する。

2. 撮像におけるセッティング

MRIは任意の角度で撮像可能であることから、セッティングが曖昧になりがちである。しかし、なるべくCTと同様な考え方で、左右のズレには注意が必要である。なぜならば、傾斜磁場の制限など撮像シーケンスによっては、角度をつけることができない設定となっているからである。

脳神経領域には、受信コイルとしてヘッドコイルあるいはヘッドネックコイルなどがあり、これらの専用コイルを使うことが最良である。近年では、多チャンネルを用いたコイルが一般的であるため、深部までの受信感度を維持するためにコイル径はそれほど大きくない。したがって、円背が強い高齢者の患者においては、足台や腰にクッションを敷くなどして、頭部をコイル内へ収める必要がある。また、装置によっては、チルド機能もあり、積極的に用いるべきである。一方で、乳幼児を対象とした場合は、そのまま寝かせると、コイルの中心に頭部がセッティングできず、感度ムラの原因となる。そのため、タオルやマットを利用して、頭部をコイル中心へ寝かせるべきである。さらに、鎮静下であれば、気道確保のため肩にクッションなどを敷き、頸を拳上させると良い場合もあり、医師と相談して慎重に対応する必要がある。

3. 拡散強調画像 (DWI)

DWI は、あらゆる部位において、もはや必須の撮像法である。特筆すべき有用性は、CT などの他のモダルティでは検出困難である僅かな細胞性あるいは血管性の浮腫、そして、高い細胞密度を反映したコントラストを呈することである。これらの特性から、急性期の脳梗塞から代謝性疾患や感染 (Fig.1) そして脳腫瘍までも検出できる¹⁾。また、従来までは、

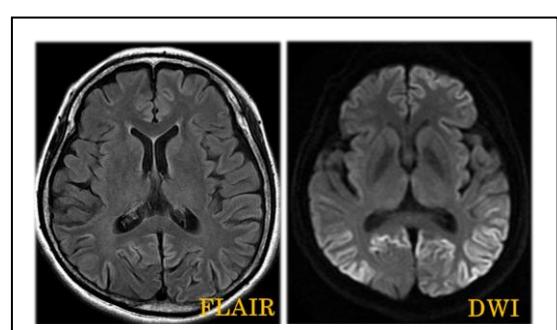


Fig.1 Creutzfeldt-Jakob disease (CJD)

磁化率の大きく異なる聴器領域の撮像は困難とされていたが, FSE 法ベースの Propeller 法²⁾や EPI 法においてもマルチショット法のごとくセグメント化することによって位相誤差を軽減し, 歪などを低減した撮像法も一般的に用いられている (Fig.2).

4. MRA

MRA は, 造影剤が不要な TOF 法が一般的に用いられ, 非侵襲的に血管の描出ができる点で, 脳神経領域の MRI 検査において, 非常に魅力的な撮像法である. MRA の目的は, 血管障害に限らず, 脳梗塞などの術前検査に用いられるなど, その撮像意義は幅広い.

従来までの MRA は, 撮像時間が長い欠点が挙げられていたが, パラレルイメージングの登場により, 大幅に時間短縮を行うことができ, さらに近年では, 圧縮センシングを併用すれば, ほぼ SNR を維持しながら, さらに時間短縮が可能となっている³⁾.

MRA のパラメータについては, TOF 法は, In-flow 効果により血液を高信号と描出しているため, 流れが遅い年配者においては, 末梢の描出が困難な場合もあり, 若年者とは異なる設定が望ましい場合がある. ただし, TE の設定は, opposed phase と short TE のどちらを優先させるべきか思案するところであるが, 原則的に短い TE の方が, 血液の位相分散が進まず, 描出能は向上することが期待できる.

一方, 最近は, TE をほぼ 0 にまで短縮できる装置もあり, この設定により位相分散による信号低下を防ぐことができ, ステント内や塞栓した動脈瘤のコイルコンパクションの評価に大きく貢献している (Fig.3). TE を 0 にするためには, データの埋め方とその軌跡をコントロールする傾斜磁場による技術が大きく, k-空間の中心から放射状に埋めることにより, 傾斜磁場のスイッチングが緩やかになり, 副産物として静音効果が得られる. この効果から, 本撮像法は, サイレントスキャンとも呼ばれている⁴⁾.

5. T2WI と FLAIR

T2WI は, 脳脊髄液などの T2 値の長い水成分を強調し, それらと同成分の浮腫や囊胞・腫瘍の検出に有効とされ, また, 脳梗塞における DWI の高信号域と T2WI を比較することで脳梗塞の発生時期も予測できる.

FLAIR 画像は, 脳脊髄液などの長い T2 値の水成分を抑制することにより, 中程度に T2 値が延長した病変を描出することができ, わずかな病変の検出にも優れた撮像法と言える. また, FLAIR は, 水抑制に IR を用いているため, T2 コントラストのみならず, T1 コントラストの影響も受ける. そのため, 造影後に FLAIR を撮像すると, 興味深い造影効果を呈する. 特に, 髄膜病変の造影効果は, 通常の撮像法より検出能は高い報告が多くなされている⁵⁾.

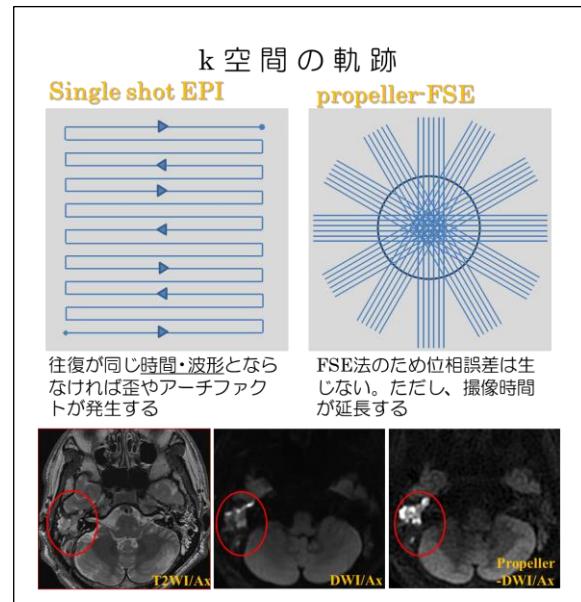


Fig.2 歪を低減した拡散強調画像

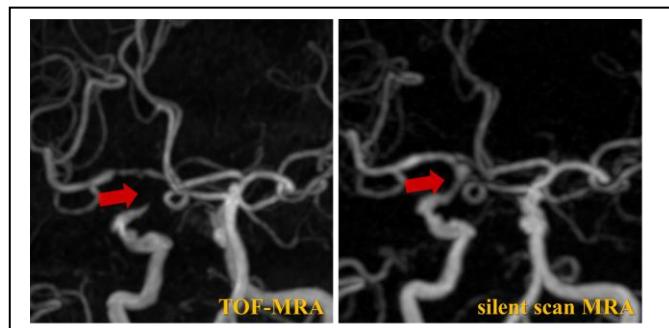


Fig.3 TOF-MRA とサイレントスキャン MRA の比較

両者の撮像法に関しては、多チャンネル化コイルや高磁場化により、短時間に撮像可能となってきた。そのため、近年では、可変フィリップアングルのリフォーカスパルスを用いた 3D による撮像も一般的になりつつある。

6. T1WI

当院においては、T1WI は GRE 法による 3D をルーチンとして用いている。この理由には、高磁場の 3T においては、従来の SE 法では、充分な T1 コントラストが得られないためである。一方、GRE 法では、T1 コントラストは改善し、しかも、3D による微小な病変の検出能や連続性などの把握が容易となる利点が挙げられる。しかし、GRE 法は、血管が等信号から高信号に描出されるなど、従来の SE 法とは異なる信号を呈するため、必ず読影医師と依頼医師に申し合わせすることも重要である。但し、下垂体付近や血管壁の評価の場合は、追加撮像として SE 系の 2D あるいは 3D を加えている (Fig.4)。

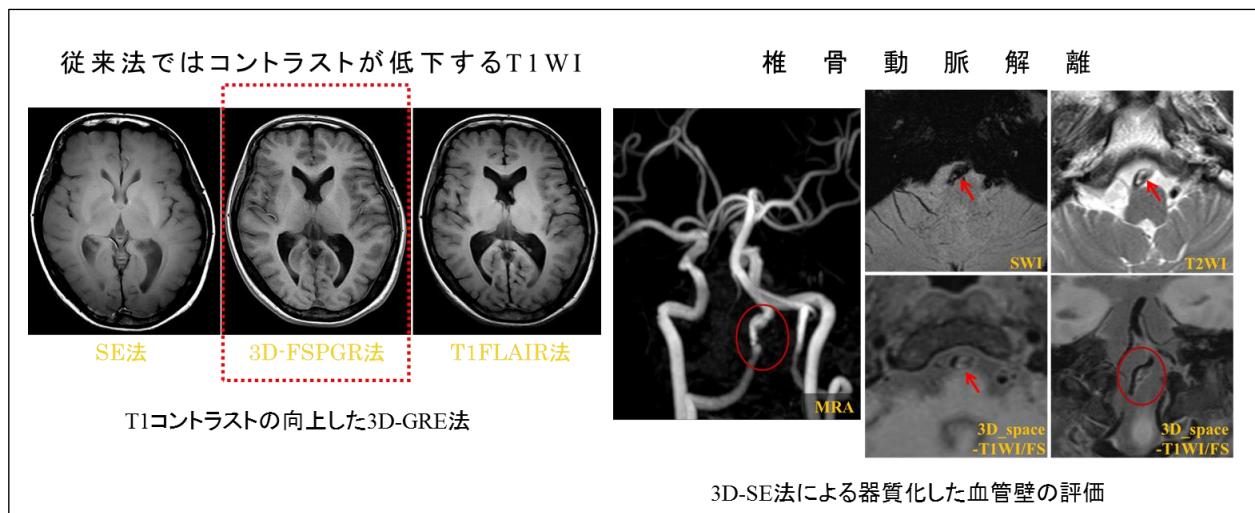


Fig.4 当院の T1WI 画像と 3D-SE 法の利用

7. T2*

T2*は、GRE 法によって得られた T2WI である。したがって、SE 法で得られた T2WI とは、やや異なるコントラストを呈する。すなわち、リフォーカスパルスを使用しないため、磁化率の影響を受け易く、J カップリング効果により脂肪信号が低下する。

