

JAPANESE  
SOCIETY  
OF  
RADIOLOGICAL  
TECHNOLOGY

ISSN 2189-3071

*Apr. 2026*

# 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.34 No.1 通巻 86

### 第 86 回撮影部会

期日：2026年4月16日（木）～4月19日（日）

場所：パシフィコ横浜

公益社団法人 日本放射線技術学会 撮影部会

## ■巻頭言

新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員） 金沢 勉 （1）

## ■第86回撮影部会 2026年4月16日（木）～4月19日（日） パシフィコ横浜

### ■テーマA：一般分科会

司会：北里大学病院（撮影部会委員） 関 将志

教育講演 『外傷放射線：命の沙汰も技師次第！？』

講師：聖マリアンナ医科大学 救急医学 松本 純一 （2）

ワークショップ 『救急診療に貢献する撮影技術—診療の質と患者予後を変える技師の技術と判断力—』

座長：国立病院機構盛岡医療センター（撮影部会委員） 高橋 大樹 （3）

大阪公立大学医学部附属病院（撮影部会委員） 高尾 由範

(1) 「ストレッチャー上に適したX線撮影用補助具の活用術」

三菱神戸病院 健康診断センター 高井 夏樹 （5）

(2) 「救急×超音波～画像検査へつなげるツール～」

医療法人豊田会 刈谷豊田総合病院 和田 悠平 （9）

(3) 「fMRにおける画像支援技術と直接介助による支援技術」

イムスグループ 横浜新都市脳神経外科病院 画像診療部 齋藤 誠 （13）

(4) 「救急診療に貢献するCT担当技師の技術」

奥州市総合水沢病院 高橋 伸光 （14）

### ■テーマB：CT分科会

司会：千葉市立海浜病院（撮影部会長） 高木 卓

教育講演 『CT造影理論の成り立ちとその歴史』

講師：大阪医科薬科大学 関西BNCT共同医療センター 吉川 秀司 （18）

ワークショップ 『造影CT検査の基礎と造影技術の新構築』

座長：岐阜大学医学部附属病院（撮影部会委員） 三好 利治 （22）

茨城県立医療大学大学院（撮影部会委員） 瓜倉 厚志

(1) 「頭部造影CT検査技術の新構築」

佐賀県医療センター好生館 三井 宏太 （23）

(2) 「心臓造影CT検査技術の新構築」

順天堂大学医学部附属順天堂医院 佐藤 英幸 （27）

(3) 「大動脈造影CT検査技術の新構築」

佐賀大学医学部附属病院 田北 諭 （30）

(4) 「腹部造影CT検査技術の新構築」

手稲溪仁会病院 板谷 春佑 （35）

(5) 「四肢血管造影CT検査技術の新構築」

鳥取県立中央病院 上山 忠政 （38）

### ■テーマC：MR分科会

司会：新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員） 金沢 勉

教育講演 『脂肪抑制法の基礎』

講師：富士フイルム株式会社 京谷 勉輔 （42）

ワークショップ 『脂肪信号をコントロールする技術～基礎から考えよう～』

座長：徳島文理大学（撮影部会委員） 山村 憲一郎 （46）

熊本大学病院（撮影部会委員） 森田 康祐

(1) 「頭頸部領域MRIにおける脂肪抑制法の最適解は？」

新大阪画像の森診断クリニック 吉崎 正哉 （47）

(2) 「乳房MRIにおける脂肪抑制法の使い方」

広島平和クリニック 長谷川 俊輔 （52）

(3) 「脂肪信号をコントロールする技術～腹部を中心に～」

奈良県立医科大学附属病院 山谷 裕哉 （55）

(4) 「肝臓領域における脂肪抑制法の基礎的技術」

熊本中央病院 豊成 信幸 （58）

(5) 「脂肪信号をコントロールする技術～膝関節を中心に～」

守口グローバル整形外科 宮原 正幸 （60）

### ■第85回撮影部会Q&A

テーマA：一般分科会 『骨密度領域におけるAI、Deep Learningを活用した撮影技術』

高浜豊田病院（撮影部会委員） 前田 佳彦 （62）

テーマB：CT・MR分科会 『心臓領域のMRI・CTの撮像技術の進歩』

千葉市立海浜病院（撮影部会長） 高木 卓 （63）

## ■2025年度撮影部会セミナー報告

(1) 第2回単純X線撮影における品質管理セミナー

北里大学病院（撮影部会委員） 関 将志 （65）

(2) 第10回CT応用セミナー

千葉市立海浜病院（撮影部会長） 高木 卓 （67）

(3) 第7回実地で学ぶMRI安全管理セミナー

新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員） 金沢 勉 （69）

(4) 第15回デジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー

三河乳がんクリニック（撮影部会委員） 渡辺 恵美 （71）

## ■事業報告・事業計画

千葉市立海浜病院（撮影部会長） 高木 卓 （78）

## ■編集後記

## 『再編の時代に、撮影部会は何を守り、何を変えるのか』

新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員）

金沢 勉

公益社団法人日本放射線技術学会において、撮影部会は長年にわたり画像診断領域の根幹を支える学術的・実践的活動を担ってまいりました。X線検査（一般撮影、X線TV検査、乳房撮影、血管撮影、DXA）、超音波、CT、MRIさらにはAIを活用した画像最適化技術に至るまで幅広い分野を対象とし、その歩みは本学会の発展の歴史そのものと重なります。そのような中、日本放射線技術学会は今、大きな転換点を迎えています。将来構想委員会答申「2035年の医療における放射線技術学と社会を見据えて」は、学会の構造改革と持続可能なイノベーション創出を提言しました。現在進められている「専門部会再編」の議論はその具体化の一環です。再編の方向性として示されているのは「モダリティ別からの脱却」「マルチモーダル・横断的・学際的体制への転換」「研究と教育の役割分担の明確化」「AI・データサイエンス分野の位置づけ」が挙げられ、撮影部会としても自らの歴史を振り返りつつ、未来像を描く責任を担っていると考え議論を行っています。

撮影部会は、これまでもモダリティの枠にとらわれない横断的な活動を行ってきました。部会再編議論の中心にある横断的な活動は、私たちの強みを発揮する機会だと思います。また再編案と並行して研究部門と教育部門の役割整理が進められ、教育体制の再構築に向けた検討も始まり、教育委員会の下に「教育推進班（専門コミュニティ）」という新たな枠組みができあがりました。撮影部会はこれまで、研究と教育を一体的に担ってきており、専門部会セミナー、ハンズオンセミナー、標準化への取り組み、学会でのワークショップは、研究成果を臨床へ還元する重要な機能でした。今後、役割分担が進む中で、「撮影部会は何を担うのか」をより明確にする必要があります。専門分野の研究活動を深化させるとともに、教育のハブとして横断的な連携も担う必要があるかと思えます。

これまで、撮影部会は各モダリティの撮影技術を基盤としながら、技術革新に対応し標準化に取り組み、撮影理論の体系化を推進してきました。その歩みは常に臨床現場と共にあり、「より良い撮影技術を求めて」をキーワードに、「より良い画像をより安全に」という実践知識を積み重ねてきた歴史でもあります。しかし現在、画像は単なる“撮るもの”から“創るもの”へと変わりつつあります。AI再構成、データ統合解析など、撮影は医療データ創出の起点となっており、もはや一つのモダリティに閉じた議論では、本質に迫ることはできない時代かと思えます。部会再編議論が示す「横断性」は、撮影部会がこれまで培ってきた視点を発展させる契機であり本来の強みを発揮する機会であると考えます。

将来構想答申は、「ここでしか得られない価値」を創出することが学会の本質であると示しました。撮影部会にとっての「ここでしか得られない価値」とは何でしょうか。それは臨床に根差した科学的議論の場であり、安全と質を両立させる技術思想の共有であり、モダリティを越えて共有される撮影哲学の深化ではないでしょうか。部会再編は目的ではなく単に手段です。撮影部会の使命は、「最適な画像を社会に届けるための学術基盤」を創り続けることにあります。歴史を尊重しながら、組織の形は柔軟に変える。臨床志向を大切にしながら、データサイエンスやAIとも融合する。制度を整えながら、会員の想いを尊重する。本号が、撮影部会の過去を振り返るとともに、未来を共に構想する契機となることを願っております。

\*参考文献:奥田保男 委員長(将来構想特別委員会). 2035年の医療における放射線技術学と社会を見据えて～持続可能なイノベーション創出のための構造改革～

教育講演

テーマ A (一般分科会) :

『外傷放射線：命の沙汰も技師次第！？』

聖マリアンナ医科大学 救急医学

松本 純一

---

『救急診療に貢献する撮影技術  
- 診療の質と患者予後を変える技師の技術と判断力 -』

Imaging Techniques Contributing to Emergency Care

- Technicians Skills and Judgment That Transform Clinical Quality and Patient Outcomes -

座長：国立病院機構盛岡医療センター（撮影部会委員）高橋 大樹

大阪公立大学医学部附属病院（撮影部会委員）高尾 由範

救急診療は、限られた時間と情報の中で最適な診断と治療方針を導き出すことが求められる医療領域である。患者の状態は刻々と変化し、初期対応のわずかな遅れや判断の相違が、その後の診療経過や患者予後に大きな影響を及ぼすことも少なくない。その中で画像診断は、救急診療における意思決定の根幹を担う重要な要素であり、検査の質と迅速性は診療全体の質を左右する。こうした背景のもと、診療放射線技師に求められる役割は、単なる撮影実施者にとどまらず、診療プロセス全体を理解し、適切な判断力と高度な技術力をもって医療に主体的に関与する存在へと変化してきている。

本ワークショップでは、救急診療において中心的役割を果たす X 線撮影、超音波、IVR、CT といった各モダリティを取り上げ、診療放射線技師の工夫や判断がどのように診療へ貢献し得るかについて、多角的な視点から議論を展開していただく。

高井氏による「ストレッチャー上に適した X 線撮影用補助具の活用術」では、救急現場特有の制約条件の中で、いかに安全かつ効率的に画像を取得するかという実践的な工夫を紹介していただく。救急患者の多くは疼痛や循環動態の不安定さを抱えており、体位変換や移動そのものがリスクとなる場合も少なくない。撮影用補助具を適切に選択・活用することは、患者負担の軽減、再撮影の回避、被ばく低減、検査時間短縮といった多面的な効果をもたらす。救急診療の現場では診療の質と患者安全を支える重要な要素であり、技師の観察力と判断力が反映される技術である。

和田氏の「救急×超音波～画像検査へつなげるツール～」では、超音波検査が初期診療における意思決定を支援するツールとして果たす役割を紹介していただく。超音波は非侵襲的かつ即時性に優れ、ベッドサイドで繰り返し評価できる特性を有する検査である。技師が検査を通じて病態を把握し、その結果を踏まえて次に必要な画像検査や評価項目を提示することは、診断プロセスの円滑化と迅速化に直結する。

齋藤氏による「IVR における画像支援技術と直接介助による支援技術」では、IVR 現場における診療放射線技師の役割拡大を具体的に紹介していただく。IVR は高度な専門性とチーム医療を要する分野であり、画像最適化による治療支援に加え、直接介助を含めた技師の関与は、治療の安全性と迅速性を高める重要な要素となっている。装置特性や画像条件を熟知した技師が治療プロセスに主体的に関与することで、術者の負担軽減や被ばく管理の最適化にも寄与する。

高橋氏による「救急診療に貢献する CT 担当技師の技術」では、救急 CT における技師の判断が診断精度と治療方針に直結することを紹介していただく。撮影プロトコールの選択、造影タイミングの調整、画像再構成方法の工夫は、いずれも技師の判断に委ねられる部分が多い。救急 CT は“撮れば終わり”の検査ではなく、患者背景や臨床疑問を理解したうえで能動的に関与することが求められる検査であり、技師の判断が診療の流れを大きく左右する代表的な領域である。

