ＩＳＳＮ　２１８９－３０７１

JAPANESE SOCIETY OF RADIOLOGICAL TECHNOLOGY

Apr. 2023

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.31　No.1　通巻 80

第 80 回撮影部会

期日：2023 年 4 月 13 日（木）～16 日（日）
[Hybrid 開催]

場所：パシフィコ横浜

公益社団法人　日本放射線技術学会　撮影部会

■巻頭言
徳島文理大学（撮影部会委員）山村憲一郎（1）
■第80回撮影部会　2023年4月13日（木）～16日（日）　パシフィコ横浜
■テーマＡ：一般分科会
司会：りんくう総合医療センター（撮影部会長）中前　光弘
教育講演　『救急治療戦略における情報収集と画像検査』
講師：藤田医科大学病院　船曳 知弘　（2）
ワークショップ　『技術でつなげ！救急医療　プレホスピタルから撮影・治療まで』
座長：りんくう総合医療センター（撮影部会委員）西池　成章（6）
神奈川県済生会横浜市東部病院　稲垣　直之
（1）「命をつなぐための観察アルゴリズム」
国士舘大学大学院　張替喜世一（7）
（2）「PSLS(Prehospital Stroke Life Support)・PCEC(Prehospital Coma Evaluation & Care)から考える画像検査と撮影技術」
一宮市立市民病院　山田　晃弘（10）
（3）「PEMEC（Prehospital Emergency Medical Evaluation and Care）から考える画像検査と撮影技術」
国立病院機構水戸医療センター　田中　善啓（13）
（4）「JPTEC(Japan Prehospital Trauma Evaluation and Care）から考える画像検査と撮影技術」
神戸赤十字病院　宮安　孝行（16）
■テーマＢ：CT分科会
司会：国立がん研究センター中央病院（撮影部会委員）瓜倉　厚志
教育講演　『CTに関する基礎知識と最近のCT装置の特性』
講師：北海道科学大学　佐藤　和宏（25）
ワークショップ　『X線CTガイドラインAppendixの改訂と解説』
座長：千葉市立海浜病院（撮影部会委員）高木　卓　（28）
国立がん研究センター東病院（撮影部会委員）野村　恵一
（1）「逐次近似再構成」
藤田医科大学病院　後藤　光範（29）
（2）「管電圧設定」
国立がん研究センター中央病院（撮影部会委員）瓜倉　厚志（31）
（3）「Dual-energy CT」
東北大学病院　茅野　伸吾（35）
（4）「Metal Artifact Reduction」
山形大学医学部附属病院　保吉　和貴（39）
（5）「線量管理」
国立がん研究センター東病院（撮影部会委員）野村　恵一（43）
■テーマＣ：MR分科会
司会：信州大学医学部附属病院　木藤　善浩
教育講演　『腹部MRIにおける新たな潮流と臨床応用』
講師：信州大学　藤永　康成（47）
ワークショップ　『上腹部の呼吸制御について考える』
座長：徳島文理大学（撮影部会委員）山村憲一郎（49）
新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員）金沢　勉
（1）「息止めによる呼吸制御」
兵庫医科大学病院　城本　航　（50）
（2）「呼吸同期による呼吸制御」
岡山大学病院　松下　利　（54）
（3）「シーケンスによる呼吸制御」
虎ノ門病院　福澤　圭　（57）
（4）「深層学習を併用した高速撮像による呼吸制御」
信州大学医学部附属病院　木藤　善浩（61）
■第79回撮影部会
テーマＡ『これ当たり前？！　実は目から鱗のテクニック』
りんくう総合医療センター（撮影部会長）中前　光弘（64）
テーマＢ『末梢動脈疾患の治療と画像診断の最前線』
群馬県立県民健康科学大学（撮影部会委員）林　則夫　（66）
■特別企画
「第12回ディジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー」　福島県立医科大学（撮影部会委員）山品　博子（69）
■事業報告・事業計画
りんくう総合医療センター（撮影部会長）中前　光弘（74）
■お知らせ・編集後記

巻頭言

『多様性』

徳島文理大学（撮影部会委員）
山村　憲一郎

撮影部会会員の皆様におかれましては，第80号撮影部会誌をご高覧いただき誠にありがとうございます．一昨年前より続く COVID-19 の影響は流行株の変異によって重症化率が変化して来ましたが，最前線にて検査に尽力されている各医療機関にお勤めの会員様に心から敬意を表します．

さて，私の日本放射線技術学会との関わりは約 30 余年前に技師学校を卒業し，病院に入職した当日に，先輩から「これにサインしろ」と言われてサインしたことから始まります．先輩方も技術学会の総会と秋季大会に参加されていました．私も先輩方と同様に参加するのが当然のように考えていました．

現在，日本放射線技術学会の会員数は 17,000 人余りとなっており，日本全国に存在する診療放射線技師の限られた方々が技術学会に入会されている状況となっています．この十年で今までの常識や価値観が大きく変化していると感じます.集団ではなく個人，ジェンダーレス，画一性ではなく多様性，対面ではなくオンラインなど，止まらないコロナウイルス感染拡大もあり，さまざまなことにおいて急速な変化を感じます．

このような中で特色のある，または魅力的な発信をしていくために，まずは参加されない方々をターゲットに興味を引くようにしなければならないと考えます．一般撮影，CT，MRI，超音波の考え方や基礎的な事柄は互いに関りがあります．エビデンスに基づいて論議することは非常に大切なことであると考えます．しかしながら，研究を行う環境に恵まれた施設のように、実験等に必要な測定機器や解析機器のない施設でも，装置の解析機能を用いて研究を始めることができると思います。撮影部会に関連する事業において、いかなる施設でも研究を行うために必要な情報を発信できればと思います．

本号は 2023 年 4 月 13 日から 16 日にかけて開催される第 79 回日本放射線技術学会総会学術大会の撮影部会企画で開催される，教育講演，ワークショップの内容を取り扱っています．今回の撮影部会において，一般分科会(テーマ A)では救急医療の画像検査と撮影技術について，CT 分科会（テーマ B）では CT における基礎知識を踏まえた X 線 CT ガイドラインの改訂と解説について，MR 分科会（テーマ C）では腹部 MRI に欠かせない呼吸制御について，それぞれ講演とワークショップが開催されます．対面で参加が叶わない会員の皆様もオンラインにてご参加いただけたらと思います．

教育講演
テーマＡ（一般分科会）：

『救急治療戦略における情報収集と画像検査』

Information and Imaging in Emergency Care Strategies

藤田医科大学病院
船曳　知弘

1. はじめに

救急診療の中で，治療方針決定のために画像検査は重要な役割をなしている．画像検査を適切に行うことで，治療までの時間が短縮され救命率向上につなげることができる．画像検査を適切に行うためには，情報収集は必要である．大きく分けて 2 つの情報，すなわち，自施設情報と患者情報があり，両情報を理解して診療にあたることが求められる．

2. 自施設の情報収集

自施設の情報に関しては画像検査に関するものと，診療システムに関するものがあげられる．いずれも日常診療の中で準備・把握しておくものであり，救急患者が到着してから情報収集するものでないが，救急患者診療にとって重要な部分である．前者は，自施設での画像検査の特徴を知ることであり，本稿では画像検査の中でも解剖学的情報量が多く，救急現場でも頻用される CT 検査に焦点を絞って概説する．ただし外傷における全身 CT 検査のランダム化試験では，有用性が示されていない [1)]ため適応に関しては慎重になるべきである．後者は，手術室や血管造影室などの利便性，各診療科医師の招集などを指しており，早期治療開始のために施設内で検討しておくべき項目である．その中に画像診断部門も含まれる．

【CT に関して事前に把握しておく内容】

単に機器の性能だけでなく，自施設においてどの程度の時間を要するのか，それは検査時間そのものだけでなく，動線を加味して把握する必要がある．予定検査ではこれらの時間を検討項目に考える必要がないが，緊急検査の場合には患者容態変化のリスクを考えるうえで理解しておかなければならない．救急患者に CT を行う場合，検査時間は表 1 に示す如く，いくつかの要素に分けて考えることができる．①CT 検査室に移動できるように準備する時間，②救急初療室から CT 検査室に移動する時間，③CT 検査室内で，スキャンできるようにセットする時間，④スキャン時間，⑤CT を終了して再び救急初療室に移動できるように準備する時間，⑥CT 検査室から救急初療室に移動する時間，そして⑦救急初療室で診療を再開できるように準備する時間，である．

1)　検査室の場所；以前は，CT 検査室が救急初療室とどの程度離れているかが議論になっていたが，近年では救急外来の中や救急外来に隣接して設置されることが多くなった．これによって，移動の時間（②，⑥）が短くなり容易に CT を施行できるような感覚になっている．しかしながら，後述するように，CT を施行するのに要する総検査時間（①＋②＋③＋④＋⑤＋⑥＋⑦）を考えるうえで，初療室と検査室との距離は多少は影響するが，フロアーが異なる，別棟に移動するということがなければ，距離自体はほぼ影響はないと考えてよい．

2)　移動のための準備時間(①, ⑦);CT 検査室に移動するにあたり, 点滴やモニターのコード類が邪魔にならないように時に点滴架台を用意したり, 移動用の人工呼吸器に変えたりする時間が必要である. 撮影して帰室後も同様の操作を行う必要があり, 撮影して戻ってきた時の方が, コード類が絡まり時間を要することがある.

表1　CT検査に要する時間

① CT検査室に移動できるように準備する時間
② 救急初療室からCT検査室に移動する時間
③ CT検査室内で、スキャンできるようにセットする時間
④ スキャン時間
⑤ CTを終了して再び救急初療室に移動できるように準備する時間
⑥ CT検査室から救急初療室に移動する時間
⑦ 救急初療室で診療を再開できるように準備する時間

3)　スキャンのための準備時間(③, ⑤);患者を寝台に乗せた後, 寝台の高さを撮影部位に応じて, 合わせる. また, OM ラインに合わせるために CT のガントリーを傾けることもある. 目的位置にセットして O 点のボタンを押し, 検査室内でのセットは完了する. ただし, 寝台が動いたときに点滴やモニターのコードなどが邪魔にならないか確認する必要がある. また撮影操作画面において患者を選択し, 撮影プロトコルをセットして, 確定ボタン(confirm)を推さないと CT が回転し始めない(③).

撮影終了後は, 撮影前よりは時間がかからず, 点滴やモニター類をストレッチャーに移動させ, 患者もストレッチャーに移乗する(⑤).

4)　検査時間(④);撮影機器の進歩により, スキャン時間そのものは圧倒的に短くなった. ただし確定ボタンを押してから撮影開始までの時間, 造影剤を使用するのであれば, これらをセットする時間, 接続する時間, bolus tracking で撮影するのであればモニタリング断面を撮影する時間などが必要である. さらに心電図同期ができるようになったので, スキャン自体はかえって長くなることもある. 自施設で平均どの程度時間を要しているのか把握しておく必要がある. また, 全身 CT を撮影する場合に, 上肢挙上の有無, 寝台の高さを合わせる手間なども, 撮影時間に係る要因の一つである.

3.　患者の情報収集

患者情報は, 時々刻々と変化するため, 適切に収集しながら検査の準備を行い, あらゆる変化に対応できるようにしておくべきである.

1)　病院前の患者情報の収集

(ア)外傷の場合;JATEC のガイドラインに沿って診療が行われるが, CT の利便性によって検査を行うかどうかのハードルが異なるため, 一概に論じることは難しい. それでも, CT が必要そうなのか, どの程度切迫している状態なのかを救急隊情報から把握することができる. 救急隊情報の時点で, ショック状態であれば, CT を施行せずに手術になるかもしれない. 一般的にはポータブル X 線写真を撮影し, そのあとで撮影の依頼が来ると考えられる. 夜間・休日の場合, 通常勤務では救急に関与しない診療放射線技師が担当することもあるので, 施設によってフローチャートを作成して迅速に対応できるように準備しておくべきである.

(イ)内因性疾患の場合;緊急性の高い疾患は, くも膜下出血や脳梗塞超急性期などの脳血管疾患や急性心筋梗塞や急性大動脈解離・肺塞栓症などの心大血管疾患があげられる. そのため, 救急隊からこれらを疑う様な情報が入った場合に, 診療放射線技師にも連絡が入るシステムを整備しておくべきである. むろん, 病院到着時の状態によって, CT を施行するタイミングは異なる可能性がある. 意識・呼吸・循環といった生理学的徴候を評価して,

必要な処置を行ってから検査することにはなるが，すぐに撮影できるような体制を整えておく．またくも膜下出血における動脈瘤検索のための脳血管 CTA，脳梗塞超急性期では，脳還流画像や閉塞・狭窄部位の検出のための頸部から脳血管の CTA，急性大動脈解離における entry・re-entry 検出のための CTA（時に心電図同期を併用），肺塞栓症における CTA など，造影剤を使用する可能性に関しても準備を進めておくことで，前述の④の時間を短縮させることができる．

2）　病院到着後における患者情報の収集

(ア)外傷の場合；ポータブル X 線写真を撮影する際に，患者の状態を確認することができる．意識・呼吸・循環の状態，打撲や擦過傷・挫傷などから受傷の部位を把握する．緊急度や重症度をある程度推し測り，多くの鈍的外傷では全身 CT を施行している．撮影プロトコルそのものに関しては，単純 CT の有無，造影の方法なども含めて施設・装置に応じて事前に決めておくことが求められる．近年では単純 CT と省略するべきとするガイドラインもある [2]．患者情報からの工夫としては再構成画像の作成が重要である．どのような画像を早く求めているのか．撮影が早くても再構成の順序が誤っていれば治療への律速段階になる．

ルチンに再構成する優先順位としては，下記のとおりである。

A)頭部撮影後，体幹の撮影までに時間があると思われるので，頭部は最低限 OM ラインに合わせた水平断を作成．頸部も含むように初めの段階で撮影しているのであれば，この間にできれば頸椎の水平断や矢状断を作成するが，骨の関数での薄厚の画像が必要になるため後回しになる事もある．

B)体幹の撮影が始まれば，これがすぐに表示できるように心がける．施設によって，作成画像厚は異なるが，2mm であっても 5mm であっても早急に臨床に提供できるように心がける．

C)前述の頸椎の水平断・矢状断像が作成できていなければこれを作成する

D)そのあとはオプションになり，患者情報から下記のような例が挙げられる．

・頭蓋内損傷で正中偏位を伴うようであれば，冠状断像や頭蓋骨の 3D 画像を作成する．

・顔面外傷による出血でショックであれば，顔面の冠状断や矢状断，CTA での VR 画像が有用になる

・体幹外傷に関しては冠状断も有用で，これも作成する．できれば 2～3mm 厚．矢状断像も有用であるが，骨の関数で再構成した画像から作成しているわけではないので，椎体の損傷に関してはわかりにくい．患者情報（運動麻痺・感覚障害，受傷機転）に応じて，疑わしい椎体に絞って，骨の関数で再構成された画像から水平断・冠状断・矢状断を作成する．

・四肢を含めて撮影（上肢を挙上できず体幹に沿わせて撮影している，外傷が疑われ撮影範囲として膝関節まで含めるように撮影しているなど）していれば，その患肢にターゲットを絞って水平断・冠状断・矢状断を作成する．

(イ)内因性疾患の場合；脳血管疾患では，外傷の様にポータブル X 線写真を撮影する機会がないまま，CT が依頼されることになるので，患者の状態を事前に確認できない．頭部だけであれば，検査時間（上記④）は短く，準備の時間（上記①③）も短いと思われるが，頭部 CT が正常であった場合，追加で体幹を撮影したり，くも膜下出血などの脳卒中で CTA を追加したりすることがあるので，それらの可能性を含めて総検査時間を考慮しておく必要がある．心大血管疾患においては，造影（Stanford A 型の急性大動脈解離では心電図同期を併用 [3]）の時間も考えることで，総検査時間がどの程度になるか，把握し初療医に伝えておくことで，呼吸循環管理に関して急変対応の準備を行っておくことができる。

4. まとめ

情報収集は，単に患者の訴えや患者背景の聴取，関係者からの情報聴取のみならず，患者の身体所見などから得られるものも重要である．これらをうまく画像検査につなげることにより，より診断能は向上する．外傷初期診療ガイドラインでは全身 CT を行うことが勧められているが，これまでに論文等で確固たるエビデンスが得られていない部分である．したがって，全身 CT の重要性を理解したうえで，患者に応じたアレンジ（撮影範囲・MPR 画像・再構成優先順位など）を行うことも重要で，これにより初期治療に大きな役割を果たすことができる．

参考文献

1） Sierink JC, Treskes K, Edwards MJ, et al. Immediate total-body CT scanning versus conventional imaging and selective CT scanning in patients with severe trauma (REACT-2): a randamised controlled trial. Lancet 2016; 388: 673-83

2） Esposito AA, Zilocchi M, Fasani P, et al. The value of precontrast thoraco-abdominopelvic CT in polytrauma patients. Eur J Radiol 2015; 84(6):1212-1218

3） Ma GN, Hong H, Alwalid O, et al. Utility of ECG-gated CTA for detecting and classifying coronary artery involvement in patients with type A aortic dissection and sinus of valsalva involvement. AJR Am J Roentgenol 2021; 217(6): 1334-1343.

ワークショップ　テーマＡ　一般分科会

『技術でつなげ！救急医療　プレホスピタルから撮影・治療まで』

Emergency Medicine Connected by Technologies. From Pre-hospital Care to Treatment

座長：りんくう総合医療センター（撮影部会委員）西池　成章
神奈川県済生会横浜市東部病院　稲垣　直之

『Time is Braine』『Time is Life』『Golden Hour』『Golden Period』『Platinum Time』など救急医療では，時間を意識して用いられる言葉が多い．これは，治療までの時間が患者予後に大きく関わるためであり，救急診療に携わる全ての職種が時間を意識して診療に従事することが求められる．我々，診療放射線技師も，救急医療チームの一員としてまずはシームレスな診療体制が行える検査体制の構築が重要である．加えて，多様な疾患を対象とする救急診療の画像検査では，医師が念頭に置く病態を描出する撮影条件（プロトコル）の選択と画像構築が必要となる．より良い検査にするためには，職種間の情報共有は言うまでもなく，検査までに得られた情報を撮影に活かすことが適切な検査につながる．まさに救急診療での撮影は診療放射線技師の技術の見せ所といえる．

一般的に，救急診療で共有されている情報の多くは，初期診療時の診療プロセスによって採取された情報である．一方，救急医療は医療施設で行われている診療が全てではないことは承知の事実であり，実際には，病院前すなわちプレホスピタルの段階から救急医療は始まっており，救急隊からの情報を基に救急患者の状態を推察し救急診療につなげている．我々の撮影業務においても，プレホスピタルの情報を加えることで，より早期の段階において撮影の対応が可能と考える．今回，プレホスピタルで用いられている各種ガイドラインと観察アルゴリズムについて取り上げ，より良い救急撮影について検証し討論したい．

ワークショップでは，以下の 4 講演を予定している．

① 命をつなぐための観察アルゴリズム

国士舘大学大学院　張替 喜世一　先生

② PSLS(Prehospital Stroke Life Support)・PCEC(Prehospital Coma Evaluation & Care)から考える画像検査と撮影技術

一宮市立市民病院　山田 晃弘　先生

③ PEMEC（Prehospital Emergency Medical Evaluation and Care）から考える画像検査と撮影技術

国立病院機構水戸医療センター　田中　善啓　先生

④ JPTEC(Japan Prehospital Trauma Evaluation and Care）から考える画像検査と撮影技術

神戸赤十字病院　宮安　孝行　先生

教育講演では，『救急治療戦略における情報収集と画像検査』と題して，藤田医科大学病院　高度救命救急センターの船曳　知弘先生に，撮影部会専門講座では，『救急医療　各領域におけるガイドライン-プレホスピタルを中心に-』と題して，神奈川県済生会横浜市東部病院の稲垣　直之先生に講演していただきます．専門講座，教育講演，ワークショップをとおして，プレホスピタルに関連したガイドラインと，プレホスピタルを加えた救急診療における撮影・治療技術を取り上げているので，より多くの皆様に一連の講座にご参加していただき，救急診療でのよりよい撮影と撮影技術の構築につなげて頂きたい．

ワークショップ　一般分科会

テーマＡ：技術でつなげ！救急医療　プレホスピタルから撮影・治療まで

『命をつなぐための観察アルゴリズム』

Observation Algorithms to Save Lives by Ambulance Personnel

国士舘大学大学院

張替　喜世一

1. はじめに

救急隊は，通報により様々な環境下における救急現場に出場し，傷病者の観察結果に基づき救急救命処置を実施しながら，適切な医療が受けられる病院に迅速に搬送することが救命活動の基本となる．

通報内容からある程度の推察は可能であるが，現場に到着するまでは，内因性疾患か外因性によるものかは特定できない．予断にとらわれずに各種観察処置アルゴリズムに基づいた事前プロトコールに沿って活動を実施している．

ここでは，本邦の病院前外傷救護の標準化を目指した JPTEC（Japan Prehospital Trauma Evaluation and Care）協議会が推奨する病院前外傷プロトコールに基づいた観察アルゴリズムについて記述する．

2. 外傷プロトコールの概要

防ぎ得る外傷死（Preventable Trauma Death；PTD）を回避するためには，受傷から1時間以内（golden hour）に手術や transcatheter arterial embolization (TAE)等の決定的治療を実施することが重要であるとされている．

現場活動を迅速に実施するための重要な概念を，「Load and Go」という．Load and Go とは，生命維持に関係のない部位の観察や処置を省略し，生命維持に必要な処置のみを行って，一刻も早く外傷治療が可能な医療機関へ搬送するための判断と行為の全体的な概念である．

Load and Go を実践するための JPTEC で推奨されている標準的な外傷プロトコール（活動の手順）を Fig.1 に示す．

現場到着後に環境観察の「状況評価」を行い，次に傷病者観察を行う．傷病者観察は，まず生理学的な評価である「初期評価」を行い，次に生理学的な異常がどこに起因するのかを解剖学的に評価する「全身観察」か「重点観察」後に「詳細観察」を行う．病院への搬送中も「継続観察」を行う．現場での処置は必要最低限とし，病態に応じた適切な医療機関へ迅速に搬送を開始する．

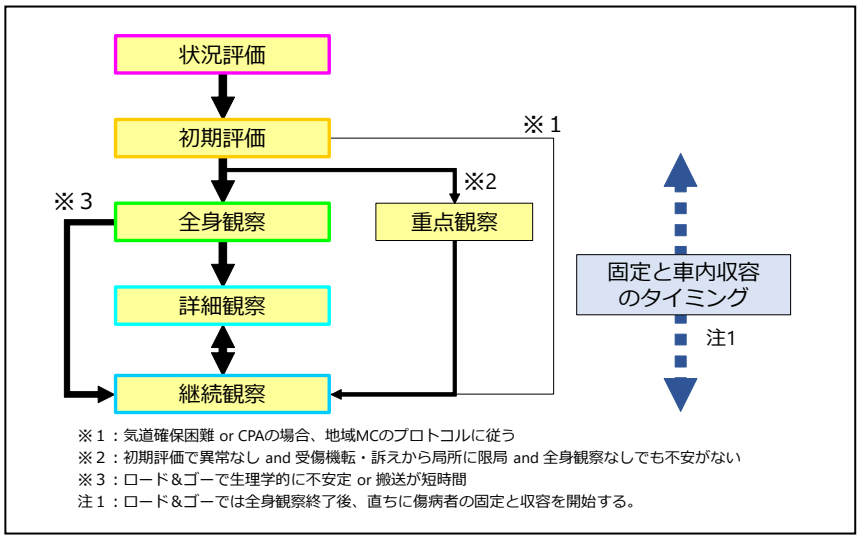


Fig.1　外傷傷病者の対応プロトコール

3. 状況評価

救急隊が現場到着してから傷病者に接触するまでの間の活動を「状況評価」という.

外傷現場では血液に汚染される可能性が高いため，到着前に感染防護具を装着する.

到着後は周囲を見渡し，現場は安全か，二次災害の危険はないか確認を行う. 危険があると判断した場合はその危険要因の排除を優先する.

傷病者の人数を確認し，状況により応援（救急隊・救助隊. 警察官・医療チーム・ヘリコプターなど）の必要を判断し，無線等で指令室を通じて必要機関や部隊を応援要請する.

事故の状況や関係者から受傷機転（Mechanism）を把握する事が重要である. 身体のどの部分にどれほどの外力を受けたのかにより，内部損傷の重症度を推察することは可能で，医療機関到着後の検査の優先順位や必要性及び診療手順を決定する根拠となる. 写真なども活用して情報を整理して，医療機関に引き継ぐ.

受傷機転から重症度・緊急度の高い外傷であることが予測される場合を「高エネルギー事故」「高エネルギー外傷」「高リスク受傷機転」などと称し，Load and Go を考慮して活動する. Load and Go を考慮すべき受傷機転を Fig.2 に示す.

・同乗者の死亡した車両事故
・車外に放出された車両事故
・車の高度な損傷を認める車両事故
・車に轢かれた歩行者・自転車事故
・ 5m 以上飛ばされた，もしくは30km/ 時以上の車との歩行者・自転車事故
・運転手が離れていたもしくは30km/時以上のバイク事故
・高所からの墜落（6m 以上または３階以上を目安）
・体幹部が挟まれた
・機械器具に巻き込まれた
※小児：高所からの墜落（身長の２～３倍程度の高さ）

Fig.2 Load and Go を考慮すべき受傷機転

4. 傷病者観察

(1) 初期評価

傷病者が生命の危機にあるか，その可能性があるかを「生理学的な観点」で，迅速に評価することを「初期評価」という.

気道，呼吸，循環，意識の 4 項目のいずれかに異常があれば生命危機の可能性があると評価し，Load and Go の対象と判断するとともに. 生命維持に必要な最低限の処置（頸椎保護，気道確保，酸素投与，補助換気，圧迫止血など）を行う.

(2) 全身観察

身体のどこにどのような損傷を受けたかを「解剖学的な観点」から観察ことを「全身観察」という.

生命にかかわる可能性のある損傷の有無を，順次「視て」「聴いて」「触れて」ザッと迅速に観察する.「初期評価」と「全身観察」は併せて 2 分以内で終了することを目標とする. 急速に生命を脅かす病態が観察された場合は，必要な処置（3 辺テーピング，フレイルチェストの固定，刺入異物の固定など）を実施する.

(3) 重点観察

状況評価と初期評価から全身観察を省くことができる状況で，受傷局所の観察と処置を行うことを「重点観察」という. 重点観察を行うことで専門治療ができる医療機関に早期に搬送することが可能となる.

(4) 詳細観察

医療機関に引き継ぐまでの間に傷病者の身体状況を詳細に把握するために行う観察を「詳細観察」という. 損傷部位の見逃しを防ぐとともに，損傷があった部分を詳細に観察するために，頭の先からつま先までを詳細に観察し，併せて神経学的検査を行う.「Load and Go」の場合は，搬送を優先し搬送中の車内で行う.

(5) 継続観察

全身観察後，医療機関に引き継ぐまで繰り返し実施する観察を「継続観察」という．傷病者の変化を見過ごすことなく適切な処置を行うことが目的となる．現場から医療機関に到着するまで 5 分ごとに繰り返し行う．また，ここまで行った処置の確認を行う．容態が急変したときには再評価して必要な処置を行う．

5. まとめ

プレホスピタルにおける外傷傷病者現場対応は，救急現場における様々な状況により制約を受けることが多い．その中で，First contact medical personnel である救急隊は，「命をつなぐ」ために，観察アルゴリズムを反映した外傷対応プロトコールに基づいて迅速に病態把握と必要な処置を実施するとともに，医療機関で速やかに適切な医療が開始できることを目的とした連携を図ることが責務と考える．

参考文献

1） 一般社団法人 JPTEC 協議会監修：JPTEC ガイドブック改訂第 2 版補訂版：2020，

2） 総務省消防庁：平成 25 年度緊急度判定体系に関する検討会報告書，高リスク受傷機転：2014.

ワークショップ　一般分科会

テーマＡ：技術でつなげ！救急医療　プレホスピタルから撮影・治療まで

『PSLS(Prehospital Stroke Life Support)・PCEC(Prehospital Coma Evaluation & Care)から考える画像検査と撮影技術』

Image Examination and Imaging Technology Considered from PSLS

一宮市立市民病院

山田　晃弘

1. はじめに

わが国の脳卒中による死亡者は年間約 13 万人で，死亡原因の第 4 位を占めており日々の救急診療でよく遭遇する[1]．脳卒中は脳梗塞，脳出血，くも膜下出血に分類され様々な症状を来たすが，画像診断なしでは出血性脳卒中か虚血性脳卒中かを鑑別することは難しく，頭蓋内出血の診断または否定のためには頭部 CT が推奨されている[2]．急性期脳梗塞の場合できるだけ早期の決定的治療開始のために来院 20 分以内に頭部 CT を施行できることを目標とされており，来院 1 時間以内の治療開始を目標として専門医による頭部 CT または頭部 MRI の読影を済ませる必要がある．これは rt-PA 静注による血栓溶解療法が発症から 4.5 時間以内の急性期脳梗塞に対し有効性が確立されているからであり，虚血性脳梗塞においては発症から血流再開までの時間が短ければ短いほど良好な予後が期待できる[3]．この“時間との戦い”に対応するには様々な職種がチームの一員として役割を果たす必要がある．救急医療に携わる診療放射線技師においても診断や治療上の時間的切迫状況を認識し，迅速な検査の準備や安全に検査を遂行できなければならない．本講演では救急隊や初療室からの患者情報を画像検査や撮影技術にどのように活かすかを述べる．また CT 室で診療放射線技師が簡易的に患者情報を取得できる CTSS を提示し，その有用性についても紹介する．

2. PSLS・PCEC と脳卒中

病院前救護における意識障害は救急隊員が遭遇する頻度の高い病態であり，軽症例から重症例までさまざまな状態を呈する．PCEC は病院前の救急現場で意識障害を有する傷病者に遭遇した場合の観察，評価，処置および医療機関選定に主眼を置いた標準化プログラムであり，病院内における救急外来での脳卒中の対応を中心とした ISLS(Immediate Stroke Life Support)と密接な関連を有す．PCEC，PSLS，ISLS の連携により，病院前救護後から救急初療室まで円滑な脳卒中初期診療が可能となる[4]．また救急現場での脳卒中判断と対応について標準プログラムである PSLS には，顔面のゆがみ，上肢の麻痺，言語障害の中で1つでも新たに認められれば 72%，すべて認められれば 85%以上の確立で脳卒中と判断可能な CPSS が導入されている[5]．これにより急性期脳卒中判断を行い選定した病院へ適切に搬送することを可能としている．

3. 身体所見と画像診断

詳細な病歴聴取は脳卒中の診療上非常に重要で，診断の 80%は病歴からの情報に基づくと言われている[2]．また急性意識障害の診断につながった所見の割合は現病歴 51%，投薬歴 43%，身体所見 41%であったのに対し，画像所見が診断につながった割合は 16%にすぎなかったというデータもあり[6]，頭蓋内の出血性病変以外には正確な病歴聴取と身体所見の診察が重要といえる．また身体所見から脳の損傷部位をあらかじめ予測することができると言われている[7]．このことからも身体所見と画像診断は密接に関係しており，身体所見を把握する

ことは画像診断にも役に立つことができる.

4. CTSS とは

診療放射線技師が頭部 CT 撮影時に CT 室で直接患者から簡易的に身体所見の情報を収集することができる方法として CTSS がある[8]. これは救急隊が使用している CPSS を参考に診療放射線技師が CT 室で脳卒中を評価できるように CPSS の変法として考案された. CTSS は CPSS と同様に①顔面麻痺, ②上肢の麻痺, ③言語の異常(構音障害や異常な言語を含む)の 3 項目で評価を行う. 具体的な評価項目を表 1 に示す.