脳神経領域における T2*の役割は、特に前者の性質を利用して微小出血の検出に有用とされている。しかも、T2*は急性期脳梗塞において、塞栓子の検出や脳灌流異常域の還流静脈の増強像などの特徴的な所見を示す場合もあり (Fig.5)、これらのサインは、後の治療方針に大きく影響する情報であるため、急患時の脳血管障害の症例には必須の撮像シーケンスと言える⁶⁾。

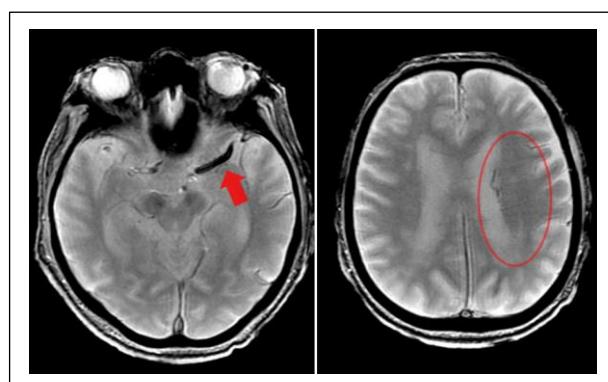


Fig.5 急性期脳梗塞に呈するサイン

8. Arterial Spin Labeling (ASL)

ASL は、低い SNR ため 3T MRI の登場により広く普及したシーケンスである。現在では、ASL を利用した灌流

画像は、脳血管障害に限らず、てんかんや代謝性疾患、髄膜腫や血管芽腫などの腫瘍においても幅広く臨床応用されている。

ASLは、大きく分けて2つの方法がある。すなわち、パルス動脈スピニラベル法と連続動脈スピニラベル法である。それぞれ利点と欠点があるものの、後者の連続スピニラベル法がSNRの面で有利とされている。ところで、ASLの撮像において注意を要する点は、ラベリングの位置とTransit timeの設定である。特に、側副血行路の評価には、Transit timeの設定は、複数の時間設定が望まれる(Fig.6)。

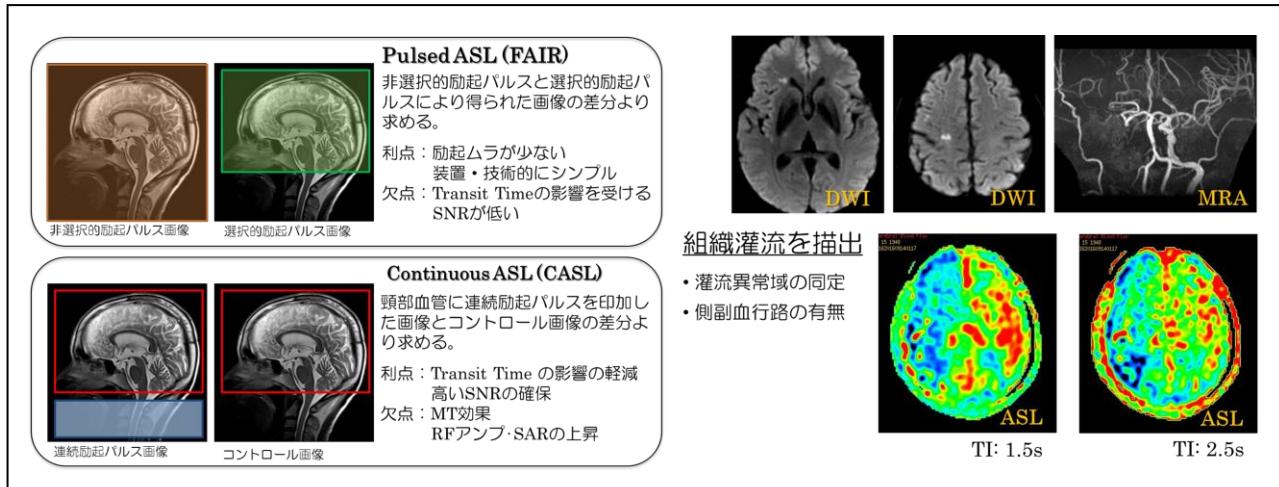


Fig.6 2種類のASL法とTransit timeの違い

参考文献

- 1) Yoneda M, Maeda M, Kimura H, et al. Vasogenic edema on MELAS: a serial study with diffusion-weighted MR imaging. *Neurology*. 1999 Dec;10;53(9):2182-4.
- 2) Xia CC, Liu X, Peng WL, et al. Readout-segmented echo-planar imaging improves the image quality of diffusion-weighted MR imaging in rectal cancer: comparison with single-shot echo-planar diffusion-weighted sequences. *Eur J Radiol*. 2016 Oct;85(10):1818-1823.
- 3) Lu SS, Qi M, Zhang X, et al. Clinical evaluation of highly accelerated compressed sensing time-of-flight MR angiography for intracranial arterial stenosis. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2018 Oct;39(10):1833-1838.
- 4) Holdsworth SJ, Macpherson SJ, Yeom KW, et al. Clinical evaluation of silent T1-weighted MRI and silent MR angiography of the brain. *AJR Am J Roentgenol*. 2018 Feb;210(2):404-411.
- 5) Lee JS, Park JK, Kim SH, et al. Usefulness of contrast enhanced FLAIR imaging for predicting the severity of meningitis. *J Neurol*. 2014 Apr;261(4):817-22.
- 6) Park MG, Yoon CH, Baik SK, et al. Susceptibility vessel sign for intra-arterial thrombus in acute posterior cerebral artery infarction. *J Stroke Cerebrovasc Dis*. 2015 Jun;24(6):1229-34.

ワークショップ MR

テーマ C : MRI 撮像の標準化を目指したパルスシーケンスの再考

『心血管領域 MRI の現状と課題』

What do you think about standardization of cardiac and great vessel MRI?

熊本大学医学部附属病院

森田 康祐

1. はじめに

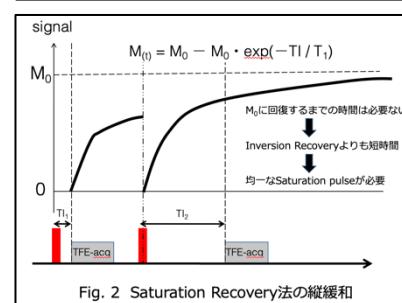
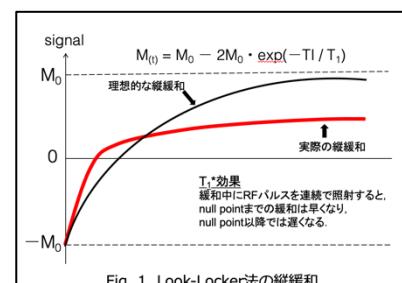
心臓領域は、ここ数年で大きく進歩した MRI 撮像の1つである。その理由としては技術促進に伴う MRI 装置の進歩であることは周知であろう。他の領域と大きく異なる点は T_1 map に代表される parametric mapping の登場ではなかろうか。そして現段階で、心臓 MRI 検査にはほぼルーチン撮像として運用するまでに急速に普及している。他のモダリティと比較しても心筋の性状評価には多くの報告がある。この parametric mapping の利点はやはり造影剤を使用せずに得られる点であることは言うまでもない。今回は、parametric mapping を代表する T_1 map に関して心筋症の症例を提示しながら解説していきたい。Modified Look-Locker Inversion Recovery (MOLLI)が広く臨床に応用されているが、MOLLI 以外の Saturation Recovery 法を用いた T_1 map の手法と比較しながらその特性を述べたい。さらに、タギング撮像や CINE 撮像で得られる心筋ストレインに関しても症例を提示しながら解説したいと思う。次に大血管領域では、施設によって様々なプロトコルが運用されていると思われる。その要因としては専門雑誌の報告等を探しても数が少ないという点ではなかろうか。参考にする指標がない状態であり、各施設で試行錯誤してプロトコルを作り上げていると思われる。当院でも同じ状況であることに変わりはない。今回のテーマから大血管領域での当院のルーチン撮像の意味と今後の課題などに関して微力ではあるが解説を行いたい。

2. 心筋 T_1 map について

心筋 T_1 map といえば MOLLI というほどここ数年で普及したのは言うまでもない。 T_1 map の各手法の特徴を Table 1 に示す。それぞれに長所と短所が存在するが、我々がどの手法を選択するかは対象となる撮像領域によって選択される。特に心臓領域では呼吸停止下および心電同期という状況が想定されるため長くても 200ms 弱のエコー収集時間が必要である。この条件下では MOLLI のほかは Saturation Recovery 法が心筋 T_1 map に応用されている。Saturation Recovery 法を用いた T_1 map に代表されるものとしては Saturation Recovery Single-shot Acquisition(SASHA)が挙げられる。この SASHA と MOLLI の違いは、安定した T_1 値計測という点と T_1 値の測定精度である。Saturation Recovery 法では T_1 値測定精度が高いという利点があるが、撮像自体が不安定で再現性が MOLLI よりも低い欠点がある(Fig. 1, 2)。対して MOLLI では再現性は高いが、 T_1 値の測定精度が Saturation Recovery 法よりも劣る報告がある。しかしながら現状では、