本ワークショップを通じて共通して示していただきたいのは、「診療放射線技師の技術と判断は、診療の質を規

定し、ひいては患者予後を左右する」という事実である。今後の撮影部会には、撮影技術の標準化と高度化を進めると同時に、技師が判断力を養い、臨床に主体的に関与するための教育や議論の場を継続的に提供する役割が求められる。救急診療における撮影技術は、もはや受動的な作業ではなく、診療を支える能動的な医療行為の一部である。本ワークショップで共有された知見と議論が、救急医療の質向上と診療放射線技師の専門性の深化につながり、最終的には患者のより良い転帰に結びつくことを期待したい。

テーマ A：救急診療に貢献する撮影技術 - 診療の質と患者予後を変える技師の技術と判断力 -  
『ストレッチャー上に適した X 線撮影用補助具の活用術』

Techniques for using X-ray aids suitable for stretchers

三菱神戸病院 健康診断センター

高井 夏樹

1. はじめに

救急時にストレッチャーで搬送されてきた患者をストレッチャー上で臥位にて X 線撮影を行う際、通常の撮影法では撮影を行うことが出来ない。さらに体位変換ができない場合や痛みで撮影部位を動かすことができないことがある。そういった状況下で撮影を行うには運動学的な解剖を理解し、基本の X 線撮影法を柔軟に変化させ応用する必要がある。

しかし、応用した撮影法を適切に試みる際、補助する物がない状態では、患者と撮影者に大きな負担を掛けるだけでなく、受傷部の二次損傷の発生、撮影時の保持のため撮影者が被ばく、撮影精度が低い画像描出など様々な問題が発生する。

以上の問題を解決するには、ストレッチャー上の X 線撮影に適した専用の補助具が必要である。

2. ストレッチャー上での胸腹部 X 線撮影

外傷患者でストレッチャー上にて X 線撮影を行う場合は 2 次損傷を避けるため、どの部位においても臥位の状態で撮影を行うのが基本である。

しかし、呼吸器系、循環器系の疾患で胸水や心胸比、部分的気胸、腹部の Free Air (図 1) を胸部・腹部 X 線撮影で描写させるためストレッチャーを 15～30 度の半坐位(セミファーラー位)や可能な限り 90° に近い坐位になるようギヤッチアップが求められる頻度が高い。

また心肺蘇生ガイドラインでは、脳ヘルニアを起こしている、もしくは起こしそうな時に脳からの静脈還流を促進させて少しでも脳ヘルニアを起こさせないようにする場合は、ルーカス(自動心臓マッサージ)を使用しながらギヤッチアップ CPR(cardiopulmonary resuscitation:心肺蘇生法)を行うことで、脳への血流を増やすことで蘇生に成功しやすいとされている。



図 1 胸部正面坐位 X 線撮影での Free Air の描出像

他にも、心不全、重度の呼吸器疾患で息苦しい状態では、心臓に下肢側から戻ってくる血流を下げることを目的としてギヤッチアップさせるケースがある。その際に 90° (起坐位)にした時はバイパップ (BiPAP) (人工呼吸器)を使用する。

ストレッチャーで上半身をギヤッチアップさせる手順は、患者の身体を頭側ギリギリまで移動させてリクライニングの可動部に股関節をセットし、膝下にクッションを入れて膝を高くして骨盤部がズレないようにしてからギヤッチアップを行う。ギヤッチアップさせる際、マットに滑り止めが張られていないストレッチャーではマットが下方へ滑り、さら

にマット上の患者自身の滑り落ちが発生し、坐位が維持できず正しく撮影が行えない。

マットに滑り止めがないストレッチャーにおいても、安定して胸腹部の坐位 X 線撮影を行うには図 2・3 で示すストレッチャーに適した補助具が必要である。



図 2 ストレッチャー上での胸腹部正面坐位 X 線撮影用補助具



図 3 ストレッチャー上での上半身のギャッチアップ

### 3. ストレッチャー上での手関節 X 線撮影

ストレッチャー上での X 線撮影で最も難しい撮影部位は上肢である。手関節においては前腕の回内・回外の正しい扱いに注意が必要であり、さらに強い痛みを伴う患者では通常時のようにポジショニングに協力してもらうことができない。さらに、ストレッチャー上は狭くポジショニングが不安定であり、そのうえで手関節のバリエーション撮影にも対応した正確な X 線撮影を行うことは極めて困難であり、患者と撮影者に大きな負担を強いることとなる。手関節においてもストレッチャー上で正確な撮影を行うには、その状況に適した補助具が必須となる。(図 4・5)



図 4 ストレッチャー上での手関節正面 X 線撮影



図 5 ストレッチャー上での手関節側面 X 線撮影

#### 4. ストレッチャー上での肘関節 X 線撮影

骨折部位を X 線撮影する場合は、どの部位においても受傷(骨折)部側を受像面に密着させて撮影を行うことがセオリーとされている。

その法則に準じた場合、肘関節正面 X 線撮影で肘関節の伸展ができない患者では、受像面に前腕側と上腕側のどちらを密着させた方が適切であるのか判断が非常に難しい。

救急患者で肘関節が伸展出来ない状態での肘関節正面 X 線撮影を行う際、疑うべき病態として、橈骨頭骨折、橈骨頸部骨折、橈骨骨幹部骨折、橈骨および尺骨の脱臼、肘頭骨折、尺骨骨幹部骨折、鉤状突起骨折、上腕骨通頸骨折、上腕骨顆上骨折、上腕骨顆間骨折、上腕骨外顆骨折、上腕骨内顆骨折などがある。前腕を受像面に密着させて前腕を正面視しないと描出されない骨折ばかりである。ここにあげる上腕骨側の骨折も上腕骨が正面視される状態よりも上腕骨の長軸方向に X 線照射した方が骨折線を明瞭に描出することができる。(図 6)

これは、上腕骨遠位端は肘頭窩・鉤突窩・小頭窩の 3 つの窪みがあるため薄い構造となっており、強い外力が加わると上腕骨遠位端で骨折が発生しやすい。厚さが薄い部分での骨折は肋骨の接線撮影と同様に接線撮影する事でより骨折が分かりやすい描写となる。

しかし、X 線撮影のセオリーである受傷(骨折)部側を受像面に密着させるという常識が、肘関節においては上記に示したように適さないという考えがまだ新しく、多くの撮影者および医師においてもまだ理解に及んでいないのが現状である。

但し、10 歳以下の患者で上腕骨側の骨折に対しては、Baumann 角の計測が必要となるため、上腕骨と受像面を平行にポジショニングした上腕重視の追加撮影が必要であることを追記する。

ストレッチャー上での肘関節 X 線撮影に適した補助具の設計図を図 7 に示し、ストレッチャー上でその補助具を使用し、前腕を重視した肘関節正面 X 線撮影と肘関節側面 X 線撮影を行っている状態を図 8 で示す。

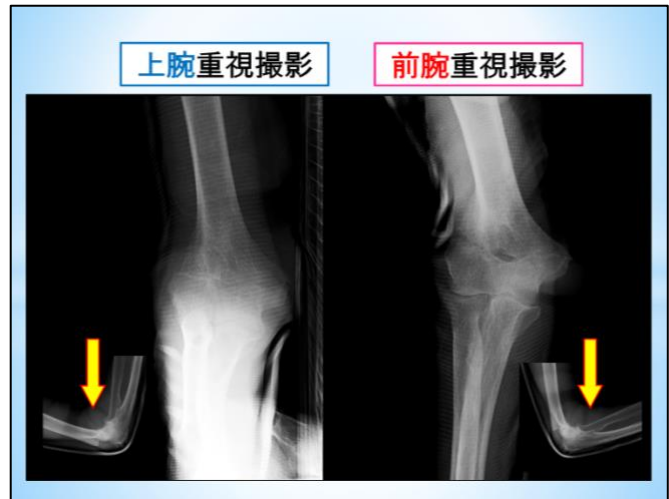


図 6 肘関節正面の上腕重視撮影と前腕重視撮影の上腕骨顆上骨折の描出の違い

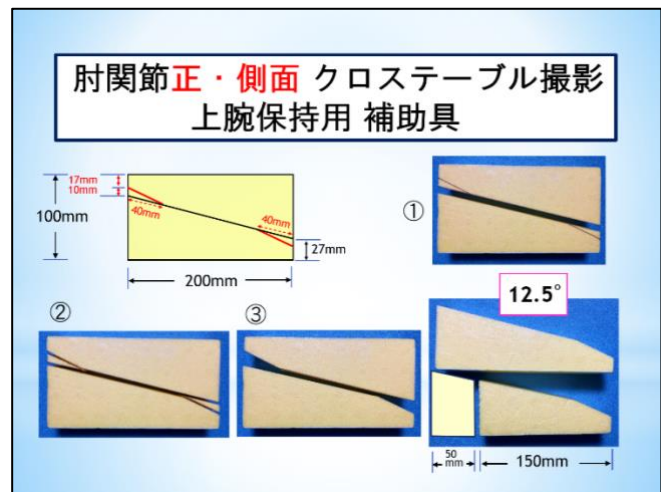


図 7 ストレッチャー上での肘関節 X 線撮影に適した補助具

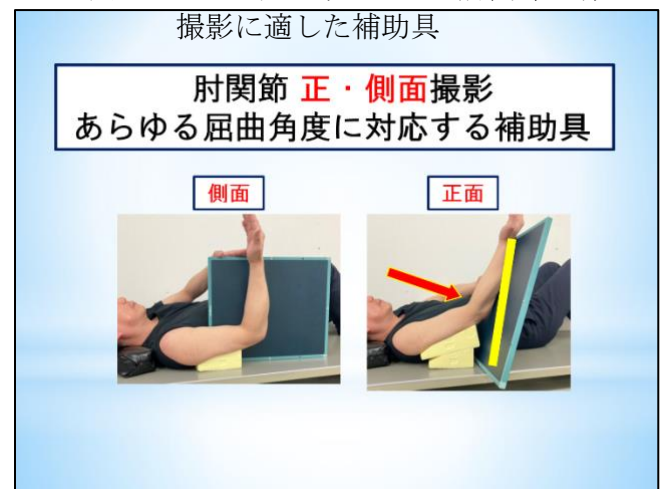


図 8 ストレッチャー上での肘関節 X 線撮影に適した補助具の使用法

## 5. おわりに

救急時のストレッチャー上での X 線撮影は、各施設がその場その場を凌ぐような手法で対応を行っている状況である。今後は、患者と撮影者の負担を軽減し、撮影の精度向上と安全性と迅速性を高めるためにも、事前に救急撮影時の状態を想定し、その状況にあった専用の補助具を備えておく必要があると考える。

さらに肘関節が伸展できない患者の肘関節正面 X 線撮影においては、上腕骨顆上骨折の場合でも前腕重視でポジショニングすべきであることを撮影オーダーする医師と撮影する診療放射線技師の双方が理解し、今後適切な診断価値の高い撮影が行われることを期待する。

テーマ A：救急診療に貢献する撮影技術 - 診療の質と患者予後を変える技師の技術と判断力 -  
『救急×超音波～画像検査へつなげるツール～』

ER×US ～Tool for Imaging～

刈谷豊田総合病院

和田 悠平

1. はじめに

超音波装置は近年急速に高性能化が進んでおり、検査室で使用される据え置き型だけでなく、病棟や外来に設置される小型で可搬性の高い装置でも高画質な描出が可能となっている(Fig.1)<sup>1)</sup>。その結果、評価可能な領域は心臓や腹部にとどまらず<sup>2)</sup>、軟部組織や肺、骨へと拡大している<sup>3)</sup>。また、患者の重症度に関わらずベッドサイドで繰り返しリアルタイムに評価ができる点から、超音波はアセスメントツールとしての有用性が高い。医師や看護師による主観的・間接的なフィジカルアセスメントに超音波の視覚的・解剖学的な情報を付加することで、アセスメントの質向上に寄与できる<sup>4)</sup>。放射線画像検査においても、救急検査の優先順位決定や撮影プランの選択に超音波の所見が活用可能である点では、超音波は画像診断を支えるアセスメントツールになり得る。本稿では、画像検査を含む診療のスピードや質に影響するツールとしての【救急×超音波】を紹介する。