表1 CTSS の評価3項目と評価内容

	Face	Arm	Speech
正常	両側が等しく動く	両手をお腹の上で組むことができる, または両手ともお腹の上に乗せることができない	正しい言葉を明瞭に話す
異常	片側がもう一側のように動かない	片方が挙がらないか, もう一方と比べてふらふらと挙がるもしくは下がる	不明瞭な言葉, 間違った言葉, またはまったく話せない

CPSS との大きな違いは診療放射線技師が CT 室入室からポジショニングまでに行う普段の行動の中から評価ができることである. 具体的には顔面麻痺の評価は CPSS では患者が歯を見せるか笑った際に評価するが, 診療放射線技師はこのような指示を普段行わない. CTSS では CT 検査時に普段から行っている患者間違い防止のために名前・生年月日を確認する行動を利用し, その確認のために患者が話す時に顔面麻痺の評価を行う. また上肢の評価は CPSS では患者は閉眼し, 両上肢を 10 秒間まっすぐ伸ばした際に評価を行うが CT 室では不自然でこのような指示が出せず, さらに 10 秒間も保持していては検査のワークフローが落ちてしまう. そこで CTSS は患者自身で両手を組んでいただくように指示をし, その時に上肢の麻痺の評価を行う. これは CT 撮影時に両上肢が体の横にあっては寝台が動いた際に手を巻き込む危険性があるため, 安全帯を巻く時に両手を腹部の上で組んでいただく必要があり, その行動を利用している. また言語の異常は CPSS では患者は「シンシナティの空は青い」を繰り返してその際の言語の異常を評価するが, CT 室では不自然なため CTSS では名前・生年月日を確認した時の言語で評価を行う. CTSS は基本的に 3 項目で評価するが, 評価する時に同時に得られる情報として共同偏視, 失語がある. これらの情報は診療放射線技師が読影補助をする上で役立つ情報であり, 実際には CTSS の評価項目ではないが追加情報として確認する. 報告によれば CTSS の感度 78.4%, 特異度 95.2%, 陽性的中率 87.4%, 陰性的中率 91.1%とその有用性が示されており, CTSS の評価項目が1つでも陽性であれば強く脳卒中を疑うことができる.

5. 脳卒中に必要な撮影技術

急性期脳梗塞の単純 CT の所見において内頚動脈や中大脳動脈など主幹動脈の閉塞による脳梗塞の早期の所見は早期虚血所見 Early Ischemic Change(EIC)と呼ばれ, ①レンズ核の不明瞭化(発症 1～2 時間後)②島皮質の不明瞭化(発症 1～2 時間後)③皮質髄質の不明瞭化(発症2～3時間頃から)④脳溝の消失がある.

血栓溶解療法の適応判定には EIC の広がりを診断することが重要で，EIC の範囲が中大脳動脈領域の 1/3 以下であれば rt-PA による予後改善が期待できるため EIC の有無を評価することが勧められている．しかし EIC や領域判定には明確な定義がなく読影者間にバラつきがあるため，米国心臓協会/米国脳卒中学会（AHA/ASA）ガイドラインでは Alberta Stroke Program Early CT Score（ASPECTS）が推奨されている[9]．この ASPECTS を用いて系統的にCTの読影を行えるように習熟する必要がある．さらに血管閉塞の所見としては動脈内の血栓が高吸収域を示す hyperdense MCA sign，hyperdense PCA sign などがある．この所見は石灰化との鑑別が困難な場合が，thin slice データでみることで鑑別の精度が向上し閉塞部位の診断の指標となる[2]．またその他の撮影技術として画像再構成の一つである Slab-MIP（Maximum Intensity Projection：最大値投影法）を出力することで中大脳動脈を閉塞する凝血魂をより高感度で信頼性の高い検出が可能であると言われている 10[)]．このように所見に合わせて画像再構成を行い医師へ適切な画像を提供する必要がある．

6. まとめ

救急医療において診療放射線技師は安全で迅速な検査の遂行と適切な画像を提供するという責務がある．これらを遂行するにはプレホスピタルから診断・治療までに流れを理解し，救急隊や初療室からの情報を活かして画像再構成や画像出力を行えるようにしなければならない．また情報が無い場合でも CTSS を利用し患者を注意深く観察し特徴のある所見を評価することで読影能力も向上する．CTSS は患者評価のための一方法として活用することで役割を果たすことができる．このように神経学的所見や身体所見などの情報を活用し，救急医療の臨床の場において診療放射線技師もチーム医療に貢献できることを期待したい．

参考文献

1）日本脳卒中学会・脳卒中ガイドライン委員会：脳卒中治療ガイドライン 2015．協和企画，東京, 2015, p2-3

2)日本救急撮影技師認定機構: 救急撮影ガイドライン 救急撮影認定技師標準テキスト (改訂版2版). へるす出版，東京, 2016, p 27-28. p 41-2.

3)日本脳卒中学会 脳卒中医療向上・社会保険委員会 静注血栓溶解療法指針改訂部会：静注血栓溶解 rt-PA（アル テプラーゼ）療法適正治療指針第 3 版（2019 年 3 月），脳卒中 2019; 8: 334-380

4)日本救急医学会・日本神経救急医学会・日本臨床救急医学会監,『ISLS ガイドブック 2018』編集委員会編: 脳卒中初期診療のための ISLS ガイドブック 2018. へるす出版，東京, 2018, p 8-19

5) Kothari RU, Pancioli A, Liu T, et al: Cincinnati Prehospital Stroke Scale: Reproducibility and validity. Ann Emerg Med 1999; 33: 373-8

6) Kanich W, Brady WJ, Huff JS, et al: Altered mental status; evaluation and etiology in the ED. Am J Emerg Med 2002; 20: 613-7

7) 佐藤憲明: 急変対応のすべてがわかる Q＆A. 株式会社 照林社, 2012, p 42-52

8) 山田晃弘，大保 勇，住田 知隆，大森 健太郎: CPSS を参考に考案した診療放射線技師のための CT 撮影時脳卒中スケール(CTSS). 日臨救急医学会誌, 22, 436-441, 2019.

9) (編)日本医学放射線学会：画像診断ガイドライン 2013 年度版，金原出版, 2013, p 64-65-

10) Riedel C H, Zoubie J, Ulmer S, et al: Thin-slice reconstructions of nonenhanced CT images allow for detection of Thrombus in acute stroke. Stroke 2012; 43: 2319-23

ワークショップ　一般分科会

テーマＡ：技術でつなげ！救急医療　プレホスピタルから撮影・治療まで

『PEMEC（Prehospital Emergency Medical Evaluation and Care）から考える画像検査と撮影技術』

Image Examination and Imaging Technology Considered from PEMEC

国立病院機構水戸医療センター

田中　善啓

1. はじめに

PEMEC：Prehospital Emergency Medical Evaluation and Care（以下，PEMEC）は「防ぎ得た死亡と後遺症を防ぐこと」を目的として，日本臨床救急医学会が 2017 年に疾病（内因性）非心肺停止傷病者に対する病院前救護の標準化された教育プログラムの手法として策定した [1]．外傷傷病者に対する JPTEC(Japan Prehospital Trauma Evaluation and Care)や意識障害傷病者に対する PCEC(Prehospital Coma Evaluation and Care)，脳卒中傷病者に対する PSLS(Prehospital Stroke Life Support)といった標準化活動が展開されているが，この PEMEC ではそれらでは扱われていない呼吸困難，動悸，胸痛，めまいなどの症状・症候に対する初期対応を定めている．

PEMEC を理解することで内因性疾病傷病者に対する病院前救護の標準化が推進されるだけでなく，診療放射線技師が疾病の病態をより深く理解できるとともに，傷病者の緊急度・重症度判断，救急撮影における各種モダリティのマネジメントがより適切に実施されることが期待できる．

2. PEMEC から考える救急撮影技術

救急撮影における診療放射線技師で特に重要視されているのは，医療の知識や技能はもとより，自ら積極的に必要な知識を獲得し，困難事例に直面した時にその問題を冷静に分析し解決まで導くことが出来る問題解決能力，そしてそのための理論的な思考力である [2]．

臨床推論とは英語で「Clinical Reasoning（臨床行為の理由づけ）」を意味し，医療専門職が臨床の現場で用いる，問題解決のための思考や意思決定のための一連のプロセスを表す [3]．臨床推論を学ぶことは，それら一連の思考過程を学習することであり，言い換えれば，臨床推論を救急撮影技術の教育に導入することで，問題解決のスキルを習得し，論理的思考力を向上させることが期待できる [4]．臨床推論の救急撮影技術への応用として，PEMEC における活動のアルゴリズムに臨床推論の技法を組み入れることで，救急撮影時での適切な評価と判断につなげることができる（Fig.1）[1]．

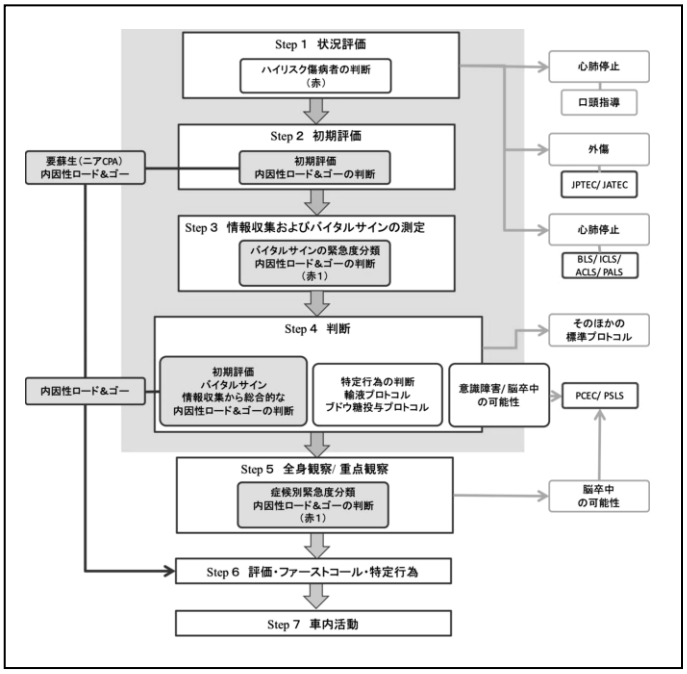


Fig.1 PEMEC アルゴリズム［文献（1）P.14 より引用］

アルゴリズムよりロード&ゴーの単語が見受けられる. この記事を読む診療放射線技師の諸氏は, ロード&ゴーといえば外傷診療を紐付ける方が多いのではないだろうか. しかし, 内因性ロード&ゴーも「大変危険な状態であるから必要最低限の処置(気道確保や酸素投与など)を施して最速で病院へ搬送する」という活動宣言は外傷診療と何も変わらない. 救急チームの一員である診療放射線技師も“ロード&ゴー”という共通言語を理解し, 迅速且つ最適な画像情報及び治療を提供する為, 的確な患者情報収集, 考えられる疾患に対応できる撮影準備, 必要であれば人員の確保などを行うことが求められる(Fig.2).

「内因性ロード&ゴー」の他に「ハイリスク傷病者」,「バイタルサインにおける緊急度分類」の概念を用いた基準で重症以上の判断をしており, 依頼を待つだけで目の前にいる患者に対し, その場の画像検査及び画像処理から得られる情報と, 上記の概念を理解し, 個別の病態や症候について理解した診療放射線技師が提供する画像情報では, その患者の治療方針及び予後を大きく左右すると言っても過言ではない.

【内因性ロード＆ゴーの判断基準】
A) “意識と気道の異常：気道閉塞または高度狭窄を伴う
JCSⅢ桁で舌根沈下など気道確保が困難である
B) “呼吸の異常 ：呼吸様式の異常を伴う（チェーン・ストークス呼吸，中枢性過換気，クスマウル呼吸，失調性呼吸，ビオー呼吸）
呼吸数が 10/分未満，または 30/分以上である*
C) “循環”の異常 ：皮膚冷汗，湿潤，頻脈を伴う，または脈を触知しない
D) “神経症状”の異常：脳ヘルニア徴候を認める
＊小児の場合：呼吸数が目安を大幅に上回る

【必要な処置】
1. 気道確保
2. 補助換気
3. 口腔内異物除去，分泌物吸引
4. 酸素投与
5. 側臥位または回復体位，セミファウラー位
6. 冷却または保温

Fig. 2 内因性ロード＆ゴーの判断基準と処置

3. 事前の患者情報収集

平日夜間帯, 診療放射線技師 1 名体制の施設において急性腹症の造影 CT 検査依頼の連絡が入った. 施設によって救急体制が異なるが, 専門外の医師が救急対応する状況も少なくなく, また検査依頼も上級医から指示を受けた研修医が対応する事もあり, 上記の急性腹症においても検査項目に「急性腹症精査」のみ記載される場合もある. この記事を読んでいる諸氏はどのような対応を考えるであろうか. 最適な救急撮影を実施する為には, 事前の患者情報把握が重要である. しかし, 救急搬送される患者情報は限られており, 特に初診であれば更に少なくなる. このことからも, 患者が病院へ搬入され CT 室まで移動するまでの時間, 診療放射線技師は待っているのではなく, 救急外来へ積極的に出向き自ら情報収集することが望ましい. 本稿では急性腹症を例に挙げているが, 救急外来で得られる CT 撮影に必要な情報は多く存在する. ホワイトボード, 医師や看護師そして搬送してきた救急隊との会話, かかりつけであれば電子カルテの情報, そして患者の状態から可能な限りの情報を収集する. 搬入前情報として, PEMEC の「内因性ロード&ゴー」が宣言されていれば, 急性腹症でも腹部大動脈破裂や急性心筋梗塞などのハイリスク傷病者を想定し, CT 撮影プロトコルの確認や血管撮影装置及び心臓カテーテル装置の準備も想定できる. このことからも, PEMEC の共通言語を理解普段から他職種とのコミュニケーションを積極的に取ることを心掛ける. それは結果的に救急医療における画像の価値を高め, 良質な画像診断の向上に繋がり, 救急チームにとって良い効果をもたらす.

4. ハイリスク傷病者を意識した撮影と画像評価

救急医療における画像は, 確定診断を追求することより, 緊急性の高い死につながる疾患(killer disease)を確実に捉えることが最も価値が高い. 前述した, 事前の情報収集と患者の身体所見を自分の目で見て状況を把握し, 積極的に依頼医と診療放射線技師が話し合い, 疑われた病態や否定したいハイリスク傷

病者の状態を共有し撮影プロトコルを決定する必要がある．また，放射線科医がいる施設では，事前に症例別による最適なプロトコルを作成し，当直担当技師にとって煩雑とならないようスリム化した内容にし，マニュアルを整備する事も技師による技術格差を補い再現性を保つ方法である．救急撮影法の目指す所は，できるだけ鮮明に見えやすい画像であるが， PEMEC の「内因性ロード&ゴー」が宣言されて，搬送される患者は呼吸状態及び意識レベルが悪く，日常業務での説明指示（息止めや体位保持など）が入らない状況に多く遭遇する．そのような状況下において，先ず適切な撮影範囲を設定する事は killer disease を見落とさない価値の高い画像提供するために重要となる．内因性疾病において，主訴として最も多い“急性腹症”における撮影範囲では，上端を肺動脈及び心臓を含め，肺動脈塞栓症や急性心筋梗塞を評価する事が重要であり，この 2 症例に関しては初期症状に腹痛が含まれる為，重症度が高い所見の見落としは避けるべきである（図 4）．造影 CT 検査で肺塞栓症の画像所見を認めた際には，速やかに原発の可能性がある深部静脈血栓症と血栓による脳梗塞を評価する為，下肢と頭部も追加撮影する事を考慮する．また，呼吸器系疾患である気胸や胸膜炎が急性腹症の原因であることもあり，肺の撮影範囲は肺野条件での再構成及び画像確認は必須である．また，SARS-CoV-2 発症時の症状に消化器症状（6%・下痢，嘔気，嘔吐）ありとの報告もあり [4]，院内感染予防の観点からも撮影範囲に胸部を含める事が望ましい．胸痛・背部痛の撮影範囲は大動脈解離・急性心筋梗塞・肺塞栓症及び急性膵炎や尿管結石を想定したプロトコル選択と単純 CT 画像を評価する事が重要である．単純 CT 画像で大動脈解離を疑う所見が認められた場合，造影検査の撮影範囲は必ず頸部を含める．また，動脈解離の伸展・波及範囲により様々な臓器障害や臨床症状を来し，頭頸部動脈への波及や解離部位からの塞栓により 約 6%で脳梗塞や一過性脳虚血発作を合併する為 [5] [6]，必ず頭部も追加で撮影する．勿論，診療放射線技師の独断で追加撮影することは認められないが，主治医や専門外の医師へのアドバイスにより正しい診断に至るための精良な画像を提供することができる．その為にも，診療放射線技師は画像を見る力，そして臨床推論に基づいた，問題解決のための思考や意思決定を向上させる教育が必要である．

5. まとめ

PEMEC を理解することで内因性疾病傷病者の病態理解および正確で迅速な重症度・緊急度判定が推進されるとともに，評価に基づいた救急撮影が可能となる．今後は多くの診療放射線技師に普及し，多くの傷病者の命が救われる事を期待したい．

参考文献

1) 日本臨床救急医学会監修，日本臨床救急医学会 PMEC 検討小委員会編，日本臨床救急医学会小児救急委員会編集協力：PEMEC ガイドブック 2017．へるす出版，東京，2017.

2) 西城　卓也，菊川　誠：医学教育における効果的な教授法と意味のある学習方法①．医学教育　2013；44：133-41.

3) Barrows,H.S&Feltovick,P.J:The clinical reasoning Process．Medical Education 1987;21:86-91.

4) 厚生労働省：新型コロナウイルス感染症（COVID-19）診療の手引き 第 8．0 版 2022.

5) Hagan PG，Nienaber CA，Isselbacher EM，et al: The International Registry of Acute Aortic Dissection (IRAD): new insights into an old disease. JAMA 283: 897–903, 2000.

6) Bossone E，Corteville DC, Harris KM, et al: Stroke and outcomes in patients with acute type A aortic dissection. Circulation 128(11 Suppl 1): S175–179，2013.

ワークショップ　一般分科会

テーマＡ：技術でつなげ！救急医療　プレホスピタルから撮影・治療まで

『JPTEC(Japan Prehospital Trauma Evaluation and Care）から考える画像検査と撮影技術』

Image Examination and Imaging Technology Considered from JPTEC

神戸赤十字病院

宮安　孝行

1. はじめに

救急診療指針の中では病院前救護について,「一般の医療は患者が医療機関の玄関に入ったところから始まるが, 救急医療は救急車が現場に到着したところから始まり, これは救急医療の特徴であり, 患者の生死を左右する極めて重要な領域」[1)]と記載されている. 外傷診療では特に, 後述する「ゴールデンアワー」の概念があり, 重症患者において早期に医療介入できるかどうかで患者の予後が変わるというエビデンスもある.

本邦の外傷傷病者に対する病院前救護は, JPTEC（(Japan Prehospital Trauma Evaluation and Care)が全国に普及している. JPTEC とは外傷傷病者に対してすべての病院前救護に関わる人々が習得すべき知識と体得すべき技能が盛り込まれた活動指針である[2)].

詳細は清書をご覧いただきたいが, ここでは外傷診療に携わる我々診療放射線技師も知っておきたい内容を抽出して説明する.

2. 外傷医療の社会的重要性

平成 20 年度厚生労働省「人口動態統計」では不慮の事故で代表される外傷は第 5 番目の死因であり, 死亡の実数は年間約 4 万人弱である. 令和 2 年度の人口動態統計では不慮の事故は 7 番目となっているが(Fig1), 実数は約 3 万 8 千人となっておりその数はほぼ同程度で推移している. [3)]

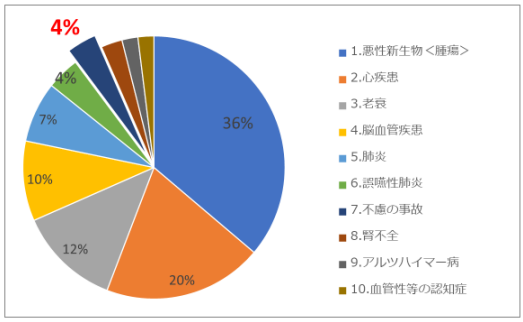


Fig1　令和2年度人口統計　死因順位とその割合

外傷患者の特徴は若い年代において多発発生し, 40 歳未満の若年者では死亡原因の上位を占める(Fig2).

	第1位	第2位	第3位	第4位	第5位
0歳	先天奇形,変形及び染色体異常	周産期に特異的な呼吸障害等	乳幼児突然死症候群	胎児及び新生児の出血性障害等	**不慮の事故**
1～4歳	先天奇形,変形及び染色体異常	悪性新生物＜腫瘍＞	**不慮の事故**	心疾患	インフルエンザ
5～9歳	悪性新生物＜腫瘍＞	**不慮の事故**	先天奇形,変形及び染色体異常	心疾患	インフルエンザ
10～14歳	自殺	悪性新生物＜腫瘍＞	**不慮の事故**	心疾患	先天奇形,変形及び染色体異常
15～19歳	自殺	**不慮の事故**	悪性新生物＜腫瘍＞	心疾患	先天奇形,変形及び染色体異常
20～24歳	自殺	**不慮の事故**	悪性新生物＜腫瘍＞	心疾患	先天奇形,変形及び染色体異常
25～29歳	自殺	悪性新生物＜腫瘍＞	**不慮の事故**	心疾患	脳血管疾患
30～34歳	自殺	悪性新生物＜腫瘍＞	**不慮の事故**	心疾患	脳血管疾患
35～39歳	自殺	悪性新生物＜腫瘍＞	心疾患	**不慮の事故**	脳血管疾患
40～44歳	悪性新生物＜腫瘍＞	自殺	心疾患	脳血管疾患	肝疾患
45～49歳	悪性新生物＜腫瘍＞	自殺	心疾患	脳血管疾患	肝疾患
50～54歳	悪性新生物＜腫瘍＞	心疾患	自殺	脳血管疾患	肝疾患
55～59歳	悪性新生物＜腫瘍＞	心疾患	脳血管疾患	自殺	肝疾患
60～64歳	悪性新生物＜腫瘍＞	心疾患	脳血管疾患	肝疾患	自殺
65～69歳	悪性新生物＜腫瘍＞	心疾患	脳血管疾患	**不慮の事故**	肝疾患
70～74歳	悪性新生物＜腫瘍＞	心疾患	脳血管疾患	肺炎	**不慮の事故**
75～79歳	悪性新生物＜腫瘍＞	心疾患	脳血管疾患	肺炎	**不慮の事故**
80～84歳	悪性新生物＜腫瘍＞	心疾患	脳血管疾患	肺炎	老衰
85～89歳	悪性新生物＜腫瘍＞	心疾患	老衰	脳血管疾患	肺炎
90～94歳	心疾患	老衰	悪性新生物＜腫瘍＞	脳血管疾患	肺炎
95～99歳	老衰	心疾患	悪性新生物＜腫瘍＞	肺炎	脳血管疾患
100歳以上	老衰	心疾患	肺炎	脳血管疾患	悪性新生物＜腫瘍＞

Fig2. 令和2年度　年齢別にみた死因順位(第5位まで)

死亡者だけではなく, 外傷により平成14年のデータでは1日当たり平均 11 万 8 千人が入院治療, 28 万 2 千人が外来通院治療をうけており, さらにその数十倍の人々が後遺症に悩まされているとされる. 多くの若者が外傷により長期にわたる入院治療やリハビリテーションを余儀なくされており, 外傷による死亡や後遺障害は本人及び家族の苦痛のみならず多大な社会的損失や医療経済的損失を生じさせているという事を再認識し, 社会全体が外傷医療のあらゆる分野への支援体制を強化する必要があると言える.

3. 防ぎえた外傷死(Preventable trauma death ; PTD)

適切な対応がとられていれば, 死を回避することが出来た外傷死を PTD という. 平成 13 年度厚生労働省科学特別研究「救命救急センターにおける重症患者への対応の充実に向けた研究」研究班の報告では, 全国の救命救急センターで死亡した外傷症例のうち, 修正予測外死亡数(避けえた可能性の高い外傷死)が実に

38.6%に昇るという，驚くようなものであった．次年度の調査でも 38.1％と極めて近似した結果であったことから，この多発している PTD を減少，撲滅させることが喫緊の課題であった．

平成 13 年に開催された第 15 回日本外傷学会シンポジウム「日本の外傷医療の問題点と今後の課題」において，日本の外傷医療が取り組むべき課題について討論し，10 の提言が取りまとめられた．この提言 2 について「概要に対する病院前医療の標準化を，本邦の事情に適した形で導入する必要がある」と明記され，平成 15 年 6 月に JPTEC 協議会が発足した．

4. 外傷病院前救護の標準化

外傷はいつ，どこで発生するか分からない．外傷患者がいつでも，どこでも標準的な治療が受けられる体制を整備することは救急医療にかかわるものの責務でもある．外傷病院前救護の向上を目指して，JPTEC では平成 15 年よりコースを全国で開催し，今日では外傷病院前救護のスタンダードとして全国的に認知されている．

また JPTEC の優れている点の一つとして，病院内の外傷初期診療指針である JATEC™（Japan Advanced Trauma Evaluation and Care）とも整合性が取れており，病院前から病院内まで一貫した標準的な外傷教育が行われている．JPTEC では現在様々なコースを開催しているが，プロバイダーコースは災害医療派遣業務に従事している診療放射線技師しか受講できない．しかし，災害医療従事者以外の診療放射線技師でも受講できるコースもいくつかある．詳しくは一般社団法人 JPTEC™ 協議会のホームページ[4]を参照頂きたい．

4. 外傷病院前救護とゴールデンアワー

外傷による死亡には 3 つのピークがあることが知られている（Fig3）．第1のピークは現場での即死であり，事故の予防以外に対策はない．第2のピークは受傷後数時間以内の死亡であり，大量出血，胸部外傷，頭部外傷などによる．これらの傷病者の予後は病院前救護と医療機関での初期治療の良否に大きく左右される．第 3 のピークは，医療機関に収容されて数週間後に死亡するもので，ショックの遷延や感染・敗血症を原因とする多臓器不全による．

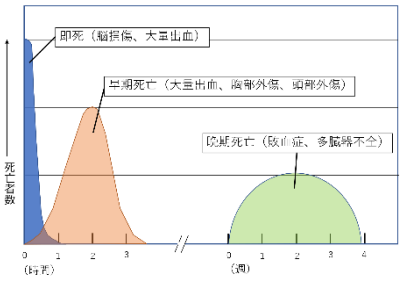


Fig3. 外傷死の3つのピーク

米国の代表的な外傷センターである Baltimore の“Shock Trauma Center”創設者の Cowley 教授は，「受傷後 1 時間以内に手術が行われるか否かが第 2 のピークにある傷病者の生命予後を決定する」[5]として，受傷後の 1 時間を“ゴールデンアワー”と命名した．

5. ロード&ゴーの概念

ロード&ゴー（load and go）とは，生命維持に関係のない部位の観察や処置を省略し，生命維持に必要な処置のみを行って，一刻も早く外傷治療が可能な医療機関（救命救急センター等）へ搬送するための判断と行為の全体的な概念である．現場での除細動が根本治療となりうる心停止の傷病者と異なり，外傷の傷病者は医療機関でしか根本治療を受けることが出来ない．重症の傷病者では受傷後 1 時間以内に止血術などの根治治療が行われる必要があるため，可及的速やかに医療機関へ搬送されなくてはならない．

6. JPTEC の活動（Fig4）

外傷においては「手術のみが救命手段」となる傷病者が少なくない．さらにその手術が受傷後 1 時間以内に開始されたか否かが生死を左右すると言われている．そこで救急活動においては適切な評価/処置のもと，適切な時間内に，適切な医療機関へ搬送することが求められ

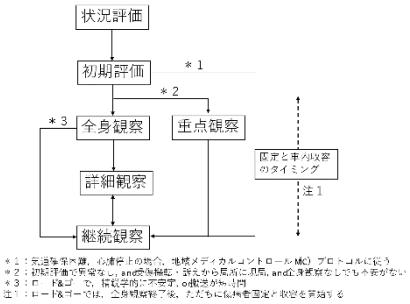


Fig 4． 活動の手順

る．すなわち，生命の危機が少しでも疑われる傷病者（ロード&ゴーに該当する傷病者）を見逃さず，救命に繋がる処置のみを素早く実施し，受傷後 1 時間以内の手術開始に繋ぐことが出来るよう，その救命手術が実施可能な医療機関を選定し搬送する．

7．状況評価

指令を受けて出動し現場に到着し傷病者にとりつくまでの間の活動を「状況評価」という．感染防護具の装着はもちろんのことであるが，現場の状況，傷病者の人数，2 次災害の危険性などを確認する．傷病者に関する情報で重要なものの一つが事故の状況，すなわち受傷機転である．受傷機転より大きなエネルギーが体にかかったと思われる場合，「高リスク受傷機転」として重症外傷の可能性を考えて，「ロード&ゴー」を念頭に置く．高リスク受傷機転の具体例をTable1に示す．

Table1．高リスク受傷機転の具体例

- ●6m以上の高さからの墜落
- ●車両（鉄道を含む）にはねられた歩行者、自転車
- ●搭乗者が飛ばされた二輪車事故
- ●同乗者が即死した車両事故
- ●車外に放り出されていた車両事故
- ●搭乗空間に高度な変形があった車両事故
- ●救出に20分以上を要した車両事故
- ●横転した車両事故
- ●体幹を重圧で挟まれた外傷
- ●頸部から鼠径部までの鋭的損傷

改訂第4版　外傷初期診療ガイドライン JATECより

8．初期評価

「初期評価」は傷病者が生命の危機にあるか，あるいは今後短時間のうちにそうなる可能性があるかを「生理学的な観点」で，迅速に（15 秒程度）評価するものである．

気道，呼吸，循環，意識の 4 項目のいずれかに異常がある場合は生命危機の可能性があり，「ロード&ゴー」と判断される．同時に必要な処置（頸椎保護，気道確保，酸素投与，補助換気，圧迫止血など）を行う．

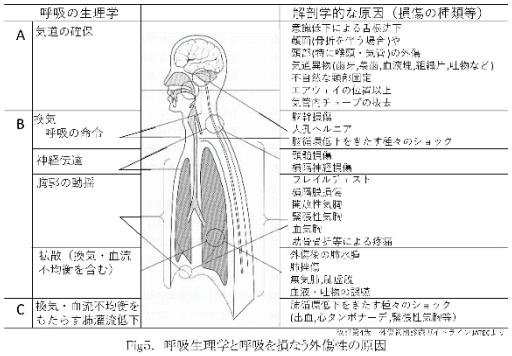


Fig5．呼吸生理学と呼吸を損なう外傷性の原因

（呼吸機能の障害）

胸部外傷に限らず，頭部，顔面，頸部の外傷が呼吸機能を損なう．呼吸生理と外傷の関係を Fig5に示す．

（循環の異常）

外傷患者では様々な程度の循環異常が生じ，重症例ではショックとなる．ショックとは有効な血流が維持できず，組織還流の低下のため細胞機能が保てなくなるときの病態である．循環の維持には心臓のポンプ作用，循環血液量，血管の緊張の 3 因子が重要で，このいずれかが破綻してもショックとなる．

外傷では出血性ショックが循環異常の 90%を占めると言われているが，それでも緊張性気胸や心タンポナーデなどの閉塞性ショック，脊髄損傷に伴う血管運動性交感神経の緊張低下で起こる神経原性ショックも念頭に置かなければならない．

（意識（中枢神経）の異常）

外傷患者に不穏や意識レベルの低下を認めれば直ちに頭部外傷，とりわけ頭蓋内損傷の存在を疑うべきである．しかし注意すべきこととして頭蓋内以外の影響が意識レベルに影響することを念頭に置く事である．アルコールや薬物の存在はまれではなく，また前述した呼吸や循環の異常が二次的に頭蓋内損傷を悪化させることもある．（Table2）

Table2．外傷患者における意識障害の原因

- ・重度の気道閉塞・換気障害による低酸素血症・高二酸化炭素血症
- ・重度の循環障害・ショック
- ・頭蓋内損傷
- ・低体温・高体温
- ・アルコール・薬物・一酸化炭素中毒
- ・基礎疾患による意識障害

9．全身観察

「全身観察」は，どこにどのような損傷を受けたかを「解剖学的な観点」から観察するものである．生命にかかわる可能性のある損傷の有無を，頭部から順次観察していく．活動性外出血をのぞく上肢，下腿の損傷は生命

に影響しないので，この時点では詳細には観察しない．必要な処置（3 点テーピング法，フレイルチェストの固定，刺入異物の固定など）があれば実施する．

この観察部分は JATEC での「Secondary Survey」に該当する．

全身観察で検出すべき急速に生命を脅かす病態と特徴的な所見・症状について，Table3にまとめる．

Table3．全身観察で検出すべき急速に生命を脅かす病態と特徴的な所見・症状

急速に生命を脅かす病態	特徴的な所見・症状
心タンポナーデ	頸動脈怒張
気道閉塞	顔面の高度な損傷、気道熱傷
フレイルチェスト	胸郭動揺,奇異運動
開放性気胸	胸部開放創,空気の出入り
緊張性気胸	呼吸運動の左右差,気管偏位, 頸部・胸部の皮下気腫,頸動脈怒張
腹腔内出血	腹部膨隆,圧痛,腹壁緊張
骨盤骨折	骨盤動揺,圧痛,下肢長差
両大腿骨折	大腿の変形,腫脹,動揺,圧痛,下肢長差
脊髄損傷（ショックを伴う場合）	四肢の麻痺
その他の致死的損傷	頭頸部,胸腹部,背面,鼠径部の穿通創 上肢・下肢離断