Table 1 T_1 map の方法の長所と短所

方法	長所	短所
Inversion Recovery	高精度	撮像時間が長い 息止め撮影が困難
Look - Locker	精度が比較的高い 短時間撮像	Single slice
Variable Flip Angle	短時間撮像 3D撮像	B,不均一の影響
Saturation Recovery	IRより短い	Saturation pulseの 精度, 多撮影



MOLLI の有用性が臨床では優勢である。この MOLLI は現在オプション撮像によって MR 装置で使用可能な状況であろう。そこで今回は一般的な MR 装置でも撮像可能な Saturation Recovery 法をパルスの特徴、脈拍による影響などの検証を解説する。そして T_1 map の特徴的な臨床例を提示し供覧したいと思う。さらに、提示する臨床例の病態の1つである心アミロイドーシスに関してその病態の特徴などを詳細に述べていきたい(Fig. 3)。なぜ心アミロイドーシスなのかという点においては、これまで心アミロイドーシスの確定診断に至らず適切な治療を選択できなかつたが、近年様々な検査法・治療法が確立され、心アミロイドーシスの早期診断・早期治療が可能となっている。このことは予後不良である心アミロイドーシスの場合、予後改善には非常に重要となっている。さらに心アミロイドーシスは潜在的に多いという報告もあり、画像所見で捉えられない症状でも注意をして MR 検査を遂行しないといけないことが増えている。次に述べる心筋ストレインにも関連しているが、Ejection Fraction(EF)を CINE 画像から算出する心機能解析やガドリニウムを用いた遅延造影画像だけではなく、parametric mapping や様々な解析を総合した検査内容を構築する必要性が今後の課題であることは言うまでもないだろう。

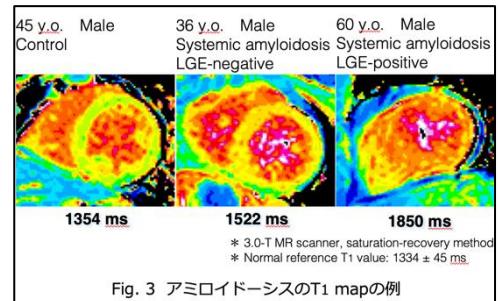


Fig. 3 アミロイドーシスの T_1 map の例

3. 心筋ストレインについて

心筋ストレイン解析は、心筋の動きを定量的に算出する手法である。MRI 検査ではタギング撮像や CINE 撮像から心筋ストレイン解析を行うのが一般的である。簡単に言えば CINE 画像を視覚的に判断するのではなく、Circumferential, Radial, Longitudinal 方向の心筋の伸縮を定量解析したものである(Fig. 4)。この心筋ストレインの利点は Circumferential に代表される心筋の特徴的な動きが評価可能であることと、心筋のセグメント毎の心筋の時間軸による評価や動きの幅や量を評価できることである。この心筋ストレイン解析によって T_1 map や遅延造影画像では検出できない所見を拾い上げることが可能である。心筋ストレインの利点はこれまで視覚的な評価にとどまっていた心筋の動きに対する評価をより詳細にできるようになったことであろう (Fig. 5)。しかしながら心筋ストレイン解析は現状ではワークステーション等の専用のアプリケーションが必要である。今後、心筋評価は左室のみならず右室、左房、右房といった心臓全体に対して必要となり、その評価への期待は大きい。その背景としては造影剤を使用せず心機能を評価すべき腎臓機能が低下した患者や先天性心疾患を罹患した小児といった対象に向けられている。特に、先天性心疾患に関しては小児先天性心疾患だけでなく成人先天性心疾患に対しても重要な指標となることが予想される。この成人先天性心疾患は Fontan 術を代表する外科的治療をほどこした患者に対して、我々診療放射線技師が新たに取り組んでいかなければいけないといけない重要な疾患の1つであることは考慮しておかなければいけないであろう。

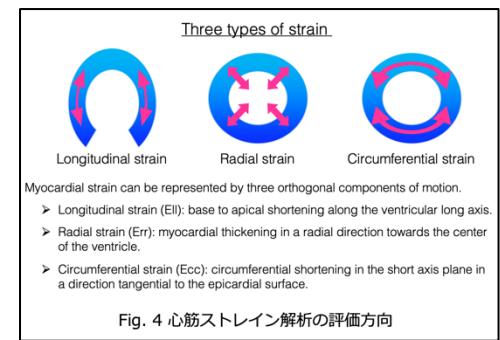


Fig. 4 心筋ストレイン解析の評価方向

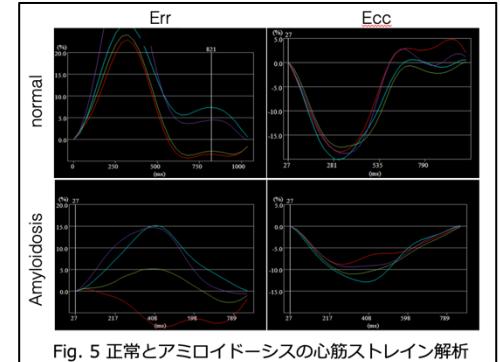


Fig. 5 正常とアミロイドーシスの心筋ストレイン解析

4. 大血管領域の撮像プロトコルについて

大血管領域のプロトコルは各施設によって様々であろう。病態によって Bright Blood 法と Black Blood 法を選

択しなくてはならない。本稿では当院のプロトコルを提示し、疾患に特徴的な撮像シーケンスから得られる画像情報とそのポイントを解説したい。特に3TMRI装置が普及している現状では、1.5TMRI装置では問題なく撮像できていたシーケンスで良好な画質が得られないという経験もあるであろう。当院での大血管領域における撮像プロトコルの構築とその撮像シーケンスの特徴を述べたい。特に非造影撮像におけるシーケンスにおいては各ベンダーに特徴はあるが、その一部であるハイブリッドシーケンスの基礎検証とその臨床例を紹介する(Fig. 6, 7)。多くの場合ハイブリッドシーケンスは、単体のシーケンスでは補えない部分を複数のパルスシーケンスの融合(例えばスピニエコー法とグランディエントエコー法)によって高速化や信号強度の改善といった点で紹介されている。まさにこの良い部分だけを利用して3TMRI装置であっても1.5TMRI装置と同等の大血管領域の画像情報を得ることが可能である。もちろん、ハイブリッドシーケンスだけでプロトコルを構築することは不可能だが、1つの検査プロトコルの中でちょっととした工夫により画質が大きく改善することは臨床では大きな利益である。当院で取り組んだ大血管領域の撮像シーケンスを述べるにあたって今後の参考にしていただければ幸いである。

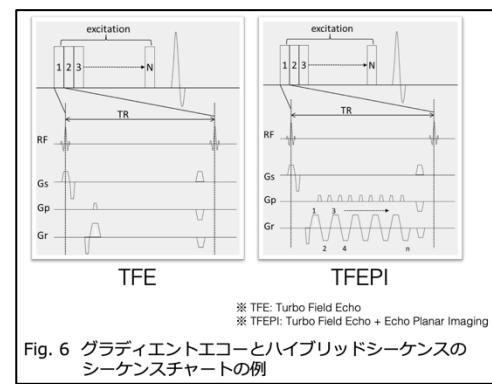


Fig. 6 グラディエントエコーとハイブリッドシーケンスのシーケンスチャートの例

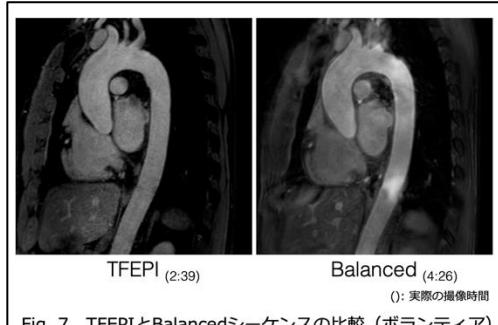


Fig. 7 TFEPIとBalancedシーケンスの比較 (ボランティア)

5. 標準化を目指すには

MRI 撮像方法は各ベンダーによって特徴があり、詳細な撮像条件を統一することは現状では不可能に近い。しかしながら MRI の得意とする組織コントラストに着目することで、MRI 画像情報を標準化することは可能ではなかろうか。本稿で述べた心大血管領域は MRI 装置の進歩により大きく発展した領域であることは先に述べたとおりである。そして目まぐるしく新しい撮像や手法が登場する中で、どういう画像情報が提供できているか、できていないかを検証することでベンダーを超えた MRI 撮像の標準化が進んでいくと思われる。病態と疾患背景、MRI 検査時の状態、MRI 装置のスペックやコイルの選択など多岐にわたって非常に興味を引く領域であることは間違いない。そこに標準化(=基準)となる指標を用いることで日常診療への貢献は大きく、MRI 撮像におけるパルスシーケンスの長所を最大限に發揮できるであろう。

参考文献

- 1) Golay X, Petersen ET, Hui F. Pulsed star labeling of arterial regions (PULSAR): a robust regional perfusion technique for high field imaging. *Magn Reson Med.* 2005 Jan;53(1):15-21.
 - 2) Messroghli DR, Radjenovic A, Kozerke S, et al. Modified Look-Locker inversion recovery (MOLLI) for high-resolution T1 mapping of the heart. *Magn Reson Med.* 2004 Jul;52(1):141-146.
 - 3) Kim D, Oesingmann N, McGorty K. Hybrid adiabatic-rectangular pulse train for effective saturation of magnetization within the whole heart at 3 T. *Magn Reson Med.* 2009 Dec;62(6):1368-1378.
 - 4) Malik SJ, Keihaninejad S, Hammers A, Hajnal JV. Tailored excitation in 3D with spiral nonselective (SPINS) RF pulses. *Magn Reson Med.* 2012 May;67(5):1303-1315.