Fig.1 据え置き型とポケット型

2. アセスメント＝絞り込みと除外(rule in と rule out)

臨床医は得られた情報から鑑別疾患を挙げ、それらを肯定/否定するために追加検査によって情報収集する。確率が十分に高まれば診断(絞り込み)に至り、低くなれば除外される。この一連の思考過程を臨床推論(診断推論)と呼ぶ(Fig.2)<sup>5)</sup>。我々が超音波検査室で CT 画像や MRI 画像を評価する際も、俯瞰的な所見の確認に加えて

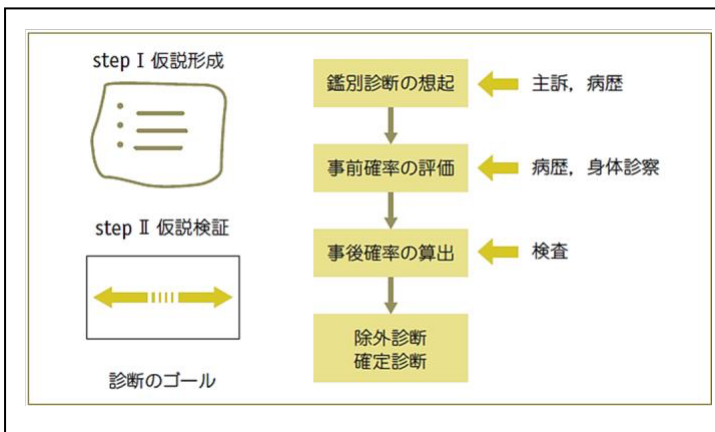


Fig.2 臨床推論について(文献 5 より引用)

て検査目的から想起される疾患の所見を確認する点では、診療と同様に推論過程の一部を踏んでいるといえる。救急診療ではしばしば遭遇する common な疾患の中に潜む生死に関わる critical な疾患を短時間でアセスメントする必要があり、推論に使用できる時間が短くスピード感が求められる中で、ベッドサイドで速やかに情報提供できる超音波は非常に親和性が高い。一方で、技師が施行することで精査としての検査の側面も兼ねることから、使用目的によって提供情報の幅が広がることも超音波の特徴である<sup>6)</sup>。

る<sup>6)</sup>。

腰背部痛の症例では common な疾患として尿路結石が挙がり、腎盂拡張の評価によるアセスメントが一般的だが、critical な疾患である大動脈解離の除外が重要となる(Fig.3). 確定診断や治療方針の決定には CT が必要となるものの、初療段階で超音波評価を行うことで、直ちにモニタリング下で造影ルートを確認すべきか、除痛の上で採尿と単純 CT の指示をするか、診療フローや検査優先順位を早期に決定できる<sup>7)</sup>. すなわち、適切に速やかな画像診断へ繋げるためのアセスメントツールとして機能する. 実際にはバイタルサインや問診、医師の経験(第六感)なども影響するが、それらのフィジカルアセスメントへ情報付加することで診療方針の決定へ大きく寄与する.

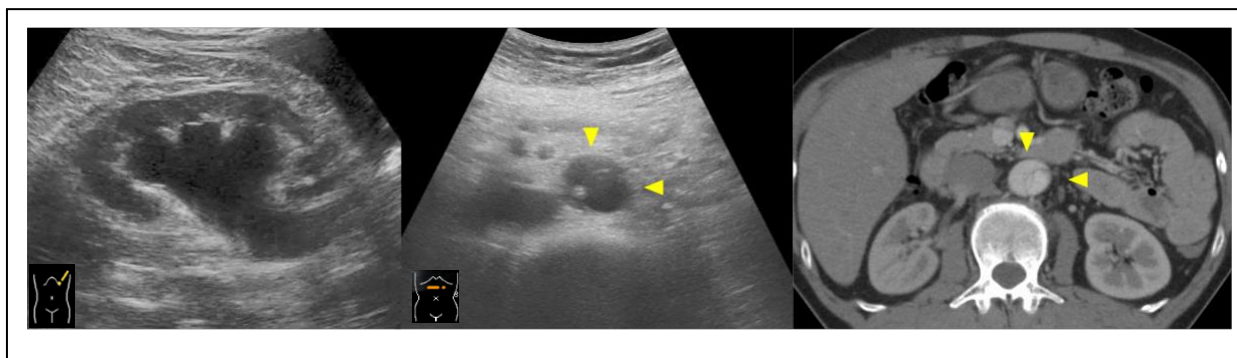


Fig.3 水腎症と大動脈解離(矢頭:intimal flap)

血管領域では、脳卒中疑いの搬送症例に対して診察と同時に頸動脈超音波評価を行うことで、短時間で大動脈解離と脳血管疾患を鑑別し、迅速な絞り込みに活用している(Fig.4). 当院では救急隊接触時の情報あるいは病着後の評価で一定の条件を満たす場合に”Code stroke”が発令され、速やかに CT 室へ搬入できるよう手配し、70 分以内の血管撮影室搬入(Door to Puncture time)を目安として診療が進められる. その中で、病着直後の診察と並行して超音波評価を行うことで、頸動脈の大動脈解離進展による脳卒中の絞り込み/除外を行う<sup>8)</sup>.

また、単純 CT では評価が困難なこともある上腸間膜動脈解離も、上腸間膜動脈が描出できれば評価可能であり<sup>9)</sup>、カラードプラの併用にて一層感度が高まる<sup>10)</sup>. ”単純 CT で所見が乏しいために造影 CT”ではなく、”早期に疑いを持った造影 CT”と、より迅速な絞り込み/除外につながる(Fig.5).

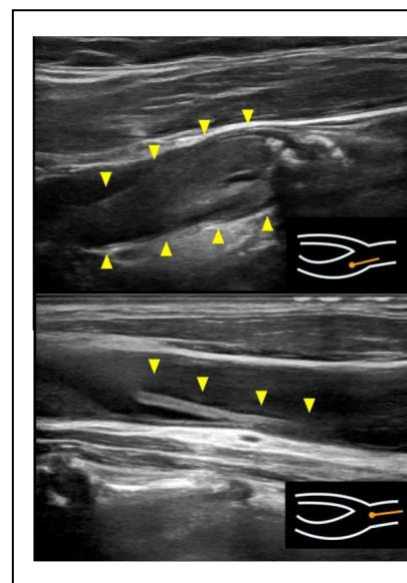


Fig.4 内頸動脈閉塞(上)と総頸動脈解離(下)

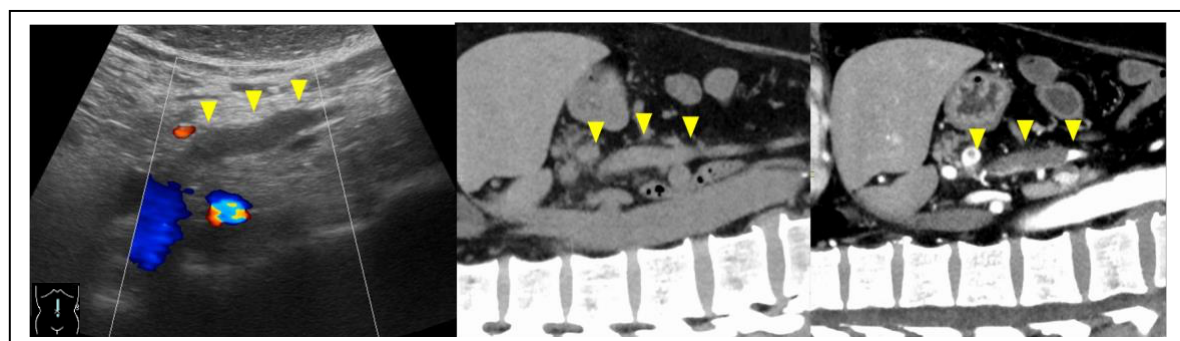


Fig.5 上腸間膜動脈解離

### 3. 空気も貴重な情報源

超音波にとって障害物となる空気を含む肺は、従来評価不可能とされてきたが、2000年頃より有用性が報告されはじめ<sup>1)</sup>、COVID-19の流行によって急速に普及した。特に救急領域においては気胸の鑑別に有用<sup>2)</sup>であり、臓側胸膜の動きを観察する Lung sliding(Fig.6)や、含気良好な肺で認めるアーチファクト(多重反射)である A-line が所見となる<sup>3)</sup>。急性呼吸不全においては確立された評価方法も存在する<sup>4)</sup>。

急性腹症においても腹腔内遊離ガスを捉えることが可能な場合があり、身体所見と組み合わせることで消化管穿孔の事前確率を大幅に高めることができる<sup>5)</sup>。

また、本来は空気を含み描出されない消化管内腔が明瞭に観察される場合には、拡張や液体貯留を捉えることで腸閉塞の鑑別にもつながる。救急超音波において“空気を味方につける”ことは重要なアセスメントツールのひとつであり、精査としての画像検査へつながる。

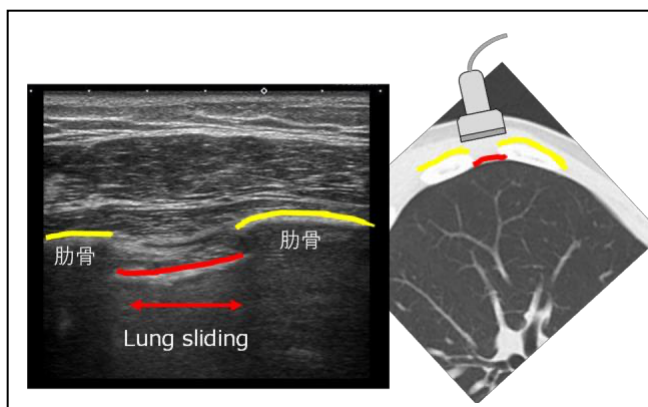


Fig.6 肺エコー

### 4. まとめ

今回解説した疾患は一部に過ぎず、超音波は領域を問わず使用できる有用なツールである。一方、手技の属人性が存在し、“評価に値する画像を描出する技術”と“描出した画像を正しく評価する能力”の二軸を習得する必要がある。救急診療との親和性は極めて高いものの、特に救急初療の主たる担い手である初期研修医は手技に不慣れであることが多く、故に超音波のポテンシャルを十分に活かしていない可能性がある。そこには画像検査のプロフェッショナルである我々が介入することで、患者への貢献度を高められる可能性が高い<sup>6)</sup>。

日頃より超音波検査に従事する方々においては「救急初療室にソノグラファーが駐在する利点」を理解し、医師や看護師に対する技術支援・診療支援の価値を再認識するきっかけとしていただきたい。

日頃関与していない方々や施設においては、ぜひ超音波を導入・活用いただきたい、あるいは採血や心電図と同様に日常的に実施される「超音波の可能性」を学ぶきっかけとし、放射線画像検査へつなげるためのアセスメントツールとしていただけると幸いです。

### 参考文献

- 1) Moore C, Copel J: Point-of-care ultrasonography. N Engl J Med. 2011, 364(8):749-757.
- 2) 亀田徹, 谷口信行: 急性期診療における point-of-care ultrasonography. 日救急医学会誌. 2015;26:91-104.
- 3) Snelling, Peter J, et al. Ultrasonography or radiography for suspected pediatric distal forearm fractures. New England Journal of Medicine, 2023, 388. 22: 2049-2057.
- 4) 亀田徹, 他. 救急外来における携帯型装置を用いた腹部超音波検査の有用性. J Med Ultrasonics, 2007, 34. 5: 521-531.
- 5) 野口善令, 診断推論 奥義伝授, 4章 推論を磨く, 日本医事新報社, 2019
- 6) 畠二郎. 腹部領域の POCUS: 急性腹症における 5WIH. J Med Ultrasonics, 2019, 46. 1: 25-33.
- 7) 日本超音波医学会. 超音波による大動脈病変の標準的評価法. J Med Ultrasonics, 2020.