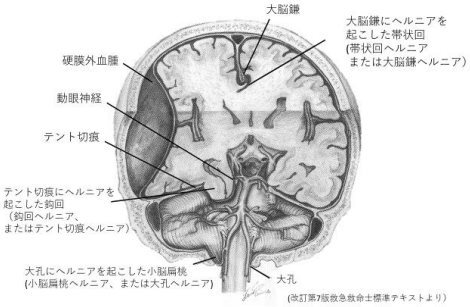


Fig6．各種の脳ヘルニア

この観察部分は JATEC での「Secondary Survey」に該当する．

全身観察で検出すべき急速に生命を脅かす病態と特徴的な所見・症状について，Table3にまとめる．

その他，現場で観察される所見として，

「頭部」では高度な損傷等により脳ヘルニア（Fig6）が起こると，意識障害，片側の瞳孔散大，片麻痺の所見（切迫するD）を認めた場合，迅速に脳外科手術が可能な医療機関の選定が進められる．

「頭蓋底」の損傷を疑う所見として「パンダの目徴候」や「バトルサイン」が挙げられる．

その他，頭部から出血をガーゼで止血した際に，「ダブルリングサイン」と呼ばれるガーゼに吸収された血液が 2 重に見える所見があれば，これは血液と髄液漏が混じった出血であり，硬膜の損傷を伴う骨折を示唆している．

「胸部」では，出現する身体所見と関連する損傷について，Table4に示す．

Table4．胸部外傷で出現する身体所見とその意義

視診	胸壁の打撲痕・擦過傷 冷汗・苦悶状顔貌 吸い込み創 胸壁奇異運動 顔面・頸部の浮腫・点状出血 経静脈怒張 胸部膨隆 チアノーゼ	胸腔内損傷を示唆 心タンポナーデ，大量血胸，緊張性気胸 開放性気胸 フレイルチェスト，気道閉塞 外傷性窒息 心タンポナーデ，緊張性気胸，鈍的心損傷 緊張性気胸 （晩期症状）胸部外傷に伴う呼吸不全
聴診	呼吸音の減弱ないし消失 心音減弱 心雑音・血管性雑音 腹腔内腸雑音	気胸，血胸，緊張性気胸 心タンポナーデ，血胸 心・大血管損傷 外傷性横隔膜ヘルニア
触診	肋骨・胸骨骨折(変形，軋音) 皮下気腫(握雪感，捻髪音) 頸動脈，上肢・下肢動脈における脈拍の左右差	胸腔内損傷を示唆 緊張性気胸，気胸，気管，気管支損傷 大血管損傷

「腹部」では，打撲痕，シートベルト痕，腹部膨隆などの所見があれば，腹部臓器の損傷が疑われる．

「骨盤」では，骨盤動揺の所見があれば骨盤輪が2か所以上損傷する「不安定型骨盤骨折」の可能性がある．また近年，骨盤骨折が疑われる傷病者には身体を側面に傾ける必要があるログロールは，不必要に行わずにスクープストレッチャーによる固定が推奨されている．外傷診療に関わる医療スタッフは是非理解しておいてほしい．

「大腿部・四肢」では，腫脹・変形・圧痛・軋音の有無等により骨折の有無を検索している．両側の大腿骨骨折は大量出血からのショック状態に陥る危険性があるため，ロード&ゴーと判断される．

10. JPTEC による病院前救護で示された情報をどう撮影技術に生かすか

各損傷を描出するための画像診断のエビデンスはいくつも存在する．部位ごとにいくつか紹介する．

「頭部」

ACR Appropriateness Criteria「米国放射線医学会（American College of Radiology）が主治医あるいはその他の医療従事者に対してどのように画像診断を進めるべきかを具体的に提示しているガイドライン集」では，頭部について GCS3～8の重度の意識障害がある場合はもちろんの事，GCS13～15 の意識レベルが比較的良い場合でも，嘔吐など中枢神経障害を疑う所見があれば頭部 CT 検査を強く進めている．（Rating「9」＊Rating は1～9まであり，数字が大きいほど画像検査の推奨度が上がる．）[6)]

さらには，頭部単純 CT 等で頭蓋内血管損傷が疑われる場合には，造影剤を使用した CTAngiography も推奨している．

その他，鈍的頭部血管損傷は脳梗塞や脊髄梗塞，仮性動脈瘤の形成や血管外漏出などにより罹患率や死亡率を上昇させ，患者の予後を低下させるが，数種の診療ガイドラインに記載された所見のみでは全ての血管

損傷を拾い上げることができないため，CTangiogrhapy による画像評価を推奨している報告もある[7]．

「頸椎」

頸椎 3 方向とCTを施行し前向き比較検討した研究では，1505 人の外傷患者のうち 78 名に骨折，うち 50 名は重大な損傷だったが，CTは感度 100％に対し頸椎 3 方向では 18 名（36％）しかなかったとあり，頸椎骨折が疑われる場合は CT 検査の優位性はゆるぎないものといえる[8]．

またアメリカの The Eastern Association for the Surgery of Trauma (EAST)のガイドラインでは頸椎損傷が疑われる場合は CT 検査を強く進めており[9]，前述の ACR Appropriateness Criteria でも，米国の多施設前向き研究で報告された基準（the National Emergency X-Radiography Utilization Study ;NEXUS）等で頸椎損傷が疑われる場合は CT 検査の Rating は「9」と強く推奨されている[10]．

「内頚動脈損傷，椎骨動脈損傷の評価」

JATEC では頸椎脱臼や横突起骨折に及ぶ骨折，上位頸椎（C1～C3）骨折の場合に推奨されている．

Berne らは 486 名の患者のうち，18 名に損傷（内頚動脈損傷 7 名，椎骨動脈損傷 11 名）を認め，そのうち 17 名は無症候性だったと報告した[11]．）

①頭蓋底骨折，頸椎骨折，重症多発顔面外傷，頸部血腫，高エネルギーの頸部挫創，

②GCS8点以下

③神経学的局在所見（左右差）

あれば造影検査を推奨している．

「胸部」

JATEC では見逃してはいけない致命的な胸部外傷として，『TAF な 3X』と記載されている．

T：Tamponade Cardiac　心タンポナーデ

A：Air way obstruction　気道閉塞

F：Flail chest　フレイルチェスト

X：Open pneumothorax　開放性気胸

X：Tension pneumothorax　緊張性気胸

X：Massive hemothorax　大量血胸

大量血胸の原因にもなり胸部外傷の中でも重篤な損傷の一つである大動脈損傷について Ekeh らは，ISS15 以上の外傷患者で大動脈損傷 45 例と大動脈損傷の無い 56 例（胸部外傷無し）のそれぞれの胸部 X 線を再読影し比較検討．大動脈損傷のある症例の胸部 X 線のうち 11％は異常なく，追加検査は不要と判断されたと報告している[12]）．

またExadaktylosらは高エネルギー外傷において，胸部単純写真が正常な群のうちの52%に胸部CTで異常を認め，8％に大動脈損傷を認めたとも報告しており，胸部外傷が認められる場合は胸部単純写真だけではなく CT 検査（造影検査）が必要である[13]．

「腹部」

腹部所見のうちシートベルト痕について，Sokoloveらは消化管損傷が20%（シートベルト痕がなければ2%），膵損傷は 7%（シートベルト痕がなければ 0.3%）と報告している．これらの損傷はエコー検査では評価が難しいため CT 検査が必須といえる[14]．

また Hahn らはエコーフリースペースのない実質臓器損傷患者の 27％は手術を必要としたと報告している．エコーは被膜が破れていない実質臓器損傷，後腹膜臓器損傷，膵損傷，腸管損傷の診断に弱い．また，被膜

内損傷は単純 CT でも判別しづらいため，造影 CT が必須といえる[15]．

「骨盤」

後腹膜への出血を示唆する骨盤骨折の評価は JATEC では Primary Survey では骨盤 X 線とされている．しかし仙骨骨折や仙腸関節脱臼の診断には CT が有用とされている[16]．

さらに Sarin らは骨盤骨折を後ろ向き調査．大きな人体損傷を伴う骨盤骨折が大出血を伴うものとみなして大きな人体損傷を予想する骨盤 X 線所見（Young-Burgess 分類で前後方向圧迫型の typesⅡとⅢ，側方圧迫型の typeⅢ，複合型，垂直剪断型）とそうでないものを比較検討したが，TAE を要した症例と X 線による骨折パターンには関連性がなかったと報告している[17]．

さらに EAST では TAE 適応を

①循環動態不安定の骨盤骨折（他に出血源なし）

②循環動態に関係なく造影 CT で血管外漏出増あり．（特異度 85～98％，感度 60～84％）

③循環動態が安定していても 60 歳以上の不安定骨盤骨折の場合（Malgaigne 骨折，オープンブック骨折，側方圧迫型骨折），

④血管造影検査後，骨盤骨折以外に出血源が同定できないような進行性出血を示唆する場合は TAE 再検．

と定めている[18]．つまり，循環動態と造影 CT の所見が重要となる．

「胸腰椎」

Brandt らは，55 名の胸腹部 CT に胸腰椎も評価し，同時に胸腰椎 X 線も撮影した．47 名に胸腰椎骨折を認めたが，このうち CT で 13 名に 33 か所の胸腰椎骨折を認めたものは，X 線では同定できなかったと報告している．さらに検査時間は CT の方が半分だったとも報告している[19]．

11．部位ごとには有用な CT 検査を重症外傷例にどう生かすか？

MDCT の撮影時間の向上や診断の正確性をを鑑みると，外傷診療での画像検査において MDCT の有用性はもはや揺るぎないものといえる[20]．

この中で 2009 年に Huber-Wangner,S.らは外傷全身 CT 施行例の方が未施行例と比較した際，標準死亡率には統計学的有意差を認めた 21）と Lancet 誌に報告し，外傷患者に対する全身 CT 撮影の有用性が日本国内でも注目されるようになった．

2010 年度の診療報酬改定で外傷全身加算が新設され，施設基準を満たした施設では頭部から骨盤までの範囲を撮影する「外傷全身 CT」を施行するようになった．

その他，外傷全身 CT の時間的優位性や損傷検出率の優位性の報告は多数ある[22～24]．

外傷全身 CT の撮影方法例は，外傷初期診療ガイドライン JATECTM 改訂第 4 版に掲載され[25]，また日本放射線技術学会　放射線医学技術学叢書（27）X 線 CT 撮影における標準化～GALACTIC～（改訂 2 版）[26]にも記載されている．

一方，外傷全身 CT は放射線量が多く過度の被ばくに繋がると警笛を鳴らした報告もある．

Gordic S らは，鈍的外傷患者の画像検査について，外傷全身 CT を行った場合と，頸椎・胸部・骨盤 X 線と FAST（エコー検査）と必要な部分の CT 検査を行った場合の診断までの時間と被ばく線量を比較した報告では，診断までの時間は 12 分と 75 分という結果だったが被ばく線量は 29.5mSv と 15.9mSv で選択的に CT 検査を行った方が被ばく線量は有意に低かったと報告している[27]．

また，外傷全身 CT で体幹部を撮影する際には手を上げて撮影することで 3.5mSv もしくは 16-22%の被ばく

低減につながったという報告もある[28].

このような状況の中で，European Society of Emergency Radiology では多発外傷患者に対する放射線検査の対応についてガイドラインを規定し，適切な患者に適切な検査を行うように呼び掛けている.

ガイドラインの中では Stefan Ulrich Reske らが報告した「TIME protocol（以下;TP）主に循環動態が不安定な患者に対する撮影方法」と「DOSE protocol（以下;DP）主に循環動態が安定している患者に対する撮影方法」を紹介し，適切な患者に適切な検査を行う事を進めている[30].

両者を比較すると，検査時間は TP で 4.1min(2.8 – 7.2min) ，DPでは 7.7min (6 – 10 min)と，TPの方が検査時間が短い結果となったが，被ばく線量はTPで 35.4 mSv，DPで 28.2mSv と有意な減少を認めたと報告している.

プロトコルを選択するにあたり循環動態以外にも生命を脅かす損傷を認める場合と記載されており，実際に撮影を行う診療放射線技師も循環動態の認識はもちろんの事，外傷患者に対する病院前救護や初期診療ガイドラインを理解しておく必要があると言える.

日本国内にも運用で病院前救護の情報を基に初療室に入室するのか，HybridER に入室するのかを決めている施設もある. ワークショップ時に紹介したい.

12. 結語

外傷病院前救護の指針である JPTEC を紹介し，外傷診療におけるCT検査の有用性，また病院前救護で得られた情報をどう外傷全身CTに生かすかについて記載した.

米国外科学会外傷委員会（American College of Surgeons Committee on Trauma：ACS ― COT） では，重症外傷に対する高レベルの対応は一般外科，救急医，レジデント，臨床検査技師，診療放射線技師，救急部・集中治療・手術部のナースなどのメディカルスタッフと定めている[31].

外傷診療の中で診療放射線技師に求められる役割は大きく，チームの一員として活動するためにもJPTEC，JATECなどの外傷診療の「共通言語」を理解することはとても大切なことだと言える.

今回の報告が外傷患者に適切な検査を行うための一助になれば幸いである.

参考文献

1. 日本救急医学会　監修：救急診療指針　改定第 3 版. へるす出版，東京. 2008,P3-7.
2. 一般社団法人 JPTEC 協議会　編集：JPTEC ガイドブック. へるす出版，東京. 2015，P2-91.
3. 人口動態調査；厚生労働省ホームページ https://www.mhlw.go.jp/toukei/list/81-1a.html　2023/1/10　アクセス可能）
4. JPTEC 協議会ホームページ https://www.jptec.jp/　2022/11/22 アクセス可能）
5. R A Cowley,et al:An economical and proved helicopter program for transporting the emergency critically ill and injured patient in Maryland. The Journal of trauma. 1973 ;13(12):1029-38.
6. American College of Radiology ACR Appropriateness Criteria® Head Trauma: 2021 Update.
7. Michael Müther,et al:Diagnostic accuracy of different clinical screening criteria for blunt cerebrovascular injuries compared with liberal state of the art computed tomography angiography in major trauma.J trauma Acute Care Surg.2020;88(6):789-795.
8. Bailitz,J,et al:CT should replace three-view radiographs as the initial screening test in patients at high,moderate,and low risk for blunt cervical spine injury: a prospective comparison. J

trauma,66:1605-1609,2009.
9. Como,J.J,et al:Practice management guidelines for identification of cervical spine injuries following trauma:update from the eastern association for the surgery of trauma practice management guidelines committee.J Trauma.67:651-659,2009.
10. American College of Radiology ACR Appropriateness Criteria® Suspected Spine Trauma:2019 Update.
11. Berne,J.D,et al:Helical computed tomographic angiography:an excellent screening test for blunt cerebrovascular injury.J Trauma,57:11-19,2004.
12. Ekeh,A.P,et al:Is chest x-ray an adequate screening tool for the diagnosis of blunt thoracic aortic injury? J Trauma,65:1088,2008.
13. Exadaktylos,A.K,et al :Do we really need routine computed tomographic scanning in the primary evaluation of blunt chest trauma in patients with "normal" chest radiograph? The Journal of trauma. 2001 Dec;51(6);1173-6.
14. Peter E Sokolove,et al : Association between the "seat belt sign" and intra-abdominal injury in children with blunt torso trauma. Academic emergency medicine : official journal of the Society for Academic Emergency Medicine. 2005 Sep;12(9);808-13.
15. David D Hahn,et al : Clinical importance of intraperitoneal fluid in patients with blunt intra-abdominal injury. The American journal of emergency medicine. 2002 Nov;20(7);595-600.
16. C S Resnik,et al : Diagnosis of pelvic fractures in patients with acute pelvic trauma: efficacy of plain radiographs.American journal of roentgenology. 1992 Jan;158(1);109-12.
17. Sarin,E.L.,et al:Pelvic fracture pattern does not always predict the need for urgent embolization. J Trauma,58:973,2005.
18. Cullinane,D.C.,et al:Eastern Assosiation for the Surgery of Trauma practice management guidelines for hemorrhage in pelvic fracture-update and systematicreview.J trauma,71:1850-1868,2011.
19. Brandt,M.M.,et al.:Computed tomographic scanning reduces cost and time of complete spine evaluation. J Trauma,56:1022-1028,2004
20. Stengel D, Ottersbach C, Matthes G, et al: Accuracy of single-pass wholebody computed tomography for detection of injuries in patients with major blunt trauma. Can Med Assoc J 184:869-876, 2012.
21. Huber-Wagner, S., Lefering R, Qvick LM, et al.: Effect of whole-body CT during trauma resuscitation on survival: a retrospective,multicenter study. Lancet,373:1455-1461,2009.
22. Löw R, et al. Whole body spiral CT in primary diagnosis of patients with multiple trauma in emergency situations. Rofo. ;166(5):382-8. 1997.
23. Rieger M, et al. Modern CT diagnosis of acute thoracic and abdominal trauma. Anaesthesist. ;51(10):835-42. 2002.
24. Wurmb TE, et al. Whole-body multislice computed tomography as the first line diagnostic tool in patients with multiple injuries: the focus on time. J Trauma.; 66(3):658-65. 2009.
25. 日本外傷学会・日本救急医学会 監修:改訂第4版 外傷初期診療ガイドライン JATEC. へるす出版, 東京, 2014, p241-250.
26. 高木卓編:放射線医療技術学叢書 27 X 線 CT 撮影における標準化;GALACTIC 改訂 2 版. 日本放射

線技術学会, 京都, p82-84.
27. Gordic S, et al. Whole-body CT-based imaging algorithm for multiple trauma patients: radiation dose and time to diagnosis. Br J Radiol 2015;88:20140616.
28. Loewenhardt, et al.Radiation exposure in whole-body computed tomography of multiple trauma patients: bearing devices and patient positioning. Injury, Int. Care Injured, 43(1): p. 67-72, 2012.
29.Wirth S, et al. European Society of Emergency Radiology – Guideline on Radiological Polytrauma Imaging and Service (full version). Available from: https://www.eser-society.org/guidelines, accessed: <2022/11/22>.
30. Reske, S.U., et al.Whole-Body CT in Multiple Trauma Patients: Clinically Adapted Usage of Differently Weighted CT Protocols. Fortschr Röntgenstr, 2018. 190(12): p. 1141-1151.
31. Committee on Trauma American College of Surgeons: Resources for optimal care of the injured patient 2014.

教育講演

テーマＢ（CT 分科会）：

『CT に関する基礎知識と最近の CT 装置の特性』

Basic Knowledge of CT and Characteristics of Recent CT Scanners

北海道科学大学

佐藤 和宏

1. はじめに

X 線 CT 検査は放射線検査の中で頻用されるものの一つである. CT 検査は短時間で広範囲かつ詳細な検査が可能であり, 高性能装置ほど多くの情報量が得られる. しかしながら, 以前から被ばくの多さ, 言い換えれば低線量撮影による画像雑音の増加が問題視されており, 未だ解決されたとは言い難い. 装置メーカではこの問題を解決することに注力しており, 解決策の一つに非線形画像再構成法を提案している. 最近の装置には複数の非線形再構成法が搭載されており, 高性能装置ほど進化した非線形再構成法を備えている. また, 装置の高性能化によって登場したものの一つに, 検出器開口幅が従来の装置の半分である高精細 CT があり, 臨床現場に普及している. 従来型 CT と比較して画像雑音の増加が懸念されるものの, 高分解能画像が得られる臨床的メリットは大きい.

画像雑音の低減効果や高分解能化を検証する際, いずれも従来型 CT 画像を基準とするべきである. このとき, 従来型 CT の性能に加えて装置技術や再構成技術を理解してこそ, 進化した性能の恩恵を理解できる. 本稿ではその一例として, 高精細 CT 画像と従来型 CT 画像の modulation transfer function (MTF) を比較する. 両者の MTF を装置技術の観点から比較し, 断片的ではあるが検出器開口幅の狭小化による MTF の向上とその挙動について述べる.

2. 高精細 CT の本質的な性能評価

高精細 CT（Aquilion Precision, キヤノンメディカルシステムズ）は検出器開口幅が 0.25 mm であり, 従来型 CT の半分の開口幅で投影データを収集する. 従来型 CT に比べて優れた空間分解能と高マトリクス画像（たとえば 1024×1024 画素）の組み合わせにより, 微細な病変の描出が可能になった [1,2]. 高分解能収集によってどの程度の高分解能画像が得られるのかを絶対的に評価するためには, 従来型 CT 画像との比較が適切である. また, 高分解能画像と従来の画像を本質的に比較する際は, ユーザにとって未知の事項が多い非線形再構成法による画像ではなく, これまで標準的に用いられてきた再構成法であるフィルタ補正逆投影法 (filtered back projection: FBP) による画像を用いるべきである. FBP は線形の再構成法であることから [3], FBP 画像は画質挙動を理解しやすいという利点がある. また, FBP 画像による比較は画質の違いを考察しやすいということも言える.

3. MTF 比較

MTF は再構成視野サイズに依存して変化することがあることから [4], MTF 計測および比較は臨床運用を考慮した視野サイズにて行う必要がある. 本稿では, FBP にて再構成し, 視野を標準的なサイズである 300 mm と比較的大きなサイズである 400 mm として計測した結果を示す. その他の主な収集・再構成条件を Table 1 にまとめる. 計測には装置に付随する日常点検・管理用ファントムのコントラストモジュール（測定対象: アクリル, CT 値: 約

135 HU）を用いた．従来型 CT 画像は Aquilion Precision にて SHR モードで収集した投影データから 512×512 画素で再構成したものを使用した．この画像は純粋な従来画像ではないが，焦点幅の他，ユーザには公開されない焦点－検出器間距離や管球の回転半径などの MTF に影響する幾何学的因子をキャンセルして高精細画像と従来画像の MTF を比較することができる．

Table 1 主な収集・再構成条件

	従来画像	高精細画像
スキャン方式	ヘリカル	
ピッチファクタ	0.806	
スキャンモード	NR	SHR
収集コリメーション	80 列×0.5 mm	160 列 ×0.25 mm
焦点サイズ (mm)	0.4	
スライス厚 (mm)	0.5	0.25
再構成関数	FC13（標準型）	
視野サイズ (mm)	300	300, 400
マトリクス（画素）	512×512	1024×1024

Fig. 1 に従来画像と高精細画像の MTF を示す．視野サイズは 300 mm とした．高精細画像の MTF は 2.0 cycles/mm 付近まで応答があり，従来画像の MTF を上回っていた．空間分解能指標である 10% MTF を比較すると，従来画像と高精細画像それぞれ 1.02 cycles/mm, 1.17 cycles/mm であり，わずかながら高精細画像の方が高かった．この結果は，高精細画像と従来画像の空間分解能に大差ないという解釈もできる．すなわち，高精細 CT は検出器開口幅が異なっても開口幅の違いに相当する高精細画像と従来画像の空間分解能の違いは見られなかった．従来画像を高精細 CT にて取得し，標準型再構成関数の画像を用いたことが，高精細画像と従来画像の MTF の差をわずかにした可能性がある．開口幅の違いによる MTF をの向上を確認するためには，より空間分解能の高い画像を取得して MTF を比較する必要があるかもしれない．

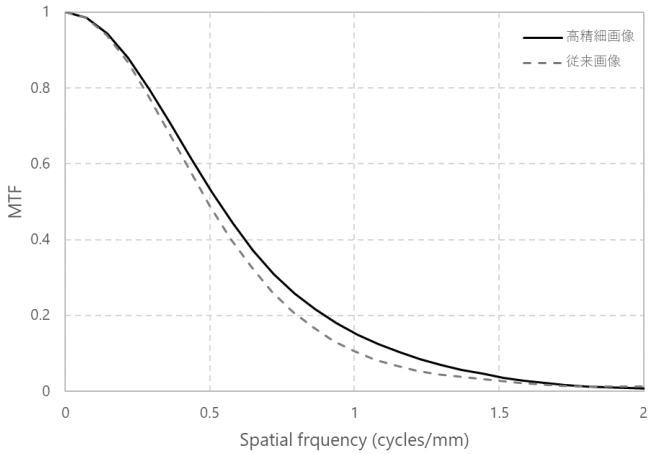


Fig. 1 従来型 CT 画像と高精細 CT 画像の MTF の比較

Fig. 2 に高精細画像の視野サイズの違いによる MTF を示す．視野サイズが大きい場合，MTF は低下している．この原因は折り返しによる画像雑音の増加 [5]を抑制するための処理と推測される．高精細 CT の検出器開口幅は 0.25 mm であることから，サンプリングのナイキスト周波数は 2.0 cycles/mm である．それに対して視野サイズ 300 mm, 400 mm のときのピクセルナイキスト周波数 f_{PN} はそれぞれ 1.71 cycles/mm, 1.28 cycles/mm である．f_{PN} を超える周波数成分を含んだまま逆投影されると，折り返しによって画像雑音が増加する．そのため，逆投影前に視野サイズに応じて段階的に f_{PN} を超える周波数成分を抑制し，画像再構成していることが推測される．その結果，大視野ほど MTF が低下する．なお，紙面の都合により結果は割愛するが，同じ理由で従来画像でも視野サイズに応じて MTF が段階的に低下する．また，この挙動は他社装置にも共通する．視野サイズの違いによる MTF の

比較を非線形再構成画像にて行った場合，MTF が異なる原因に非線形挙動が含まれてしまう．その結果，MTF の本質的な視野サイズ依存性を確認することが困難になる．本結果は，FBP 再構成画像による MTF 比較の重要性を示す典型例と言える．

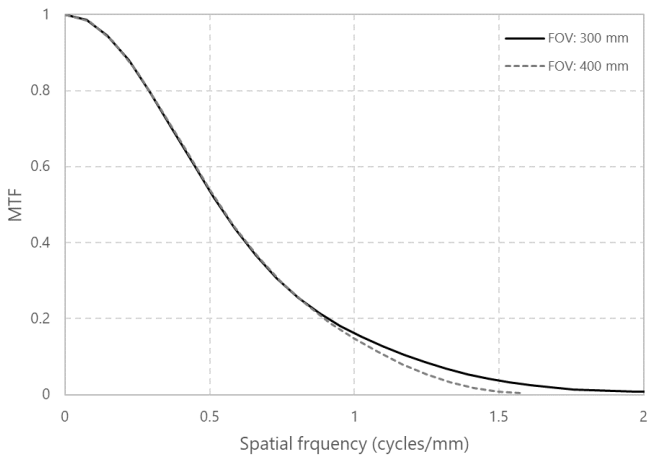


Fig. 2 高精細 CT 画像の視野サイズの違いによる MTF

4. まとめ

高精細 CT 画像と従来型 CT 画像の MTF を装置技術の観点から比較し，検出器開口幅の違いによる空間分解能の向上について述べた．さらに，FBP 画像を用いた MTF 比較の重要性を示した．CT 装置の特性を理解するためには，現象を考察することに加えて装置技術や再構成技術を理解することも必要である．CT 装置の特性を理解してこそ CT 検査の質や画質が向上し，被検者の利益につながるはずである．

参考文献

1) Xu Y, Yamashiro T, Moriya H, et al. Quantitative emphysema measurement on ultra-high-resolution CT scans. Int J Chron Obstruct Pulmon Dis 2019; 14(1): 2283–2290.
2) Hata A, Yanagawa M, Honda O, et al. Effect of matrix size on the image quality of ultra-high-resolution CT of the lung: comparison of 512×512, 1024×1024, and 2048×2048. Acad Radiol 2018; 25(7): 869–876.
3) Sato K, Tomita Y, Kageyama R, et al. Method to calculate frequency characteristics of reconstruction filter kernel in X-ray computed tomography. Phys Eng Sci Med. 2020; 43(1): 69–78.
4) 市川 勝弘，村松 禎久他．標準 X 線 CT 画像計測 改訂 2 版．オーム社．2018: 39-40.
5) Sato K, Shidahara M, Goto M, et al. Aliased noise in X-ray CT images and band-limiting processing as a preventive measure. Radiol Phys Technol 2015; 8(2):178–192.

ワークショップ　テーマＢ　CT 分科会

『X線 CT ガイドライン Appendix の改訂と解説』

Commentary on Appendix: Revised Protocol Guidelines for Computed Tomography

座長：千葉市立海浜病院（撮影部会委員）高木　卓
国立がん研究センター東病院（撮影部会委員）野村　恵一

1. はじめに

これまで撮影部会が中心となって取りまとめを行ってきたCT撮影の標準化は，2010年に放射線医療技術学叢書「X線CT撮影における標準化　ガイドライン～GuLACTIC～」として発刊され，2015年には「X線CT撮影における標準化～GALACTIC～改訂2版」が発刊された．この「標準化」の取り組みは，本邦のCT検査プロトコル構築の基準を示すこととなり，患者及び医療従事者の支援と CT 検査技術学の発展にも貢献してきたと言える．2023年には第3版となる「X線CT撮像ガイドライン」の発刊が予定されており，装置性能の向上や最適化に対応したプロトコルの掲載を予定している．

2. X線CT撮像ガイドラインにおける Appendix の役割

X線CT撮像ガイドラインに掲載される標準化プロトコルは多くの施設で利用可能でなければ意味を持たない．このため，プロトコルは簡潔かつ明確に撮像パラメータが記載されている．この手法は短期間に精度の高い検査プロトコルを構築するには有効であるが，撮像技術に関する最新のエビデンスを限られたスペースに記載出来ないデメリットが生じる．このためガイドラインには，「造影技術」，「逐次近似再構成」，「dual energy」，「線量管理」など10項目の Appendix を掲載し，CT検査技術に関するエビデンスの明確化，メーカーや CT 装置毎に異なる装置特性，画像表示方法，線量管理などを解説している．Appendix は，標準化プロトコルを更に最適化するためのツールとしての役割を担っており，新たな検査技術の構築や画質および被ばくの最適化，撮像技術の質の向上に必要な情報を提供している．

3. ワークショップの構成

今回のワークショップでは，X線CT撮像ガイドラインに掲載される Appendix の中からプロトコルの構築のために重要となる「逐次近似再構成」，「管電圧設定」，「dual energy」，「metal artifact reduction」に加え，「線量管理」について取り上げる．ワークショップに先立って行う教育講演では，北海道科学大学の佐藤和宏先生より「CT に関する基礎知識と最近の CT 装置の特性」についてご講演を頂き，ワークショップでは第3版でプロトコルに新たに追加された前述の Appendix の掲載内容の解説いただき，最新技術の理解を深め，プロトコルへの導入のエビデンスを整理し，X線CT撮像ガイドラインのプロトコルについて議論を深める予定である．

4. ワークショップへの期待

今回，「X線CT撮像ガイドライン」の Appendix にスポットを充てた初めてのワークショップ開催となる．CT 装置の性能向上が日々続く中，最新のエビデンスを集約した Appendix の内容は非常に充実した内容となっている．新たな技術の有効な臨床活用について会場の皆様とのディスカッションを交え学べる機会となることに期待する．

ワークショップ　CT 分科会
テーマＢ：Ｘ線 CT ガイドライン Appendix の改訂と解説

『逐次近似再構成』

Iterative Reconstruction

藤田医科大学病院
後藤　光範

1. はじめに

私が以前に同じ題材で本誌に投稿させてもらってから早7年になる．その際には逐次近似再構成の画質特性について述べた．あれから7年，私の環境も，世の中の環境も，そして画像診断の環境も大きく変わった．以前の投稿では，逐次近似再構成の多様性について述べたが，現在はその多様化はさらに進み [1]，従来のフィルタ逆投影法（filtered backprojection：FBP），FBP にノイズ低減効果を加えた逐次近似応用再構成法（ハイブリッド型逐次近似再構成法 hybrid iterative reconstruction：hybrid IR），従来の逐次近似再構成法に複数のモデルを加え画質向上を図ったモデルベース逐次近似再構成法（model-based iterative reconstruction：MBIR）などが開発されている．近年は深層学習（deep learning）を取り入れた再構成法（Deep Leaning Reconstruction：DLR)が実用化され，臨床運用が為されている [2]．再構成の違いについては図1のように分類される．本稿では hybrid IR，MBIR，DLR について概説する．

2. 逐次近似再構成，逐次近似応用再構成

CT の画像再構成は連立方程式で説明されることがあるが，逐次近似再構成法は，この連立方程式をなるべく満たす解を探索するという感じに近い [3]．まず初期画像を仮に定める．仮画像は線減弱係数より画素値が成り立っているため投影データを計算できる（順投影という）が，それを実際に得られた投影データと比較し，相違が小さくなるように画像値を修正する．これを逐次繰り返して近似度を良くしていくので逐次近似再構成法と言う [3]．
現在はこの繰り返し作業にノイズ低減を含む複数のモデルを組みこんだ MBIR（図 2）が使われており，順投影を数回もしくは行わない手法も逐次近似応用再構成（hybrid IR）として臨床運用されている [4-6]．FBP に比べ再構成画像のノイズを低減するとされており，MBIR は hybrid IR よりもさらに雑音低減効果が高いと報告されている [7]．hybrid IR は FBP の一種であるので，画像の質感は再構成関数で選択することが可能である．一方 MBIR はモデルの選択によって複数の画像を得る．頭部や冠動脈，骨など対象毎に特化した画像を作成することが可能な装置もある．

	ノイズ低減なし	ノイズ低減あり
FBP 型（解析的）	FBP (filtered buckprojection)	逐次近似応用再構成 (Hybrid Iterative Reconstruction)
逐次近似型（代数的）	逐次近似再構成 (Iterative Reconstruction)	モデルベース逐次近似再構成 (Model-Based Iterative Reconstruction)

図1　画像再構成法の分類

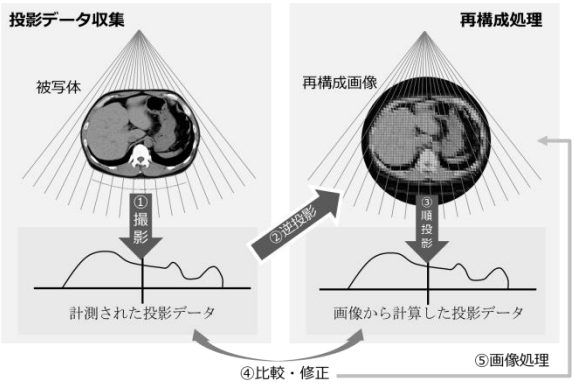


図2　MBIRの概念図

3. Deep Leaning Reconstruction

Hybrid IR や MBIR はノイズを低減することから被ばく低減の有効性が報告されてきたが [2], 線量低減の程度が大きくなると画像のテクスチャが崩れることが知られている. さらに MBIR は再構成時間の延長が多くの検査を続けていく上で問題となる.