- 5) Gai ND, Stehning C, Nacif M, Bluemke DA. Modified Look-Locker T1 evaluation using Bloch simulations: human and phantom validation. *Magn Reson Med.* 2013 Feb;69(2):329-336.
- 6) Bulluck H, Maestrini V, Rosmini S, et al. Myocardial T1 mapping. *Circ J.* 2015;79(3):487-494.
- 7) Burt JR, Zimmerman SL, Kamel IR, et al. Myocardial T1 mapping: techniques and potential applications. *Radiographics.* 2014 Mar-Apr;34(2):377-395.
- 8) Kramer CM, Barkhausen J, Flamm SD, et al. Standardized cardiovascular magnetic resonance (CMR) protocols 2013 update. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2013 Oct 8;15:91.
- 9) Kawel-Boehm N, Maceira A, Valsangiacomo-Buechel ER, et al. Normal values for cardiovascular magnetic resonance in adults and children. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2015 Apr 18;17:29.
- 10) Jeung MY, Germain P, Croisille P, et al. Myocardial tagging with MR imaging: overview of normal and pathologic findings. *Radiographics.* 2012 Sep-Oct;32(5):1381-1398.
- 11) Potthast S, Mitsumori L, Stanescu LA, et al. Measuring aortic diameter with different MR techniques: comparison of three-dimensional (3D) navigated steady-state free-precession (SSFP), 3D contrast-enhanced magnetic resonance angiography (CE-MRA), 2D T2 black blood, and 2D cine SSFP. *J Magn Reson Imaging.* 2010 Jan;31(1):177-184.
- 12) Xu J, McGorty KA, Lim RP, et al. Single breathhold noncontrast thoracic MRA using highly accelerated parallel imaging with a 32-element coil array. *J Magn Reson Imaging.* 2012 Apr;35(4):963-968.
- 13) Mori K, Saida T, Sato F, et al. Endoleak detection after endovascular aneurysm repair using unenhanced MRI with flow suppression technique: Feasibility study in comparison with contrast-enhanced CT. *Eur Radiol.* 2017 Jan;27(1):336-344.
- 14) 大動脈瘤・大動脈解離診療ガイドライン. (2011 年改訂版). Guidelines for Diagnosis and Treatment of Aortic Aneurysm and Aortic Dissection (JCS 2011). www.j-circ.or.jp/guideline/pdf/JCS2011_takamoto_d.pdf.
- 15) 成人先天性心疾患診療ガイドライン(2017 年改訂版). Guidelines for Management of Congenital Heart Diseases in Adults (JCS 2017). www.j-circ.or.jp/guideline/pdf/JCS2017_ichida_h.pdf.
- 16) 先天性心疾患の診断, 病態把握, 治療選択のための検査法の選択ガイドライン. Guidelines for the clinical examinations for decision making of diagnosis, pathophysiology, and therapy in congenital heart disease (JCS 2009). www.j-circ.or.jp/guideline/pdf/JCS2010_hamaoka_h.pdf.

ワークショップ MR

テーマ C : MRI 撮像の標準化を目指したパルスシーケンスの再考

『MRI 撮像の標準化を目指したパルスシーケンスの再考（乳腺領域）』

Reconsideration of Pulse Sequence Aiming at Standardization of MRI Imaging
(Breast Region)

亀田総合病院

加藤 義明

1. はじめに

ACR(米国放射線学会)の BI-RADS や EUSOBI(欧州乳房画像診断学会)といった欧米のガイドラインに準拠した乳腺 MRI 撮像法は、静磁場強度 1.5Tesla 以上の装置でかつ専用の両側腹臥位撮像用コイルを有していれば空間分解能や時間分解能に関しては比較的柔軟に対応可能な要件である。また 2013 年に発行された「乳がん発症ハイリスクグループに対する乳房 MRI スクリーニングに関するガイドライン ver1.2」は「乳がんハイリスク群を対象とした造影による任意型検診」のための精度を示す国内向けのガイドラインであるものの、撮像に関する詳細は上述の欧米ガイドラインに準拠していることもあり、現状ではこれに準拠することで任意型検診に限らず乳腺 MRI 検査全般において広義の標準化に該当しているという解釈で周知されている印象がある。その一方で各施設により本検査に求められている役割が異なることや、保有する装置メーカー・静磁場強度・バージョンなどの性能が異なるといった背景、更には近年国内外より報告されている「非造影 DWI 検査」や「短縮撮像 (Abbreviated MRI)」といった Topics は、狭義としての標準化に対し多くの課題や変革の可能性を有している。本セッションではこれらの背景を踏まえ現状における乳腺 MRI 検査の標準化について概説する。

2. 広義の標準化として～撮像技術～

ドック等任意型検診・他モダリティ検出病変の精査・診断方針判断・術前精査・術後経過観察などで施行される検査について先述の国内向けガイドラインにおける主なグレード分類(Minds 推奨グレード)を以下に記す。

①検査目的

- ・乳房(乳がん検診)の造影 MRI 検査 →A: 強い科学的根拠があり、行うよう強く勧められる。
- ・DWI を含む非造影 MRI による乳房 MRI スクリーニング →C2: 科学的根拠がなく、行わないよう勧められる。

②撮像シーケンス

- ・造影 3D-T1WI →A: 強い科学的根拠があり、行うよう強く勧められる。

1. Dynamic 撮像による TIC 解析(早期相: 造影剤注入後 1~2 分以内／後期相: 5~7 分以内)

2. 高空間分解能画像(スライス面内分解能: 1×1mm 以下／スライス厚: 2.5~3mm 以下)

- ・T1WI(脂肪抑制無し)／脂肪抑制 T2WI →B: 科学的根拠があり、行うよう勧められる。

- ・DWI →C1: 科学的根拠はないが、行うよう勧められる。

3. 広義の標準化として～臨床～

BI-RADS が放射線診断医に要求していることは各モダリティ(マンモグラフィ・超音波・MRI)をまたいで標準化されたカテゴリー分類に基づいて治療担当医に対し病理組織検査も含めた最終診断に向けての推奨される選択肢を提示するという一貫した総合的な「診断管理」である。すなわちカテゴリー「1.陰性」「2.良性」「3.おそら

く良性(悪性の可能性 2%以下)」と「4.異常疑い」「5.悪性を強く疑う(癌の可能性は 95%以上)」の切り分けによる病理組織検査の要否を示すことが主たる役割であり, マンモグラフィと超音波で検出されたカテゴリー4・5 病変に対し病理組織検査を推奨された症例については一般的にそれぞれの画像ガイド下で生検術を施行される。その一方 MR でのみ検出されたカテゴリー4・5 病変に対しては MR ガイド下乳腺生検の対象となる。2018 年の診療報酬改定において保険適用されたものの実施可能な施設はまだ少なくこの手技を標準化された手技として捉えるのは時期尚早と判断されるが, 自施設で実施できない場合は MR ガイド乳腺生検が実施可能な施設への紹介できる体制を整えることまでがガイドラインで求められている。当院で本手技を実施する際は紹介元で撮像された画像を参照し圧迫器具を設定するため非常に重要な情報として参考しており, 実施をされないご施設におきましても是非本手技の概要についてご理解をいただけけることを希望する。

4. 狹義の標準化として ~撮像技術~

乳腺 MRI 検査の根幹は前述のように造影 3D-T1WI であるが, コイル等のハード面に不足が無い限りは撮像条件を満たすうえでの障壁は一般的に少ないと推測する。一方でスライス厚や空間分解能に関して表記上のサイズと実サイズの解釈を誤ることで実際に必要な撮像条件を満たさないケースや, 各設定条件に対する役割の振り分けを誤ることで画質の低下を招くことがあるため, 単純に上記を満たすだけでは診断に有用な画像として評価されない可能性もある。また装置性能の面だけでなく各施設の読影をする診断医や治療に携わる臨床医の趣向が異なることも標準化を困難とさせる一因であり, 上述ガイドラインで推奨している撮像条件は TR/TE/Flip 角や脂肪抑制の手法, 更には撮像断面方向についても広い許容範囲として表記されている。これらの背景より現状における標準的な撮像法は

- ・TE は乳腺実質の位相分散効果が抑えられかつ脂肪抑制効果の高い 1st-Opposed-phase に近い値
- ・TR を最短とした際に造影病変がエルメント角となる Flip 角
- ・脂肪抑制は b1 均一性の高い SPAIR 法
- ・所有する受信コイルとパラレルイメージの相性に優れる撮像断面

以上を基本に「高空間分解能画像条件(上記②-2)」にて「時間分解能 1 分(上記②-1)」で撮像した「診断に適した SNR」を有する画像を「標準」として捉えたうえで, 装置性能やオプションの有無に応じて, 本条件で SNR が低い場合には時間分解能は最大 2 分まで延長し, 逆に SNR が高い場合には段階的に空間分解能を向上させることが適切であると判断する。

5. 狹義の標準化として ~臨床~

近年の乳癌治療は温存術や凍結療法のほか術前化学療法など個別細分化が進んでおり, 先進的な取り組みを実践しているご施設によっては従来の標準撮像の枠を超えた検査への取り組みがなされている。以下に記載するものは現時点で標準化された検査としての立ち位置ではないと判断するが, 技師が関与する撮像技術や原理面の理解についての根本は同源であること, また更なるエビデンスの蓄積により標準化された検査法としての取り扱われることが予想され, 引き続き注視していきたい。