- 8) 永野恵子. 脳卒中診療における超音波検査の実際. 神経治療学, 2020, 37. 3: 304-308.
- 9) Huang, et al. Early detection of superior mesenteric artery dissection by ultrasound: two case reports. J Med Ultrasonics, 2019, 27. 1: 47-49.
- 10) Bao, Shougang, et al. Diagnostic value of color Doppler sonography for spontaneous isolated superior mesenteric artery dissection. Experimental and Therapeutic Medicine, 2019, 17. 5: 3489-3494.
- 11) Lichtenstein Daniel, et al. The "lung point": an ultrasound sign specific to pneumothorax. Intensive care medicine, 2000, 26. 10: 1434-1440.
- 12) 亀田徹, 他: 外傷性気胸の超音波診断, -FAST から EFAST へ-. 日救急医学会誌. 2012, 23:131-141.
- 13) Volpicelli G, et al. International evidence-based recommendations for point-of-care lung ultrasound. Intensive Care Med. 2012, 38: 577-91.
- 14) Lichtenstein Daniel, et al. Relevance of lung ultrasound in the diagnosis of acute respiratory failure: the BLUE protocol. Chest. 2008, 134. 1;117-125.
- 15) Hoffmann B, et al. Focus on abnormal air: diagnostic ultrasonography for the acute abdomen. European Journal of Emergency Medicine. 2012, 19. 5:284-291.
- 16) 和田悠平, 他. ソノグラファーである診療放射線技師による救急診療支援の取り組み. 日本救急医学会中部地方会誌, 2023, 19:15-18

## 『IVR における画像支援技術と直接介助による支援技術』

Image-assisted and direct-assisted interventional radiology

イムスグループ 横浜新都市脳神経外科病院 画像診療部

齋藤 誠

### 1. はじめに

頭部における血管撮影室での救急 IVR において、治療までの時間と手技の正確性が患者予後を大きく左右する。これらを支える上で、診療放射線技師(以下技師)による画像支援および直接介助の役割は極めて重要である。本発表では、当院における救急 IVR への取り組みについて報告する。

### 2. くも膜下出血に対する取り組み

くも膜下出血に対する緊急コイル塞栓術では、動脈瘤のネックラインやブレブを正確に描出できるワーキングアングルの構築が重要である。特に緊急症例では抗血小板薬の事前投与が行われていないことが多く、コイルの親血管逸脱を防ぐためにも、予定症例以上に確実な角度設定が求められる。当院では、事前に実施される緊急 CT アンギオのデータを血管撮影室のワークステーションへ転送し、C アーム角度の事前シミュレーションならび頭部の角度を付けた固定を技師の判断で行い、医師に情報の共有を行っている。また、血管撮影室に患者が入室した後、術前に骨だけの 3D 撮影を行い、CT アンギオとのレジストレーションによって、実際の術野でワーキングアングルが成立するかを事前に技師が確認している。これにより、より確実な緊急 IVR が可能となっている。さらに原因不明なくも膜下出血症例の際には、特殊な回転 3D 撮影を行う事で、今まで確認が困難であった穿通枝解離などの原因を可視化する工夫を行っている。

### 3. 脳梗塞に対する取り組み

急性期脳梗塞に対する緊急血栓回収術では、血栓の位置と範囲を正確に把握することが重要である。当院では責任血管の同定に難渋する際、撮影開始を遅らせた回転 3D 撮影を行い、側副血行路を介した血流を描出することで、責任血管ならび血栓遠位側の血管構造を可視化している。また、血栓回収術では不穏による患者体動の抑制が重要である。当院では頭部固定具やホームセンターで購入の水道管パイプを自作した筒状固定具を使用し、簡便かつ確実な固定を行い、より安全な手技を心掛けている。さらに、直接介助として技師がデバイス準備やセカンドの医師が現場到着までのサポートを担当することで、治療開始までの時間短縮と医師の負担軽減を実現している。夜中の緊急症例においても同様に、当直の技師が直接介助として、さらにもう1名の技師がタスクシェアとして看護師のサポートや操作室でのコントロールなど、合理的な体制で対応する工夫を行っている。

### 4. おわりに

当院の血管撮影室で実施される救急 IVR において、技師が画像支援および直接介助の両面から治療に関与することが不可欠である。診療の質と患者予後を変える技師の技術と判断力は重要であり、ワーキングアングルの構築、撮影技術の工夫、直接介助や画像所見を医師に伝える STAT などのタスクシフトを通じて、今後も安全かつ迅速な救急医療に貢献していきたい。さらに、技師が積極的かつ主体的に判断し行動するためには、医師との信頼関係が不可欠である。日常診療の中で技師の意見や提案、工夫が共有され、医師から任せてもらえる関係性が構築されることで、より積極的な関与が可能となり、救急 IVR 全体の質向上につながると思う。

テーマ A：救急診療に貢献する撮影技術 - 診療の質と患者予後を変える技師の技術と判断力 -  
『救急診療に貢献する CT 担当技師の技術』

The skills of CT radiologic technologists contributing to emergency care

奥州市総合水沢病院

高橋 伸光

1. 緒言

救急医療における CT 検査は、病態の迅速な把握から治療方針の決定に至るまで、診療プロセス全体を支える中心的モダリティである。出血、虚血、梗塞、穿孔など時間依存性の高い病態では、CT は最も信頼性の高い画像診断手段として位置づけられ、その診断精度と即時性が患者予後に直結する。

救急 CT の価値を最大化する鍵は「時間」であるが、これは単なる撮像速度にとどまらず、適切なプロトコル選択、画像再構成、読影、治療判断に至るまで複数の時間軸が連続して最適化されることで達成される。診療放射線技師は単に撮像を実施するだけでなく、病態に応じた最適なプロトコルの選択、時間分解能を活かした撮像設計、治療判断に資する画像構築と提示までを包括的にデザインすることが求められる。

本稿では、救急 CT における診療放射線技師の役割を画像構築技術の観点から整理し、特に骨盤骨折、椎体骨折、急性腹症の腹腔内 free air などの検出に必要な知識について、エビデンスを踏まえて論じる。

2. 骨盤骨折評価における新しい MPR 基準線の提案

骨盤骨折は、外傷に伴って発生することが多く、受傷直後から生命予後に重大な影響を及ぼし得る重篤な病態である。骨盤は豊富な血管網と広い潜在的出血スペースを有するため、骨折に伴う出血量はしばしば大量となり、迅速な循環動態の破綻を招く。特に後方要素を含む不安定型骨折では、動脈性出血や静脈叢からの持続的出血が生じやすく、早期死亡の主要因となる<sup>1)</sup>。また、骨盤内には泌尿生殖器や腸管など重要臓器が存在するため、骨折に伴う尿道損傷、膀胱損傷、腸管損傷などの発生も臨床経過を悪化させる要因となる<sup>2)</sup>。以上のように骨盤骨折は解剖学的特性、出血リスク、合併損傷の多さ、凝固障害の発生など複数の要因が重なり、急性期死亡率が高い病態である。そのため、早期診断と適切な治療戦略の選択が患者の予後改善に直結する。

骨盤骨折の診断において CT は最も感度の高いモダリティとされるが、微細な不全骨折や非転位骨折については必ずしも十分ではない。Cabarrus<sup>3)</sup>らは骨盤および近位大腿骨の不全骨折に対して MRI と CT を比較し、CT

の検出率は 69%にとどまり、約 3 割の骨折が見落とされていたと報告している<sup>3)</sup>。CT での見逃し症例は複数報告されており、読影エラーや多発外傷に伴う注意の分散が要因とされる。

著者は、骨盤骨折の

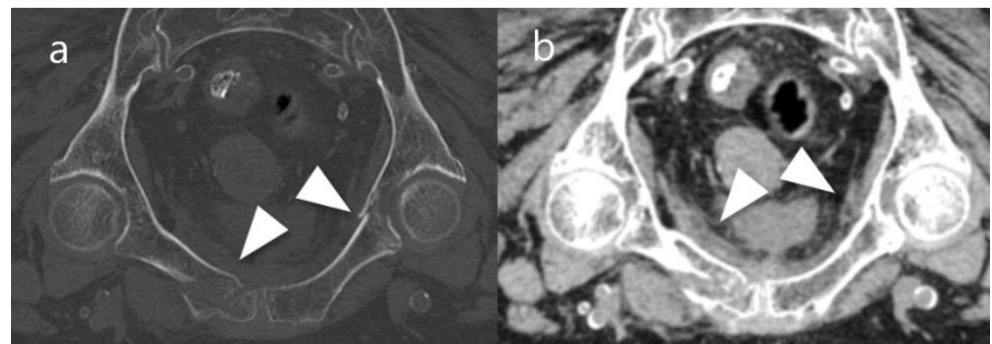


Fig.1 第 2 仙椎高位と恥骨結合上縁を結ぶ線を基準線とした MPR 像  
a.骨条件で寛骨臼骨折、恥骨骨折が明瞭に観察できる、b.腹部条件で骨折に伴う周囲血腫が把握できる

診断感度をあげるために、従来の体軸にあわせた MPR に加え、第 2 仙椎高位と恥骨結合上縁を結ぶ線を基準線とする MPR の構築を推奨している。この基準線で構築した画像は恥骨、坐骨、仙骨を軸位方向で観察できること、骨盤輪や寛骨臼のアライメント評価が容易である、骨折に伴う骨盤内出血や血腫の視認性がよいなどの利点がある (Fig.1)。臨床での初期評価では従来 MPR の感度が 79.3%であったのに対し、新法は 94.4%と高い診断能を示した。骨盤骨折の見逃し防止に寄与する技術として救急現場での有用性が高い。

### 3. 腹部用関数での急性期椎体骨折の検出

椎体骨折も救急医療において見逃しが許されない重要な病態の一つである。椎体骨折は高エネルギー外傷のみならず、骨粗鬆症を背景とした低エネルギー外傷でも高頻度に発生しうるため、受傷機転にかかわらず常に念頭に置くべきである。また、骨粗鬆症性椎体骨折では、一度の骨折がさらなる椎体骨折のリスクを増大させ、脊柱アライメントの破綻、慢性疼痛、呼吸機能低下、ADL の著明な制限を通じて、患者の QOL と予後を悪化させることが知られている<sup>4)</sup>。骨粗鬆症治療ガイドラインでは、椎体骨折数を重症度分類に組み込み、薬剤選択の根拠として位置づけている<sup>4)</sup>。椎体骨折の存在と数は骨粗鬆症治療の重症度評価および薬剤選択に直接的な影響を及ぼすため、画像診断における新鮮骨折の同定は臨床的に極めて重要なプロセスである。

近年では Dual Energy CT (DECT) による VNCa (Virtual Non Calcium) 画像が、骨内出血の描出に優れ、新鮮骨折の検出に有効であることが明らかになり、CT が果たすべき役割が大きくなっている<sup>5)</sup>。DECT の普及が進む中、従来の Single Energy CT (SECT) での新鮮骨折の検出についても複数の検討が行われている。Feng らは、骨粗鬆症性椎体骨折における新鮮骨折と陳旧性骨折の鑑別に対する CT の有用性を検討し、椎体 CT 値および隣接椎体との差分が鑑別指標として有効であることを報告している<sup>6)</sup>。研究では、椎体の平均 CT 値に加えて、病変椎体と隣接正常椎体との CT 値差を算出し、ROC 解析により最適カットオフ値を提示した。その結果、椎体 CT 値 103.40 HU および CT 値差 39.81 HU が新鮮骨折を示唆する最適閾値であるとされ、これらの指標は MRI が施行困難な症例における迅速診断に有用であると結論づけられた。Feng らの報告から臨床応用を考察する。椎体 CT 値および隣接椎体との差分を視覚的に評価する際には、椎体海綿骨の濃度帯を中心とした比較的狭いウィンドウ設定が有用である。