そこで, 逐次近似再構成とは異なるアプローチでノイズを低減する Deep Leaning Reconstruction（DLR）が開発された. DLR は深層畳み込みニューラルネットワーク（deep convolutional neural network：DCNN）を用いてノイズの低減を行う. DNCC はコンボリューションフィルタ処理を何層にも亘り繰り返したものを複数組み合わせたものを用いる(図 3). DNCC の構築には教師画像となる多数の”高画質の画像と, ノイズの多い低画質の入力画像との組”を与え, 入力画像を教師画像に近い画像として出力できるよう学習させる. この学習により, ノイズが低減された最終画像を得ることができる. この学習には大量の時間を必要とするが, 一端構築された DNCC はいわゆるフィルタのように使用することが可能であるため, この DNCC を用いて再構成を行うことにより MBIR の数分の1の時間で再構成が可能となる.

DLR も検査目的に応じた複数の出力画像を得る事が可能であり, ノイズ低減はもとより, 解像度の向上もうたわれているものもある. 近年は上位機種の画像を教師データとして汎用機で高画質の画像を得られるよう学習したものも開発されている. データの補間等に Deep Leaning を応用する等の開発も進んでおり, 将来性にも注目したい.

4. まとめ

実際の画像を図 4 に示す. それぞれの再構成において出力画像の質感を選ぶ複数の選択肢があるため, 一つの撮影データより多種多様の画像が得られる. そのため概念的なものではあるが, hybrid IR は高速である点と汎用性がある点, MBIR,DLR はより高画質の画像が得られる点に優位性があると考える.

そのうえで各選択画像の特性を知ることが適正な臨床運用のために必要であるが, 評価点が非常に多く, 無限の労力が必要であろうと感じる. 学会員によって挙動が明確に提示され, 共有されることが望ましいと考え, 画像部会の今後の活動にも期待したい.

参考文献

[1] Willemink MJ, Noel PB. The evolution of image reconstruction for CTfrom filtered back projection to artificial intelligence. Eur Radiol 2019; 29(5): 2185-2195.

[2] Higaki T, Nakamura Y, Tatsugami F, et al: Improvement of image quality at CT and MRI using deep learning. Jpn J Radiol. 2019;37(1):73-80.

[3] 森一生, 山形仁, 町田好男. CT と MRI－その原理と装置技術－. コロナ社：東京, 2010.

[4]森一生. 近年の X 線 CT 画像の非線形的特性と画質の物理評価について. 東北大学医学部保健学科紀要 2013; 22(1): 7-24.

[5] Li K, Garrett J, Ge Y, et al. Statistical model based iterative reconstruction (MBIR) in clinical CT systems. Part II. Experimental assessment of spatial resolution performance. Med Phys 2014; 41(7): 071911.

[6] Oda S, Utsunomiya D, Funama Y, et al. A hybrid iterative reconstruction algorithm that improves the image quality of low-tube-voltage coronary CT angiography. AJR Am J Roentgenol 2012; 198(5): 1126-1131.

[7] Deák Z, Grimm JM, Treitl M, et al. Filtered back projection, adaptive statistical iterative reconstruction, and a model-based iterative reconstruction in abdominal CT: an experimental clinical study. Radiology 2013; 266(1): 197-206.

ワークショップ　CT 分科会
テーマＢ：Ｘ線 CT ガイドライン Appendix の改訂と解説

『管電圧設定』

Tube Voltage Selection

国立がん研究センター中央病院（撮影部会委員）
瓜倉　厚志

1. はじめに

放射線画像検査に用いられる X 線のエネルギーは連続スペクトルを有し，そのピーク値を管電圧 (kV) として設定する．120 kV 以外の管電圧は，様々な被写体径への対応や造影コントラスト増強のために用いられる．CT-angiography において低管電圧撮像を使用することは，造影剤と背景組織のコントラストを増強させるため，線量低減を可能にする．小児は放射線感受性が高いので，低管電圧撮像は有効である．一方，実質臓器を対象とした低管電圧撮像による造影剤減量プロトコルでは，過度な線量低減による診断能低下も懸念され，診断タスクに応じた線量設定が必要である．本稿では，CT 撮像ガイドラインの Appendix に掲載した「管電圧設定」について要点を解説する．

2. CT-angiography

低管電圧 CT は，ヨード造影剤のコントラスト増強を目的として施行されることが多く，CT-angiography もそのひとつである．上位機種を除いて，低管電圧による低い X 線エネルギーに起因した線量不足が生じ，画像ノイズが増加するが，血管と背景組織のコントラスト増強によってコントラストノイズ比（contrast-to-noise ratio: CNR）は維持または向上する[1, 2]．造影剤減量が必要でなければ，血管コントラストが増強するため，CNR を維持するうえで画像ノイズ増加は許容され[3]，線量低減が可能となる．120 kV と同等の血管コントラストを得る場合には，造影剤投与量を低減可能である．また，末梢血管の描出能を向上させるために低管電圧 CT-angiography は有効である．前脈絡叢動脈，Adamkiewicz 動脈，深下腹壁動脈穿通枝，その他の末梢動脈，副腎静脈，その他の静脈系の描出能向上において有効性が示されている[4–9]．また，外科手術の術前に肺血管の 3 次元解剖学的情報を取得することが有効である[10]．1 相で撮像した肺動脈と肺静脈を3Dワークステーションで自動的に分離するために，両者の間にある程度の CT 値差があることが望ましく，低管電圧撮像は，肺動静脈間の CT 値差を大きくするため有効である[11]．

3. 心臓 CT

Society of Cardiovascular Computed Tomography のガイドライン[12]では，被ばく低減のために管電圧設定を最適化することが推奨されている．小柄な患者や小児では，管電圧を 100 kV あるいは 80 kV に下げることで診断画質を維持しつつ被ばく線量を30~50%低減できる．一般的に，心臓CTにおいては，時間分解能を優先して撮像プロトコルを決定するため，低管電圧撮像による線量不足の程度は CT 装置の最大管電流値に依存する．過度な線量不足は，非石灰化プラークなどの造影されていない組織の性状評価において問題となる[13]．また，低管電圧撮像による石灰化プラークのブルーミングは，体積計測に影響を及ぼす．

4. 小児 CT

小児は，放射線感受性が高いことから線量のマネジメントが重要であり，管電圧設定もそのひとつである [14]. American Association of Physicists in Medicine[15]は，特に小柄な小児患者における低管電圧の使用を推奨している．部位別にみると，頭部 CT における低管電圧の強いエビデンスはないが，体幹部では体格に応じて低管電圧が用いられており [16]，10 歳未満において 80–100 kV が使用されている．胸部 CT-angiography では，80 kV を使用して，120 kV と同等の CNR となる撮像条件設定によって線量が低減可能である [17]．また，新生児から小児の心疾患における CT-angiography において，80 kV と逐次近似再構成を併用することは，CNR の改善と線量低減を可能にする [18, 19].

4. 腎機能

造影 CT において，造影剤量と post-contrast acute kidney injury: PC-AKI の関係についての報告は少ないが，「腎障害患者におけるヨード造影剤使用に関するガイドライン 2018」[20]では，高リスク患者においては診断能を保つことができる範囲内で最小限の造影剤量とすることを推奨している．また，造影剤減量時において低管電圧撮像と逐次近似再構成の併用を推奨している．その際，検査目的が CT-angiography の場合は，前述のような撮像条件の決定方法で問題ないが，精査や癌治療に伴う効果判定のように実質臓器を対象とした場合には，120 kV と同等の自動管電流調整機構の設定にすることが望ましい．なぜなら，低管電圧に限らず過度の線量不足となった場合，低コントラスト領域の画質を逐次近似再構成によって補償することは困難であることが示されており [21, 22]，診断能の低下を招くおそれがある（Fig. 1）.

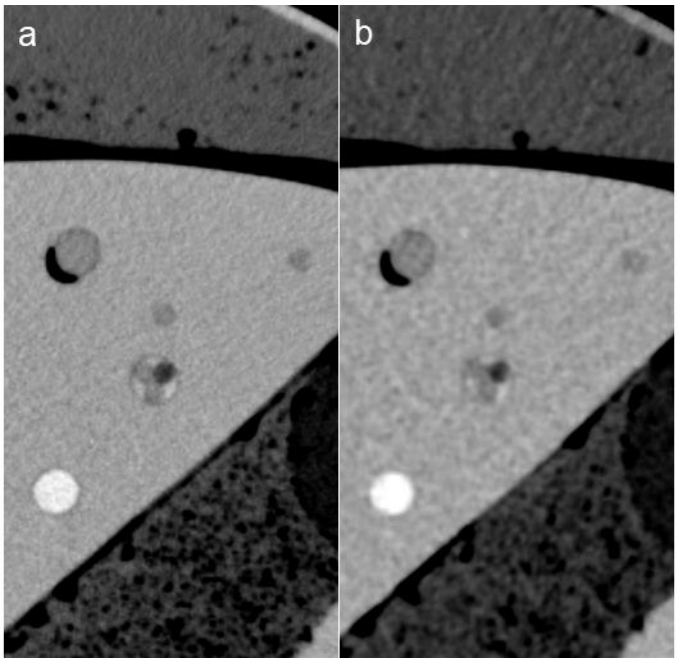


Fig. 1 肝実質を模擬したファントムにおける標準線量で取得した filtered back projection (a) と，低線量逐次近似画像 (b). 両者の画像 SD は同等である． 低線量逐次近似再構成では，模擬腫瘤形状の歪みや均一部分のノイズ特性変化を認める.

5. おわりに

本稿では，X 線 CT における低管電圧撮像について，CT-angiography，心臓 CT，小児 CT，そして腎機能低下患者における適用について解説した．CT 撮像ガイドラインの改訂版においても Appendix に掲載し，管電圧設定の根拠を可能な限り客観的に示した．本稿および Appendix の内容が，管電圧設定の一助となれば幸いである.

参考文献

1） Nakayama Y, Awai K, Funama Y, et al. Lower tube voltage reduces contrast material and radiation doses on 16-MDCT aortography. American Journal of Roentgenology. 2006;187(5):W490-W7.

2） Utsunomiya D, Oda S, Funama Y, et al. Comparison of standard-and low-tube voltage MDCT angiography in patients with peripheral arterial disease. European radiology. 2010;20(11):2758-65.
3） 松本頼明，舛田隆則，山下由香利，他．冠動脈 CT アンギオグラフィにおける低管電圧を併用しコントラストノイズ比を指標とした線量制御法による血管描出能の検討．日本放射線技術学会雑誌．2016;72(10):999-1006.
4） Waaijer A, Prokop M, Velthuis BK, et al. Circle of Willis at CT angiography: dose reduction and image quality—reducing tube voltage and increasing tube current settings. Radiology. 2007;242(3):832-9.
5） Horehledova B, Mihl C, Milanese G, et al. CT angiography in the lower extremity peripheral artery disease feasibility of an ultra-low volume contrast media protocol. Cardiovascular and interventional radiology. 2018;41(11):1751-64.
6） Maruyama K, Sofue K, Okada T, et al. Advantages of intraprocedural unenhanced CT during adrenal venous sampling to confirm accurate catheterization of the right adrenal vein. Cardiovascular and Interventional Radiology. 2019;42(4):542-51.
7） Tanaka R, Yoshioka K, Takagi H, et al. Novel developments in non-invasive imaging of peripheral arterial disease with CT: experience with state-of-the-art, ultra-high-resolution CT and subtraction imaging. Clin Radiol. 2019;74(1):51-8.
8） Kubota Y, Yokota H, Mukai H, et al. Low-tube-voltage CT assessment of Adamkiewicz artery: Precise comparison between 100-kVp-and 120-kVp protocols. European Journal of Radiology. 2019;111:56-61.
9） Ide S, Urikura A, Yoshida T, et al. Ultrahigh-Resolution Computed Tomography Improves Preoperative Computed Tomography Angiography for Deep Inferior Epigastric Artery Perforator Flap Reconstruction. Journal of Computer Assisted Tomography. 2022;46(1):29-33.
10）Akiba T, Marushima H, Harada J, et al. Importance of preoperative imaging with 64-row three-dimensional multidetector computed tomography for safer video-assisted thoracic surgery in lung cancer. Surgery today. 2009;39(10):844-7.
11）倉田知明，永澤直樹，山﨑暁夫，他．第 3 世代 2 管球 CT を用いた到達時間推定法による肺動静脈分離 1 相撮影における分離成功率：当施設 223 例での検討．日本放射線技術学会雑誌．2021;77(11):1325-33.
12）Abbara S, Blanke P, Maroules CD, et al. SCCT guidelines for the performance and acquisition of coronary computed tomographic angiography: A report of the society of Cardiovascular Computed Tomography Guidelines Committee: Endorsed by the North American Society for Cardiovascular Imaging (NASCI). Journal of cardiovascular computed tomography. 2016;10(6):435-49.
13）佐野始也，松谷英幸，近藤武，他．低管電流撮影・フル再構成による前向き心電図同期 320 列面検出器 CT 冠動脈血管造影．日本放射線技術学会雑誌. 2013;69(3):244-50.
14）Nagayama Y, Oda S, Nakaura T, et al. Radiation Dose Reduction at Pediatric CT: Use of Low Tube Voltage and Iterative Reconstruction. RadioGraphics. 2018;38(5):1421-40.
15）American Association of Physicists in Medicine. AAPM CT Scan Protocols - The Alliance for Quality Computed Tomography [Available from: https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/.
16）Pediatric CT 研究会. CT プロトコル [Available from: https://www.pediatricct.org/ct-protocol.

17）Masuda T, Funama Y, Nakaura T, et al. Radiation dose reduction with a low-tube voltage technique for pediatric chest computed tomographic angiography based on the contrast-to-noise ratio index. Canadian Association of Radiologists Journal. 2018;69(4):390-6.

18）Shirota G, Maeda E, Namiki Y, et al. Pediatric 320-row cardiac computed tomography using electrocardiogram-gated model-based full iterative reconstruction. Pediatric Radiology. 2017;47(11):1463-70.

19）前田恵理子，佐藤次郎，阿部修，他．小児心臓 CT の被ばく低減の考え方と低線量撮影の実際 (特集小児画像診断における放射線被ばく低減への取り組み)．臨床放射線. 2018;63(7):759-67.

20）日本腎臓学会．腎障害患者におけるヨード造影剤使用に関するガイドライン 2018．日本腎臓学会誌．2019;61(7):933-1077, 9-81.

21）Schindera ST, Odedra D, Raza SA, et al. Iterative reconstruction algorithm for CT: can radiation dose be decreased while low-contrast detectability is preserved? Radiology. 2013;269(2):511-8.

22）Urikura A, Hara T, Ichikawa K, et al. Objective assessment of low-contrast computed tomography images with iterative reconstruction. Physica Medica. 2016;32(8):992-8.

ワークショップ　CT 分科会
テーマＢ：Ｘ線 CT ガイドライン Appendix の改訂と解説

『Dual-Energy CT』

Dual-Energy CT

東北大学病院
茅野　伸吾

1.　はじめに

異なる 2 種類のX線エネルギーによって得られる物質固有のX線の減弱を利用し，2 つの物質の弁別を可能とするという基本的な原理は全ての Dual-Energy CT（DECT）装置が共通に有する一方で，これを達成するための技術的な機構は，各社の装置によって大きく異なる．これらの機構は各々に利点と欠点があり，さまざまな観点から臨床使用において影響を与える可能性が考えられる．現在，任意の設定管電圧で曝射される X 線から異なる 2 種類のエネルギーを取得する機構は，出力側ベースまたは検出器ベースのいずれかに分類され，本稿執筆の時点で，5 種類の異なるハードウェアシステムが利用可能である（Fig. 1）．出力側ベースに分類されるのは，1) sequential scanning, 2) split-filter，3) rapid kVp switching，4) dual-source がある．一方，検出器ベースに分類される装置は，5) dual-layer である．

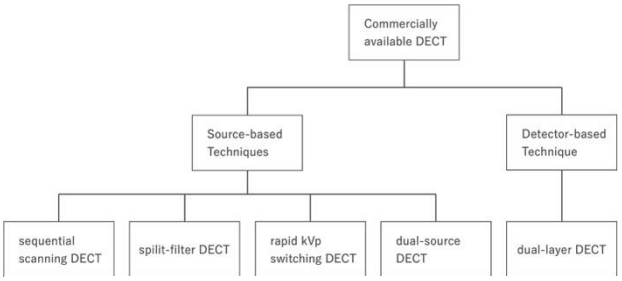


Fig. 1：DECT の 5 種類のハードウェアシステム

2.　DECT で生成される画像

DECT における解析技術は，物質の非特異的なエネルギー情報に基づいた解析と特異的なエネルギー依存情報に基づく解析に分けられる [1]．そのどちらも定性と定量での評価が可能である．前者には，仮想単色画像（Virtual Monoenergetic/Monochromatic Imaging），実効原子番号画像（effective atomic number map），電子密度画像（electron density map）があげられる．後者には，物質弁別（material decomposition），物質ラベリングやハイライティング（material labeling, material highlighting）があげられる．

Virtual Monoenergetic / Monochromatic Imaging

Virtual Monoenergetic/Monochromatic Imaging（VMI）は，物質の非特異的なエネルギー情報に基づいた解析よって得られる画像である．現在，マーケットに投入されているすべてのベンダーの DECT システムで VMI が提供可能で，多くが 40～200 keV のエネルギー範囲を扱っている [2]．低エネルギーレベルの VMI では，ヨード造影剤による造影部位と非造影部位のコントラスト差を高め，造影効果を改善することができる [3]．この造影効果の改善によって，従来と同等のコントラストを得るための必要な造影剤量を低減することが可能となる．造影剤量の低減は腎障害のある患者にとって有利であるほか，医療システムにとって大幅なコスト削減につながるとも報告されている [4]．VMI のその他の応用として，高エネルギーレベルの VMI による金属デバイスからのビームハードニングアーチファクトの軽減ほか，任意のエネルギーレベル画像の選択による血管や腫瘍の特性を考慮した描出が挙げられる [5]．

Effective Atomic Number Map（Z_{eff}）と Electron Density Map（ρ_e）

Dual-energy 解析によって，実効原子番号画像（effective atomic number map: Z_{eff}）と電子密度画像（electron density map：ρ_e）を，それぞれ 1.7%と 4.1%という誤差で提供することができると報告されている [6]．水の CT 値は

X 線エネルギーに関係なくゼロであるのと同様に，水の Zeff はエネルギーレベルに関わらず約 7.42 であることから，Zeff 画像は物質鑑別における定量的なアプローチとなる．また肺塞栓症における肺の灌流障害は，Iodine map よりも Z_{eff} 画像の方が，正常灌流領域と明瞭に区別できると報告もされている [1].

Material Decomposition

投影領域で行われる material decomposition 解析では，水とヨードの2つの規定物質によって弁別解析がなされる [1]. split-filter DECT や DS DECT で採用される image based の 3 material decomposition は，脂肪と軟部組織の2つの物質に対する各ボクセルで定量化されたヨード濃度から iodine map が作成される．

Virtual Non-Contrast / Virtual Unenhanced Imaging

Virtual non-contrast imaging（VNC）は，DECT の特徴的な後処理技術のひとつで，造影画像からヨードのみをサブトラクションすることによって仮想的な非造影画像を得る技術である [7]. この技術によって単純 CT 検査の省略が考慮され，検査収集時間が短縮と被ばくの低減が期待されている [1]. そのほか VNC と iodine map の組み合わせによって，急性期脳梗塞に対する脳血管内治療後の脳血流関門破綻による造影剤の滲み出しまたは出血に関連する高吸収域を正確に区別することができるとし，その有用性が報告されている [8,9]. ただし，VNC では真の単純 CT に比べて，石灰化のサイズが小さくなる傾向があり，小さな石灰化病変は VNC で見落とされる場合があることも報告されている [10]. また血管などヨード密度の高い領域では，VNC で CT 値が上昇傾向となることも報告されている [11].

Virtual Non-calcium Imaging

Virtual Non-calcium imaging（VNCa）は VNC と同様の後処理技術で，カルシウム（Ca）を同定・除去することで，Ca に隠された軟部組織を描出する技術である [12]. VNCa よって髄腔内のカルシウムを除去することができるため，骨髄浮腫，出血，その他の軟部組織による髄腔内の病変を評価することが可能となる [13]. 骨髄浮腫を特定できるため，従来の CT では見落とされがちであった骨皮質や骨梁の微細な破綻の特定が可能となり，微小骨折，潜在性骨折，非転移性骨折の描出と特徴づけがより向上する [14]. この技術は MRI に代わるものとして期待され，VNCa によってより迅速な診断と入院期間を短縮することができたとする報告もある [13].

3. DECT によるバリューチェーン構築のために

DECT が市場に投入され臨床で活用されるようになり，15 年以上の月日が経つ [15]. これまで全身のあらゆる部位で DECT の有用性が報告され，その恩恵を患者が享受できることを期待し，多くの施設で DECT を導入している．しかし日常臨床への広範な導入は進んではいなく [15]，DECT によるバリューチェーン構築は未だ完成しているとは言い難い．一昨年，PCDCT が市場に投入され [16]，われわれはその臨床的有用性に期待を膨らませている一方で，DECT が抱える課題に対して目を逸し始めてはいないだろうか．市場に投入され 15 年以上の月日が経つ DECT はすでに成熟した技術にも関わらず，なぜ日常臨床での広範な導入が行われていないのか― PCDCT の臨床活用を見据え，現在の DECT 検査で遭遇しうる課題の整理とそれらに対する解決策を文献に基づき考察する．

DECT の受容を阻むスイッチングコスト

DECT の受容を阻む要因について Mgibow は，①過剰な処理時間とネットワーク送信時間，②莫大な画像の発生，③ワークステーションの習熟，④DECT 画像の画質，⑤定量に対する信頼の欠如，そして⑥被ばく線量増加への懸念の6つ障壁の存在を指摘している [15]. Megibow が指摘するこれら 6 つの障壁は，金銭的，物理的，心理的なコストに分類することができ，これらの総コストが，DECT の数々の有用性である総価値を上回ってしまう状況，すなわち高いスイッチングコストが発生し，コスト増加の正当性を見いだせていないことが，DECT の受容を阻む要因と考えられる．

外部環境：市場の現状と医療機関にかかる費用

現在のところ，Fig. 1 で分類した臨床用の DECT 装置を市場投入しているベンダーは 4 社のみである．この4社による市場の寡占化は，価格競争に大きな影響を及ぼしているのと同時に，差別化を図るX線管球や検出器などの開発コストは，装置導入コストを高くしているともいえる．事実，各ベンダーのフラグシップモデルに相当するDECT装置は，従来の single-energy CT（SECT）よりも導入資本コストは大きいとされている[17]．さらにCT装置は固定資産と扱われるため減価償却費の費用計上，保守契約料，装置購入時の借入金の金利など，毎年いくつかの固定費が財務諸表に計上される．したがって，導入コストの償却に重点を置いた精緻な運用計画が不可欠である[17]．

内部環境：DECT の運用に関する考慮事項

CT 装置はその汎用性の高さから画像診断領域，ひいてはあらゆる臨床検査における主力検査機器である．それゆえに効率的なワークフローの構築とそれに関わるコスト構造の理解は重要である．

戦略的な知識習得とトレーニング

DECT の原理を含めた知識習得と検査の運用に関わる適切かつ十分なトレーニングへの初期投資は，DECT 検査の全体ワークフローのなかで発生しうる潜在的な心理的コストと時間的コストを相殺するメリットをもたらす．このトレーニング環境は，診療放射線技師と放射線科医のみならず，診療科医師とも構築することが必要条件と考える．

戦略的な検査プロトコルと提供画像の立案

DECT 技術を搭載した CT 装置は従来の CT 装置よりも導入コストは大きいにも関わらず，この装置を使用しても保険診療上の払戻率は変わらない．すなわちあらゆるコスト増加の正当性を見出だせているとは言えない状況ともいえる[18]．また Megibow らは，DECT においてスキャン開始から再構成されたすべての画像が picture archiving and communication system（PACS）に転送されて表示ができるようになるまで，従来の SECT の検査と比較して約 5～10 分の追加の時間を要するとも報告している[19]．検査所要時間，運用スタッフ数，そしてサーバー容量などあらゆるリソースが限られた環境で運用するDECT検査には，従前のCT検査以上の戦略的な検査プロトコルと提供画像の立案が必要と考える．

4. まとめ

これまで全身のあらゆる部位で DECT の有用性が報告されている．そして未だ明らかにされていない潜在的な有用性を DECT は有していると期待する．その一方で，DECT の臨床活用を成功させるためには，従前の CT 装置の運用以上にあらゆるステークホルダーとの連携が不可欠といえる．またDECTの原理，装置機構，画質と被ばく，解析アプリケーション，画像データハンドリングに関わる画像サーバーなどの関する知識とともに，検査運用に関わるコスト構造の理解は DECT 検査の運用成功に不可欠な要素である．

参考文献

1. Goo HW, Goo JM. Dual-Energy CT: New Horizon in Medical Imaging. Korean J Radiol 2017;18:555–69.

2. McCollough CH, Boedeker K, Cody D, et al. Principles and applications of multienergy CT: Report of AAPM Task Group 291. Med Phys 2020;47:e881–912.

3. Albrecht MH, Vogl TJ, Martin SS, et al. Review of Clinical Applications for Virtual Monoenergetic Dual-Energy CT. Radiology 2019;293:260–71.

4. Forghani R, Man BD, Gupta R. Dual-Energy Computed Tomography Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage, and Implementation: Part 2. Neuroimag Clin N Am 2017;27:385–400.

5. Godreau J-P, Vulasala SSR, Gopireddy D, et al. Introducing and building a dual-energy CT business. Seminars Ultrasound Ct Mri 2022;43:355–63.

6. Garcia LIR, Azorin JFP, Almansa JF. A new method to measure electron density and effective atomic number using dual-energy CT images. Phys Medicine Biology 2016;61:265–79.

7. Shayan RG, Oladghaffari M, Sajjadian F, et al. Image Quality and Dose Comparison of Single-Energy CT (SECT) and Dual-Energy CT (DECT). Radiology Res Pract 2020;2020:1403957.

8. Tijssen MPM, Hofman PAM, Stadler AAR, et al. The role of dual energy CT in differentiating between brain haemorrhage and contrast medium after mechanical revascularisation in acute ischaemic stroke. European Radiology 2014;24:834–40.

9. Renú A, Amaro S, Laredo C, et al. Relevance of Blood–Brain Barrier Disruption After Endovascular Treatment of Ischemic Stroke. Stroke 2015;46:673–9.

10. Lee HA, Lee YH, Yoon K-H, et al. Comparison of Virtual Unenhanced Images Derived From Dual-Energy CT With True Unenhanced Images in Evaluation of Gallstone Disease. Am J Roentgenol 2016;206:74–80.

11. Agrawal MD, Pinho DF, Kulkarni NM, et al. Oncologic Applications of Dual-Energy CT in the Abdomen. Radiographics 2014;34:589–612.

12. McCollough CH, Leng S, Yu L, et al. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. Radiology 2015;276:637–53.

13. Sodickson AD, Keraliya A, Czakowski B, et al. Dual energy CT in clinical routine: how it works and how it adds value. Emerg Radiology 2021;28:103–17.

14. Gosangi B, Mandell JC, Weaver MJ, et al. Bone Marrow Edema at Dual-Energy CT: A Game Changer in the Emergency Department. Radiographics 2020;40:859–74.

15. Megibow AJ. Clinical abdominal dual-energy CT: 15 years later. Abdom Radiol 2020;45:1198–201.

16. Rajendran K, Petersilka M, Henning A, et al. First Clinical Photon-counting Detector CT System: Technical Evaluation. Radiology 2021;303:130–8.

17. Thiravit S, Brunnquell C, Cai LM, et al. Building a dual-energy CT service line in abdominal radiology. Eur Radiol 2021;31:4330–9.

18. O'Connor SD. Dual-Energy CT: Benefits and Barriers to Adoption. J Am Coll Radiol 2020;17:938–9.

19. Megibow AJ, Kambadakone A, Ananthakrishnan L. Dual-Energy Computed Tomography Image Acquisition, Processing, and Workflow. Radiol Clin N Am 2018;56:507–20.