①短縮 MRI: 造影前後に約 1 分程度の両側 3D-T1WI を撮像しそれらの差分より作成した MIP 像を読影した結果と従来 30 分前後かけて各種シーケンスを撮像した標準検査を読影した結果では, 所見の検出能に有意差が無かったという報告が海外よりあり, 国内の検討でも同様の結果が得られたとの報告がある。保険診療の対象外となるハイリスク群向けの検診の一環としての役割に期待が寄せられている,

②非造影 DWI: 先述の国内ガイドラインでは現時点でのエビデンスに基づき推奨されていないが、前述同様ハイリスク検診を視野に入れた DWI を中心とした非造影撮像に関する報告が挙がっている。遺伝性乳がん卵巣がん症候群(HBOC)の場合乳がん発症のハイリスク群として定期的にスクリーニングを実施することが推奨されているが、造影剤を多回数投与する検査でありながらも保険適用外検査との扱いになるため経済的な負担も懸念される。発症のメカニズムからも増殖の速い乳がんが多いとされる HBOC に関しては特異度の低さと言った懸念はあるものの、非造影で実践できる手法として今後さらに検討を重ねるべき手法であると思われる。

③圧縮センシング: 術前化学療法などを考慮すべき症例などにおいてはより高い性能を有する装置やオプションを組み合わせにより前述のガイドラインよりはるかに高条件での撮像法により高い時間分解能や空間分解能による撮像法によるサブタイプ分類への模索がなされており、特に TNBC 所見などは従来の手法であっても特徴的な血流パターンを示すなどの報告もある。圧縮センシングはウェーブレット変換によるk空間上「疎」のデータを用いることで従来のように時相間のデータ共有をすることなく少ないサンプリングデータ即ち短い収集時間でありながらも、大きな画質低下をきたすことなく時間分解能を更に高めることができが可能な手法であり、近年は Ultrafast dynamic contrast-enhanced (DCE) MRI, Ultrafast MRIとの呼称で乳腺への応用に関する報告もある。現状では撮像後の画像処理に時間がかかるといった運用面での課題があるようだが、今後はこれまでの常識を覆すべく一層高い精度の情報提供ができる手法になると期待する。

6. まとめ

技師は「他モダリティで描出困難な病変の検出」と「診断方針・治療方針の推奨」という診断医の役割をアシストすべく、これらの背景を踏まえて必要なシーケンスと許容される検査時間に応じた条件設定によりプロトコルを決める必要がある。圧縮センシング時代が到来しつつある一方で、当院のように既存の装置を用いての総合的な品質改善に迫られているご施設も多いと思われ、本演題がそのための一助になれば幸いである。

参考文献

- 1) Nakajima Y et al, Guidelines for the Optimal Use of Breast Magnetic Resonance Imaging (MRI) for Screening of Breast Cancer in High Risk Women, Version 1. 2. Journal of Japan Association of Breast Cancer Screening; January 2013 DOI: 10.3804/jjabcs.22.155
- 2) Mann RM et al, Breast MRI: guidelines from the European Society of Breast Imaging: ; 2008 Eur Radiol, 18:1307-1318
- 3) Kuhl CK et al, Abbreviated Breast Magnetic Resonance Imaging(MRI): First Postcontrast Subtracted Images and Maximum-Intensity Projection -A Novel Approach to Breast Cancer Screening With MRI-; June 2014. J Clin Oncol. 32:2304-2310
- 4) Yamada T et al, Comparison of detectability of breast cancer by abbreviated breast MRI based on diffusion-weighted images and postcontrast MRI; 2018 May Jpn J Radiol. 36(5):331-339
- 5) Kubota K et al, Breast MRI: Evaluation of the Response to Neoadjuvant Therapy -The Features of Each Intrinsic Subtype-; 2015. 日獨医報 第 60 卷 第 1 号 54-63
- 6) Onishi N et al, Ultrafast Dynamic Contrast-Enhanced MRI of the Breast Using Compressed Sensing: Breast Cancer Diagnosis Based on Separate Visualization of Breast Arteries and Veins: January 2018 J.Magn.Reson.Imaging;47:97-104

『脊椎 MRI における基礎から応用シーケンスまで』

Basic and Practical Sequences for MR Imaging of the Spine and Spinal Cord

東海大学医学部付属病院

渋川 周平

1. はじめに

脊椎 MRI は脊髄、骨髓、椎間板などを任意の断面で評価できるため、初期から有用性が認められ臨床で応用されてきた。脊椎は腹部に比較すると動きも少なく撮像しやすい。しかし、脳脊髄液の流れや頸胸部での B_0 不均一などアーチファクトに悩まされる場面も存在する。さらに、近年では新しい撮像法の開発によってルーチン検査に追加撮像をする場面も少なくない。限られた検査時間の中で有益な検査を提供するためには臨床的に必要な画像の理解と撮像パラメータの工夫が重要と考えられる。僅かな時間ではあるが、基礎となるシーケンスに加え脊椎 MRI で有用とされる応用シーケンスについて述べる。

2. 基礎となるルーチン検査

撮影する事の多い頸椎、腰椎のいずれにおいても基礎となるシーケンスは T1WI と T2WI の sagittal である。頭尾方向に長い脊椎において sagittal は欠かせない。このとき、椎間孔まで含むように左右方向に十分なスライス枚数を設定する。取得した sagittal から病変部を確認し、T2WI の axial を撮影する。多くの場合は椎体と椎間板に平行にスライス設定する。診断を行う最低限の基礎シーケンスはこの 3 種類といえる^(1,2)。また椎体の損傷を診断するために STIR の sagittal をルーチンとして撮影する施設も多い。圧迫骨折など椎体自体のダメージを診断する以外にも、頸髄損傷等では周りの支持組織も含めて評価する事で予後を予測するのに役立つ。脂肪抑制の T2WI も同様の診断を行うことが可能だが、特に頸椎では B_0 不均一が顕著であるため STIR が好ましい。骨転移では T1WI が重要であり、axial を追加する場面もある。また、造影検査では T1WI、脂肪抑制 T1WI を適宜追加撮像する。

脊椎自体は生理的な運動がないため、アーチファクトは腹部に比べれば少ない。主に気をつけなければならないのは呼吸によるモーションアーチファクト、脳脊髄液によるフローアーチファクト、 B_0 不均一である。sagittal を撮影する場合には呼吸への対処法として saturation pulse を使用し、動く腹部の信号を抑える技術がある。また頭尾方向に位相エンコードを設定し、呼吸の運動を避ける方法もあるが、折り返しアーチファクトを防ぐためのオーバーサンプリングが必要であり撮影時間の延長を招く。ただし、近年では多チャンネルコイル化が進み、パラレルイメージングを併用できる装置が多いためこの問題は改善されつつある。一方で、脳脊髄液によるアーチファクトは未だ完全に解決されてはいない。特に流れの速い頸椎レベルでは axial を FSE で撮影すると flow void を生じることがあり、診断の妨げになる。これを解決する方法として GRE である T2*WI で撮影する方法がある。T2*WI は flow void を生じないが、コントラストが低いため追加撮像という形をとる施設もある。その他にも flow compensation などが有用な方法とされるが、FSE では脳

脊髄液のアーチファクトを完璧に防ぐのは難しい。また、骨転移腫瘍検索で造影検査をする場合には脂肪抑制が必要なことがある。先述したように頸胸椎では B_0 不均一が顕著であり、CHESS 法を使用すると脂肪抑制不良を引き起こす。最近では DIXON 法が使える装置も多いため、使用可能ならば DIXON 法を使うことで均一な脂肪抑制を達成できる。

3. 応用シークエンス

脊椎 MRIにおいて近年撮影される機会が増えたのは、3D FSE 系のシークエンス(GE: CUBE, siemens: SPACE, Philips: VISTA)と neurography である。多くの場合 3D FSE を求められるのは椎間孔狭窄など小さな病変を詳細に診断したいという場面や術中ナビゲーションに利用する場合である。多くの施設では T2WI の 3D FSE を撮影していると考えられるが、注意しなければならないのは CSF による flow void である。3D FSE シークエンスは refocusing pulse を 180° ではなく低い FA に変動させ pseudo steady

state を達成することでブラーーリングや SAR の低減をおこなう。さらにその副産物として流れるプロトンに鋭敏であり、血管のブラークイメージングに利用されている⁽³⁾。しかしこの「流れ」に鋭敏であることは CSF の flow void を引き起こし脊椎 MRI では障害となる(Fig.1)。CSF の flow void を防ぐためには refocusing pulse を高く設定すること、Axial での撮影を避けることが挙げられる。ただし、refocusing pulse の設定を変更することはコントラストが heavy T2WI に近づくことを知っておかなければならない。また、axial 撮影する場合には撮影範囲を広くとることで flow void を防ぐことが可能であるが、撮影時間の延長を招く。筆者としては呼吸運動を受けにくく、flow void も生じにくい coronal での撮影を推奨したい。高分解能で撮像しておけば axial や sagittal は後から再構成可能である。また、症例によっては SSFP 系のシークエンスも選択肢に入る。これはくも膜囊胞の評価や脳表ヘモジデリン沈着症において硬膜の評価をする場合に有用である。

脊椎における neurography は古くから構想はあったが、臨床応用されたのは DWI によるもの^(4,5)が始まりである(Fig.2)。しかし、近年では先述したように 3D 撮像技術が台頭してきたこともあり、neurography も高分解能が求められる時代となってきた。基本的には GRE

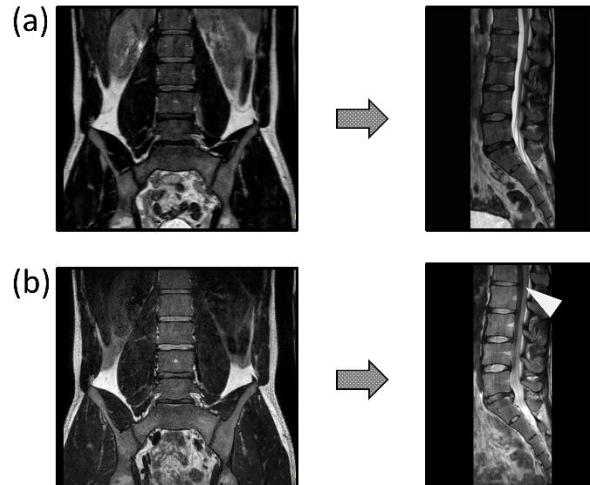


Fig.1 Coronal acquisition and the transition from coronal to sagittal sections. T2WI 3D FSE images of the lumbar spine without refocusing control (a), and with refocusing control (VISTA) (b). White arrowhead indicates flow void signal affected by CSF flow.