具体的には、ウィンドウ値 100～150 HU、ウィンドウ幅 300～500 HU 程度とすることで、1 階調あたりの差が抑えられ、約 40 HU の CT 値差を識別可能となる。一方、骨ウィンドウのような広いウィンドウでは、微妙な濃度差が階調に埋もれ、視認性が低下する可能性がある。著者の施設でも 2020 年から先行して同様の検討を行い、腹部標準関数で 3mm の矢状断を構築し、ウィンドウ幅 300 HU、ウィンドウ値 120 HU 程度で表示することで SECT



Fig.2 転倒による急性期椎体骨折の例

a.骨条件で第 8 胸椎、第 11 胸椎に椎体骨折が疑われる、b.腹部用再構成関数 3mm 矢状断で WL 120, WW:300 表示。第 11 胸椎に血腫形成と考える高吸収を認める、c.VNCa でも同様の解析結果を得た。

単独で 42 例中 32 例の新鮮椎体骨折を診断できた。骨内の高吸収域を強調し、新鮮骨折の診断のヒントとするこの手法は装置性能に依存せず、技師の工夫で診断能を底上げできる点で、救急現場における実践的価値が高い(Fig.2)。

#### 4. 急性腹症における画像評価の体系化と再構成技術の役割

急性腹症の画像診断では、限られた時間の中で異常所見を確実に捉えるため、診療放射線技師が体系的な評価手順と適切な再構成技術を併用することが不可欠である。著者は、急性腹症に特徴的な所見を Dirty fat / Air / Thickness / Effusion (DATE) の 4 項目に整理し、撮像直後の迅速なスクリーニングに活用している。Dirty fat は腸間膜脂肪織の濃度上昇を示し、炎症波及や腸間膜うっ血の早期所見として重要である。急性胆嚢炎、絞扼性腸閉塞など多くの疾患で認められ、Fat ウィンドウ(WW 350-400)での観察が有効である。Air は管腔外ガスの存在を示し、消化管穿孔、門脈気腫など重篤疾患の診断に直結する。Thickness は消化管壁や筋膜の肥厚を示し、炎症・虚血など多様な病態を反映する。Effusion は腹腔内液体貯留の評価であり、CT 値の測定が病態鑑別に有用である。漿液性腹水(0-15 HU)、急性期出血(30-45 HU)、血腫(45-70 HU)といった CT 値の違いは腹腔内出血の早期認識に不可欠である<sup>7)</sup>。DATE に基づく体系的評価は、異常所見を迅速に抽出し治療を要する病態を早期に共有するための実践的フレームワークであるが、その有効性を最大化するには、適切な再構成条件の設定が不可欠である。特に free air、脂肪濃度上昇、壁肥厚、血性腹水などの微細な所見は、薄いスライス厚とオーバーラップ再構成によって明瞭に描出される、Ghekiere らは、5 mm 厚アキシャル像のみでは穿孔部位の同定率が 5-20%にとどまる一方、thin-slice と MPR を併用することで 43-53%へ向上することを報告しており、薄層再構成と多断面再構成の併用が急性腹症診断の基本戦略であることを示している<sup>8)</sup>。また、冠状断・矢状断の routine 化は、虫垂炎の虫垂同定、絞扼性腸閉塞の closed loop や whirl sign の把握、free air の腹腔前方・肝表面での検出など、軸位断のみでは得られない情報を提供する。Kim らは、thin-slice と MPR の併用が消化管穿孔の診断能を有意に向上させると報告しており、MPR の付加は救急 CT における標準的手法と位置づけられる<sup>9)</sup>。さらに、multi-window 観察(Routine / Fat / Air)は、急性腹症の見落とし防止に極めて有効である。Fat ウィンドウでは Dirty fat を、Air ウィンドウでは free air や腸管気腫を強調できる。Matsumoto らは、腹部用関数で再構成した画像を Air ウィンドウで観察する方法が、ノイズを抑えつつ微量ガスを確実に捉える最適解であると報告している<sup>10)</sup>。再構成関数については、腹部用関数が基本であり、肺野用などシャープ関数はノイズ増加により微細な濃度差の識別を妨げる可能性がある。

#### 参考文献

- 1) Gaski GE, et al. Pelvic ring injuries: radiographic evaluation, classification, and management. J Am Acad Orthop Surg. 2014;22(10):558-567.
- 2) Tosounidis TH, et al. Pelvic fractures: epidemiology and predictors of associated injuries. Injury. 2015;46(1):62-67.
- 3) Cabarrus MC, Ambekar A, Lu Y, Link TM. MRI and CT of insufficiency fractures of the pelvis and the proximal femur. AJR Am J Roentgenol. 2008;191(4):995-1001.
- 4) Genant HK, et al. Vertebral fracture assessment and osteoporosis management. Osteoporos Int. 2012;23(2):423-441.
- 5) Müller D, et al. Dual-energy CT for detection of bone marrow edema in vertebral compression fractures. Radiology.

2014;271(2):389–398.

6) Feng Y, et al. Differentiation of acute and chronic osteoporotic vertebral fractures using CT attenuation and CT value differences. *Eur Radiol.* 2020;30:1–9.

7) Stapakis JC, Thickman D. Diagnosis of pneumoperitoneum: abdominal CT vs upright chest radiography. *AJR Am J Roentgenol.* 1992;158(1):107–110.

8) Ghekiere O, et al. Multidetector CT for detection and localization of gastrointestinal perforation. *Radiographics.* 2014;34(2):451–465.

9) Kim SH, et al. CT findings of gastrointestinal perforation: the role of thin-slice and multiplanar reconstruction. *Clin Imaging.* 2013;37(4):728–733.

10) Matsumoto S, et al. Optimal CT window settings for detection of pneumoperitoneum: evaluation of soft-tissue vs lung window. *Emerg Radiol.* 2015;22(4):357–363.

## 『CT 造影理論の成り立ちとその歴史』

Illuminating the invisible: A historical journey through CT contrast theory

大阪医科薬科大学 関西 BNCT 共同医療センター

吉川 秀司

### 1. はじめに

CTは、1972年イギリスのGodfrey Hounsfieldらに開発された。X線を用いた断層画像の取得が可能となり、従来の単純X線撮影を超える画期的な画像診断技術が誕生した。日本で最初のCT装置は1975年8月に東京女子医科大学脳神経センターに設置されたEMIスキャナー(MK-1)である。その後およそ50年、現在の医療現場において必要不可欠な画像診断機器となっている。日本国内では年間約3,200万件のCT検査が実施されており、そのうち造影CTは約30%(900万件程度)と推察される。

造影CTによって、臓器や血管、腫瘍性病変の描出能が上がり、診断精度の向上に大きく寄与している。造影理論は造影剤を体内に投与することで組織や血管のコントラストを強調し、病変の検出や臓器の機能評価を可能にする理論体系であり、薬理動態、物理的・生理学的を含む複合的な学問領域へと発展してきた。本講演ではCT造影理論の成り立ち、さらに歴史的変遷について概説する。

### 2. CT造影理論の必要性

CTはX線の線減弱係数の差を画像化するモダリティであり、各画素はCT値(Hounsfield Unit:HU)として定量化される。CT値は水を0HU、空気を-1000HUとした相対値であり、組織密度および原子番号に依存する。しかし、生体内の多くの軟部組織は線減弱係数が近似しており、単純CTではコントラスト分解能に限界がある。この問題を解決する手段として、X線吸収能の高い物質を体内に投与し、意図的にCT値差を拡大させる造影CTが用いられるようになった。

造影剤の主成分はヨードであり、その高い原子番号( $Z=53$ )により、診断用X線エネルギー領域において顕著な光電効果を示す。特にヨードのK吸収端(33.2 keV)付近ではX線吸収が急激に増大し、結果としてCT値が上昇する<sup>1)</sup>。この特性により、血管内や臓器実質内に分布したヨード造影剤は、周囲組織との明瞭なCT値差を生み出す。造影効果はヨード濃度にほぼ比例するため、造影剤濃度、注入量、注入速度が画像コントラストを左右する重要因子となる。造影CTにおける管電圧設定は、造影効果と被ばく線量の双方に影響を及ぼす。低管電圧撮影では、平均X線エネルギーがヨードのK吸収端に近づくため、同一ヨード量でもCT値上昇が得られやすい。一方で画像ノイズは増加するため、逐次近似再構成法などとの併用が不可欠である<sup>2)</sup>。

造影CTにおける画像コントラストは、単に造影剤の存在だけでなく、その体内動態に強く依存する。静脈内投与されたヨード造影剤は、心拍出量、臓器血流量などの生理学的因子により分布が規定されるため、撮影タイミングは極めて重要であり、動脈相、門脈相、平衡相といった時間相概念が確立された。これらの理論は、肝細胞癌や膵癌などの鑑別診断において不可欠な要素となっている。

### 3. CT造影理論の歴史的発展

#### 3.1 黎明期:蓄積から平衡へ(1970年代～1980年代前半)

第一世代CTは頭部専用装置であり、当初は単純撮影が中心であった。その後、全身用CTの登場とともに、

血管や腫瘍の描出を目的として造影剤の併用が試みられた。

当初使用されていた高浸透圧イオン性造影剤は、副作用発現率が高く、安全性に課題があったが、診断価値の高さから造影CTは急速に普及した。1980年代に非イオン性低浸透圧造影剤が登場すると、副作用発現率は大幅に低下し、造影CTの安全性は飛躍的に向上した<sup>3)</sup>。しかしCT装置は1スキャンの撮影に数分を要したため、現在のような「動脈相」を捉えるという概念は存在しなかった。初期の造影理論は、組織への造影剤の「蓄積 (Accumulation)」に主眼が置かれていた。造影剤を点滴でゆっくりと投与し、体中の組織に行き渡った「平衡相 (Equilibrium phase)」で撮影を行っていた。

### 3.2 ヘリカルCTからマルチスライスCTへ造影理論の誕生(1980年代後半～1990年代)

1990年代に登場したヘリカルCTは、造影理論を「静止画の理論」から「動画(ダイナミック)の理論」へと完全に変貌させた。CTの走査速度が「秒単位」に短縮されると、造影理論に革命が起きた。ボラス注入 (Bolus Injection)、すなわち「造影剤を短時間で一気に流し込む」手法の登場である。「早く打てば、血管内濃度は高くなる」という単純な原理である。しかし、当時はまだ手打ち(手動注入)も多く、注入速度を厳密に制御することは困難であった。

この時期、「時間濃度曲線 (Time-Density Curve: TDC)」の研究が始まり、造影剤が右心を通り、肺を経て大動脈に到達するまでの「タイムラグ」が生理学的に解析され始めた。CT造影理論が国際学会で初めて発表されたのは、1994年11月RSNA「Assessment of Appropriate Contrast Protocol for Helical CT」八町 淳(長野赤十字病院)だと思われる。その後1995年に論文となった<sup>4)</sup>。

1990年代後半にはマルチスライスCTが登場し、同時に複数の断面を撮影できるようになった。これにより短時間で広範囲の撮影が可能となり、造影剤の動態観察や三次元画像の再構成が容易になった。マルチスライスCTの進化は、造影CTの理論と臨床応用をさらに発展させる原動力となり、CTAやパフュージョンCTといった新たな応用が確立された。