ワークショップ　CT 分科会
テーマＢ：Ｘ線 CT ガイドライン Appendix の改訂と解説

『Metal Artifact Reduction』

Metal Artifact Reduction

山形大学医学部附属病院
保吉　和貴

1. はじめに

CT において金属アーチファクトは，X 線が金属物体を通過する際に，複数の物理現象が関与して投影データ上にエラーを生じることで発生する．多くの場合画質を著しく劣化させ，検査の診断価値を低下させる．近年，各社 CT 装置に金属アーチファクトへの対策アプリケーションが搭載され，臨床的な有用性が多く報告されている．一方で，補正効果が不十分なケース，新たなアーチファクトや偽像が出現するケースがあり，使用した手法の技術的特徴を理解して画像を解釈する必要がある．今回の標準化ガイドライン改定では，Metal Artifact Reduction が Appendix に追加され，いくつかの金属アーチファクト対策手法の特徴を解説する予定である．本稿では金属アーチファクトの発生要因に焦点を当て，対策手法の一部を概説する．

2. 金属アーチファクトの発生

撮影範囲内の金属素材から発生することで金属アーチファクトと称されるが，その発生には Beam hardening (BH), Photon Starvation (PS), Partial volume, Scatter, Exponential edge-gradient effect, Aliasing 等の物理現象が関与する [1–4]．さまざまな物理現象が複合的にアーチファクト形成に関与しているが，中でも特に BH と PS の影響が大きいと考えられている [5]．これらの発生機序を把握することで対策を整理することができる．

BH は X 線の多色性から生じる現象である．CT 装置で用いられる X 線は高低さまざまなエネルギーをもつ多色 X 線であるため，被写体を透過することにより X 線スペクトルが変化し，実効エネルギーが高エネルギー側へシフトする．この現象を線質硬化（BH）といい，BH を生じた投影データは透過長に対する線形性が崩れる [6]．Fig. 1a に水とチタニウムの質量減弱係数を示す．チタニウムの質量減弱係数は低エネルギーほど水に比較して高い値を示す．Fig. 1b には，120 kVp の多色 X 線が水（20 cm）またはのチタニウム（2 cm）に入射したときの X 線スペクトルの変化を示した．チタニウムに入射した低エネルギー光子は強く減弱を受けるため，大きくス

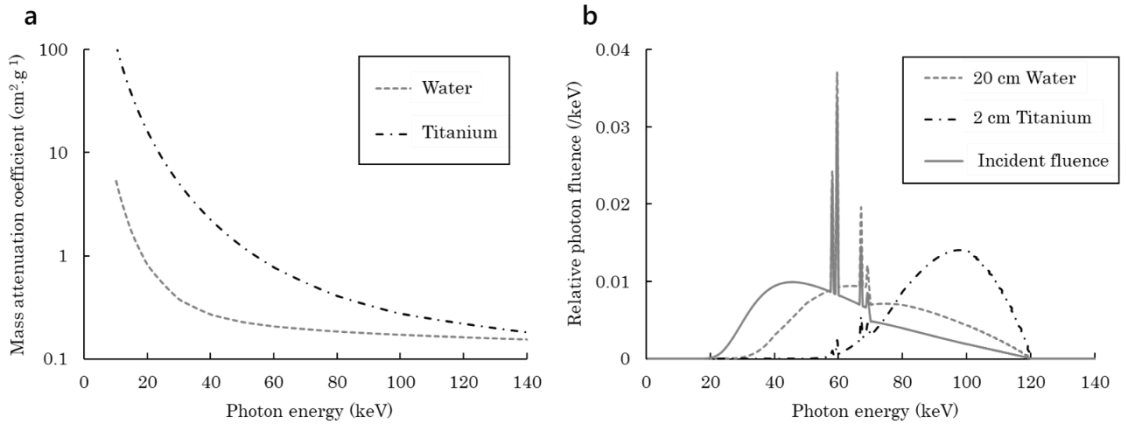


Fig. 1　金属による Beam hardening の発生

a: 水とチタニウムの質量減弱係数，　b:水とチタニウムを透過した X 線のスペクトル比較

ペクトルがシフトしていることが分かる. BH は原子番号の高い材料ほどより顕著となるため, 金属を透過するパスでは透過長が短くとも強力な BH によって投影データの非線形な矛盾が増強し, アーチファクトが発生する. BH によるアーチファクトは光子数(線量)には依存せず, X 線スペクトルと被写体の組成, サイズに依存して生じる現象である [7].

PS は X 線が大きく減弱を受けることで, 検出器に十分な数の光子が到達しない状態を指す. この PS によって生じるアーチファクトは到達光子数レベルによって変化する [8]. Fig. 2 は 70 keV の単色 X 線でスキャンした時の到達光子レベル変化による PS アーチファクトの様子を数値シミュレーションによって再現した画像である. 被写体は楕円体(最大径 25 cm)の水中にチタニウムのロッド(2.5 cm)が 2 本配置された状況を想定した. 最大の減弱が生じる 2 本の Rod を結ぶパス方向におけるアーチファクト変化に注目する. 十分な X 線量でスキャンしたとしても, 2 本の Rod を結ぶパスでは到達光子数が減少するため, 投影データ上の雑音が指数関数的に上昇しアーチファクトは細かい明暗の筋となって現れる(Fig. 2a). より到達光子数が減少すると対数変換の非線形性によって局所的に投影データ値の平均レベルがシフトし, 幅を持ったストリークとなる(Fig. 2b). さらに到達光子が減少し検出限界を下回った場合, 投影データは異常値となるため強力なアーチファクトを発生する(Fig. 2c). この時のアーチファクトの形状は BH によるアーチファクトと似た形状となる. PS によるアーチファクトは光子数に依存して変化する点で BH とは異なる.

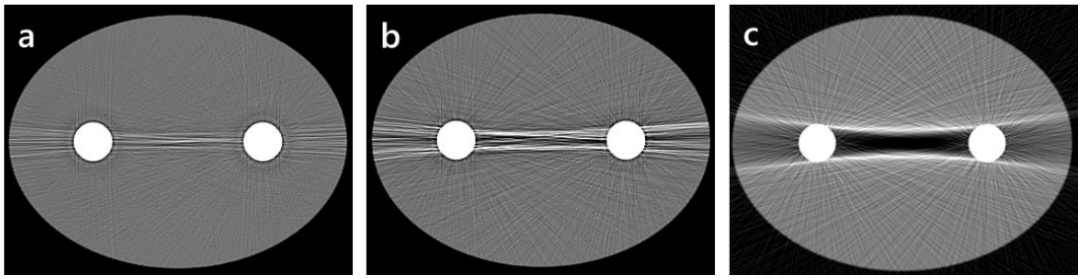


Fig. 2 到達光子数変化による PS アーチファクトの違い(シミュレーション画像)

3. 金属アーチファクトへの対策

3-1. 撮影条件等の対策

過去には, 高管電圧撮影やフィルターの使用(ストリークアーチファクトの低減), 広い CT 値レンジの使用などによって金属アーチファクトへ対策がとられてきた [9]. これらは前述の BH と PS に対応した対策方法であると理解できる. 例えば撮影管電圧を上昇させることは, 低エネルギーX 線の寄与を小さくすることで BH を抑制し, さらに到達 X 線の増加が見込めるため PS の改善にも効果が見込まれる. ただし, 一般的な装置における最高管電圧と最低管電圧との実効エネルギー差は 20 keV 程度であり, 金属アーチファクトの低減効果は大きくは望めない. その他の手法においても金属アーチファクトに対する対策としては十分な効果は得られなかった. 現在, 臨床で広く使用されている金属アーチファクトへの対策は, dual energy CT(DECT)を用いた手法と, サイノグラム補間を主とした Metal Artifact Reduction(MAR)アルゴリズムによる画像処理の 2 つに大別される.

3-2. DECT

DECT では, エネルギーの異なる 2 つの多色 X 線の減弱程度を測定することで, 仮想的な単色 X 線における線減弱係数分布を可視化した仮想単色 X 線画像(virtual monochromatic image: VMI)が取得できる. VMI は原理的に BH の抑制が可能とされており, 高 keV の VMI を使用することで金属アーチファクトの低減に効果

的であることが複数報告されている[10–12]. 本手法のメリットは，後述するMARアルゴリズムで問題となるような金属周囲の情報が欠落することがない点であり，特に整形領域ではスクリューなどインプラントの緩みの評価に適している[13]. 本手法のデメリットは，BH のみを対象とした補正となるため重篤な PS アーチファクトに対応できないことである. つまり大きな金属や原子番号の高い金属体では補正効果が限定的となる. また，造影検査では高 keV の VMI の使用によって造影剤の CT 値が低下してしまうこともデメリットとなる.

3-3. MAR アルゴリズム

MAR アルゴリズムの基本コンセプトは，金属インプラントに対応する破損した投影データを検出し，補正値に置き換えることで破損データを修正することである. MAR は後処理で行うことができるために非常に汎用性が高く便利なアプリケーションである. また，投影データの補正はアーチファクト発生要因によらず行われるため，金属のサイズや組成による制限は受けない. つまり重篤な PS に対しても対策が可能な手法である. さらに造影剤の CT 値低下が生じないことも利点としてあげられる. 一方で，新たなアーチファクトや偽像が発生する等，投影データの補正によるデメリットが生じることが指摘されている[14,15]. Fig. 3 は DECT（VMI）と MAR アルゴリズムによるアーチファクト低減効果を比較したファントム画像を示す. ファントムは 22 cm の円柱水ファントム内に希釈した造影剤シリンジと股関節置換術に用いられるチタニウム製ステムを 2 本配置して作成した. SOMATOM Definition Flash（Siemens）を使用して DECT 撮影し 70 keV（Fig. 3a）と 120 keV（Fig. 3b）の VMI を作成した. また Aquilion ONE（Canon）を使用して 120kVp で撮影し SEMAR（Single Energy Metal Artifact Reduction）処理を行った（Fig. 3c）. 両装置ともに撮影線量（$CTDI_{vol}$）は同等，再構成は腹部標準関数を使用した FBP とし，全ての画像を WL: 50, WW: 300 で表示している. DECT は高エネルギーの VMI とすることでアーチファクトを低減可能であるが造影剤の CT 値が低下することが分かる. 一方，MAR アルゴリズムでは造影剤の CT 値低下がなくアーチファクト低減が行われるが，投影データの補正によるアーチファクトが残存していることが確認できる.

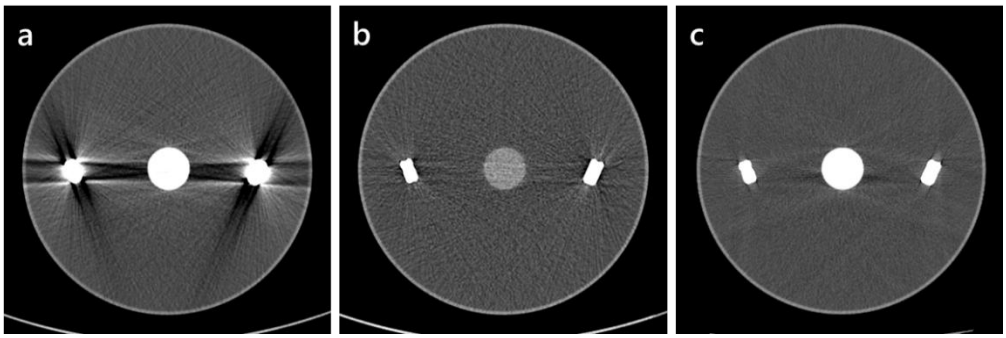


Fig. 3 DECT（VMI）と MAR アルゴリズムの比較
a) 70 keV の VMI 画像，b) 120 keV の VMI 画像，c) MARアルゴリズム処理画像（120 kVp）

4. まとめ

近年臨床応用されているMARの手法は，これまで金属アーチファクトによって診断困難と判断されていた症例に対して，診断に貢献しうる程度まで画質を改善する可能性のある有用なアプリケーションである. しかし，新たなアーチファクトの出現や偽像の発生，コントラストの低下といったデメリットがあることを忘れてはならない. 標準化ガイドライン改定で MAR が収載されることが，臨床利用の際の一助となることを期待する.

参考文献

1) 森一生，山形仁，町田好男. CTとMRI -その原理と装置技術-. コロナ社，東京, 2010.

2) Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. Radiographics 2004; 24(6): 1679-1691.

3) F Edward B, Dominik F. CT artefacts: Causes and reduction techniques. Imaging Med 2012; 4(2): 229-240.

4) De Man B, Nuyts J, Dupont P, et al. Metal streak artifacts in x-ray computed tomography: A simulation study. IEEE Trans Nucl Sci 1999; 46(3): 691-696.

5) Katsura M, Sato J, Akahane M, et al. Current and novel techniques for metal artifact reduction at CT: Practical guide for radiologists. Radiographics 2018; 38(2): 450-461.

6) 保吉和貴，大村知己，茅野伸吾，他. CTにおけるX線エネルギー -基礎から臨床応用まで-. 日放技学誌 2022; 78(5): 449-463

7) Park HS, Hwang D, Seo JK. Metal artifact reduction for polychromatic X-ray CT based on a beam-hardening corrector. IEEE Trans Med Imaging 2016; 35(2): 480-487.

8) Mori I, Machida Y, Osanai M, et al. Photon starvation artifacts of X-ray CT: Their true cause and a solution. Radiol Phys Technol 2013; 6(1): 130-141.

9) Lee M, Kim S, Song H, et al. Overcoming Artifacts from Metallic Orthopedic Implants at High-Field-Strength MR Imaging and Multi- detector CT. Radiographics 2007; 27(1): 61-65.

10) Meinel FG, Bischoff B, Zhang Q, et al. Metal artifact reduction by dual-energy computed tomography using energetic extrapolation: a systematically optimized protocol. Invest Radiol 2012; 47(7): 406-414.

11) Wang Y, Qian B, Li B, et al. Metal artifacts reduction using monochromatic images from spectral CT: Evaluation of pedicle screws in patients with scoliosis. Eur J Radiol 2013; 82(8): e360-e366.

12) Yoo HJ, Hong SH, Chung BM, et al. Metal Artifact Reduction in Virtual Monoenergetic Spectral Dual-Energy CT of Patients With Metallic Orthopedic Implants in the Distal Radius. AJR 2018; 211: 1-9.

13) Wellenberg RHH, Hakvoort ET, Slump CH, et al. Metal artifact reduction techniques in musculoskeletal CT-imaging. Eur J Radiol 2018; 107: 60-69.

14) Cheng PM, Romero M, Duddalwar VA. Pulmonary pseudoemboli: a new artifact arising from a commercial metal artifact reduction algorithm for computed tomographic image reconstruction. J Comput Assist Tomogr 2014; 38(2): 159-162.

15) Wang F, Xue H, Yang X, et al. Reduction of metal artifacts from alloy hip prostheses in computer tomography. J Comput Assist Tomogr 2014; 38(6): 823-833.

ワークショップ　CT 分科会
テーマＢ：Ｘ線 CT ガイドライン Appendix の改訂と解説

『線量管理』

Radiation Dose Management

国立がん研究センター東病院（撮影部会委員）
野村　恵一

1. はじめに

X 線 CT 撮影における標準化（初版および改訂 2 版）は検査方法の標準化を目的に，多くの施設で利用可能なプロトコルが検討されてきた．検査方法ではスキャン条件，範囲，再構成方法等の記載があり、管電流や CT-AEC 設定は被ばく線量とも密接に関係している．CT 装置は現在に至るまで，列数の増加・薄層化，X 線管球を 2 つ搭載するといったハード面の進歩を遂げ，高分解能化，Dual-energy 撮像も可能となった[1-4]．また予てより CT 検査は他の放射線検査と比較し，被ばく線量が高い検査であったが，逐次近似および深層学習を利用した再構成の登場や線量管理の義務化[5, 6]，Japan Dose Reference Levels (DRLs)の普及も進んでおり[7]，今後はそれぞれの効果が相乗することで検査方法及び線量の最適化がさらに進むと予想される．本稿ではガイドラインで用いられる線量指標，診断参考レベル，プロトコルシートの解説と線量管理への活用について述べる．

2. CT 検査における線量指標

CT 検査の被ばく線量管理を行う上で基本となる線量評価指標として，Volume CT Dose Index (CTDIvol)，Dose Length Product (DLP)が用いられる[8]．CTDI はビーム中心から±50 mm の 100 mm の幅を測定することになっている．ここで得られた測定値を $CTDI_{100}$ と表記し，CTDI ファントム中心で測定された値が $CTDI_{100,\,center}$，外周の表面 10 mm 下で測定された値が $CTDI_{100,\,peripheral}$ となり，5 点のポイントを次式で求めたものを weighted CTDI（$CTDI_w$）と呼ぶ．

$$CTDI_w = \frac{1}{3}\cdot CTDI_c + \frac{2}{3}\cdot CTDI_p \qquad [mGy] \qquad (1)$$

$CTDI_{vol}$ は，寝台移動間隔及び pitch factor (PF)の変更に対応する線量指標であり，以下の式で定義される．

ノンヘリカルスキャンの場合

$$CTDI_{vol} = \frac{nT}{\Delta D}\cdot CTDI_w = \frac{Bw}{\Delta D}\cdot CTDI_w \qquad [mGy] \qquad (2)$$

ΔD：テーブル移動間隔 [cm]

ヘリカルスキャンの場合

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{PF}\cdot CTDI_w \qquad [mGy] \qquad (3)$$

$CTDI_{100}$ はビーム幅の拡大に対応する形で定義式の変更がなされ，Edition 3.1 以降ではビーム幅が 40

mm 以下と 40 mm を超える場合で用いる式が異なっている.
① ビーム幅が 40 mm 以下の場合

$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT}\int_{-50}^{50} D(z)dz = \frac{1}{Bw}\int_{-50}^{50} D(z)dz \qquad [mGy] \qquad (4)$$

② ビーム幅が 40 mm を超える場合

$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT_{\mathrm{Re}\,f}}\int_{-50}^{50} D1(Z)dz \times k = \frac{1}{Bw_{\mathrm{Re}\,f}}\int_{-50}^{50} D1(Z)dz \times k \qquad [mGy] \qquad (5)$$

$$k = \frac{CTDI_{FreeAIRnT}}{CTDI_{FreeAIRref}} = \frac{CTDI_{FreeAIRBw}}{CTDI_{FreeAIRref}} \qquad (6)$$

Ref : nT(Bw)=20 mm, もしくはそれ以下で最も近いビーム幅

そして, CT 検査では体軸方向に撮像が行われるため, 範囲を加味した指標として DLP が用いられる. DLP は検査全体の被ばく線量の指標として用いられ, $CTDI_{vol}$ に X 線が照射された範囲の長さ L (cm)で定義される.

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \qquad [mGy \cdot cm] \qquad (7)$$

CTDI 測定用ファントムは頭頚部・小児用と成人体幹部用があり, 直径が前者は 16 cm, 後者は 32 cm, 長さは 15 cm である. 撮像の際に, CT 装置コンソール上でも $CTDI_{vol}$, DLP が表示される. 小児では CT 装置によって $CTDI_{vol}$ の値が 16 cm または 32 cm と異なっている場合があるので参照する際は留意する必要がある.

CT 検査で受ける患者の被ばく線量は, 患者サイズと CT 装置の出力に依存している[9]. $CTDI_{vol}$ は CTDI ファントムの大きさで規格化されており, 患者の線量を推定するには患者サイズを補正する必要がある. そこで, American Association of Physicists in Medicine（AAPM）では $CTDI_{vol}$ に患者サイズを加味した新しい線量指標（Size-Specific Dose Estimates: SSDE）を提唱している. 現在 3 種類の SSDE が発表され[10-12], 成人, 小児, 頭部の CT 検査に対応可能な線量指標の有用性が述べられている. SSDE は患者サイズを補正する係数（conversion factor: f_{size}）を用いて以下の式で算出される.

$$SSDE = f_{size}^{32\,X,16\,X} \times CTDI_{vol}^{32,16} \qquad (8)$$

f_{size} は CT 画像を用いて AP, LAT, AP＋LAT の合計値や実効径（D_{eff}）から, 規定された換算表または換算式を参照し, 補正係数を得ることができる. 詳細は各レポートを参照されたい.

3. 診断参考レベル

2015 年に医療被ばく研究情報ネットワーク（Japan Network for Research and Information on Medical Exposure: J-RIME）の活動によって, Japan DRLs 2015 が制定された. 2020 年に Japan DRLs 2020 と改訂され, 7 つのモダリティの DRLs が公開されている[7]. Japan DRLs 2020 では CT 検査の DRLs 値は成人標準体型 50～70 kg を対象に, 調査結果の 75 パーセントタイル値が設定されている. 小児 CT では体重区分と年齢区分が記載されており, 胸部・腹部は体重区分が第一選択となっている. X 線 CT 撮像ガイドラインを参

照しスキャンプランの構築，変更を行った際は自施設の線量評価を行い，最適化を意識した運用が重要となる．

4. プロトコルシートへの記載

X 線 CT 撮像ガイドラインで線量に関して，撮像条件の線量の欄に CT-ACE の使用についてと診断参考レベル（DRLs 2020）欄に $CTDI_{vol}$，DLP が記載されている．CT-ACE を使用する場合は，主に標準関数を用いた filtered back projection 法による画像の SD 値，使用しない場合は mAs 値が指標となっており，線量や画質を決める際の参考となる．CT-AEC の動作特性は CT 装置メーカによって異なり，再構成関数や SD を入力する装置や標準的な体格の患者に対して線量をどのように変調させるか mAs 値を入力する装置などがある．プロトコルシートを参考にスキャン条件を変更した際は，CT 装置に入力した値に対して，どのような画像が得られているか，線量指標と合わせて画像の確認が必須である．また得られた線量値は，患者の体系に留意しながら DRLs 2020 と比較し，診断に適した線量レベルとなっているか合わせて確認したい．本ガイドラインでは頭部，側頭骨，冠状動脈ではワイドビームを使用した撮像方法についても記載している．線量指標では CT 装置に搭載されているソフトのバージョンによって，$CTDI_{vol}$ の計算方法が異なっている場合があるため，特にビーム幅が 40 mm を超える際は表示値の値に注意されたい．

5. X 線 CT 撮像ガイドラインと線量管理への活用

CT Radiation Dose Structure Report には患者情報や線量情報が記録されており，それを用いて線量管理を行うことによって，どのような体格の患者をどれくらいの線量で撮像していたかが可視化される．そしてプロット図等で解析することで，通常と異なるイベント（線量が高い等）を特定することができる．山口ら[13]は線量管理ソフトを用い，これまで撮像範囲が異なる胸部～上腹部，胸部～骨盤部の CT 検査を同じスキャンプロトコルで撮像していた運用について，スキャンプロトコルを再考し，胸部～上腹部，胸部～骨盤部と使用するスキャンプロトコルを区別することでより詳細な外れ値の原因特定が可能になると考察している．線量管理において正確なデータを蓄積することは，後の解析に大きな影響を与えるため，スキャン条件整理に合わせて，適正なスキャンプロトコルの運用が重要となる．

6. おわりに

X 線撮像ガイドラインでは現在普及している CT 装置の性能を考慮した撮像方法が記載されている．改訂 2 版の発行から現在まで，DRLs のアップデートや線量管理の義務化され CT 検査を取り巻く状況が変化した．線量指標や DRLs の理解は，線量管理を行う上で必要な知識となるため，本ガイドラインを入口に最新情報をチェックしながら理解を深めていただき，より良い情報が CT 検査から提供されることを期待したい．

参考文献

1. Kalender WA. CT: the unexpected evolution of an imaging modality. Eur Radiol. 2005 Nov;15 Suppl 4:D21-4.
2. Hata A, Yanagawa M, Honda O, Kikuchi N, Miyata T, Tsukagoshi S, Uranishi A, Tomiyama N. Effect of Matrix Size on the Image Quality of Ultra-high-resolution CT of the Lung: Comparison of 512 × 512, 1024 × 1024, and 2048 × 2048. Acad Radiol. 2018 Jul;25(7):869-876.
3. McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and

Clinical Applications. Radiology. 2015 Sep;276(3):637-53.
4. 茅野 伸吾, 5. Dual-energy CT の原理, 日本放射線技術学会雑誌, 2021, 77 巻, 5 号, p. 515-523,
5. 厚生労働省 ： 医療法施行規則の一部を改正する省令（厚生労働省令第 21 号）. 2019.
6. 厚生労働省 ： 厚生労働省告示第 61 号. 2019.
7. 日本の診断参考レベル（2020 年版）, 医療被曝研究情報ネットワーク, JapanDRL2020_jp.pdf.
8. IEC 60601-2-44:2009+AMD1:2012+AMD2:2016CSV Consolidated version, Medical electrical equipment - Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography.
9. Fujii K, Nomura K, Muramatsu Y, Goto T, Obara S, Ota H, Tsukagoshi S. Correlation analysis of organ doses determined by Monte Carlo simulation with dose metrics for patients undergoing chest-abdomen-pelvis CT examinations. Phys Med. 2020 Sep; 77:1-9.
10. AAPM Report No. 204: Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. American Association of Physicists in Medicine, 2011.
11. AAPM Report No. 220: Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT. American Association of Physicists in Medicine, 2014.
12. AAPM Report No.293: Size-Specific Dose Estimate (SSDE) for Head CT. American Association of Physicists in Medicine, 2019.
13. 山口雄貴, 福永正明, 光井英樹, 長木昭男, 伊藤修, 山本浩之, 川上雄司, 渡辺大輝, 線量管理における体幹部 X 線 CT プロトコル再構築, 日本放射線技術学会雑誌, 2022, 78 巻, 10 号, p. 1149-1157.

教育講演

テーマＣ（MR 分科会）：

『腹部 MRI における新たな潮流と臨床応用』

New Trends and Clinical Application in Abdominal MRI

信州大学

藤永　康成

1. はじめに

近年の MRI の撮像法に使用されている新しい技術は，①圧縮センシング（compressed sensing, CS），②golden-angle を用いた radial sampling，③深層学習（deep learning, DL）の 3 つに分類される．1)については，2)の CS と組み合わせて用いられる Golden-angle RAdial Sparse Parallel (GRASP) がダイナミック MRI 使用されている．

2. 圧縮センシング（Compressed Sensing, CS）

CS とは，観測対象データがある表現空間では「スパース(疎)」であると仮定して，必要とする未知数の数よりも少ない観測データから，ある条件の下で対象を復元する手法である．腹部領域において，当院で CS を用いて撮像しているのは，Magnetic Resonance Cholangiopancreatography (MRCP)，ダイナミック MRI，Gd-EOB-DTPA を用いた造影 MRI(EOB-MRI）の肝細胞造影相である．本稿では，造影 MRI に関して述べる．

VIBE に CS を応用した撮像法が CS-VIBE（work-in progress）であり，Cartesian でデータ収集を行う．CS-VIBE は k 空間のデータを復元することで，少ないデータから良質の画像を再構成することができるが，時間分解能を 3 秒程度に向上させても画質の劣化は少ない．この理由として，CS-VIBE では時間軸方向にも周波数成分を持ち，これにも圧縮センシングを用いているためである．

一方で，我々の施設では，これまでも radial VIBE with k-space imaging contrast reconstruction（r-VIBE-KIWC）(work-in progress)を用いた動脈優位相を多分割した腹部ダイナミック MRI の有用性に関して報告をしてきた [1]．この手法では，放射状のデータ収集が行われる．また，time-resolve imaging の 1 つであり，k-space の高周波領域を共用し，低周波領域のみ高時間分解能にすることで，高画質と高時間分解能を両立させている．その後，同じ放射状のデータ収集を行うものの，圧縮センシングを併用した Golden-angle RAdial Sparse Parallel（GRASP）が臨床応用されている．CS ではランダムなデータ収集が必要となるが，GRASP ではスポーク同士の間隔を 111.25°にすることでこれを可能にした． 111.25°回転させる毎にデータを埋めていくと，スポーク数を増加させても同じ位置にデータを上書きすることなく k 空間のデータ密度を増加させることができ Golden angle と呼ばれる．収集したデータからは，k 空間の任意の位置（タイムポイント）を選んで画像再構成を行うことができる．これらの radial sampling では低周波領域のデータを繰り返し収集するため体動に強いことが知られている．一方で，radial sampling 特有の streaking artifact が画質を劣化させることが知られている GRASP では，この streaking artifact がかなり軽減している．また，任意の時間分解能で再構成し直すことも可能である [2]．

3. 深層学習（Deep learning）

近年，深層学習を用いた MRI は急速に進歩してきている．目的は，ノイズ軽減，アーチファクト除去，分解能

向上など様々である．当院では T2 強調像で Deep Resolve を使用している．このうち，Deep Resolve Gain はインテリジェントノイズマップを用いたデノイズの技術で，局所的なノイズを低減し高い信号雑音比（SNR）の画像を再構成するとともに，Iterative Reconstruction を用いることで，高いリダクションファクターでパラレルイメージングを併用しても，短時間で高い SNR の画像を得ることができる．Deep Resolve Sharp は膨大な教師データを元に開発された Deep Neural Network を用いた技術で，Denoise を行うとともに，低分解能画像から高分解能画像を再構成することを可能にしている．これらの二つの技術は併用可能であり，併用することで高い SNR と分解能を有した画像を短時間で得ることが可能になった．この次のレベルとして，Deep Resolve Boost も開発されている．これは raw data から画像の再構成において深層学習の技術を使用することで，撮像時間を短縮とノイズ除去を実現しているとともに，Simultaneous multi-slice（SMS）の併用も可能で，更なる高速化が可能である． 我々が使用したプロトタイプの Deep Resolve Boost（Work-in Progress）では，これまで呼吸同期で撮像していた腹部の脂肪抑制 T2 強調像は，この手法を用いることで呼吸停止下でも同等からそれ以上の画質の画像を得られることが分かっている[3]（Fig. 1）．

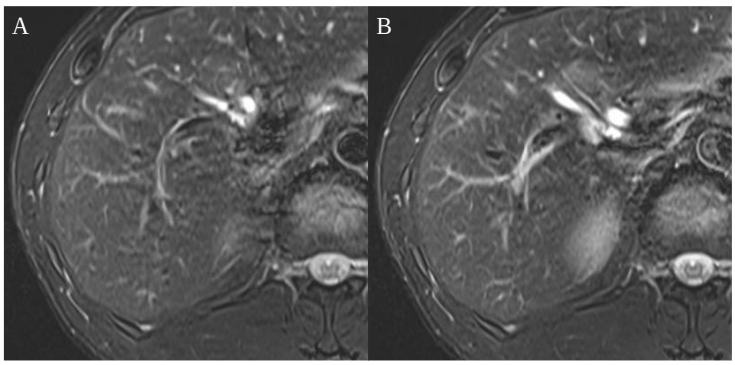


Fig.1 脂肪抑制 T2 強調像
A： Deep Resolve 不使用， B：Deep Resolve 使用

T1 強調像でも深層学習の応用が始まっている．ダイナミック MRI では，これまで interpolation の際にゼロを充填することで分解能を向上させていた（Zero-fill Interpolation, ZIP）ことが可能であった．ゼロの充填は truncation artifact の原因となるが，深層学習で至適なデータを充填することで，これを低減させることが可能になっている．

参考文献

1） Fujinaga Y, Ohya A, Tokoro H, Yamada A, Ueda K, Ueda H, Kitou Y, Adachi Y, Shiohara A, Tamaru N, Nickel MD, Maruyama K, Kadoya M. Radial Volumetric Imaging Breath-hold Examination (VIBE) with k-space Weighted Image Contrast (KWIC) for Dynamic Gadoxetic Acid (Gd-EOB-DTPA)-enhanced MRI of the Liver: Advantages over Cartesian VIBE in the Arterial Phase. Eur Radiol. 2014 Jun;24(6):1290-9.

2) Oyama K, Ichinohe F, Yamada A, Kitoh Y, Adachi Y, Hayashihara H, Nickel MD, Maruyama K, Fujinaga. Optimal Temporal Resolution to Achieve Good Image Quality and Perform Pharmacokinetic Analysis in Free-breathing Dynamic Contrast-enhanced MR Imaging of the Pancreas. Magn Reson Med Sci. 2022 Aug 23. doi: 10.2463/mrms.mp.2022-0035. Online ahead of print.

3) Ichinohe F, Oyama K, Yamada A, Hayashihara H, Adachi Y, Kitoh Y, Kanki Y, Maruyama K, Nickel MD, Fujinaga Y. Usefulness of Breath-Hold Fat-Suppressed T2-Weighted Images: With Deep Learning–Based Reconstruction of the Liver: Comparison to Conventional Free-Breathing Turbo Spin Echo. Invest Radiol 2022 Dec 27. doi: 10.1097/RLI.0000000000000943. Online ahead of print.

ワークショップ　テーマＣ　MR 分科会

『上腹部の呼吸制御について考える』

Control of Respiratory Motion of the Upper Abdomen

座長：徳島文理大学（撮影部会委員）山村憲一郎
新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員）金沢　勉

MRI は組織間コントラストがよく，腹部 MRI では特に肝臓，胆のう，膵臓の上腹部が診断のターゲットとなる．それぞれの臓器の特徴に合わせたシーケンスが開発され，古来のスピンエコーシーケンスから高速スピンエコー，高速グラジエントエコーなど，様々なシーケンスが開発された．近年，MR 装置の高性能化と撮像シーケンスのさらなる改良によって撮像の自由度はかなり高くなり，画像診断に欠かせないモダリティーとして認知されている．特に高速化という点では Parallel imaging が開発されてからは撮影に必要な時間が激減し，拡散強調画像などの撮像法も腹部領域で行われるようになった．しかし，腹部領域は呼吸によって大きく動く領域である．このため，呼吸運動を制御する手法や撮像法が必要となる．今回，教育講演では腹部 MRI の高速化に関して，圧縮センシングやディープラーニング技術を併用して得られた臨床画像が臨床的にどのような恩恵が得られたかと今後の課題についてご講演いただく．ワークショップでは腹部 MRI の呼吸制御に焦点を当て，息止め，呼吸同期，シーケンスによる呼吸制御に加え，深層学習を併用した高速撮像による呼吸制御を含めて新旧含めた呼吸制御について「うごき」を考え，これを制御した上腹部 MRI 検査を討論しようと考える．

ワークショップ　MR 分科会
テーマＣ：上腹部の呼吸制御について考える

『息止めによる呼吸制御』

Control of Respiratory Motion by Breath-holding

兵庫医科大学病院
城本　航

1. はじめに

Magnetic resonance image（MRI）の撮像時間は Repetition Time（TR）に依存し, Computed tomography と比較して長い. そのため上腹部 MRI は呼吸性の体動を受け, モーションアーチファクトが発生しやすい. 上腹部 MRI 検査において, モーションアーチファクト回避のために息止めで検査を施行している施設も多い. 撮像時間を息止め可能な時間内に収めるために必要なパラメータを解説する.