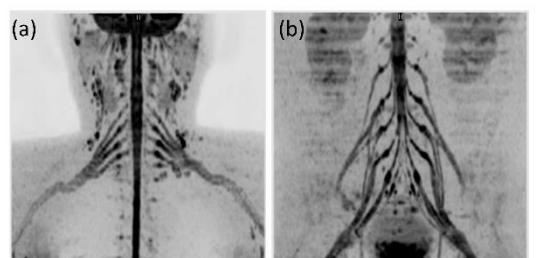


Fig.2 A patient with CIDP. DWI neurography of the brachial plexus(a) and lumbosacral plexus(b).



Fig.3 NerveVIEW of the lumbosacral plexus. White arrowhead indicates intervertebral foraminal stenosis.

をベースとする場合と SE をベースとする方法に分かれている。3D GRE を用いる場合には脂肪抑制を用いたシークエンスでやや TE を長めに設定することで末梢神経を確認することが可能だが、コントラストが弱く筋肉と重なる部分では診断しづらいことがある。一方、3D FSE を脂肪抑制 T2WI (STIR)で撮像することでコントラストよく、末梢神経を診断することが可能である⁽⁶⁾。ただし、血管信号が高くなり診断の妨げになるため improved motion-sensitized driven equilibrium (iMSDE)を付加し、血管信号を抑制した NerveVIEW (Fig.3)の方が末梢神経の描出能は高い⁽⁷⁾。その他にも SE 系では DIXON をベースとした 2D 撮像でも neurography を撮像可能である。

4. おわりに

本稿ではシークエンスを主に解説したが、脊椎検査を必要とする患者は疼痛を抱えている場合が多いことを念頭に撮影すべきだということを述べておく。膝枕やタオル等のクッションを使用し楽な体勢で検査することはもちろん、撮像するシークエンスにも優先順位をつけ、途中から動き出すことや検査が続行不可能になる可能性も考えて検査に臨むことも必要である。くわえて、日進月歩するシークエンスを理解し使いこなすことが「画像診断」の一角を担う技師の役割と考える。

参考文献

- (1) 柳下章・編. エキスパートのための脊椎脊髄疾患の MRI 第3版. 三輪書店; 2004.
- (2) 室伊三男・編. 現場で役立つ MRI 読本. PILAR PRESS; 2014.
- (3) Mihai G, Chung YC, Merchant A, Simonetti OP, Rajagopalan S. T1-weighted-SPACE dark blood whole body magnetic resonance angiography (DB-WBMRA): initial experience. J Magn Reson Imaging. 2010;31(2):502-9.
- (4) Skorpi M, Engström M, Nordell A: Diffusion-direction-dependent imaging: a novel MRI approach for peripheral nerve imaging. Magn Reson Imaging. 2007; (25): 406-411.
- (5) Takahara T, Hendrikse J, Yamashita T, et al. Diffusion-weighted MR neurography of the brachial plexus: feasibility study. Radiology. 2008;249(2):653-60.
- (6) Chhabra A, Thawait GK, Soldatos T, et al. High-resolution 3T MR neurography of the brachial plexus and its branches, with emphasis on 3D imaging. AJNR Am J Neuroradiol. 2013;34(3):486-97.
- (7) Yoneyama M, Takahara T, Kwee TC, et al. Rapid high-resolution MR neurography with a diffusion-weighted pre-pulse. Magn Reson Med Sci. 2013;12(2):111-9.

ワークショップ ～よりよい撮影技術を求めて（その141） 一般

テーマ A：災害時の医療体制

『災害を通して伝えたいこと！』

座長：りんくう総合医療センター（撮影部会委員）西池 成章

国立病院機構 仙台医療センター 高橋 大樹

第46回日本放射線技術学会秋季学術大会のテーマは「震災から7年 復興と放射線技術学」であった。会期中、災害をテーマにしたセッションが多くみられ震災の経験を再考する重要性を強く感じた。撮影部会 一般分科会においても災害をテーマに取り上げ、災害時、診療放射線技師ができることは何なのか、震災を機にどのような変革を遂げ、何が必要なのかについて、人（診療放射線技師）・物（撮影機器）に焦点をあてワークショップを行った。

まず、「災害時に診療放射線技師ができる」として、国立病院機構 災害医療センターの小西 英一郎に講演いただいた。診療放射線技師が行っている災害時の支援としては、DMAT隊員としての支援が一般的であるが、被災地域で勤務している診療放射線技師は、自らが被災者でもあることを考えると、被災者の負担軽減のために診療放射線技師としての支援も重要であるとした。「災害現場における放射線検査の現状と課題」では、兵庫県 災害医療センター/神戸赤十字病院 中田 正明先生に講演いただいた。災害時の放射線検査として、一般撮影装置を用いた検査が成果を上げてきている。しかし、機器の手配や搬入など、支援システムの構築が今後の課題とした。「東日本大震災を経験して 診療放射線技師の立場から」では、石巻赤十字病院 及川 林先生より、災害時放射線業務の実際について講演いただいた。災害時では通常業務とは異なる災害時業務運用が行われるが、災害に対応できる部門設計はもとより平時の訓練やマニュアル作成などが非常に重要とした。「被災した装置の確認と対応について」では、JIRA 法規・安全部会 安全性委員会（㈱島津製作所）谷川 勝哉先生に、災害時に起りうる装置の損傷と、災害時の対応について講演いただいた。災害時対応マニュアルの作成は、災害後の物的・人的被害を防ぐことにつながるとした。



災害時に生じる撮影機器の破損は、院内の検査運用もさることながら、被災地域内の医療活動にも影響を及ぼす可能性もあるため、被害を最小限に抑える対策と定期的な見直しの重要性を今回の講演で改めて感じた。一方、どのような機器がどういう破損を起こしたかという被災地域からの機器破損状況の聴取と情報共有システムがないことをワークショップでの質疑に上がった。災害時の部門運用については、使用する機器の優先度や撮影手技などについて、実際の災害時に対応できるマニュアル作成が重要といえる。災害時における診療放射線技師は、DMAT (Disaster Medical Assistance Team)の一員として被災地に派遣されるのが一般的である。現状では、診療放射線技師として被災地内での撮影業務を行うための派遣システムはない。被災地内の診療放射線技師が被災者であることを考えると、支援システムは重要な役割を果たすものと考えるが、教育、トレーニングシステム含め今後の整備を期待したい。

『圧縮センシングを利用した撮影技術』

座長：群馬県立県民健康科学大学（撮影部会委員）林 則夫

東京慈恵会医科大学附属柏病院（撮影部会委員）北川 久

圧縮センシング(compressed sensing: CS)を搭載した装置を MRI 装置ベンダーが販売しており、多くの病院で圧縮センシングを使用した高速撮像検査が行われるようになった。圧縮センシングは、パラレルイメージングに続く新たな高速撮像法として期待されているが、MR 技術者はその特性を十分に理解する必要がある。

教育講演では東北大学の町田先生より圧縮センシングの基礎について、数式や簡単なモデルを用いたご講演をいただいた。工学的な立場から圧縮センシングの臨床利用における可能性や今後の展開についてもご講演いただいた。ワークショップでは圧縮センシングを臨床で使用する立場から 5 名の先生にご講演いただいた。東京女子医科大学の小島先生および東京大学の上山先生からは、診療放射線技師の立場から圧縮センシングの原理や圧縮センシングの撮像パラメータと画質の関係についてシミュレーションデータなどを用いてわかりやすくご講演いただいた。また東京女子医科大学の後藤先生、福井大学の金本先生および信州大学の木藤先生からは、臨床現場における圧縮センシングの使用経験および問題点について講演いただいた。それぞれの先生方のご講演内容の詳細については、撮影部会誌第 71 号に寄稿されているので参照されたい。

ワークショップ Q&A

【質問1】DTI や Synthetic MRI に圧縮センシングは併用できるのか？

(返答) 文献としては、EPI は軸数を低減する報告がある。しかし EPI ではランダム性を確保することが難しい。

【質問2】CS によりアーチファクトが助長されることはあるのか？

(返答) あると考える。MRI シネ撮影の検討した際に画質が悪化したことがあった。また計算時間も長くなった。圧縮センシングはモーションに弱いと考える。

(返答) A 社 MRI 装置では 2D 収集やシネ撮像では CS を撮像できない。

(返答) B 社 MRI 装置ではサンプリング数が少ないことでノイズが助長された。とくに逐次回数が少ないとノイズを信号として残してしまうことが多かった。

【質問3】被験者の差異や MRI 従事者の技術差でも MR 画像に差が出るのではないか？どのように運用しているのか？再撮像の際は CS 無しで取り直すのか？

(返答) すべてのシーケンスに CS を入れているわけではない。MRA や 3D では CS を入れているが、ルーチンの 2D シーケンスでは CS を入れていない。CS は腰椎の痛みのある場合の検査など高速化させたいときに使用する。