### 3.3 マルチスライスCTとCT造影理論(2000年代～)

2000年代、64列などのマルチスライスCTが登場すると、撮影速度は爆発的に向上し、数秒で全身を撮影できるようになった。しかしここで、「早すぎて、いつ撮ればいいのか分からない」という新たな課題が生まれた。従来の「注入開始から〇〇秒後」という固定遅延法では、心機能の個人差に対応できなかった。そこで、大動脈内にROI(関心領域)を設定し、CT値が一定値を超えた瞬間に撮影を開始するBolus Tracking法 (Real-timeモニタリング)が標準化され、造影剤のダイナミックな分布をリアルタイムで観察できるようになった。ダイナミックCTでは、造影剤の流入(wash-in)と流出(wash-out)を時間軸で評価し、腫瘍や炎症の血流特性を詳細に解析する理論として従来の「一律〇〇mL」ではなく、体重あたり(〇〇mgI/kg)の投与設計が標準化された。

## 4. TDCから考える造影剤の循環動態

CT造影理論を理解する上で、TDCは中核をなす概念である。TDCとは、造影剤投与後の時間経過に伴うCT値変化を曲線として表しており、造影剤の体内動態と画像コントラスト形成過程を定量的に把握するための指標である。日本では、八町による一連の研究・総説が、TDCを基盤としたCT造影理論の体系化に大きく貢献した。八町は、造影CTにおける画像コントラストは「造影剤が存在するか否か」ではなく、「時間的にどの濃度で存在して

いるか」によって規定されることを強調し、TDCの理解なしに適切な撮影タイミング設定は不可能であると論じた。すなわち、造影CTとは時間情報を内包した検査であり、TDCはその時間軸を可視化した理論モデルである。しかし、生体では注入パラメータの変化を正確にとらえることが難しいため、可能な限り生体に近似させた循環ファントムを用いてTDCにおける各種の注入パラメータによる変化を測定した<sup>5)</sup>。図1

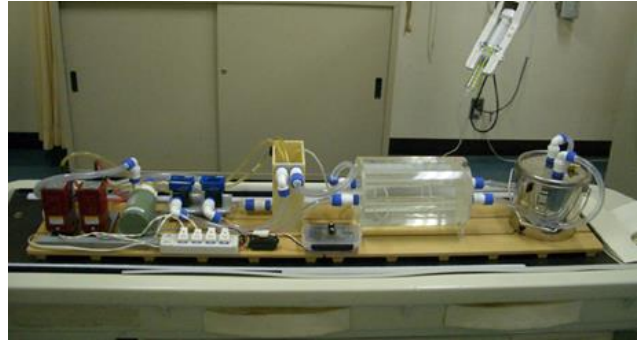


図1 根本杏林堂製

Kyongtae Ty Bae(米国ピッツバーグ大学)はヨード造影剤の全身への分布を調べるためコンピュータ上に臓器血管モデルを構築し、シミュレーションで造影剤を循環させ体内分布を算出する方法を提案した。任意の造影プロトコルや患者の体格を設定することで、条件ごとの各臓器のTDCを算出することができ、造影プロトコルの検証を行うことができる<sup>6)</sup>。図2

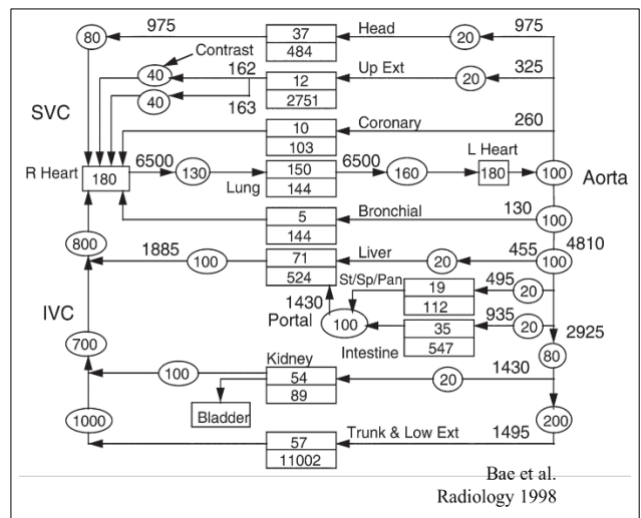


図2

その後、檜垣 徹(広島大学)はBaeの循環モデルをもとに拡散モデルを組み込み、日本人の体格のデータと整合性が取れるように調整を行ったシミュレーションソフトウェアpCOP(patient-specific contrast- enhancement optimizer)を開発した。患者指標と造影プロトコルを入力することで、任意の患者・造影プロトコル・臓器のTDCが得られ、さらに精度が向上した<sup>7)</sup>。平均的な体格(BMI 22)で大動脈のTECを示す。図3

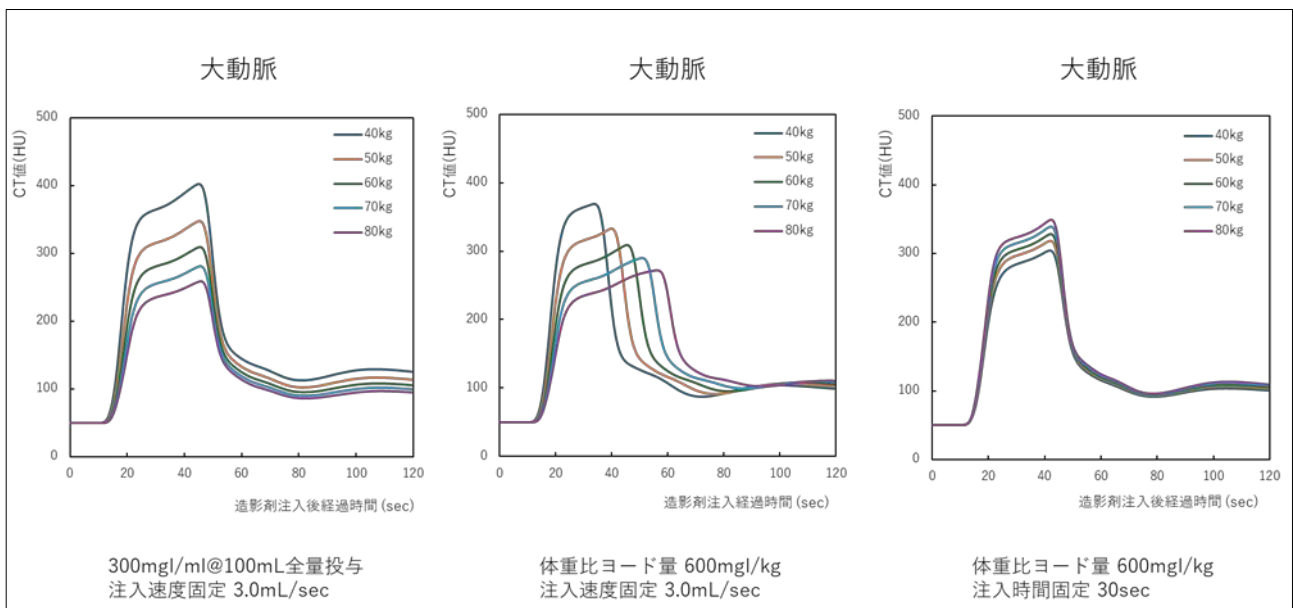


図3

## 5. 臓器ごとのCT造影理論の確立

CT造影理論は、CT装置の画像技術とインジェクターの改良を相互に取り込みながら発展してきた。適正かつ再現性の高い造影検査は『体重当りのヨード量を一定の時間で投与する』と言うシンプルな理論に基づくものであり、臓器ごとに特有の理論と撮影プロトコルが発展している。例えば、肝臓では動脈相、門脈相、平衡相など複数のタイミングで撮影し、腫瘍の血流特性を評価する。腎臓では、造影剤の排泄動態を利用した病変の検出が重視される。心臓では、冠動脈の評価や心筋灌流の解析が行われ、頭部では、急性脳卒中の診断や血管閉塞の評価が可能となっている。

ダイナミックCTは、肝臓をはじめとした腹部臓器の画像診断には不可欠の方法であるが、的確なevidenceもないまま、経験に頼りながら手探りで各臓器のダイナミックCTを行っている施設も多かった。そこで2005年、山下康行(熊本大学)を中心とする放射線科医師と八町を中心とする診療放射線技師が一同に会し、ディスカッションがスタートした。この研究会は学会など公認されたものではなくフリーに討論を行った会であった。約5年に及ぶ研究会で肝臓ダイナミックCTは、患者の総体重で規定し造影剤量:520~600mgI/kg, 注入法25~30秒固定、撮影タイミングの設定においてはBolus Tracking法の使用が推奨されるという結論でコンセンサスが得られた。腹部領域以外の部位(頭部・胸部・腹部血管・下肢血管など)についても議論がかわされた。

2004年に出版された研究会の世話人でもある市川智章(山梨大学)の『CT造影理論』<sup>8)</sup>では、CTの列数がどう変わろうと基本的には生体の造影剤の動態には変化はない。実質臓器をターゲットとした撮像法では、体重で造影剤量を決定、注入時間固定の基本は全く揺らぐものではないと考えられている。21年という長い間、ただの一度も改訂されることがなかったにもかかわらず、絶版になることもなく、今なお読み継がれている。

## 6. CT造影理論のこれから

CT撮影では、放射線被ばくも重要な課題である。CT造影理論では、画像の診断価値を損なわずに被ばく線量を最小限に抑えるための技術開発が進められてきた。低線量撮影技術、逐次再構成法、AIを用いたノイズ低減技術などが導入され、安全性と画質の両立が図られている。被ばく線量の管理とともに造影剤の管理も重要なテーマになると考える。また、デュアルエネルギーCTやスペクトラルCTは、異なるエネルギーのX線を用いることで、組織の化学的性質や造影剤の分布をより詳細に解析する技術が普及する中、これによって病変の組成や造影剤の動態を多面的に評価できるようになり、AI(人工知能)やビッグデータ解析の活用で、CT造影理論のさらなる進化が期待される。

### 参考文献

1. Kalender WA: Computed Tomography. Wiley-Blackwell; 2011
2. McCollough CH, et al. Radiology. 311-316.2011
3. Dawson P, et al. Contrast Media in Practice. Springer; 1999
4. 八町淳, 他:『螺旋走査型CTにおける最適造影検査方法の検討』, 日獨医報 第40巻2号. 1995
5. 八町 淳:映像情報Medical 39(6), 604-609.2007
6. Bae et al. Radiology 455-464,1998
7. 檜垣徹, 他:日本放射線技術学会雑誌 77(5),524-530.2021
8. 市川智章:『CT造影理論』, 医学書院, 東京, 2004

## 『造影CT検査の基礎と造影技術の新構築』

Fundamentals and new approaches in contrast-enhanced CT

座長：岐阜大学医学部附属病院（撮影部会委員）三好 利治

茨城県立医療大学大学院（撮影部会委員）瓜倉 厚志

### 1. はじめに

現在、国内のCT検査で用いられている造影手法の多くは、施設が異なってもある程度統一された手法が用いられている。この造影技術は、約30年前に日本の診療放射線技師が放射線診断専門医と積み重ねてきた研究<sup>1)</sup>を基盤として、多くの議論を重ねながら体系化されたものであり、その頃から国内における造影手法の「常識」として普及されてきたものである。本ワークショップでは、この造影技術の構築と現状を改めて整理し、今後の方向性について考える。

### 2. CT検査における造影技術の現状

造影手法の「常識」とされてきた20年以上前の造影理論は、その時代に合った手法として少しずつ小さな改良を伴いつつも、根幹は大きく変化することなく現在も「常識」として用いられている。本学会監修の「X線CT撮像ガイドライン～GALACTIC～改訂3版<sup>2)</sup>」においても、検査部位ごとにこの造影技術が記載され、Appendixとして造影理論の基礎が紹介されている。一方で、撮像速度が桁外れに速いarea detector CTやdual source CT、エネルギー弁別を可能としたdual energy CTやphoton counting CTなど、CT装置の技術革新が進むにつれ、従来「常識」とされてきた造影理論・手法が、現在の装置特性に対して最適であるか再検討を要する状況となっている。