2. Radio frequency（RF）

息止めが可能な時間で Fast Spin echo（FSE）法の撮像時間を収めるためには, 単一の TR 内で多くのエコーを収集する必要がある. 撮像時間は echo train length（ETL）に反比例するためである. ただし, 単に ETL を多く設定すると信号収集時間が長くなり, この間にも T2 減衰が起こっているのでブラーリングの原因となる（Fig.1）[1]. ETL を多く設定し信号収集時間を可能な限り短くするには, echo space（ESP）を短縮する必要がある. ESP を短くするためには, 受信バンド幅を広く設定する方法があるが, トレードオフとして信号雑音比の低下がある. ESP を短くする手法は他にも送信 RF の設定がある. Flip angle は RF の amplitude と印加時間の積に比例し決定され, RF pulse の印加時間を短くすることで, ESP が短縮される [2]. ESP の短縮は結果として信号収集時間の延長を抑えることになる（Fig.1）. したがって, 撮像時間を早くブラーリングを抑えるためには, RF の印加時間を短くすることで可能な限り ESP を短くして信号収集時間を短縮する必要がある. ただし, RF pulse の印加時間の短縮は amplitude の増大とスライスプロファイルに影響するため, 比吸収率の増大とクロストークを考慮しスライス間隔を決定する必要がある.

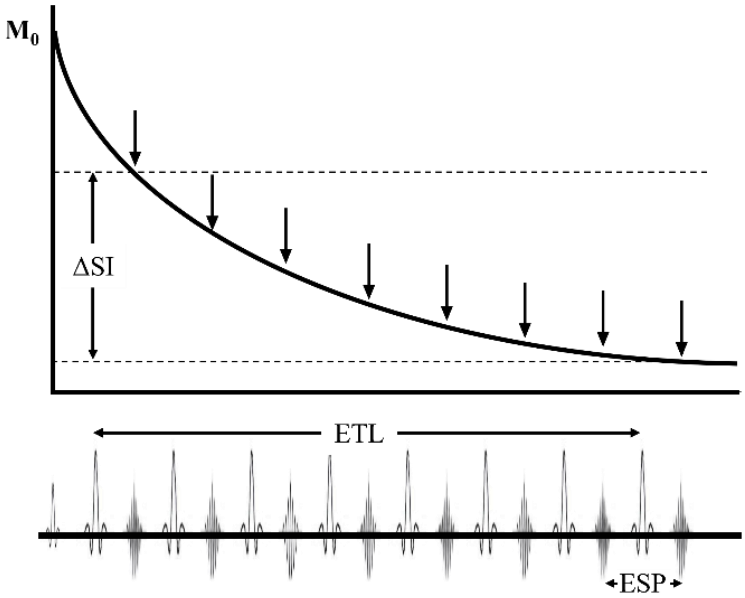


Fig.1　T2 減衰曲線と ETL, ESP の関係
M0 は磁化ベクトルの大きさ, ETL は echo train length, ESP は echo space, ΔSI は ETL 間の信号強度差を示す. ブラーリングは ΔSI が大きいほど顕著となる. ΔSI を抑えるためには, ETL 少なくするか, または ESP を短くする必要がある.

3. Parallel imaging

Parallel imaging は phased-array coils による空間的な感度情報を利用し, k 空間ラインをスキップするアンダーサンプリングによって高速撮像を可能としている. スキップによるアンダーサンプリングは, 空間分解能を維持したまま有効視野が狭くなるため, エリアシングが発生する[3]. Parallel Imaging は, コイル感度情報を用いて k 空間の欠落したラインを合成することでエリアシングを生じない手法と, コイル感度情報を用いて再構成画像上でエリアシングを展開する手法の 2 通りがある. 前者は Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA)や Autocalibrating reconstruction for carte(ARC), 後者は SENSitivity Encoding (SENSE)と呼ばれる[4-6]. GRAPPA や ARC は Calibration を本スキャン中に取得するが, SENSE は Calibration を本スキャンとは別に取得する必要がある. SENSE は Calibration Scan と本スキャンが別であるため, 息止めによる検査の場合は補間ミスによるアーチファクトに注意が必要である(Fig.2)[1].

Parallel imaging は空間分解能を維持し撮像時間を短くすることが可能で息止め撮像に有効である. しかし, Parallel imaging のデメリットは Signal to noise ratio(SNR)の低下が挙げられる. 3D 撮像は位相エンコード方向, スライスエンコード方向の k 空間ラインを Parallel imaging により高速化されるが, geometry factor によるノイズの増大が発生する. Controlled Aliasing in parallel imaging results in higher acceleration (CAIPIRINHA)は 3D 撮像専用の Parallel imaging 手法で, 位相エンコード方向, スライスエンコード方向の 2 次元を斜めに k 空間ラインのスキップをする. 斜めに k 空間ラインのスキップする事で CAIPIRINHA は geometry factor を下げられ SNR の低下を抑えることが出来る[7].

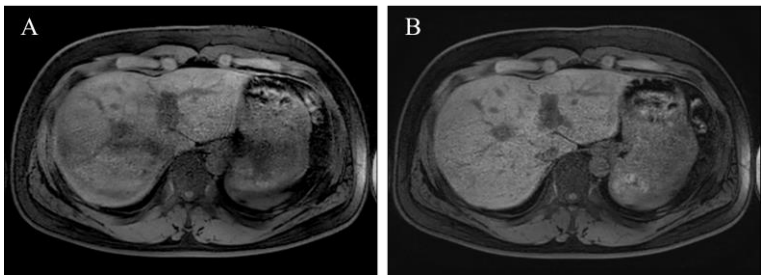


Fig.2 Calibration scan による画質の違い

Calibration scan と本スキャンの息止めが異なると画質に影響する(A). 本スキャンで息止めが出来ていても組織内の信号が不均一となる. この場合は, 再度被験者に息止めについて説明し Calibration scan と本スキャンの息止め方法を合わす必要がある(B).

4. Compressed sensing

Compressed sensing はスパース変換, ランダムサンプリング, 非線形画像再構成の 3 要素から構成される. スパース変換とはボクセルの総数と比較してゼロ成分の多い画像に変換することであり, MR Angiography のように背景組織が抑制され血管が高信号として描出される画像において有用で, 腹部領域においては Dynamic 検査や MR cholangiopancreatography (MRCP)がスパース変換に適しているとされている[8, 9]. Parallel imaging と異なり Compressed sensing はコイル感度情報に依存せずランダムサンプリングによる位相エンコードステップの数を減らすことが出来る. Compressed Sensing と Parallel image の組み合わせは, Parallel image 単独よりも MRI の速度を向上させる可能性がある[10]. FSE 法ベースの呼吸同期併用 3D-MRCP は Compressed Sensing を用いることで分解能を維持したまま撮像時間を短くできる[11]. さらに, パラメータを調整することで息止めでも FSE 法ベースの 3D-MRCP が可能で, 3.0T 装置を用いた研究では, 診断能に変わりがないとの報告がされている[12]. しかし, 呼吸同期と比較して Compressed Sensing 併用の息止め 3D-MRCP は磁場強度に加え, 被験者の年齢, 体調, 難聴, 腹水の存在が原因で必ずしも良好な画像が

得られるとは限らない[12, 13]. したがって現時点では, Compressed Sensing 併用の息止め 3D-MRCP は, 今までの呼吸同期シーケンスから置き換わる事はなく, 状況に応じて撮像シーケンスを選択する追加シーケンスとすることが望ましいと考える.

5. おわりに

高速撮像に必要なパラメータの解説を一部であるが記述した. 上腹部領域の MRI は頭部や四肢と異なり分解能を低く設定する. その理由は撮像時間と分解能がトレードオフの関係であるからだ. 今回記述した内容は分解能と関係なく撮像時間の短縮となるパラメータを解説した. しかし, MRI のパラメータは常にトレードオフの関係にあり, 十分に考慮したうえで設定する必要がある.

参考文献

1) Graves MJ, Mitchell DG. Body MRI artifacts in clinical practice: a physicist's and radiologist's perspective. J Magn Reson Imaging 2013;38(2):269-287.
2) Graessner J. Bandwidth in MRI? MAGNETOM Flash 2013;2: 3-8.
3) Larkman DJ, Nunes RG. Parallel magnetic resonance imaging. Phys Med Biol 2007;52(7):R15-55.
4) Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, et al. Generalized auto calibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). Magn Reason Med 2002;47:1202-1210.
5) Brau AC, Beatty PJ, Skare S, Bammer R, et al. Comparison of reconstruction accuracy and efficiency among autocalibrating data-driven parallel imaging methods. Magn Reson Med 2008;59:382-395.
6) Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, et al. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. Magn Reson Med 1999;42: 952-962.
7) Kraus MS, Coblentz AC, Deshpande VS, et al. State-of-the-art magnetic resonance imaging sequences for pediatric body imaging. Pediatr Radiol 2022 Oct 18.
8) Feng L, Benkert T, Block KT, et al. Compressed sensing for body MRI. J Magn Reson Imaging 2017;45(4):966-987.
9) Yoon JH, Nickel MD, Peeters JM, et al. Rapid Imaging: Recent Advances in Abdominal MRI for Reducing Acquisition Time and Its Clinical Applications. Korean J Radiol 2019;20(12):1597-1615.
10) Seo N, Park MS, Han K, et al. Feasibility of 3D navigator-triggered magnetic resonance cholangiopancreatography with combined parallel imaging and compressed sensing reconstruction at 3T. J Magn Reson Imaging 2017;46(5):1289-1297.
11) Furlan A, Bayram E, Thangasamy S, et al. Application of compressed sensing to 3D magnetic resonance cholangiopancreatography for the evaluation of pancreatic cystic lesions. Magn Reson Imaging 2018; 52:131-136.
12) Mannes I, Dallongeville A, Badat N, et al. Breath-hold compressed-sensing 3D MR cholangiopancreatography compared to free-breathing 3D MR cholangiopancreatography: prospective study of image quality and diagnostic performance in pancreatic disorders. Abdom Radiol (NY) 2020 ;45(4):1082-1091.
13) Morimoto D, Hyodo T, Kamata K, et al. Navigator-triggered and breath-hold 3D MRCP using

compressed sensing: image quality and method selection factor assessment. Abdom Radiol 2020 ;45(10):3081‑3091.

ワークショップ　MR 分科会
テーマＣ：上腹部の呼吸制御について考える

『呼吸同期による呼吸制御』

Control of Respiratory Motion by Respiratory Triggering

岡山大学病院
松下　利

1. はじめに

MRI 検査は「動き」に対して非常に敏感な検査であり，画像上ではアーチファクトとして影響を及ぼし，時として診断を困難にする．一方，生体内には生理的な動きも存在し，「呼吸」は代表的な生理的動きのひとつである．そのため，上腹部を撮像する際には呼吸による動きを如何に制御するかが重要な因子となる．

上腹部の MRI 検査において呼吸を制御する手法として，息止め法と呼吸同期法が広く普及しており，それぞれ一長一短がある [1), 2)]．そのため，使用するシーケンスや患者状態に合わせて，その都度最適な手法を選択する必要がある．ここでは呼吸による動きを感知し呼吸の時相に合わせて撮像する呼吸同期法について焦点をあて，使用上の注意点や有効な活用方法について記述する．

2. 呼吸同期法のパラメータ設定

呼吸同期法では，まず呼吸による動きを感知し吸気および呼気の運動波形を取得する．呼吸による運動波形を取得する手法としては，ベローズタイプのセンサを腹部に巻き付けて腹囲の変化から波形を取得する方法や，Navigator Echo を用いて横隔膜の動きを直接観察する方法があり，最近では受信コイルにセンサが内蔵されたものや赤外線システムを用いた非接触式センサなどといった先進的な技術まで登場している．しかしながら，いずれの手法も動きが少ないとされている呼気にてデータ収集が行われるという点では共通している．そして，パラメータ設定として重要なポイントのひとつが，呼気の間にデータ収集を完了させることであり（Fig.1），呼気の間にデータ収集が完了されなかった場合はアーチファクトの原因となる．そのため，呼気の時間に対してデータ収集時間が長い場合は，スキャンの分割数を増やしたり，ETL や Matrix Size 等によって調整したりする必要がある．

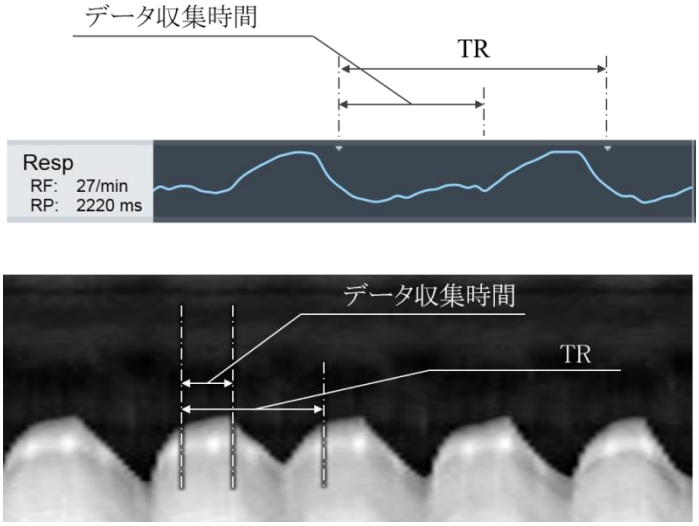


Fig.1　呼吸の運動波形とパラメータ設定
ベローズによって得られた波形（上段）と Navigator Echo によって得られた波形（下段）

また，呼吸同期法では呼吸によって TR が変動し，実効 TR は呼気のピーク間に依存する（Fig.1）．そのため，TR の短縮が困難となり，一般的には T2 強調画像で用いられることが多い．一方，呼吸間隔が短い場合，T2 強調画像として十分な TR が確保できないケースもある．その場合，インターリーブ法や Trigger Point を 2 呼吸毎に設定するといった工夫が必要となる．

3. 呼吸同期法による撮像時間短縮の一例

呼吸同期法を用いた場合，避けることのできない問題のひとつに撮像時間の延長がある．ここで，呼吸同期法を用いた腹部拡散強調画像における撮像時間の短縮について一例を示す（Table 1）．拡散強調画像では ADC 値の算出を考慮すると複数の b 値を設定する必要がある．Table 1 の条件下では，b=0mm^2/s であれば MPG は印加されないため，必要な shot 数は 7 となる．一方で，b≠0mm^2/s では MPG が 3 軸に印加されるため，必要な shot 数も 3 倍となり 21shot となる．そのため，b=0, 800mm^2/s と設定するか b=50, 800mm^2/s と設定するかで，14shot（=14 呼吸）分の時間差が生じる．腹部拡散強調画像を撮像する上で b 値の設定について様々な報告があるが [3]，b 値の選択に余地があるのであれば検討いただきたい．

Table 1　b 値の選択による必要 shot 数の違い（例）

スライス枚数	49	
分割数	7	
b 値	0, 800	50, 800
Shot 数	28 b=0 : 7shot b=800 : 21shot	42 b=50 : 21shot b=800 : 21shot

4. Navigator Echo を上手く使うために

Navigator Echo は，一般的にはスカウト画像をもとに肝臓ドーム上に配置され，横隔膜の挙動を追跡する．それはあくまでも「呼吸による動き＝横隔膜の動き＝肝右葉側の動き」を前提としている場合である．しかしながら，すべてのケースに対して成り立つとは限らない．Fig.2 に示すように，吸気と呼気とで肝左葉側の方が活発に動くケースも少なからず存在する．この場合，肝右葉側に Navigator Echo を設置すると呼吸による横隔膜の変位はほとんど認められず，同期としての役目を果たさない．一方で，肝左葉側に Navigator Echo を設置すると呼吸の動きを反映した運動波形が得ることができ，呼気に合わせた撮像が容易となる．同様のケースについては，肝右葉の前面と後面で運動波形が異なるケースも存在する（Fig.3）．Navigator Echo から再構成される運動波形の変位が見られない場合，場所に関係なく全体的に変位が少ないケースと右図のように場所によって変位量が異なるケースとがあり，後者の場合，アーチファクトによる画質低下の要因となり得る．このように，Navigator Echo から得られる運動波形に変位が認められない場合，動態画像を取得することで変位の大きい部位を見極めることができ，Navigator Echo による呼吸同期法をより有効に活用することができる．なお，Fig.2 お

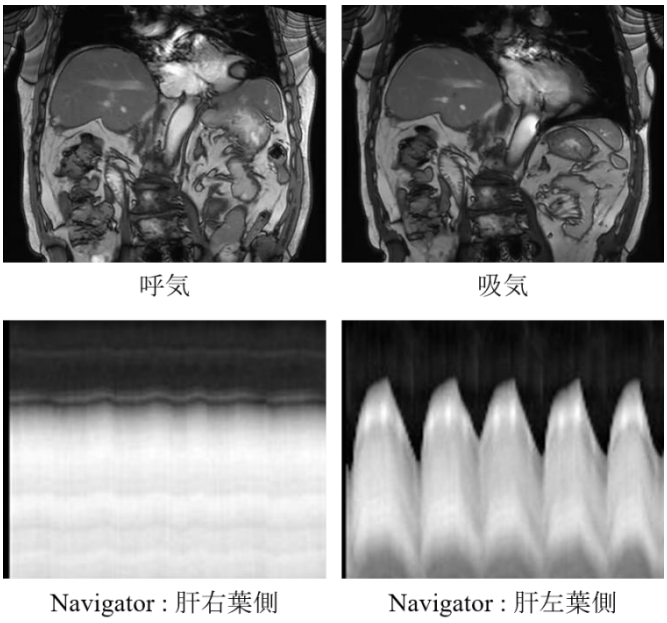


Fig.2　Navigator Echo の設置位置の違いによる運動波形の違い

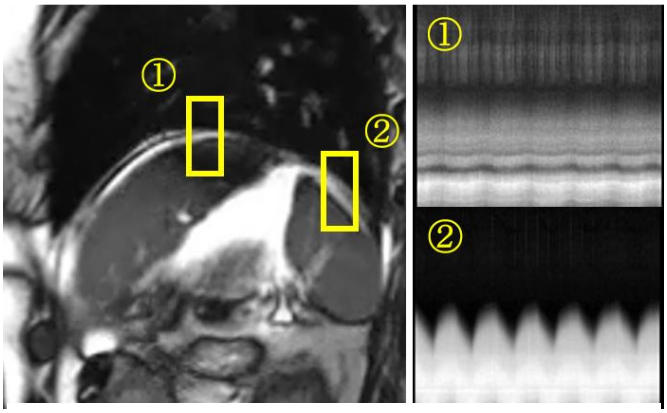


Fig.3　Navigator Echo の設置位置の違いによる運動波形の違い

よび Fig.3 に示す動態画像については，balanced SSFP シーケンスを用いて同一断面を複数回にわたって繰り返し撮像をするといった，非常に簡便な手法である．

4. まとめ

上腹部を撮像する際の呼吸同期法による呼吸制御において，最も重要なポイントは呼吸による「動き」を的確に捉えることにある．ベローズや Navigator Echo はあくまでも「動き」を捉えるためのツールのひとつであり，呼吸を制御して良質な画像を得るためには，それらの使い方が非常に重要となる．上腹部の検査では，患者状態に合わせて様々な手法で呼吸を制御しながら検査が進められるが，呼吸同期法を活用していくにあたり本稿が各施設において一助となれば幸いである．

参考文献

1) ML Kromrey, Funayama S, Tamada D, et.al. Clinical Evaluation of Respiratory-triggered 3D MRCP with Navigator Echoes Compared to Breath-hold Acquisition Using Compressed Sensing and/or Parallel Imaging. Magn Reson Med Sci; 2019(19): 318-323.

2) H Kandpal, R Sharma, KS Madhusudhan et.al. Respiratory-Triggered Versus Breath-Hold Diffusion-Weighted MRI of Liver Lesions: Comparison of Image Quality and Apparent Diffusion Coefficient Values. AJR; 2009(192): 915-922.

3) 齋藤和博．これからの肝細胞癌における画像診断の方向性．東医大誌．2019; 77(4): 268-275.

ワークショップ　MR 分科会
テーマＣ：上腹部の呼吸制御について考える

『シーケンスによる呼吸制御』

Control of Respiratory Motion by Pulse Sequence

虎の門病院
福澤　圭

1. はじめに

上腹部領域の MRI 検査において，呼吸の動きはモーションやゴーストアーチファクトとして画像にあらわれる．その対策方法のひとつであるシーケンスによる呼吸制御は，動きに頑強な撮像技術によってアーチファクトを目立たなくする手法であり，呼吸停止に制限のある場合の撮像に有効である．また，同期撮像と異なる点は，撮像対象の呼吸状態による撮像時間の変動や，同期失敗による画質不良が起こらない点などがある．呼吸停止も呼吸同期もしない撮像は自由呼吸撮像とも呼ばれ多くのメリットがある一方で，対象の動きのパターンや強度によってアーチファクトが制御困難となる場合や，呼吸停止や同期撮像などの従来用いられてきた撮像方法と視覚的に画質が異なる点などは注意が必要となる．

本稿ではまず，肝臓領域の MRI 検査における自由呼吸撮像について解説し，続いて自由呼吸撮像における“うごき”について再考する．

2. 自由呼吸撮像

自由呼吸 ：Free Breathing (FB)とは自然呼吸を繰り返す状態のことであり，自由呼吸撮像とはそのような呼吸状態のまま，息止めも同期も用いずに撮像を行うことである. MRI 画像において撮像対象が動いている状態ではモーションアーチファクトが発生するが，動きが周期的な運動の場合は位相方向のゴーストアーチファクトとなり，ゴーストの間隔を D (pixel)，位相方向の pixel 数を L，運動の周期を P とした場合, D = (信号加算回数×繰り返し時間 TR×L)÷P で出現する [1]．すなわち信号加算回数を増加させるなどシーケンスパラメータを調整することでアーチファクトをコントロールすることが可能である．また，ゴーストアーチファクトが位相方向に出現する特性を利用して，位相方向を動きの方向と一致しない方向に変更することや，アーチファクトの発生源となる腹壁の脂肪信号を抑制することもアーチファクトの制御に有効である．自由呼吸撮像ではこれらのテクニックを組み合わせながらアーチファクトの影響の少ない画像の取得を目指す. Fig.1 に自由呼吸撮像 T1 強調画像において撮像条件を変更した画像を示す．脂肪抑制併用かつ加算回数が多い撮像条件ほどアーチファクトの制御が良いことが明らかである．

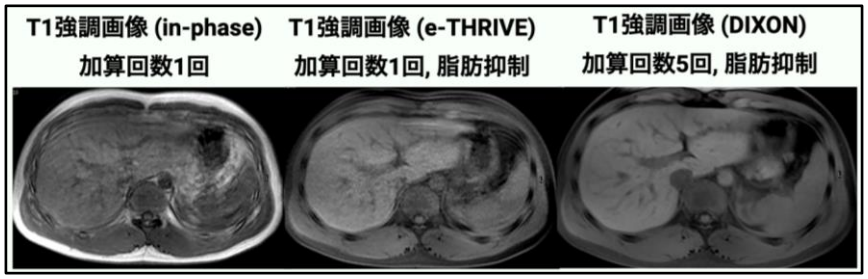


Fig.1 自由呼吸撮像におけるゴーストアーチファクトの制御

3. “うごき”に強いシーケンス

Gd-EOB-DTPA を用いた肝臓 MRI 検査では，ダイナミック，肝細胞造影相, T2 強調画像，拡散強調画像など多種のシーケンス/コントラストを撮像する．これらの中で拡散強調画像は，高速撮像である Echo Planar Imaging : EPI を使用するため動きの影響に比較的頑強であり，自由呼吸撮像との相性が良い撮像法である．肝臓の拡散強調画像を自由呼吸にて撮像する利点は，呼吸停止可能な撮像時間という制限がなくなることで加算回数を増加することが可能となるため，Signal to Noise Ratio : SNR の向上や，それに伴う Apparent Diffusion Coefficient : ADC 値の定量性向上などがある [2]．拡散強調画像以外では，動きに頑強な Radial Sampling のシーケンスによる自由呼吸 T1 強調画像の実用性に関する報告などがあり [3]．近年では，Stack-of-Stars と呼ばれる kx-ky 平面を Radial，kz を Cartesian で Sampling する 3D シーケンスに，Radial Sampling における k 空間充填の spoke を 111.25 度 (Golden Angle)ずつ回転させる充填方法を組み合わせた手法が報告されている [4]．さらに，Radial Scan に Compressed Sensing を併用した方法として Golden-angle radial sparse parallel : GRASP 法が登場した [6][7]．この方法は自由呼吸かつ長時間の Radial Scan によって取得したデータから，Compressed Sensing : CS による画像再構成原理を使って，動脈優位相や門脈相などの各時相の画像を後処理で再構成する方法である．また，総撮像データのうち呼気に相当する 50%のデータのみで画像を再構成するモードを有しているため，Stack-of-Stars の課題であった体軸方向の動きの影響を補正できるという特性がある．

Fig.2 に肝細胞造影相の自由呼吸 Radial Scan の画像を示す．Stack-of-Stars である Star-VIBE 法も自由呼吸撮像でありながら呼吸停止撮像とほぼ同等の画質が得られており，呼吸停止撮像が難しい症例などで有効である．一方で，冠状断の再構成画像では z 軸方向は呼吸による動きの影響が見られる．GRASP ではこの影響は見られず体軸方向の動きの影響を補正できていることがわかる．

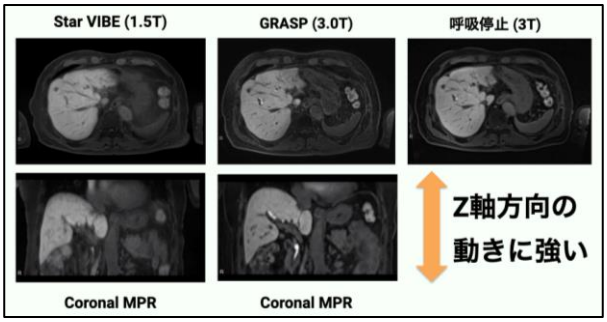


Fig.2 肝細胞造影相における自由呼吸 Radial Scan

4. 自由呼吸撮像における“うごき”を考える．

これまで自由呼吸撮像の特徴を中心に解説してきたが，自由呼吸撮像はどんな“うごき”も制御可能か？というと当然限界があることに注意が必要である．我々は呼吸停止 (Breath-hold : BH) と自由呼吸 (Free-breathing : FB) それぞれで撮像した肝細胞造影相における T1 強調画像を比較した．106 症例において BH-VIBE で描出された低信号結節が FB-Star-VIBE でどの程度描出されているかを視覚評価した結果，結節径が 10mm 以上では 91%の結節が検出可能であったのに対し，10mm 未満では 69%と検出の感度が低下した．これは前述したように Star-VIBE 法では z 軸方向の呼吸の動きの影響があるため，サイズが小さな結節は検出できない場合があったのだと考えられる．一方で，呼吸停止が難しい症例においては自由呼吸撮像のバックアップがあることで，撮像時間短縮にともなう解像度の低下や，何度も撮り直しを行うことによる検査時間の延長などの対策が可能と考える．Fig.3 に FB-Star-VIBE の臨床画像を示す．

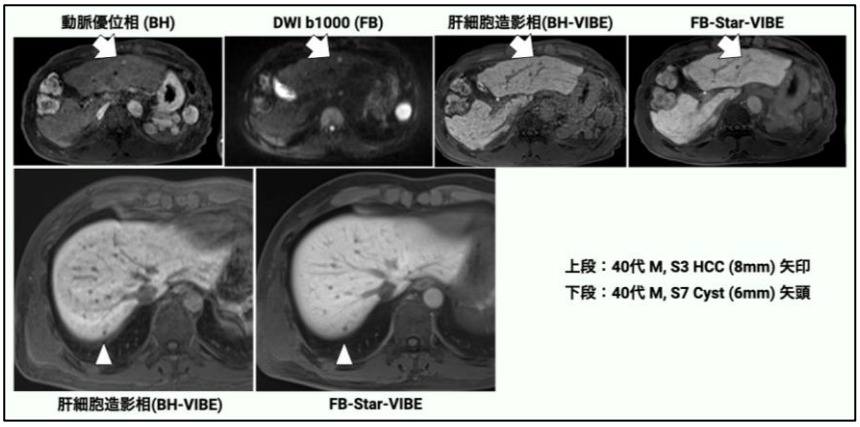


Fig.3 肝細胞造影相自由呼吸撮像

また，臨床現場ではまだまだ呼吸停止撮像や呼吸同期撮像が画像診断の中心であり，それらの画像と比べて自由呼吸撮像によって取得された画像は，解像度やコントラストに関して異なった特性を有している場合があることも注意が必要である．我々は GRASP による自由呼吸ダイナミック MRI (FB-GRASP)について，肝辺縁の形態，脈管構造の視認性，結節の検出，動脈優位相のタイミング等について視覚的に評価した．199 症例 378 結節を解析した結果，結節の検出については視覚評価スコアが 4.26±0.92 (5 段階, 5 が excellent) となった．また，最適な動脈優位相が取得できたかについては，全症例で少なくとも 1 相は診断に使用できる動脈優位相が取得できているという結果であった (画像診断の経験年数 20 年以上の医師 1 名が評価)．一方で，確実な呼吸停止によって撮像された画像と比較すると，FB-GRASP は面内分解能やコントラストなどが劣っている場合もあり，さらなる検討が必要と考える．さらに，我々が使用している FB-GRASP の撮像条件は 4 分 20 秒の撮像で，開始から 80 秒経過した時点で造影剤注入を開始するというものであり，4 分 20 秒の間に被験者がどのような呼吸状態であったかによって画質は変化する．Fig.4 に自由呼吸のパターンと視覚評価スコアの関係を示す．89 症例の FB-GRASP 撮像中の呼吸波形を動画ファイルとして保存し，呼吸パターンを後方視的に分類し肝辺縁の形態などの視覚評価のスコアを比較したところ，FB-GRASP 撮像中に呼吸パターンの大きな変動や無呼吸状態があった群では，呼吸が安定していた群と比較してスコアの低下が見られた．これは動きに頑強なシーケンスであっても“うごき”の質によって画質に与える影響が異なるということであり，自由呼吸撮像の際には被験者に一定の呼吸を繰り返すように説明することや，無呼吸状態になった際の声掛けを行うなど，特性を理解した上で対応することが重要である．

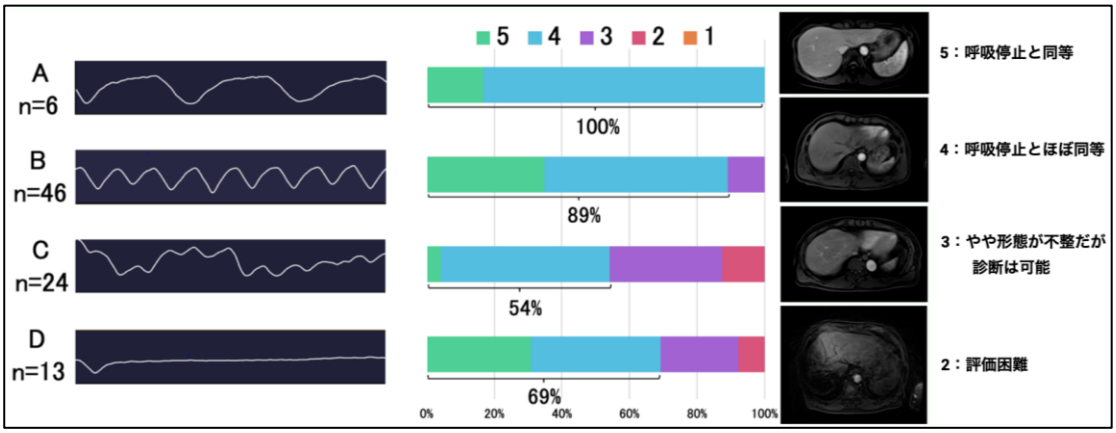


Fig.4 自由呼吸ダイナミックにおける呼吸パターンと画質スコアの関係

本稿ではシーケンスによる動きの制御として，自由呼吸撮像を中心に解説した．今後の超高齢化社会やグローバル社会を考慮すると，難聴・長い呼吸停止が困難な高齢者や，外国人の検査などを行う機会は増加すると考えられ，呼吸を止めない (指示が不要な) 撮像方法のメリットは大きいと考えられる，Fig.5 に FB-GRASP によるダイナミックを撮像した症例を示す．自由呼吸撮像では呼吸停止の必要がないため，多時相撮像やサブトラクション処理などに適しているという特徴もある．自由呼吸撮像を使いこなすのはこれからの重要なテーマであり，詳細な研究や検討によってシーケンスによる“うごき”の制御という引き出しを確固たるものにすべく，さらなる実用性や画質向上を期待したい．

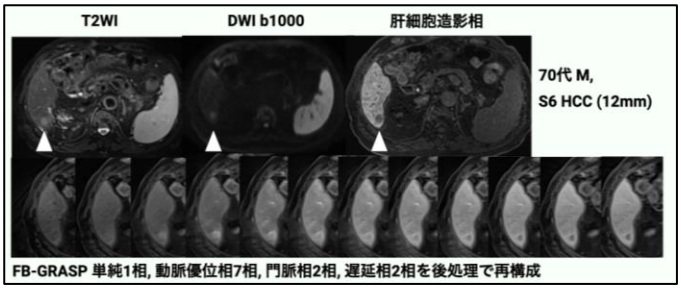


Fig.5 FB-GRASP によるダイナミック撮像

参考文献

1） 笠井俊文，土井司，共編．MR 撮像技術学．日本放射線技術学会監修；オーム社 2001：233

2） Takayama Y, Nishie A, Asayama Y, et al. Optimization and Clinical Feasibility of Free-breathing Diffusion-weighted Imaging of the Liver: Comparison with Respiratory-Triggered Diffusion-weighted Imaging. Magn Reson Med Sci 2015; 14(2):123-132.