(返答) 3D でしか使用しない。MRCP や MRA で使用している。MRCP で再撮像するときは 2D の SSFSE などで使用する。CS 有りでダメなときは従来のシーケンスで再撮像を行う。

(返答) あらかじめ実験して CS をプロトコルに加えている。CS がすべてのシーケンスに使えるわけではない。CS が得意なシーケンスで領域を利用するほうが良い。

【質問4】MRA や MRCP の画質が改善すると言われているが、臨床現場で使用すると原画像では画質が改善されていないことがあるが実際どのように使い分けているか？

(返答) 従来撮像時間が 5 分の検査が 2 分になったシーケンスを使用しておらず、4 分程度で原画像の画質が担保されている条件で使用している。

【質問5】CS を入れて検査に失敗したときはどうするのか？

(返答) CS 無しで再撮像を行う。

(返答) CS のファクターを下げて再撮像を行う。

(返答) CS のファクターを上げすぎないようにしているので、再撮像することは少ない。

(返答) マトリクスを下げて SNR を担保するとランダム性を担保できなくなるので画質劣化しやすい。CS のファクターは上げすぎないほうが良い。

【質問6】CS 画像における画質評価についてどのようにすればよいか？

(返答) Peak signal-to-noise ratio (PSNR) などは教師画像が必要になるので臨床画像には使用できない。差分法も難しい。

(返答) 視覚評価を行う。視覚評価だけでは難しくなるので SNR や CNR でいいと思う。ただし、測定法や ROI の設定位置を明記する必要がある。

(返答) 非線形な処理なので、ファントムとは結果は違うが、ファントムによる PSNR や SSIM などの評価も重要なと思う。



(公社) 日本放射線技術学会 撮影部会

平成 30 年度事業報告

1. 第 74 回総会学術大会時

会 場：パシフィコ横浜（横浜市）

第 70 回撮影部会プログラム

①テーマ A：一般撮影分科会 「整形外科医を助ける魔法の手！超音波検査」

開催日 平成 30 年 4 月 15 日（日曜日）

<教育講演> 司会：奈良県立医科大学附属病院 中前光弘

『整形外科医を助ける魔法の手！超音波検査』

早稲田大学スポーツ科学学術院 教授 熊井 司

<ワークショップ>

『各モダリティに教えたい（or 役立つ？）超音波検査の勘所』

座長： 東京慈恵会医科大学附属病院 山川仁憲

つくば国際大学 梁川範幸

「超音波検査の基本と考え方」 東京慈恵会医科大学附属病院 山川仁憲

「乳房撮影に役立つ超音波検査」 聖マリアンナ医科大学附属研究所 市瀬雅寿

「CT 検査に役立つ腹部超音波検査」 取手北相馬保健医療センター医師会病院 大石武彦

「MR 検査に役立つ腹部超音波検査」 東京医科大学 茨城医療センター 増田光一

「IVR に役立つ循環器超音波検査」 日本心臓血管研究振興会附属榎原記念病院 武田和也

②テーマ B：CT 分科会 「CT 検査における造影理論の再考」

開催日 平成 30 年 4 月 13 日（金曜日）

<教育講演> 司会：つくば国際大学 梁川範幸

『CT 検査における造影理論の再考』

埼玉医科大学国際医療センター・画像診断科 教授 市川智章

<ワークショップ>

『3DCTA の再現性と撮影プロトコルの再考』

座長：藤田保健衛生大学 井田義宏

国立がん研究センター東病院 野村謙一

「頭部領域」 佐賀県医療センター好生館 三井宏太

「心臓領域」 高瀬クリニック 佐野始也

「腹部領域」 勤医協中央病院 船山和光

「小児心疾患領域」 名古屋市立大学病院 坪倉 聰

「救急医療領域」 倉敷中央病院 山本浩之

③テーマ C：MR 分科会 「検査中に拾い上げたい MR 所見」

開催日 平成 30 年 4 月 14 日（土曜日）

<教育講演> 司会：東京慈恵会医科大学柏病院 北川 久

『疾患・病態にせまる画像診断：MRIを中心』

宮市立大津市民病院 市場文功

＜ワークショップ＞

『MR撮像の標準化を目指したパルスシーケンスの再考』

司会：群馬県立県民健康科学大学 林 則夫

新潟大学医学総合病院 金沢 勉

「頭部領域における必須&お勧めシーケンス」 東京大学医学部附属病院 鈴木雄一

「肝胆膵の検査で使用するパルスシーケンス」 公立学校共済組合 関東中央病院 天野 淳

「女性骨盤MRI～臨床に直結する知識～」 神戸大学医学部附属病院 京谷勉輔

「男性骨盤のMRIプロトコル」 箕面市立病院 山城尊靖

2. 第46回秋季学術大会

会場：仙台国際センター（仙台市）

第71回撮影部会プログラム

①テーマA：一般撮影分科会 「災害時の医療体制」

開催日 平成30年10月6日（土曜日）

＜教育講演＞ 司会：奈良県立医科大学附属病院 中前 光弘

『東日本大震災、原子力事故の経験から』

講師：福島県立医科大学医学部放射線健康管理学講座 大葉 隆

＜ワークショップ＞

『災害を通して伝えたいこと！』

司会：りんくう総合医療センター 西池成章

国立病院機構 仙台医療センター 高橋大樹

「災害時に診療放射線技師ができること」 国立病院機構 災害医療センター 小西 英一郎

「災害時の院外画像診断機器」 神戸赤十字病院・兵庫県災害医療センター 中田正明

「東日本大震災を経験して 診療放射線技師の立場から」 石巻赤十字病院 及川 林

「被災した装置の確認と対応について」

JIRA法規・安全部会 副部会長、安全性委員会委員長

島津製作所 医用機器事業部 安全管理室 谷川勝哉

②テーマB：MRI分科会 「圧縮センシングの基礎と臨床」

開催日 平成30年10月5日（金曜日）

＜教育講演＞ 司会：群馬県立県民健康科学大学 林 則夫

『圧縮センシングの基礎』

東北大学大学院医学系研究科 町田好男

＜ワークショップ＞

『圧縮センシングを利用した撮影技術』

司会：群馬県立県民健康科学大学 林 則夫

東京慈恵会医科大学柏病院 北川 久

「高速撮像における圧縮センシング」 東京女子医科大学東医療センター 小島 慎也

「圧縮センシングの特性」	東京大学医学部附属病院 上山 毅
「臨床における圧縮センシング 1」	東京女子医科大学病院 後藤康裕
「臨床における圧縮センシング 2」	福井大学医学部附属病院放射線部 金本雅行
「臨床における圧縮センシング 3」	信州大学医学部附属病院 木藤善浩

3. 市民公開講座の開催：広報・涉外委員会、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

開催日：平成 30 年 11 月 18 日（日）

参加人数：65 名（内訳：一般の方；28 名、学生；1 名、学会関係者；36 名）

会 場：メルパルク京都（京都）

「いつくるかわからない自然災害、病院は大丈夫か！」

総合司会 川崎市立川崎病院 三宅博之
洛和会音羽病院 菊元力也

＜プログラム＞

第一部：「災害時救急医療について」

『災害時の救急医療はこうだ！』

弘前大学 救急災害学講座 教授 山村 仁

第二部：「実際の災害ではどうだったの？」

「DMAT ってなに？」

川崎市立川崎病院 小野欣也

「災害現場の実際：熊本地震を経験して！」

熊本大学医学部附属病 下之坊俊明

「災害現場で有効な検査は？」

朝日新聞東京本社診療所 松原 馨

「災害現場で医療施設はどう機能するか？ 一できる検査とできない検査一」

熊本大学医学部附属病院 池田龍二

「災害時に地域の皆さんに貢献できる診療放射線技師とは」 神戸赤十字病院 中田正明

第三部：「災害時の医療について聞いてみよう！」

ディスカッション

4. 第 3 回 CT 応用セミナーの開催 共催：教育委員会、九州支部

開催日：2018 年 9 月 1 日（土）2 日（日）

会 場：九州大学 病院キャンパス 保健学科本館 1 階 実験・演習室

参加者：24 名（会員 23 名、非会員 1 名）

5. 平成 30 年度救急撮影セミナー（実践編）の開催 共催：教育委員会、救急撮影技師認定機構

開催日：平成 30 年 6 月 24 日（日）

会 場：岩手医科大学病院（東北支部共催）

参加者：31 名（会員 13 名、非会員 18 名）

開催日：平成 30 年 12 月 16 日（日）

会 場：香川大学病院（中四国支部共催）

参加者：20 名（会員 19 名、非会員 1 名）

6. 第8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：教育委員会、中部支部

開催日：2018年9月1日（土）

会場：名古屋市立大学病院

参加者：31名（会員25名、非会員6名）

7. 平成30年度乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会共催：教育委員会、乳房撮影精度管理中央機構

① 第82回

開催日：2018年11月9.10日（土、日）

会場：山梨大学病院（関東支部）

参加者：32名（会員6名、非会員26名）

② 第83回

開催日：2018年12月1.2日（土、日）

会場：福井県立病院（関東支部）

参加者：32名（会員6名、非会員26名）

8. 部会誌の発行（電子化）および撮影部会会員専用のメールマガジンの発信

春と秋の2回発行

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した。メールマガジンは、撮影部会のイベントや最新情報を提供した。