### 3. ワークショップの構成

今回のワークショップでは、各撮像部位における造影技術を整理するとともに、有効かつ効率的な新しい造影技術についても議論を深め、これらの臨床における有用性についても取り上げる。ワークショップに先立ち、大阪医科薬科大学病院の吉川秀司先生より「CT造影理論の成り立ちとその歴史」についてご講演を頂き、ワークショップでは「頭部」、「心臓」、「大動脈」、「腹部」、「四肢血管」領域における造影技術に加え、各部位の新しい造影技術の解説と臨床応用について講演を予定している。

### 4. ワークショップへの期待

本テーマ『造影CT検査の基礎と造影技術の新構築』のもと、造影技術の歴史を再確認しつつ、新しい造影技術への変化をワークショップで議論しながら、聴講者の皆様と今後の造影技術について考えていきたい。

### 参考文献

1) 八町淳 著.螺旋走査型CTにおける最適造影検査方法の検討:日獨医報,第40巻2号,1995

2) 高木卓 編. X線CT撮像ガイドライン～GALACTIC～改訂3版:オーム社,東京,2024

## 『頭部造影CT 検査技術の新構築』

New configuration of contrast-enhanced CT technique in the Brain

佐賀県医療センター好生館

三井 宏太

### 1. はじめに

頭部CTA(Computed Tomography Angiography)は、脳動脈瘤、脳動静脈奇形、頭蓋内外動脈狭窄などの脳血管病変を非侵襲的に評価できる検査として、日常診療から救急医療まで幅広く用いられている。近年は急性期脳卒中診療の高度化に伴い、迅速かつ再現性の高い血管評価が求められており、加えて、脳腫瘍に対する術前評価においても、頭部CTAが活用される場面が増えている。このように頭部CTAの役割はますます重要となっているが、頭部領域は体幹部と比較して循環血流量が少なく、血管径も細いため、わずかな造影条件の違いが血管コントラストに大きく影響する。このため、頭部CTAでは撮影技術の進化と並行して、造影方法そのものの最適化が強く求められてきた<sup>1)</sup>。本稿では、頭部CTAにおける造影方法の変遷を中心に概観し、近年の技術進歩を踏まえた最適化および個別化造影の方向性について概説する。

### 2. CT装置進化に伴う造影概念の変遷

シングルスライスCTは、撮影時間が長く、頭部全体を安定して撮影することが技術的に困難であった。そのため、当時の頭部CTAでは撮影タイミングの取得に固定遅延法を用い、安定した血管描出を得る目的で比較的長時間の造影剤注入が行われていたと報告されている<sup>2)</sup>。結果として、動脈相と静脈相の分離は困難であり、造影効果は経験的に担保され、循環動態や個体差を考慮した理論的最適化は十分に行われていなかった。

ところが、マルチスライスCTの登場により撮影時間は大幅に短縮され、bolus tracking法やtest injection(TI)法、test bolus tracking(TBT)法を用いた造影タイミングの制御が可能となった。これにより、造影剤注入時間は短縮され、明確な動脈優位相や静脈優位相を狙った撮影が可能となり、頭部CTAにおける血管描出能は飛躍的に向上した。特にフラクショナルドーズ(mgI/kg/sec)を基盤とした注入設計により、注入速度と注入時間を組み合わせた定量的な造影戦略が確立された。

近年では、ワークステーションにおける血管抽出アルゴリズム、骨除去処理、自動動静脈分離機能が高度化しており、頭部CTAにおける撮影時相の選択自由度は大きく向上している。従来は動脈優位相を厳密に捉えることが前提とされてきたが、現在では動脈および静脈が十分に濃染した単相撮影であっても、高精度な血管解析や三次元表示が可能となっている。特に穿通枝や末梢枝などの微小血管では、動脈相単独よりも動静脈が混在した時相の方が血管の連続性や視認性が向上することが報告されており<sup>3)</sup>、血管形態の評価においては、十分な動静脈濃染後に撮影する単相CTAが有利となる場合も少なくない。その一方で、撮影時相数の選択には、被ばく線量および造影剤量(造影剤注入時間)とのトレードオフが存在する。単相撮影は、被ばく低減やミスレジストレーション抑制の点で有利であるが、十分な血管濃染を得るために造影剤量が増加する傾向がある。これに対し、多時相撮影では造影剤量を抑制できる一方、被ばく増加や位置ずれのリスクを伴う。しかし、多時相情報は血管形態のみならず、灌流状態や血行動態を間接的に反映する点で付加価値を有する<sup>4)</sup><sup>5)</sup>。具体的には脳内出血症例において多時相CTAは、spot signやleakage signの検出に有用であり、血腫増大リスクの評価や治療方針

決定に寄与することが報告されている<sup>4)</sup>。これらの所見は早期治療介入の指標となり、予後改善に結びつく可能性がある。また、急性期脳梗塞においては、閉塞血管そのものの評価に加え、側副血行路の発達度合いが治療成績や予後に大きく影響する。このように多時相 CTA は、側副血行路の充盈遅延や持続性を評価することが可能<sup>5)</sup>であり、血栓回収療法の適応判断や治療戦略立案において重要な情報を提供する(Fig.1)。

したがって、検査目的および臨床背景に応じて、撮影時相数と造影剤注入時間を適切に選択することが重要である。

### 3. 検査目的に応じた造影戦略

頭部 CTA における造影剤量は、一律に設定すべきものではなく、検査目的に応じた調整が重要である。術前評価や治療計画立案においては、穿通枝や末梢枝などの微小血管描出が求められる。このような場合、対象血管径が小さいほど十分な血管内ヨード濃度が必要となるため、造影剤量を相対的に多く設定することが有用である(Fig.2)。また、術前評価の場合には動脈形態のみならず、静脈系の走行や静脈洞の解剖情報が重要となる。特に直達術の治療前計画では、静脈情報の欠如が術中リスクに直結することが指摘されている<sup>6)</sup>。静脈を十分に描出するためには、造影剤注入時間が短いプロトコルでは静脈の造影効果を十分に得ることができない可能性があるため(Fig.3)、静脈相の追加撮影が必要となる場合がある。一方、注入時間を長く設定した場合には、動静脈が同時に濃染する単相撮影で十分な血管情報を得られることが多く、撮影回数の削減やミスレジストレーション抑制に寄与する。フォローアップ検査やスクリーニング目的では、必要十分な動脈描出を確保しつつ、造影剤量および被ばく線量を抑制することが望ましい。このような場合には、短時間注入による動脈優位相単相撮影が有効である。このように、注入時間と撮影時相数の設計は表裏一体の関係にあり、検査目的、求められる血管情報、患者背景を総合的に考慮したプロトコル選択が不可欠である。

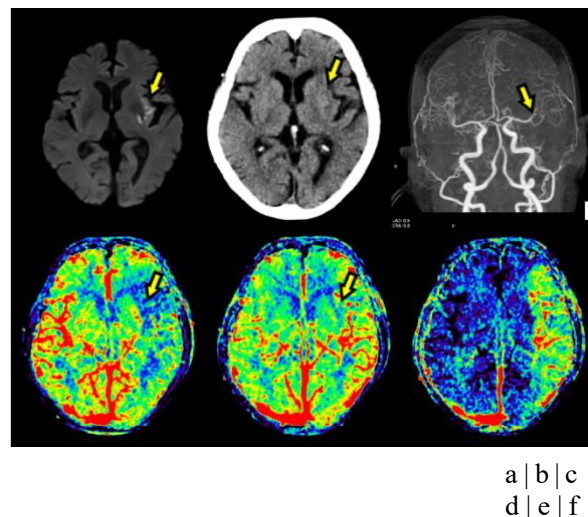


Fig.1 左 superior trunk 閉塞による急性期脳梗塞 拡散強調画像(a), 単純 CT(b), CTA(c), 早期相ヨードマップ(d), 遅延相ヨードマップ(e), 遅延相と早期相の差分画像(f)を示す. 多時相画像により, 側副血行路の充盈遅延を評価することができる。

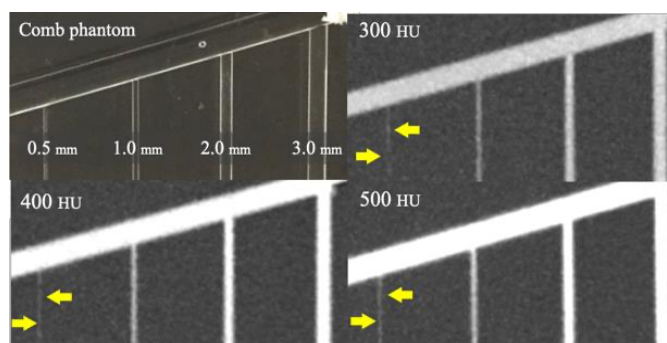


Fig.2 造影効果の違いによる血管描出の比較 造影効果が高いほど, 微小血管の描出能が向上する。

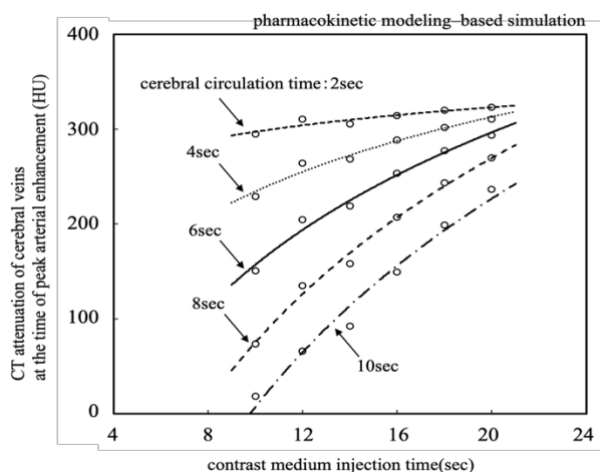


Fig.3 造影剤注入時間と脳循環時間が静脈 CT 値に及ぼす影響

単相撮影では、造影剤注入時間が短く、脳循環時間が長くなるほど静脈の CT 値は低下する。

#### 4. 造影低侵襲化を支える最新技術

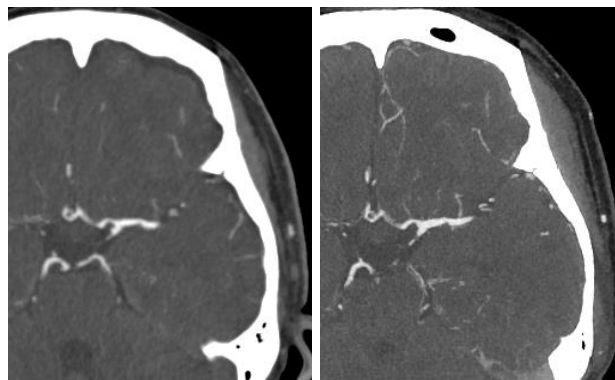
近年の撮影技術および画像再構成技術の進歩は、造影方法の自由度を大きく拡張している。低管電圧撮影や dual energy CT による低 keV 仮想単色画像は、ヨードの実効吸収を高めることで血管コントラストを向上させ、同等の描出能をより少ない造影剤量で達成することを可能とする<sup>7)</sup>。さらに、逐次近似再構成法や Deep Learning 再構成は画像ノイズを大幅に低減し、低造影条件下でも診断に耐えうる画質を提供する<sup>8)</sup>。

また、フォトンカウンティング CT(PCCT)は、従来のエネルギー積分型検出器 CT(EID-CT)と比較し、高空間分解能と低ノイズ特性を兼ね備え、微小血管描出能の向上 (Fig.4)と造影剤低容量化の両立を可能としている<sup>9)</sup>。これらの技術を組み合わせることで、従来と同等あるいはそれ以上の描出能を維持しつつ、造影剤量を低減した低侵襲な頭部 CTA が実現しつつある。