3） Azevedo RM, de Campos RO, Ramalho M, et al. Free-breathing 3D T1-weighted gradient-echo sequence with radial data sampling in abdominal MRI: preliminary observations. AJR Am J Roentgenol 2011; 197:650-657.

4） Kajita K, Goshima S, Noda Y, et al. Thin-slice free-breathing pseudo-golden-angle radial stack-of-stars with gating and tracking T_1-weighted acquisition: an efficient gadoxetic acid-enhanced hepatobiliary-phase imaging alternative for patients with unstable breath holding. Magn Reson Med Sci 2019; 18:4-11.

5） Nakamura Y, Higaki T, Nishihara T, et al. Pseudo-random trajectory scanning suppresses motion artifacts on gadoxetic acid-enhanced hepatobiliary-phase Magnetic Resonance Images. Magn Reson Med Sci 2020: 19; 21-28.

6） Chandarana H, Block TK, Rosenkrantz AB, et al. Free- breathing radial 3D fat-suppressed T1-weighted gradient echo sequence: a viable alternative for contrast-enhanced liver imaging in patients unable to suspend respiration. Invest Radiol 2011; 46:648–653.

7） Li Feng, Qiuting Wen, Chenchan Huang, et al. GRASP-Pro: improving GRASP DCE-MRI through self-calibrating subspace-modeling and contrast phase automation. Magn Reson Med. 2020; 83:94-108.

ワークショップ　MR 分科会
テーマＣ：上腹部の呼吸制御について考える

『深層学習を併用した高速撮像による呼吸制御』

Respiratory Control by High-speed Imaging Combined with Deep Learning

信州大学医学部附属病院
木藤　善浩

1. はじめに

上腹部 MRI では，呼吸制御するための検査を開始する前に，被検者への説明は非常に重要である．また撮像に呼吸停止や呼吸同期等の様々な撮像手法があり，良好な画像を得るためには時間を要する撮像となっている．実際に肝臓と胆道・膵臓について，疾患別にスライス厚や空間分解能，蠕動運動や腸管ガスの影響などの対策で，プロトコールや撮像条件を変更している施設も多いと思われる．当院でも肝臓のプロトコールはスライス厚 5mm，胆道・膵臓では 4mm で撮像し，肝臓は高速 SE (Spin Echo)の T2 強調画像のコントラストを重視し，膵臓では蠕動運動や腸管ガスの影響を少なくボケのない画像を重要としている．

近年は深層学習(DL: Deep Learning)を併用することで，同条件でもアンダーサンプリングにより撮像時間の短縮，又は同じ撮像時間でさらに高分解能画像を得ることが可能となり，撮像条件の選択に幅が広がっている．

2. 深層学習を併用した脂肪抑制併用 T2 強調画像と超高速撮像（HASTE 法）

現在，当院の装置に深層学習を併用した高速 SE 法（TSE）や超高速 SE 法(HASTE)について Work In Progress(WIP)の使用が可能になっている．この撮像の特徴は，ノイズ除去と分解能の向上について DL を使用して画像生成する技術であり，パラレルイメージを併用した画像についても学習し画像取得が可能となっている．TSE では DL を使用した再構成により画質を維持しながら画像取得が大幅に高速された．上腹部 T2 強調画像の撮像では，呼吸回数で k-space を充填するため，高分解能に設定することで撮像時間が延長し，さらに信号雑音比(SNR: Signal to Noise Ratio)の低下を防ぐために加算回数を増やして画質を担保していた．しかし DL が使用可能になり，学習データを使用して SNR の向上と分解能の向上が画像処理によって得られるため，通常の撮像よりも分解能や加算回数を減らしても今までの画質が担保される．さらに当院で使用している DL は，パラレルイメージングの Acceleration Factor(AF)を上げた学習データにも対応しているため，g-factor の上昇を抑えた SNR の高い画像が得られるようになった．また，不安定な呼吸や睡眠による時間延長等で画質の劣化が起こると予想される場合には， 従来では Turbo-Factor(TF)を増やし分解能を低くしてコントラストを犠牲にしながら呼吸停止で撮像をしていた．しかし DL により TF の増加を少なく， AF を 4 まで上げることで呼吸停止の撮像取得が可能になった．

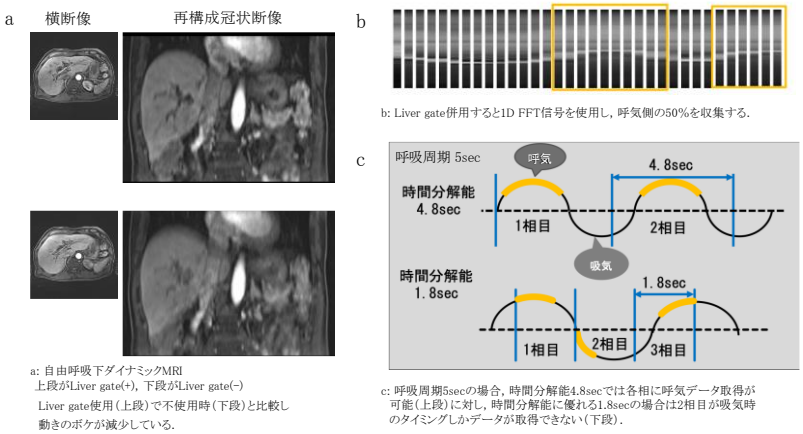
もう一つ動きの制御で T2 強調画像に使用されている撮像法に BLADE 法がある．BLADE 法は Turbo SE のエコートレインで得られるエコー信号を束にしたものを，ブレードとし，k-space を 1 回転するように充填する．そのため，ブレードの中心は必ず k-space の中心を通り，k-space の中心を重点的に加算するため動きのアーチファクトを軽減することができる．しかし cartesian で充填する方法と比較して，一回転の充填が必要なため撮像時間を要し，さらに k-space 中心の信号平均によりコントラストの低減が起きていた．そこで今回 WIP でプロトタイプの DL を併用した BLADE 法（DL-BLADE）が可能となった． DL-BLADE はパラレルイメージの併用が可能で，さらに特殊な充填方法によりコントラストの低下が少なく，高速撮像が可能となっている．従来の BLADE は FOV

外からの折り返し防止に位相オーバーサンプリングを全周に使用しアーチファクトを軽減している．この位相オーバーサンプリングは，位相エンコード方向のサンプリングがより細かくなるため、k-space のカバレッジが小さくなる．その結果，k-space を完全にカバーするために必要なブレードの数が増え，さらに k-space の中心に平均されたTE の増加によりコントラストの低下が起こる． DL-BLADE は，指定された量の位相オーバーサンプリングを位相方向にのみ実行することが可能になった． この向きに対する角度に応じて，位相オーバーサンプリングの量を減らすことが可能で，より短時間収集とコントラストの改善が実装された．

HASTE 法の撮像は数秒以内の撮像が可能で，胆道・膵臓においても動きの強い場合に高速撮像として有用である．しかし HASTE 法は一回の励起で k-space を充填しているため，分解能を向上させると T2 値の長い成分の充填により T2 ブラーリングの影響が起こる．この影響はパラレルイメージングや位相方向の部分フーリエ再構成等でブラーリングの抑制が可能になるが， DL-HASTE 法により acceleration factor の増加，高分解能が可能となり従来の HASTE 法と比較しブラーリングやコントラストが向上した．また DL-HASTE 法では， 収束の 180°パルスを可変する Optimized variable flip angle が可能になった．これを使用することで擬似的に T2 緩和を定常状態にできるため，さらに T2 値の長い成分が画像コントラストに影響せず，通常の TSE 法で撮像した画像コントラストに近い画像が高速で得られるようになった [1]．このため極端に言えば，動きが強く撮像時間も制限されてしまう被検者の撮像が DL-HASTE の撮像で T2 強調画像の代用も可能であると考える．

3. 呼吸同期を併用した高速ダイナミック撮像

造影剤を使用したダイナミック撮像では，呼吸停止で撮像するのが一般的であるが，近年圧縮センシングの登場で呼吸同期での高速ダイナミック撮像が可能になった．圧縮センシング(compressed sensing: CS)は，パラレルイメージと同様に k-space データのアンダーサンプリングを利用した高速化手法の一つである．MR 画像も適切なスパース変換を施すことでスパース(疎)性をもち，少ないデータから推測画像を復元する手法である．近年では各メーカーが CS を用いたシークエンスの開発を行っており，復元方法も異なる．GRASP(Golden-angle RAdial Sparse Parallel シーメンス)は，k-space をゴールデンアングル [2]で充填し，時間軸を含めたスパース変換を行うことで，少ないデータから画像を復元することが可能な方法である．この方法はあらかじめタイムポイント(時間分解能)を設定し，連続したデータを収集することで腹部造影ダイナミックスタディーに使用可能である．さらに radial に収集する 1 つの view から得られた 1 次元の高速フーリエ変換(1D FFT)信号を利用し，Self-navigation として使用することで呼吸同期の併用も可能である．これにより自由呼吸下で動きに強いダイナミックスタディーを得ることが可能となった(Fig. 1)． GRASP は，Self-navigation の Liver gate[3]という同期法で連続データの 50%を呼気成分として選択し画像を再構成する技術である．Liver gate では，時間分解能が呼吸周期よりも極端に短い設定において，呼気データが収集されない相が出現し画像劣化が起こるため時間分解能の設定には留意が必要である．また，Extra Motion-state Dimension (XD)法と呼ばれる呼吸同期法も近年報告され [4]，まだ研究段階ではあるが自由呼吸下のダイナミックスタディーに用いられている．XD は呼吸 navigator を使用し，各時相のローデータを呼吸の位置



a: 自由呼吸下ダイナミックMRI
上段がLiver gate(+)，下段がLiver gate(−)
Liver gate使用（上段）で不使用時（下段）と比較し
動きのボケが減少している．

b: Liver gate併用すると1D FFT信号を使用し，呼気側の50%を収集する．

c: 呼吸周期5secの場合，時間分解能4.8secでは各相に呼気データ取得が
可能（上段）に対し，時間分解能に優れる1.8secの場合は2相目が吸気時
のタイミングしかデータが取得できない（下段）．

Fig. 1

(state)ごとに分割する．それぞれの state で CS を用いた画像処理が行われ，呼気の呼吸状態 state1 もしくは state2 の実データを使用した画像を選択することが多い(Fig. 2)． Liver gate および XD を使用した呼吸同期法は，時間延長無く，時間分解能に優れた自由呼吸下でのダイナミックスタディーが可能となった．またこれらの呼吸同期法は肝細胞造影相にて高分解能な画像取得が可能となり今後臨床での評価が期待される．

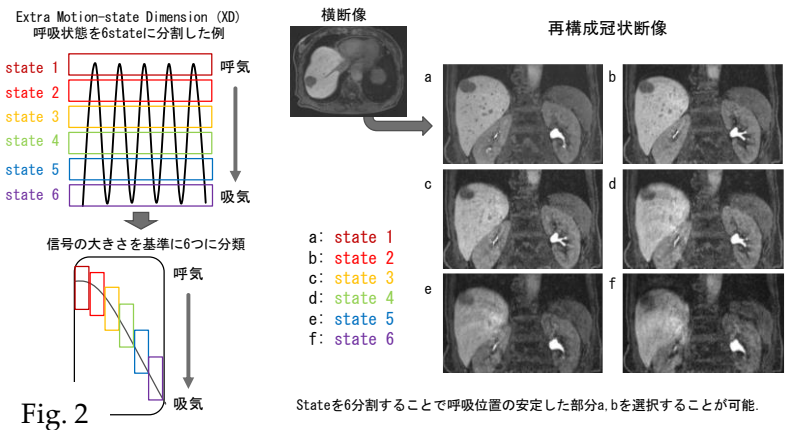


Fig. 2

4. 今後の展望

DL を併用した撮像により，短時間で高分解能な撮像が少しずつ装置に搭載され，上腹部においても臨床応用がされるようになってきている．今回は DL の技術と CS の技術について紹介したが，今後は CS の再構成法に DL の技術が加わり更なる高速化が期待できる．

参考文献

1) Herrmann J, et al. Development and Evaluation of Deep Learning-Accelerated Single-Breath-Hold Abdominal HASTE at 3 T Using Variable Refocusing Flip Angles. Invest Radiol; 2021 Oct 1;56(10):645-652.
2) Winkelmann S, et al, An optimal radial profile order based on the Golden Ratio for time-resolved MRI. IEEE transactions on medical imaging; 26(1):68–76, 2007
3) Yoon JH et al: Clinical Feasibility of Free-Breathing Dynamic T1-Weighted Imaging With Gadoxetic Acid-Enhanced Liver Magnetic Resonance Imaging Using a Combination of Variable Density Sampling and Compressed Sensing. Invest Radiol; 52(10):596-604, 2017
4) Chandarana H, et al. Respiratory Motion-Resolved Compressed Sensing Reconstruction of Free-Breathing Radial Acquisition for Dynamic Liver Magnetic Resonance Imaging. Invest Radiol; 50(11):749-56, 2015
5) Chandra SS, et al. Deep learning in magnetic resonance image reconstruction. J Med Imaging Radiat Oncol; 2021 Aug;65(5):564-577.

第 79 回撮影部会　ワークショップ　テーマＡ　一般分科会

『これ当たり前？！　実は目から鱗のテクニック』Q&A

Is This a Matter of course to Know？Technique to Be Surprised.

座長：りんくう総合医療センター（撮影部会長）中前　光弘
東京慈恵会医科大学附属病院　阿部由希子

1. 概要について

第 79 回撮影部会では，日本放射線技術学会東京支部“一般撮影技術研究班”とコラボレーションして，第 50 回秋季学術大会を『一般撮影』にスポットを当てた企画とした．

一般撮影技術研究班の班長である武蔵村山病院　森　剛先生を講師にお迎えし，「一度見直してみませんか？一般撮影の当たり前」と題して，一般撮影における正面像，側面像の画像判断基準，その根拠等についてわかりやすくご講演をいただいた．

また，ワークショップでは，「これ当たり前？！実は目から鱗のテクニック」をテーマに，自施設における「当たり前？！」は，ベールに包まれ学術発表でもしない限りそのノウハウが世に出ることはありませんでした．そこで各撮影場面で「当たり前？！」に行っているノウハウを一般撮影技術研究班の班員4名の先生方にご講演をいただいた．

1）ルーチンで使用する補助具を使用した撮影	東京慈恵会医科大学附属病院	井坂　杏奈先生
2）車椅子，ストレッチャー等での撮影	日本医科大学千葉北総病院	阿部　雅志先生
3）脱臼，骨折時の撮影	東京医科大学病院	横山　　剛先生
4）ギプス下の撮影	東京女子医科大学病院	森田　康介先生

2. ディスカッション（Q&A）について

ワークショップでは，通常と異なる撮影についての講演が多かったため，「再現性」がディスカッションのポイントのひとつとなった．救急など，ルーチンのポジショニングと異なる撮影をした場合や，追加撮影をした場合の記録をしているか．また，フォローアップで撮影する際に，再現性良く撮影するにはどのような工夫をしているかという質問が挙がった．多くの演者は，ルーチンと異なる撮影をした場合は，RIS 等のコメントの機能を活用して，どのような撮影したかを記載し，次回以降もそれを参考に撮影を行うという工夫をされていた．また，再現性よく安定して撮影するために，積極的に補助具を活用している施設もあった．補助具の使用により，再撮影が減少したということで，再現性だけでなく再撮影の減少にも有用であることが報告された．それに付随して，プレショットの実施の有無についても質問が挙がった．プレショットを行うことの是非について議論となったが，今後撮影部会を中心に学会としての指針を出す必要性が確認できた．

3. 最後に

一般撮影は，診療放射線技師の撮影技術や工夫が診断に大きく寄与するため，それぞれの施設で様々な工夫や取り組みがなされていた．また，会員の関心も高く，現地参加者105名，オンデマンド視聴者652名と全体のセッションの中でも上位の参加者数であった．今後も継続的に『一般撮影』に関連するテーマを取り挙げ，東京支部一般撮影技術研究班とのコラボレーションをしていきたい．

最後に，ご協力いただいた班員の先生方に深謝し，報告を締めくくる．

以上

井坂 杏奈 先生
阿部 雅志 先生
横山 聖 先生
座 長

第 79 回撮影部会　ワークショップ　テーマＢ ： 一般分科会・CT 分科会・MR 分科会

『末梢動脈疾患の治療と画像診断の最前線』

座長：群馬県立県民健康科学大学（撮影部会委員）林　則夫
大阪公立大学医学部附属病院（撮影部会委員）高尾　由範

末梢動脈疾患（peripheral arterial disease: PAD）は，広義では冠動脈以外の末梢動脈の閉塞性疾患と定義されるが，一般には上下肢動脈疾患の呼称が用いられている．PAD の中で頻度が高く臨床的に重要な疾患として下肢閉塞性動脈疾患(lower extremity artery disease: LEAD)がある．第 79 回撮影部会テーマ B（一般・CT・MR 分科会）は，教育講演として「Multi imaging modality を駆使して最善の末梢動脈血管内治療を目指す」のタイトルで国保旭中央病院の早川直樹先生にご講演いただいた．PAD の重症度分類，並びに LEAD における各種画像診断や治療方針について概説された．さらに最近の血管内治療（endovascular therapy: EVT）の話題から希釈造影剤を用いた EVT や CT fusion による3D-roadmap の最前線まで幅広くご講演いただいた．ご講演では IVUS，US，Angio，CT などの modality を組み合わせることで Aorto-iliac～BTK までの全ての領域で治療の質を高めることができること，希釈造影は腎機能障害患者に対する EVT において非常に有用であること，CT fusion 3D-roadmap の作成は特殊なデバイスが不要で，治療のナビゲートとして極めて有効であることを報告され，医師・診療放射線技師・ME・看護師と EVT に携わる多職種の協力により，multi-modality を活かした有効な治療が可能になるとまとめられた．ワークショップではテーマを「末梢動脈疾患の治療と画像診断の最前線」として 4 名の先生にご講演いただいた．はじめに「末梢動脈における超音波検査の役割と最新技術」として刈谷豊田総合病院の藤井健斗先生にご講演いただいた．LEAD における超音波検査の特徴やパルスドプラ法による血流波形から病変を推測する方法や R-P 時間を利用した新たな血流評価法，術前の超音波検査による精密検査やエラストグラフィ，EVT における IVUS 使用の意義などをご講演いただいた．超音波検査はスクリーニングから術前精密検査，EVT 術中支援や術後評価のいずれにおいても有益であることが示されたが，超音波検査の実力を最大限に発揮するには術者の実力が最も重要であるとまとめられた．2 演題目は「末梢動脈疾患における CT 検査の役割と最新技術」として埼玉県済生会川口総合病院の富田博信先生にご講演いただいた．LEAD を対象とした下肢動脈 CTA の撮影方法と画像表示法についての造影 CT 検査技術を中心にご講演いただいた．下肢動脈 CTA の検査技術として，血流速度に合わせて撮影することで確実な検査が可能であること，様々な工夫により被ばく線量や造影剤の使用量を抑えた患者に優しい検査が可能になるとまとめられた．3 演題目は「末梢動脈疾患における MRI 検査の役割と最新技術」として順天堂大学の渋川周平先生にご講演いただいた．LEAD に限らない下肢動脈 MRA の役割や現状とその問題点，さらに最新技術についてご講演いただいた．講演では特に非造影 MRA について焦点を当て解説され，心電同期法として fresh blood imaging(FBI)や Quiescent-interval Single-Shot（QISS）について原理と利点や欠点を詳細に解説された．また最新技術である非造影，かつ非心電同期法である Enhanced Acceleration-selective Arterial Spin Labeling (eAccASL)についても解説された．最後に「末梢動脈疾患における血管造影検査の役割と最新技術」として筑波メディカルセンター病院の石橋智通先生にご講演いただいた．PAD や LEAD についての概説や EVT で使用されるデバイスの進歩，血管造影検査における最新技術について解説された．血管造影検査技術としては，末梢動脈の描出に特化した Dynamic Trace や Landmark DSA，SCORE Chase，Stepping DSA，Cone Beam CT，3D-roadmap，CO_2 angiography などを解説された．

パネルディスカッションでは以下のような討論が行われた:

1. 石灰化を低減させるモードが装置に多く搭載されているが，石灰化を強調した DA モードなどを使うことはあるか？
   (回答:石橋先生)石灰化を見ることは重要なので，空間フィルタなどを用いて表示する工夫を行っている.
2. PAD の検査は画像検査と機能検査に分類されるが，その中で画像検査における各モダリティの意義は何か？
   (回答)超音波は非侵襲的に血流評価がリアルタイムに行うことができる. また繰り返し検査を行うことができるため，スクリーニングから術前，術後の評価まで活躍が期待できる. しかし術者の力量に依存するのが問題点(藤井先生). CT 検査は放射線被ばくを伴うことと造影剤を使用することから，失敗をなくすことが重要. 各施設において失敗しない検査を実施するための取り組みが重要である. また3D 表示方法について医師と相談して有益な画像を作成することが重要である(富田先生). MRI 検査は海外では造影検査がよく行われているが，本邦においては非造影 MRI 検査が重要になってくる. 非造影 MRA は侵襲度が低くて有益であるが，誤診を招くアーチファクトの画像が生じやすいので限界を理解して医師と協調して上手に使用することが重要である(渋川先生). 血管造影では空間分解能が高いが侵襲度が高いことが欠点. また EVT では術者の放射線被ばくについても考慮することが重要である(石橋先生).
3. 冠動脈と下肢動脈を同時に CTA する際に造影剤量は通常と変わらないのか？
   (回答:富田先生)当院では，下肢動脈の撮影時と同じ量で行うことも可能である. 75 ml を 25 秒間注入して実施する. はじめに冠動脈 CTA を撮像し，息止めしたまま下肢動脈 CTA を撮影する. 息止め時間が長くなるため，撮影位置が坐骨あたりになったところで自由呼吸の指示を出す. その際に足は動かさないように指示をしている.
4. 超音波である程度血流速度がわかるか？またそれがわかれば CT のダブルインジェクションの代わりに到達時間を予測できるか？
   (回答:藤井先生)血流速度については，測定することはできるが場所や術者によって変化してしまう. したがって，超音波で計測した血流速度から造影剤の到着時間を予測することは難しいと考える. TVFを用いて今後研究が進めば可能になるかもしれない.
5. 2 点間テストインジェクションを用いて皿に造影剤を減量することができるか？
   (回答:富田先生)下肢動脈を撮影するには長い範囲で血流速度が変化する臓器を確実に撮影するためには，撮影時間などのマージンを考えて過去の臨床検討で 75 ml となった.
6. eAccASL では非同期でどのようにして動静脈が描出されている像を取得するのか？
   (回答:渋川先生)今回の検討では T1w をベースに加速度のある組織の信号消す不可パルスをかけて，そのパルスを使用しないで動静脈の像を取得して，不可パルスを利用して加速度のある血流(動脈)を抑制した静脈像を取得して，この 2 つの像からサブトラクションして動脈像を出すアルゴリズムを使用している.
7. 非造影下肢動脈の画像診断における超音波検査と MRI 検査のすみわけについて
   (回答:藤井先生)石灰化の有無など病変に合わせて超音波からすぐ血管造影検査を行う場合もあれば，CT や MRI 検査を組み合わせて実施している. 術者依存については，院内の症例検討会や OJT などを実施している.
8. 非造影 MRA と CTA のすみわけについて
   (回答:渋川先生)スライドに提示した MRA は良好に血管が描出されているが，CTA も末梢まできれいに描

出されているので，第 1 選択は CTA であり，CTA が検査できない症例では MRA の検査依頼がある．ただし，MRI では狭窄などが疑われた際の偽陽性が多いのが臨床的に問題となっている．

（回答：早川先生）医師の立場からすると狭窄だけではなく，血管の周囲にある石灰化の程度の情報などが重要になるため CT 検査はその点で重要となる．MRI 単独ではなく単純 CT と MRA や超音波検査と MRA といった形で IVR に臨むのはよいと考える．

9. MRI 検査で期待される画像とは

（回答：早川先生）今のところ下肢 MRA では非造影 MRA の印象が強いが，プラークイメージングなどにより正常などがわかれば有益になると考える．心臓の MRI 検査では EF などが解析できるが，下肢 MRI でも血流量などの定量測定ができれば有益と考える．

10. 検査技術が難しい中，全員が合格点を出すための取り組み

（回答）OJT やカンファレスなどを開催するとともに医師からフィードバックを得るようにしている．CT 検査では，エキスパートが検査マニュアルを作成する，ジェネラリストの診療放射線技師は評価シートなどを利用してできる検査と習得中の検査を分けてトレーニングしている．MRI 検査は，下肢 MRI 検査は頻度が低いことから経験を得ることが少ないので検査後にトレーニングを行っている．血管造影検査では，臨床医とコミュニケーションを良好に保つために技術系の学会だけでなく医師の学会などにも積極的に参加して最新技術や医師のニーズをアップデートするようにしている．

11. マルチモダリティイメージングとして今後期待すること

（回答：早川先生）エコーガイドが有益であるが術者間の技術が問題になる．またロボット超音波検査がトピックスなので，今後エコー技術者とロボットエコーのコラボレーションが課題になってくるのではないか．CT 検査としては造影剤量の低減を期待しているので，可能であれば 50 ml 未満が可能になる研究を期待する．MRI検査は定量検査をより進めてほしい．血管造影検査では，各装置によりできることが進化して，できることが増えているが，診療放射線技師には患者だけでなく術者の被ばく管理おけるストッパーの役割をさらに担ってくれることを期待している．

LEAD に関連する画像診断検査や EVT に対するニーズと期待はますます高まることが予想される．そのなか，本ワークショップでは，よりよい検査と治療技術の発展につながる講演とディスカッションが行われたと考える．本講演及びパネルディスカッションに参加された皆様および本資料を手に取った皆様が，今後の末梢動脈の治療と画像診断の更なる発展に寄与される取り組みをされることを強く期待する．

第 12 回ディジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー

受講者からの質問と解説

福島県立医科大学
山品　博子

1. ディジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー

全国津々浦々開催場所を移して実施されてきた本セミナーですが，COVID-19 感染拡大により 2020 年度の開催は止む無く中止とし，2021 年度からは WEB を活用したセミナー運用へと移行いたしました．現地開催よりも長い期間にわたり学ぶことができ，何度も見直し可能となり，参加者数がこれまでの倍以上となりました．「初学者も，ベテランさんも」をテーマに，マンモグラフィの撮影手技から装置の維持・管理について，日本放射線技術学会の各専門部会の講師陣にお話していただいています．2022 年度はオンデマンド動画講座を 2022 年 9 月 1 日（木）～30 日（金）の期間公開し， 2022 年 9 月 23 日には各講義のミニレクチャーと質疑応答を Live 配信しました．事前～セミナー中～事後に参加者さんから非常に多くの質問・コメントをいただきました．そこで，これらの質問と解説をまとめましたので，同じ疑問や悩みがあった方の参考になれば嬉しいです．

表1．セミナー概要と講師ご紹介

セミナーテーマ	担当部会	講師（敬称略）
ポジショニング技術	撮影	西出 裕子
マンモグラフィ画像の保存と管理	画像 医療情報	篠原 範充 坂本 博
マンモグラフィにおける放射線防護	計測 防護	関本 道治 廣藤 喜章
マンモグラフィの品質管理	撮影	斎 政博

2. 撮影技術編

参加者の皆さんの多くが興味を持ち，また大変苦労されているテーマだと思います．体形，大きさ，厚さ，弾力，様々な要素を考慮して毎回試行錯誤の中撮影されていることと思います．他の撮影部位と異なり，誰かに一緒に撮影室に入って見て貰い手技改善を目指すというのも現実的ではないでしょう．ですので，撮影後の画像を技師同士で確認して，改善ポイントを議論することがとても大事です．

撮影技術についてご講演いただいた西出先生への質問が多数寄せられました．一つ一つ丁寧にご回答くださいましたので，日々の撮影に是非活かしてください．

Q：講演資料の中に示されていた“乳房のポジショニング時の術者の手の使い方”の画像について，術者の指先が乳房に食い込み過ぎに見えるのですが，いかがでしょうか？

（西出先生からの回答）

可動性組織を引き出すときには，結構力が必要ですので，しっかり持ちます．この方（提示した画像の女性の乳房）は柔らかい乳房のようですので，食い込んでいるように見えるかもしれませんが，指先は乳房に平行になっていますので，正しくしっかり外側を持っています．

Q：撮影経験のない技師が写真を見て「鷲づかみにするんですか？」と言ったことがあり，指先一点に力を掛けない様に，と指導したことがあります． 術者の手や腕の微妙な使い方をどう初学者に伝えるかは，とても難しいのですが，一つの参考事例としてお知らせしたいと思いました．

（西出先生からの回答）

おっしゃる通りだと思います．初学者には，自分のポジショニングと上手な方のポジショニングの違いがあまり理解されないことがあります．ファントムを着用していただいてでも構いませんので，乳房の持ち方とか背中のサポートの仕方などをまず体験していただいた上で，ポジショニングの指導をされるのが良いと思います．

Q：MLO 方向撮影時の角度を 85 度ほど傾ける技師が施設にいます．わたしは 85 度も傾けてしまうと MLO ではなく ML になってしまうのでは？と思っていますがなかなか議論できずにいます．先生方のご見解をお聞かせください．

（西出先生からの回答）

MLO 撮影のメリットは，外側上部の深部を描出することが出来る点です．画像でその部分が描出されているかを判断することが必要だと思います．もちろん，すべての受診者に対して 85 度ではないと思いますが，角度決定のプロセスについては，施設内で情報共有された方が良いと思います．

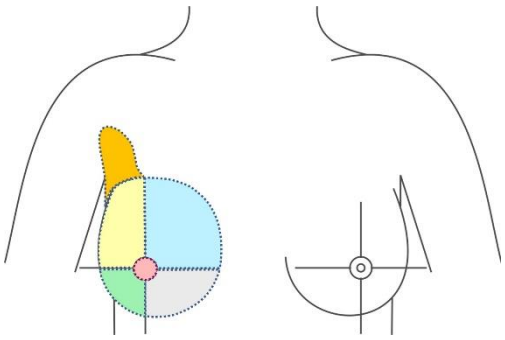


図1．乳がんの区分（山品作図）

Q：適正な検査時間は何分くらいなのでしょうか？

（西出先生からの回答）

答えがありませんが，**無理して早く終わる必要はありません**．ポジショニングの途中で確認すべき事項がいくつかありますので，それを行う十分な時間は必要です．

（講習会での光景ですが，）同じ動作を繰り返したり，元に戻ったりされる方がいます．それでは時間が長くなり，受診者さんに不安を与えてしまうかもしれません．

Q：MLO ポジショニング時に可動組織を寄せて上げた後，隙間を埋める様に体を動かすコツや上手な誘導方法を教えて下さい．

（西出先生からの回答）

まず，MLO の時の手はどこにあるでしょうか？ポジショニングをする手と**反対側の手は肩甲骨，前腕はしっかり背中にあて，一方，ポジショニングする側の前腕はお腹あたりにつく**ような形になり，この両腕が患者さんの体をしっかり支えながら，体を移動するのがコツです．決して押すわけでもなく患者さんに動いていただくわけでもないかなと思います．