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、表彰委員会に推薦した。

10. 部会委員会の開催 年3回（横浜、東京、仙台）

11. 地方支部開催の学術講演会のサポート

東京支部主催のMR専門技術者を教育する学術講演会開催に関して、講師などの派遣をする。

12. 第83回日本循環器学会学術集会へのサポート

撮影部会委員を中心に、JSRTからの企画案を提示しJSRT会員のシンポジストの推薦をした

13. 専門技師・技術者制度への参画・安定的な運用をサポート

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 31 年度事業計画

1. 第 75 回総会学術大会時

会 場：パシフィコ横浜（横浜市）

第 72 回撮影部会プログラム

①テーマ A：一般撮影分科会 「未来の IVR-CT を問う」

開催日 2019 年 4 月 14 日（日曜日）

＜教育講演＞

司会：つくば国際大学 梁川範幸

『IVR-CT ～その生まれと育ち～』

静岡県立静岡がんセンター 新槻 剛

＜ワークショップ＞

『IVR-CT(Angio-CT)は IVR における新たなソリューションとなるか？』

座長：大阪市立大学医学部附属病院 市田隆雄

川崎市立川崎病院 三宅博之

「Area Detector CT を使用した肝臓 IVR の実際」 静岡県立静岡がんセンター 伊東孝宏

「非血管 IVR での活用と放射線防護」 熊本大学医学部附属病院 坂部大介

「IVR-CT を用いた下肢動脈 CTA の撮影法－末梢血管での活用－」

大阪市立大学医学部附属病院 出田真一朗

「頭部領域での活用」 埼玉医科大学国際医療センター 鈴木英之

「心臓（冠疾患）治療での活用」 大阪大学医学部附属病院 永吉 誠

「2 ルーム型ハイブリッド ER システムの導入経験」 済生会横浜市東部病院 稲垣直之

②テーマ B：CT 分科会 「Dual Energy CT の臨床応用」

開催日 2019 年 4 月 12 日（金曜日）

＜教育講演＞

司会：つくば国際大学 梁川範幸

『日常臨床における Dual energy CT の有用性 I』

広島大学病院 立神史稔

＜ワークショップ＞

『Dual Energy CT の臨床応用－標準化を目指して－』 座長：藤田医科大学大学 井田義宏

国立がん研究センター東病院 野村謙一

「Dual Energy CT の基礎特性」 久留米大学病院 黒木英郁

「頭頸部領域における Dual Energy CT の臨床応用」 埼玉県済生会川口総合病院 富田博信

「胸部、循環器領域における Dual Energy CT の臨床応用」 三重大学医学部附属病院 永澤直樹

「腹部領域における Dual Energy CT の臨床応用」 岐阜大学医学部附属病院 三好利治

「整形外科領域における Dual Energy CT の臨床応用」 富山労災病院 野水敏行

③テーマ C：MR 分科会 「より質の高い MRI 検査を目指して」

開催日 2019 年 4 月 13 日（土曜日）

＜教育講演＞

司会：東京慈恵会医科大学柏病院 北川 久

『脳神経領域（小児含）における MRI 検査』

東京慈恵会医科大学附属第三病院 豊田圭子

<ワークショップ>

『MRI撮像の標準化を目指したパルスシーケンスの再考』

座長：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
「脳神経領域における基本撮像とその実践」	鳥取大学医学部附属病院 山下栄二郎
「心血管領域 MRI の現状と課題」	熊本大学医学部付属病院 森田 康祐
「MRI撮像の標準化を目指したパルスシーケンスの再考（乳腺領域）」	亀田総合病院 加藤 義明
「脊椎 MRI における基礎から応用シーケンスまで」	東海大学医学部付属病院 渋川 周平

2. 第47回秋季学術大会

会 場：グランキューブ大阪（大阪市）

日 時：2019年10月

第73回撮影部会プログラム

①テーマA：一般撮影分科会 「おしえて、装置管理（仮）」

開催日 未定

<教育講演>

司会：奈良県立医科大学附属病院 中前光弘

『今までの装置管理とこれからの装置管理（仮）』

小田原循環器病院 宮崎 茂

<ワークショップ>

『みんなで考える装置管理』

座長：川崎市立川崎病院 三宅博之

北里大学病院 関 将志

「一般撮影用X線装置（仮）」

小田原循環器病院 今井宜雄

「血管造影用X線装置（仮）」

大阪急性期・総合医療センター 川瀬佳希

「乳房用X線装置（仮）」

大阪ブレストクリニック 藤井直子

「超音波診断装置（仮）」

東京慈恵医科大学付属病院 山川仁憲

「医用モニタ（仮）」

獨協医科大学埼玉医療センター 諏訪和明

②テーマB：CT分科会 「救急診療におけるCT検査の役割を再考する（仮）」

開催日 未定

<教育講演>

司会：りんくう総合医療センター 西池成章

『救急診療における役立つCT画像とは（仮）』

りんくう総合医療センター 大阪府泉州救命救急センター 救急診療科 臼井亮介

<ワークショップ>

『救急診療におけるCT検査の役割を再考する（仮）』

座長：千葉市立海浜病院 高木 卓

国立がん研究センター東病院 野村謙一

「脳卒中（仮）」

秋田県立脳血管研究センター 大村知己

「循環器（仮）」

札幌医科大学附属病院 小倉圭史

「急性腹症（仮）」

勤医協中央病院 船山和光

「外傷（仮）」

福山市民病院 三村尚輝

3. 市民公開講座の開催：広報・渉外委員会、近畿支部

開催日：2019年11月17日（日）

会 場：メルパルク京都（京都）

「頭痛い！こんな症状は要注意ですよ — 早く見つけて元気に長生き —」

プログラム

第一部 （60分）

『頭が痛い時はどうする？～早期に発見すれば外科手術で社会復帰～』

奈良県立医科大学 脳神経外科 竹島 靖

第二部 （90分）

「あなたは大丈夫？～MRIで早く見つける技術～」

東京慈恵会医科大学附属柏病院 北川 久

「ここまでわかる画像検査～CTによる手術支援～」

札幌医科大学附属病院 平野 透

「切らずに治す～脳血管内治療を支える放射線技術～」

神戸市立医療センター中央市民病院 谷内 翔

4. 第4回 CT応用セミナーの開催 共催：教育委員会、北海道支部

開催日：2019年9月21, 22日（土, 日）

会 場：札幌医科大学病院

定 員：30名

5. 第9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：教育委員会、関東支部

日 時：2019年8月24日（土）

場 所：横浜社会福祉センター（桜木町）

定 員：100名

6. 2019年度乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会 共催：教育委員会、乳房撮影精度管理中央機構

①第84回

開催日：2019年11月

会 場：東北大学病院（東北支部）

定 員：50名

②第85回

開催日：2019年12月

会 場：未定（中四国支部）

定 員：50名

7. MR「MRI装置の原理から安全知識を理解するセミナー」 共催：東京支部

開催日：2019年11月

会 場：日立柏工場（千葉県柏市）

定 員：20名

8. 部会誌の発行（電子化）および撮影部会会員専用のメールマガジンの発信
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。メールマガジンは、撮影部会のイベントや最新情報を提供する。
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、大阪）
11. 地方支部開催の学術講演会のサポート
東京支部主催のMR専門技術者を教育する学術講演会開催に関して、講師などの派遣をする。
12. 日本循環器学会学術集会へのJSRT会員の派遣のサポート
13. 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73回撮影部会の予定

日時：2019年10月17日（木）～19日（日）

会場：グランキューブ大阪

テーマA：「未定」

テーマB：「未定」

■ 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錫屋町 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（つくば国際大学）

委員： 井田 義宏（藤田保健衛生大学病院）

市田 隆雄（大阪市立大学医学部附属病院）

金沢 勉（新潟大学医歯学総合病院）

北川 久（東京慈恵医科大学附属柏病院）

黒蕨 邦夫（北海道対がん協会）

甲山 精二（神戸大学医学部附属病院）

小山 智美（聖路加国際病院）

中前 光弘（奈良県立医科大学附属病院）

西池 成章（りんくう総合医療センター）

野村 恵一（国立がん研究センター東病院）

林 則夫（群馬県立県民健康科学大学）

三宅 博之（川崎市立川崎病院）

山川 仁憲（東京慈恵会医科大学附属病院）

●編集後記●

会員の皆様、パシフィコ横浜における秋季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IVR-CTについて取り上げました。教育講演では静岡県立静岡がんセンター 新槻 剛 先生に、『IVR-CT～その生まれと育ち～』と題してご講演していただきます。ワークショップでは「IVR-CT(Angio-CT)はIVRにおける新たなソリューションとなるか？」と題して、6名の先生方にご講演していただきます。テーマB[CT]ではDual Energy CTについて取り上げました。教育講演では広島大学病院 立神 史穂 先生に、『日常臨床におけるDual energy CTの有用性』と題してご講演いただきます。ワークショップでは「Dual Energy CTの臨床応用－標準化を目指して－」と題して、4名の先生方にご講演いただきます。テーマC[MR]ではMRI撮像の標準化について取り上げました。教育講演では帝京大学医学部附属病院 豊田 圭子 先生に、『脳神経領域（小児含）におけるMRI検査』と題してご講演いただきます。ワークショップでは「MRI撮像の標準化を目指したパルスシーケンスの再考」と題して、4名の先生方にご講演いただきます。

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.27 No.1 通巻72 2019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錫屋町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

ホームページアドレス <http://www.jsrt.or.jp>