MLO も CC 撮影も**高さの合わせ方**が問題です．高さを合わせるには，**十分に手で乳房を上に持ち上げる**ことが大事です．もう一つ重要なことは，CC の場合，**外側もしっかりと前方に引き出し，乳腺を多く描出**するようにしましょう．

Q：CC 撮影で乳房を持ち上げた高さに撮影台を合わせて圧迫を行う際，稀に，患者様の乳頭の位置が一般的な乳頭の高さより低い場合，乳頭が乳腺に入り込んでしまうことがあります．そういった場合の対処法を教えていただきたいです．

（西出先生からの回答）

そういう方もいらっしゃいます．画像評価では**“乳頭が profile に描出されているか”**とあるので，そうならないのでどうしよう，という質問だと思います．しかし，臨床の場では，乳頭が下に入り込んで乳腺と重なってしまったとし

ても乳腺をより多く描出するのか，乳頭が障害陰影にならないように撮影するのか，何を目的とするかで，どう撮影するかを医師も交えて施設内で相談されるのがいいでしょう．

Q：ボトックス注射(豊胸)をした方のマンモグラフィを撮影しました．撮影条件の決め方や出力する際の画像処理について，アドバイスをいただきたいです．

（西出先生からの回答）

画像処理については，豊胸手術しているから，という特別なものはないと思います．まずは，豊胸手術をされている方の撮影基準を施設内で決めておくとよいですね．

【参加者さんからの情報共有】

アクアフィリングは圧迫で変形したという報告があったので，お断りしています．

Q：小乳房やハリのある乳房の CC 撮影時に，圧迫しても抜けてきてしまいます．何か対策などありますか？

（西出先生からの回答）

これもよくありますね．“何を優先するか”だと思います．ただ，CC の場合，ブラインドエリアである内側を入れることが重要ですので，乳房支持台に体がピタッとくっついている必要があります．そうすることで，できるだけ胸壁側まで描出することが大事ですね．

～ポジショニングではここを意識しましょう～

ポジショニングをしていると「この人は仕方がないな…」と思うことがあると思いますが，“客観的に評価”するようにしていただきたいのです．施設内の同僚と画像を一緒に見てポジショニングを振り返る，そういうことも大事です．

もう一つは，“乳房以外を見ていない/見る余裕がない”という方も多くいらっしゃる気がします．初めて受診される方が無理な体勢になっているかもしれませんし，撮影後に顔が真っ青になっていて倒れる寸前という場合もあります．日頃から“この方はマンモグラフィを受けるのは初めてだ”という気持ちで接しましょう．

3. 機器管理編

マンモグラフィ撮影に従事されている技師が行うべき日常管理について，“何となくやっている”という方はいないでしょうか．先輩に教わった通り＝正しいやり方 とは限りません．こういったセミナーの機会に基本を押さえ，日常業務の振返りや見直しをしていただきたいと思います．今回は質問が1つだけでしたが，コロナ禍で皆さんはどのような管理をされていて，それをどのようなプロセスで決定されたのか，私自信質問してみたかったのが正直なところです．手袋の着脱，清掃の仕方，別の機会に是非議論したいですね．

Q：日常点検の画素値の管理幅は，どうやって決定していますか？

（斎先生からの回答）

日常的な管理においては，最初の品質管理試験と同時に日常的な品質管理の基準値と管理幅の設定するための試験を行います．日常的な品質管理の基準値と管理幅の設定する場合，測定器（ファントムなど）の特徴および機器の作動の再現性などを考慮し，適切な回数の繰り返し測定を行います．それを2，3 週間試行してみて，大きな変動がなく安定している場合には，最大値と最小値の間で管理するのが良いでしょう（管理幅の設定方法は施設で決めていただくことを推奨します）．

また，製造業者が指定する日常的な品質管理試験がある場合は，それに従います．

4. 画像処理編

デジタルゆえに何でも，如何様にもできてしまう医用画像ですが，正しい使い方が必要という意識を忘れないようにしなければなりません．臨床現場ではとても良く出くわす事例に関する質問がありました．

Q：同一患者の乳房厚差が大きい場合の処理パラメータ選択の最適化はどの様な指標がありますでしょうか？**（篠原先生からの回答）**

左右に差があったとしても，撮影後に画像処理を加えることは正しくないと思います．それは，薬事違反になる可能性もあるので要注意です．さらに線質を固定してコントロールすることも考えられますが，検出器に適正な線質で撮影されていますので，その点も注意が必要です．医師には，DICOM の付帯情報を参照して，画像だけでなく，その情報も読影の参考にしていただくように情報共有できるとよいですね．今は，「出てきた画像処理のまま」が一番良いでしょう．

5. 線量測定編

線量測定はそれほど高頻度に行わないと思いますので，いざという時困ることがたくさんあると思います．特に，質問を頂いた通り，DRLs2020 に2Dマンモの線量が明記されたことで，困っていらっしゃる方も少なくないのではと思います．DRLs2025 ではいったいどうなるのか，情報のキャッチアップが非常に重要なテーマです．

Q：DRLs2020 で 2D マンモの線量も今回明記されました．臨床でその部分の線量測定，線量評価をするにはどのようにしたらよいでしょうか？

（関本先生＆広藤先生からの回答）

DRLs2020 ではマンモグラフィに対しファントムと表示値の 2 つの指標が出ています．臨床データに基づく 2D の DRL 値は機器の表示値ですが，PMMA 40mm における平均乳腺線量は実測できます．測定値と表示値がずれていないことを確認することで，臨床に基づく DRL 値：1.4mGy（表示値）との評価が可能です．まずは，実測値が DRL 値の 2.4mGy を超えていないか評価を行い，またその値が表示値の平均乳腺線量と相違なければ，臨床に基づく 2D の DRL 値（1.4mGy）を一つの目安としていただければと思います．

6. 医療情報編

得意，苦手，好き，嫌いが分かれる分野かもしれません．しかし，撮影した画像は全て情報として格納されていますので，この機会に一緒に勉強していきましょう．

Q：精中機構の施設評価の項目の一部は，IHE-コネクタソンに精通しており DICOM 規格を理解していれば有利とありますが，これはどういったことなのでしょうか？具体的にはどんなことなのでしょうか？

（坂本先生からの回答）

IHE コネクタソンにおけるデータ連携（医療情報）テストの内容は，精中機構の施設評価で求められている撮影データ連携の詳細項目と同一です．IHE コネクタソンにて適合を受けている医療機器は言わずもがな精中機構の施設認定を得るための基本情報を保持していることになります．医療機器ベンダーに問い合わせる場合も標準化された用語，連携テスト結果の内容（特に DICOM）で確認ができますので不要な時間と労力を費やすことはありません．医療従事者側で難しい用語に関しては，本セミナーや医療情報部会のセミナーに参加して，理解を深めていただければと思います．

第 79 号：訂正とお詫び

初代撮影分科会長として学会活動を牽引されてこられました小川敬壽先生の訃報に際し，第 79 号撮影部会誌に「小川敬壽先生を偲んで」とし，元撮影部会委員　岡本孝英先生に寄稿していただきました．

部会誌での「小川敬壽」先生のお名前が「小川敬寿」と一部間違って表記されていましたので，この場をお借りし，訂正させていただきますと共にお詫び申し上げます．

（公社）日本放射線技術学会　撮影部会
2022 年度事業報告

１．　第 78 回撮影部会（第 78 回総会学術大会）を開催した.

会場:パシフィコ横浜（横浜市）

（1）　テーマ A（一般分科会）

開催日：4 月 15 日（金）15：45～16：35（F203+204 室）

教育講演『頭頸部領域の炎症性疾患　～乳幼児・小児を中心に～』

講師：永寿総合病院　佐藤　宏朗、司会：川崎市立川崎病院　三宅　博之

開催日：4 月 15 日（金）16：40～18：40（F203+204 室）

ワークショップ「頸部領域の炎症疾患における撮影技術 ～乳幼児・小児を中心に～」

司会　りんくう総合医療センター　中前　光弘、　刈谷豊田総合病院　前田　佳彦

①X 線撮影による小児頸部炎症性疾患について　　茨城県立こども病院　本元　強

②小児頸部 CT 検査における安心と安全のための撮影技術　　刈谷豊田総合病院　長谷川　光太郎

③小児患者の MRI：安全性と検査成功に欠かせないもの　　北里大学病院　小見　正太郎

④超音波による小児頭頚部炎症性疾患　　東京医科大学病院　河本　敦夫

（2）　テーマ B（CT 分科会）

開催日：4 月 16 日（土）14：05～14：55（F201+202 室）

教育講演『放射線診断専門医が求める CT 検査の標準化』

講師:国立病院機構水戸医療センター　井田　正博、司会:千葉市立海浜病院　高木　卓

開催日：4 月 16 日（土）15：05～17：05（F201+202 室）

「CT 撮影における標準化改訂に向けて」

司会　国立がん研究センター東病院　野村　恵一、国立がん研究センター中央病院　瓜倉　厚志

①CT 撮影における標準化改訂のポイント　　千葉市立海浜病院　高木　卓

②頭部・頭頚部領域　　勤医協中央病院　舩山　和光

③腹部領域　　岐阜大学医学部附属病院　三好　利治

④循環器領域　　華岡青洲記念病院　山口　隆義

⑤救急領域　　国立病院機構水戸医療センター　田中　善啓

（3）　テーマ C　（MR 分科会）

開催日: 4 月 17 日（日）9：00～9：50（F201+202 室）

教育講演『MRI 技術的標準化に向けた課題と今後の展望』

講師：国立研究開発法人 情報通信研究機構　内田　幸司、司会：群馬県立県民健康科学大学　林　則夫

開催日：4 月 17 日（日）10：00～12：00（F201+202 室）

「MRI 検査の標準化に向けた課題と今後の展望」

司会：新潟大学医歯学総合病院　金沢　勉、　徳島文理大学　山村　憲一郎

①MRI 技術的標準化の取り組み：JMRTS の活動から　　高井病院　土｀井　司

②MRI 技術的標準化の取り組み：JSMRM の活動から　　虎の門病院分院　高橋　順士

③MRI 技術的標準化の取り組み：MR 分科会の活動から　　新潟大学医歯学総合病院　金沢　勉

④MRI 標準化への期待：CT 標準化の経験から　　千葉市立海浜病院　高木　卓

（4）　JSRT-JCS 合同企画シンポジウム

開催日：4 月 16 日（土）　13：10～14：40（501 室）

Infection Control for Radiologic Examination in Cardiovascular Care

− In Dealing with the COVID 19's Experience −

「循環器診療での感染対策　－ 新型コロナウィルス感染症への対応経験を活かす －　」

司会：大阪公立大学医学部附属病院　高尾　由範、　滋賀医科大学　　中川　義久

①移動型 X 線装置での対応と展望　　東海大学医学部付属八王子病院　由地　良太郎

②CT 室における対応　　藤田医科大学病院　井田　義宏

③血管撮影室（カテ室）での対応　　昭和大学藤が丘病院　大澤　三和

④救急はいつも平常運航 ～スタンダードプリコーションと COVID19 時代～　　愛知医科大学　後藤　礼司

２．　第 79 回撮影部会（第 50 回秋季学術大会）を開催した.

（1）　第 79 回撮影部会 A（一般分科会）：東京支部一般撮影技術研究班との共催企画

開催日：10 月 9 日（日）9：00～10：00　第 5 会場（Room111）

教育講演：「一度見直してみませんか？一般撮影の当たり前」

講師：武蔵村山病院　森　　剛、司会　北里大学病院　関　　将志

開催日：10 月 9 日（日）10：00～12：00　第 5 会場（Room111）

シンポジウム「これ当たり前？！　実は目から鱗のテクニック」

司会：りんくう総合医療センター　中前　光弘、東京慈恵会医科大学附属病院　阿部　由希子

①車椅子，ストレッチャー等上での撮影　　日本医科大学千葉北総病院　阿部　雅志

②脱臼，骨折時の撮影　　東京医科大学病院　横山　　剛

③ルーチンで使用する補助具を使用した撮影　　東京慈恵会医科大学附属病院　井坂　杏奈

④ギプス下の撮影　　東京女子医科大学病院　森田　康介

（2）　第 79 回撮影部会 B　（一般・CT・MR 分科会合同）

開催日：10 月 8 日（土）15：00～16：00　第 2 会場（Room101～103）

教育講演「Multi imaging modality を駆使して最善の末梢動脈血管内治療を目指す」

講師：総合病院国保旭中央病院　早川　直樹、司会：千葉市立海浜病院　高木　　卓

シンポジウム「末梢動脈疾患の治療と画像診断の最前線」

開催日：10 月 8 日（土）16：00～18：00　第 2 会場（Room101～103）

司会：大阪公立大学医学部附属病院　高尾　由範、群馬県立県民健康科学大学　林　　則夫

①末梢動脈疾患における超音波検査の役割と最新技術　　刈谷豊田総合病院　藤井　健斗

②末梢動脈疾患における CT 検査の役割と最新技術　　埼玉県済生会川口総合病院　富田　博信

③末梢動脈疾患における MRI 検査の役割と最新技術　　順天堂大学　渋川　周平

④末梢動脈疾患における血管造影検査の役割と最新技術　　筑波メディカルセンター病院　石橋　智通

３．　2022 年度 市民公開シンポジウムの開催（広報・渉外委員会，近畿支部）：

「肺がんを見逃さない － 画像検査に役立つ放射線技術 － 」

開催日: 2022 年 11 月 20 日（日）　14：00 ～ 17：00
会 場：京都テルサ（京都府民総合交流プラザ）東館 2 階　セミナー室
〒601-8047　京都府京都市南区東九条下殿田町 70（新町通九条下ル）
参加者数：32 名（内訳　一般：18、会員：12、学生：2）
オンデマンド配信 2022 年 12 月 15 日（木）正午～2023 年 1 月 15 日（日）
総合司会：山村憲一郎　　徳島文理大学
司会：千葉市立海浜病院　　高木　卓、りんくう総合医療センター　　中前　光弘
第一部：肺がんの画像診断と治療について
千葉大学医学部附属病院　画像診断センター　遠藤　正浩
第二部：診断のための画像検査と手術支援
１）胸部 X 線画像による肺がん検診　　大阪公立大学医学部附属病院　宇都宮あかね
２）肺がん死亡減少をめざして～低線量 CT 肺がん検診の有用性～　　森ノ宮医療大学　山口　　功
３）肺がんの CT 検査技術の進歩と３D 画像　　国立がん研究センター中央病院　瓜倉　厚志
４．　セミナーを開催した.（教育委員会，各地方支部共催）
（1）　乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会の開催
（教育委員会，撮影部会・地方支部・日本乳がん検診精度管理中央機構共催）
①第 90 回 乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会（中部支部）
開催日:2022 年 8 月 20 日 21 日
会場:名古屋医療センター
受講者数:40 名（会員 20 名、非会員 20 名：1 名欠席）
②第 91 回 乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会（近畿支部）
開催日:2022 年 9 月 24 日 25 日
会場:りんくう総合医療センター
受講者数: 48 名（会員 20 名、非会員 28 名）
③第 92 回 乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会（東北支部）
開催日:2022 年 12 月 3 日 4 日
会場:東北大学病院
受講者数: 45 名（会員 27 名、非会員 20 名：2 名欠席）
（2）　ディジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナーの開催（オンラインセミナー）
第 12 回ディジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー
オンデマンド配信:2022 年 9 月 1 日（木）～ 30 日（金）
申込者数：166 名（視聴回数：最大 417 回）
テーマ１．ポジショニング技術 編（撮影部会）　西出裕子 先生
テーマ２．マンモグラフィ画像の保存と管理 編（画像部会）篠原範充 先生
（医療情報部会）坂本博 先生
テーマ３．マンモグラフィにおける放射線防護 編（計測部会・線量測定の手順と計算）　関本道治 先生
（防護部会・画質と線量）　廣藤喜章 先生
テーマ４．マンモグラフィの品質管理 編（撮影部会）斎　政博 先生

LIVE 配信:2022 年 9 月 23 日（祝・金）10：00～12：00
参加者数: 115 名
（3） CT 応用セミナーの開催（中四国支部）
第 7 回 CT 応用セミナーは、新型コロナウィルス感染拡大防止の観点から中止とした.
（4） 実地で学ぶ MRI 安全管理セミナーの開催
第 4 回実地で学ぶ MRI 安全管理セミナー（オンラインセミナー）
開催日:2022 年 12 月 14 日（水）19：00～21：00
申込者数：64 名、参加者数：49 名（会員 46 名、非会員 3 名）
①装置安全稼働のための日常点検と停電・災害による緊急時の対応
GE ヘルスケア・ジャパン株式会社　技術サポート MR　吉原　節雄，松本　眞裕
②体内金属が MRI から受ける物理作用・吸引力・トルク・発熱 東千葉メディカルセンター 坂井　上之
③チームで取り組む MRI 安全管理　　虎の門病院分院　福澤　　圭

5） 部会誌（電子版）の発行
春 4 月と秋 10 月の 2 回，学術大会に合わせて発行した.
内容:部会プログラムに合わせた教育講演，ワークショップのなどの予稿技術資料，前回のワークショップの 報告 Ｑ＆Ａ，ラジオグラフィの広場など最新の撮影技術を掲載し，部会員にとって有益な情報雑誌とした.

6） 撮影部会会員専用のメールマガジンの発信
撮影部会主催のセミナーの募集やイベント開催案内など，最新情報を提供した.
① 2022.04.11　内容：撮影部会テーマ A へのご質問・ご意見の事前受付に関するご案内
② 2022.04.12　内容：第 78 回撮影部会開催案内
③ 2022.04.19　内容：第 78 回撮影部会アンケート依頼
④ 2022.05.10　内容：2023・2024 年度代議員選挙のご案内
⑤ 2022.06.14　内容：2022 年度 乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会
⑥ 2022.07.30　内容：第 12 回ディジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー

7） 研究奨励賞の選考（表彰委員会）
一般分科会，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が審査を行い，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.

8） 梅谷賞の推薦（表彰委員会）
教育，著作，発明および考案に著しい業績を挙げたグループや個人を表彰委員会へ推薦した.

9） 宿題報告ならびにシンポジウムの推薦（学術委員会）
第 80 回総会シンポジウムのテーマおよび座長，第 81 回総会宿題報告者を各分科会から学術委員会へ推

薦した.

10）　部会委員会の開催（３回）
第 1 回:4 月 14 日（木）　パシフィコ横浜（横浜市）
第 2 回:10 月 6 日（木）　国際ファッションセンター（東京都墨田区）
第 3 回:1 月開催予定

11）　第 87 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企画案を作成し，JSRT から日本循環器学会へ提案し，以下の企画が採用された.
また，JSRT 会員から座長ならびにシンポジストの派遣を行なった.
開催日：2023 年 3 月 10 日
会　場：福岡国際会議場・福岡サンパレス・マリンメッセ福岡
テーマ：「画像検査による心機能解析～現状と課題～」
座長：埼玉医科大学国際医療センター　心臓内科　岩永史郎、大阪公立病院医学部附属病院　高尾由範（JSRT 派遣）
１）心エコー図検査による心機能評価　獨協大学埼玉医療センター　木村紀子
２）CT による心機能評価　三重大学医学部附属病院　山崎暁夫（JSRT 派遣）
３）MRI による心機能評価　新潟大学医歯学総合病院　金沢　勉（JSRT 派遣）
４）核医学検査による心機能評価　近畿中央呼吸器センター　井元　晃（JSRT 派遣）
５）循環器診療における心機能評価の役割～血行動態評価との関連性を含めて～　東海大学循環器内科　永井知雄

12）　市民からの質問に回答する.（広報渉外委員会）　会員や一般市民からの問い合わせに対して，回答案を広報渉外委員長へ答申した.

13）　専門技師・技術者制度への参画ならびに安定的な運用をサポートする.
（1）　MR 専門技術者認定制度
（2）　CT 専門技師認定制度
（3）　肺がん CT 検診認定技師認定制度
（4）　日本救急撮影技師認定制度
（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認定制度　（6）　乳房撮影専門技師認定制度

2023 年度事業計画

１）第 80 回撮影部会（第 79 回総会学術大会）を開催する.
会場:パシフィコ横浜（横浜市）
（1） テーマ A（一般分科会）
開催日: 4 月 15 日（土） 14:30～17:30 （F201+F203）
教育講演 『救急治療戦略における情報収集と画像検査』
講師: 藤田医科大学病院 船曳知弘
司会: りんくう総合医療センター 中前光弘
ワークショップ 『技術でつなげ！救急医療 プレホスピタルから撮影・治療まで』
座長: りんくう総合医療センター 西池成章、神奈川県済生会横浜市東部病院 稲垣直之
① 『命をつなぐための観察アルゴリズム』 国士舘大学大学院 張替喜世一
② 『PSLS（Prehospital Stroke Life Support）・PCEC（Prehospital Coma Evaluation & Care）から考える画像検査と撮影技術』 一宮市立市民病院 山田晃弘
③ 『PEMEC（Prehospital Emergency Medical Evaluation and Care）から考える画像検査と撮影技術』
国立病院機構水戸医療センター 田中善啓
④ 『JPTEC（Japan Prehospital Trauma Evaluation and Care）から考える画像検査と撮影技術』
神戸赤十字病院 宮安孝行
（2） テーマ B（CT 分科会）
開催日: 4 月 14 日（金） 9：00～12：00 （F201+F202）
教育講演 『CT に関する基礎知識と最近の CT 装置の特性』
講師: 北海道科学大学 佐藤和宏
司会: 国立がん研究センター中央病院 瓜倉厚志
ワークショップ 『X 線 CT ガイドライン Appendix の改訂と解説』
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 恵一
① 『逐次近似再構成』 藤田医科大学病院 後藤 光範
② 『管電圧設定』 国立がん研究センター中央病院 瓜倉 厚志
③ 『Dual-energy CT』 東北大学病院 茅野 伸吾
④ 『Metal Artifact Reduction』 山形大学医学部附属病院 保吉 和貴
⑤ 『線量管理』 国立がん研究センター東病院 野村 恵一
（3） テーマ C （MR 分科会）
開催日:4 月 16 日（日） 9：00～12：00 （F201+F202）
教育講演 『腹部 MRI における新たな潮流と臨床応用』
講師: 信州大学医学部画像医学教室 藤永康成
司会: 信州大学医学部附属病院 木藤善浩
ワークショップ 『上腹部の呼吸制御について考える』
座長: 徳島文理大学 山村 憲一郎、新潟大学医歯学総合病院 金沢 勉

① 『息止めによる呼吸制御』　兵庫医科大学病院　城本　航
② 『呼吸同期による呼吸制御』　岡山大学病院　松下　利
③ 『シーケンスによる呼吸制御』　虎ノ門病院　福澤　圭
④ 『深層学習を併用した高速撮像による呼吸制御』　信州大学医学部附属病院　木藤善浩

（4） JSRT-JCS 合同企画シンポジウム
開催日:4 月 15 日（土）　10：10～11：40 （501）
「画像検査による心機能解析 -撮影技術・解析技術を中心に-」
座長：大阪公立大学医学部附属病院　高尾由範（JSRT）、滋賀医科大学　中川 義久（JCS）
①　循環器診療における画像による心機能解析の意義（20 分）
京都大学医学部附属病院　加藤 貴雄（JCS）
②　超音波検査での心機能解析 －“再現性が悪い”は言い訳にならない！定量的評価を目指してー（12 分）
藤枝市立総合病院　北川 敬康（JSRT）
③　心プール SPECT による心機能解析 -自動解析技術による高い再現性-（12 分）
榊原記念病院　鈴木 康裕（JSRT）
④　MR 検査での心機能解析　-ここまでできる！-（12 分）
徳島文理大学　山村 憲一郎（JSRT）
⑤　CT 検査での心機能解析　-心臓全部をアイソトロピックに-（12 分）
鈴鹿医療科学大学 永澤 直樹（JSRT）

2） 第 81 回撮影部会（第 51 回秋季学術大会）を開催する.
テーマ A：（一般分科会・学術委員会共催）
シンポジウム「X 線単純撮影における再撮影を考える　～その撮影、本当に必要ですか？～」
座長：金沢大学　松原孝祐、りんくう総合医療センター　中前光弘
①『シンポジウムの概要説明』りんくう総合医療センター　中前光弘
②『現状の分析と対策例（富士フイルムユーザー）』亀田総合病院　小野雄一郎
③『現状の分析と対策例（コニカミノルタユーザー）』山口大学医学部附属病院　　叶屋　苑
④『再撮影の判断基準』（撮影部会推薦）北里大学病院　関　将志
⑤『撮影条件決定のための画像評価』（画像部会推薦）広島国際大学　太田雪乃
⑥『平面検出器による新たな取り組み～プレショットの実際～』（撮影部会推薦）
東京女子医科大学病院　森田康介
⑦『放射線防護の観点から見た再撮影』（防護部会推薦）　福島県立医科大学　広藤喜章
⑧『検像・線量管理から見た再撮影』（医療情報部会推薦）福岡大学病院　上野登喜生
コメンテーター：撮影・画像・防護・医療情報　専門部会委員長および委員の先生方
テーマ B：（一般分科会・CT 分科会・MR 分科会）
教育講演：未定
ワークショップ「モダリティで埋める整形外科領域の溝！下肢関節編(股関節を中心に)（仮）」

3）2023 年度 市民公開シンポジウムの開催（広報・渉外委員会，近畿支部）:科研費申請
「医療画像の向こう側　～ドラマのようになぜ病気がわかるのか？～」
開催予定日:2023 年 10 月 8 日（日） 13 時～17 時（予定）：オンデマンド配信あり
会 場:ハートピア京都（京都市中京区竹屋町通烏丸東入る清水町 375 番地）
総合司会：徳島文理大学　山村憲一郎
司 会：りんくう総合医療センター　中前光弘、川崎市立川崎病院　三宅博之
World 1：実は身近な放射線と診療放射線技師の仕事　-知られざる世界の扉を開く-
講師：福島県立医科大学　山品博子
World 2：どう撮れば病気がわかる？レントゲン撮影の世界
講師：北里大学病院　関　将志
（休憩）
World 3：体が輪切りに!? CT、MRI による 3 次元イメージングの世界
講師： 千葉市立海浜病院　高木　卓
World 4：体の内側から病気を治す！血管内治療（IVR）の世界
講師：大阪公立大学医学部附属病院　高尾由範
フリートーク　ー疑問にお答えしますー　（30 分）

4） セミナーを開催する．（教育委員会，各地方支部共催）
（1） 乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会の開催
（教育委員会，撮影部会・地方支部・日本乳がん検診精度管理中央機構共催）
① 第 93 回 乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会（中部支部）
開催日:2023 年（未定）
会場:名古屋医療センター（名古屋市内）
定員:50 名
② 第 94 回 乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会（中四国支部）
開催日:2023 年（未定）
会場:未定
定員:50 名
③ 第 95 回 乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会（関東支部）
開催日:2023 年（未定）
会場:未定
定員:50 名
（2） ディジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナーの開催（オンラインセミナー）
第 13 回ディジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー
開催日:
オンデマンド配信:2023 年 9 月 1 日～ 9 月 30 日（予定）
LIVE 配信:2023 年 9 月 23 日（祝・土）（予定）
定員:100 名（予定）

（3） CT 応用セミナーの開催（中四国支部）
第 8 回 CT 応用セミナー
開催日:2023 年 9 月 16 日，17 日（土，日） 会場:広島大学病院（広島市）
定員:30 名
（4） 実地で学ぶ MRI 安全管理セミナーの開催（東京支部）
第 5 回実地で学ぶ MRI 安全管理セミナー
開催日:2023 年 11 月（予定）
会場:GE ヘルスケア・ジャパン TiPS （東京都八王子市） 定員:20 名

5） 部会誌（電子版）の発行
春 4 月と秋 10 月の 2 回，学術大会に合わせて発行.
内容:部会プログラムに合わせた教育講演，ワークショップのなどの予稿技術資料，前回のワークショップの 報告 Q&A，ラジオグラフィの広場など最新の撮影技術を掲載し，部会員にとって有益な情報雑誌とする.

6） 撮影部会会員専用のメールマガジンの発信 撮影部会主催のセミナー募集やイベント開催案内など，最新情報を提供する.

7） 研究奨励賞の選考（表彰委員会）
一般分科会，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が審査を行い，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.

8） 梅谷賞の推薦（表彰委員会）
教育，著作，発明および考案に著しい業績を挙げたグループや個人を表彰委員会へ推薦する.
9） 宿題報告ならびにシンポジウムの推薦（学術委員会）
第 81 回総会シンポジウムのテーマおよび座長，第 82 回総会宿題報告者を各分科会から学術委員会へ推薦する

10） 部会委員会の開催（4 回）
第 1 回:4 月 13 日（木） パシフィコ横浜（横浜市）
第 2 回:7 月（未定）web 会議
第 3 回:10 月 26 日（木） 名古屋国際会議場（名古屋市）
第 4 回:1 月（未定）web 会議

11） 第 88 回日本循環器学会学術集会（JCS2024）へのサポート
撮影部会委員を中心に企画案を作成し，JSRT から日本循環器学会へ提案する.また，JSRT 会員から司会ならびにシンポジストの推薦を行う.

12）　市民からの質問に回答する.（広報渉外委員会）　会員や一般市民からの問い合わせに対して，回答案を広報渉外委員長へ答申する.

13）　専門技師・技術者の認定に関する各種組織や団体と情報共有し，円滑な協力体制を維持する.

■　第 81 回撮影部会の予定

日時：2023 年 10 月 27 日（金）～29 日（日）
会場：名古屋国際会議場+ Web（ハイブリッド開催）
テーマ A：（一般分科会・学術委員会共催）
　シンポジウム「X 線単純撮影における再撮影を考える　～その撮影、本当に必要ですか？～」
テーマ B：（一般分科会・CT 分科会・MR 分科会）
　教育講演：未定
　ワークショップ「モダリティで埋める整形外科領域の溝！下肢関節編(股関節を中心に)（仮)」

■　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錺屋町 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：　中前　光弘（りんくう総合医療センター）
委員：　瓜倉　厚志（国立がん研究センター中央病院）
小山　智美（聖路加国際病院）
高尾　由範（大阪公立大学医学部附属病院）
西池　成章（りんくう総合医療センター）
林　則夫　（群馬県立県民健康科学大学）
山品　博子（福島県立医科大学）
三宅　博之（川崎市立川崎病院）
金沢　勉　（新潟大学医歯学総合病院）
関　将志　（北里大学病院）
高木　卓　（千葉市立海浜病院）
野村　恵一（国立がん研究センター東病院）
前田　佳彦（刈谷豊田総合病院）
山村憲一郎（徳島文理大学）

●編集後記●

会員の皆様，パシフィコ横浜における総会学術大会に向けお忙しい日々をお過ごしのことと存じます．テーマ A[一般分科会]ではテーマを救急医療について取り上げました．教育講演では藤田医科大学病院 船曳 知弘　先生に，『救急治療戦略における情報収集と画像検査』と題してご講演していただきます．ワークショップでは「技術でつなげ！救急医療　プレホスピタルから撮影・治療まで」と題して，4 名の先生方にご講演していただきます．テーマ B[CT 分科会]では X 線 CT ガイドラインについて取り上げました．教育講演では北海道科学大学　佐藤　和宏　先生に，『CT に関する基礎知識と最近の CT 装置の特性』と題してご講演いただきます．ワークショップでは「X 線 CT ガイドライン Appendix の改訂と解説」と題して，5 名の先生方にご講演いただきます．テーマ C[MR 分科会]では呼吸同期検査について取り上げました．教育講演では信州大学　藤永　康成　先生に，『腹部 MRI における新たな潮流と臨床応用』と題してご講演いただきます．ワークショップでは「上腹部の呼吸制御について考える」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.31　No.1　通巻80　2023年4月　発行
発行人：中前　光弘
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錺屋町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