#### 5. 造影個別化と今後の展望

従来、造影剤量設計は体重(BW)を基準としたフラクショナルドーズが主流であったが、体重のみでは造影効果のばらつきが大きいことが報告されている<sup>10)</sup>。体脂肪量は造影剤分布容積に直接寄与しないため、体表面積(BSA)や除脂肪体重(LBW)を

指標とした造影設計の方が血管コントラストの均一性に優れる。さらに、CTA のように造影剤のファーストパスを捉える検査では、動脈相の造影効果が心拍出量の違いによって大きく変化することが報告されている<sup>11)</sup>。このため、BSA に加えて心拍出量を考慮した造影個別化は、頭部 CTA における造影効果安定化に有効と考えられる。我々の検討では、体重のみを指標とした造影設計と比較して、BSA を用いた場合に脳血管内の造影効果のばらつきが低減し、さらに BSA と心拍出量を組み合わせた指標では最も安定した造影効果が得られた (Fig.5)。これらの結果は、頭部 CTA において造影個別化が臨床的に有用である可能性を示唆している<sup>12)</sup>。また、TI 法によって得られる時間濃度曲線(time-enhancement curve:TEC)は、個々の循環動態を反映する重要な情報である。近年では、テスト注入で得られた TEC から本スキャン時の造影効果を予測する手法が報告されている<sup>13)</sup>。このようなアプローチは、固定プロトコルに比べ、造影効果の再現性向上および過剰造影の回避に寄与するであろう。



a | b

Fig.4 EID-CTとPCCTにおける脳血管描出の比較  
EID-CT(a)よりもPCCT(b)の方が、末梢枝の描出に優れる。

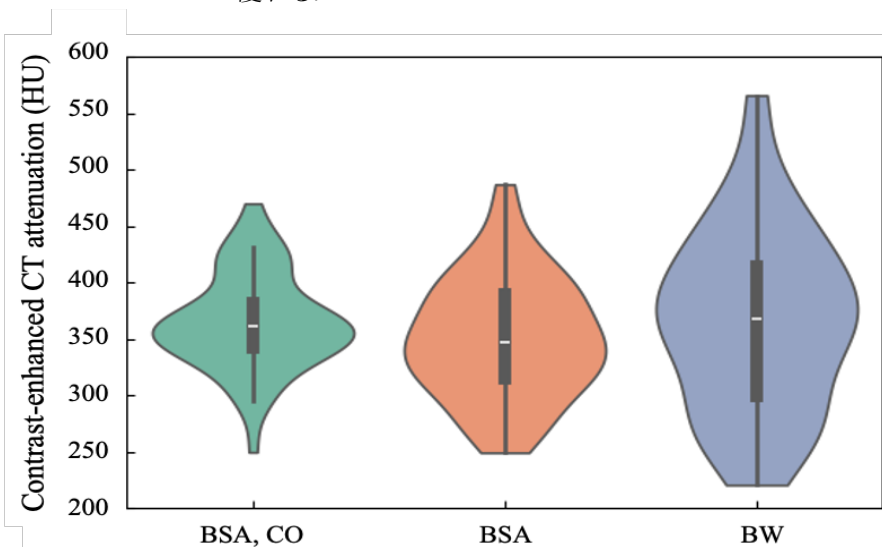


Fig.5 造影剤規定量の違いによる造影効果の比較

上矢状静脈洞の濃染 CT 値の分布を示す。造影剤投与量は体重群で 26mgI/kg/sec, 造影剤注入時間 10sec を基準とし、TBT 法を用いて静脈をターゲットとして撮影を行った。体表面積、心拍出量を指標にした群で造影効果が安定している。

## 6. まとめ

今後の頭部CTAにおける造影方法は、体格指標や心拍出量といった個体差を考慮した個別化造影を基盤とし、最新の撮影・再構成技術を組み合わせることで、描出能向上、再現性確保、さらには低侵襲化を同時に達成する方向へ進むと考えられる。

## 参考文献

- 1) 高木卓. 放射線技術学スキル UP シリーズ X 線 CT 撮像ガイドライン~ GALACTIC~ (改訂 3 版). オーム社 2024;14-28
- 2) Okuno, T., Moriwaki, H., Miyamoto, K., Terada, T., Nishiguchi, T., Itakura, T., ... & Komai, N. (1988). Usefulness of CT angiography for demonstrating cerebral aneurysms. *No Shinkei geka. Neurological Surgery*, 16(3), 249-257
- 3) Byrne, D., Sugrue, G., Stanley, E., et al. Improved detection of anterior circulation occlusions: the “delayed vessel sign” on multiphase CT angiography. *American Journal of Neuroradiology* 2017; 38(10): 1911-1916
- 4) Orito, K., Hirohata, M., Nakamura, Y., et al. Leakage sign for primary intracerebral hemorrhage: a novel predictor of hematoma growth. *Stroke* 2016; 47(4): 958-963
- 5) Dundamadappa, S., Iyer, K., Agrawal, A., et al. Multiphase CT angiography: a useful technique in acute stroke imaging—collaterals and beyond. *American Journal of Neuroradiology* 2021; 42(2): 221-227
- 6) 土井 健人, 蔵本 要二, 土井 大輔, 他. CT Angiography による破裂脳動脈瘤診断の有用性と問題点. *脳卒中の外科* 2007; 35: 289-296
- 7) Ma, G., Yu, Y., Duan, H., et al. Subtraction CT angiography in head and neck with low radiation and contrast dose dual-energy spectral CT using rapid kV-switching technique. *The British Journal of Radiology* 2018; 91(1086): 20170631
- 8) Fukushima, Y., Fushimi, Y., Funaki, T., et al. Evaluation of moyamoya disease in CT angiography using ultra-high-resolution computed tomography: application of deep learning reconstruction. *European Journal of Radiology* 2022; 151: 110294
- 9) Diehn, F. E., Zhou, Z., Thorne, J. E., et al. High-resolution head CTA: a prospective patient study comparing image quality of photon-counting detector CT and energy-integrating detector CT. *American Journal of Neuroradiology* 2024; 45(10): 1441-1449
- 10) Yanaga, Y., Awai, K., Nakaura, T., et al. Effect of contrast injection protocols with dose adjusted to the estimated lean patient body weight on aortic enhancement at CT angiography. *American Journal of Roentgenology* 2009; 192(4): 1071-1078
- 11) Higaki T, Nakaura T, Kidoh M, et al. Effect of contrast material injection duration on arterial enhancement at CT in patients with various cardiac indices: Analysis using computer simulation. *PLoS One*. 2018; 13(2): e0191347
- 12) 栗井, 檜垣徹. CT における造影シミュレーション:pCOP の基礎と臨床応用. *医療科学社* 2022; 39-62
- 13) Mahnken, A. H., Rauscher, A., Klotz, E., et al. Quantitative prediction of contrast enhancement from test bolus data in cardiac MSCT. *European radiology* 2007; 17(5): 1310-1319

## 『心臓造影CT 検査技術の新構築』

New configuration of contrast-enhanced CT technique in the cardiac

順天堂大学医学部附属順天堂医院

佐藤 英幸

### 1. はじめに

心臓CTは、CT装置の進歩や撮影・再構成技術の確立により、現在では広く臨床で行われる検査となってきた。とくに時間分解能や空間分解能の向上、被ばく低減技術の発展により、心拍動の影響を受けやすい心臓領域においても安定した高品質な画像が取得可能となった。さらに、2022年に出された『JCSガイドライン フォーカスアップデート版 安定冠動脈疾患の診断と治療<sup>1)</sup>』では、検査前確率が中等度以上に該当する患者に対する非侵襲的検査として、冠動脈CTがファーストチョイスとして位置付けられている。このように心臓CTの臨床的役割は年々拡大しており、現在では冠動脈評価にとどまらず、経カテーテル大動脈弁置換術（Transcatheter Aortic Valve Implantation：TAVI）の術前評価、肺静脈アブレーションにおける左房・肺静脈形態の評価、さらには心筋の性状評価など、多岐にわたる撮影目的が求められるようになってきている。

心臓CTにおける造影効果は、単に血管内腔を高濃度に描出することを目的とするものではなく、評価対象や目的に応じて適切に調整されるべきであり、冠動脈評価を目的とした撮影、TAVI術前における弁輪や大動脈基部から鼠径部に至るアクセス血管評価、さらには心筋血流評価や遅延造影を含む心筋性状評価では、それぞれに求められる造影剤投与量、注入速度、撮影タイミングの戦略は異なる。このため、心臓CTにおいては、検査目的を十分に理解したうえで造影プロトコルを設計することが重要である。

また、心臓CTは撮影時間が非常に短く、心拍数や心拍変動、さらには心機能や循環動態の影響を受けやすい検査である。そのため、造影剤の注入条件や撮影タイミングのわずかな違いが、画質や診断能に影響する可能性がある。近年、CT装置の高性能化や逐次近似再構成、深層学習再構成などの技術進歩により画質は飛躍的に向上しているが、これらの性能を十分に引き出すためには、装置性能に依存するだけでなく、造影剤投与方法や撮影タイミングを含めた撮影プロトコル全体の最適化が不可欠である。

本講演では、心臓CTにおける造影効果に着目し、造影不良が生じる主な要因を整理するとともに、日常検査において実践可能な具体的工夫やプロトコル調整のポイントについて解説する。これにより、検査の再現性向上や診断精度の安定化を図り、臨床現場における心臓CT検査の質向上につながる知見を共有することを目的とする。

### 2. 心臓CTに必要な造影効果

冠動脈CTにおける造影効果については、冠動脈内腔のCT値が一定以上に担保されていることが重要であり、造影不良では診断精度低下の要因にもなり得る。冠動脈内腔の造影効果が不十分な場合、内腔と血管壁の境界が不明瞭となり、狭窄の有無や程度の判定に誤差を生じやすくなる。国内の研究グループによる冠動脈CTの画質評価においては、冠動脈内腔のCT値が400HU以上であると診断能と検査効率に優れていたと報告<sup>2)</sup>されており、造影効果と診断性能の間に明確な関連が示されている。

また、造影効果は狭窄評価のみならず、プラーク評価にも大きな影響を及ぼすことが知られている。Leberらは、冠動脈内腔の造影効果が不十分な場合、血管内腔とプラークとのコントラストが低下し、とくに低吸収プラークの視認性および定量評価が困難になることを報告している<sup>3)</sup>。一方で、血管内腔のCT値が高くなるとプラークのCT値も高くなる傾向があり、過度な造影効果はプラーク評価へ影響を及ぼしてしまう<sup>4)</sup>。冠動脈CTで得られる低吸収プラークは、不安定プラークの指標ともなり得るため、安定した造影効果を目指すことは重要である。

このような背景から、冠動脈CTにおける造影効果は、単に血管を描出するための条件ではなく、プラークの性状評価を目的とする場合には、より厳密に造影効果を意識した撮影・造影プロトコルの構築が求められる。

近年では、冠動脈CTの画像を用いた血行動態評価も臨床応用が進んでおり、FFR-CTによる虚血評価も保険診療として実施されている。しかし、FFR-CT解析では冠動脈内腔が均一に造影されていることが解析精度の前提条件とされており、造影効果の不均一性や造影不良は解析不能例や精度低下の原因となることが示されている<sup>5)</sup>。このことから、造影効果の確保は、形態評価のみならず、機能評価においても極めて重要な要素であるといえる。

また、TAVIの術前造影CTでは、大動脈弁の弁口面積や弁輪サイズを正確に計測するとともに、デバイス搬入路となる鼠径部までのアクセス血管評価を行う必要がある。TAVI対象患者は高齢で腎機能低下を合併する症例も多く、造影剤量の低減に意識が向きやすい。しかしながら、過度な造影効果の低減は、弁輪計測や血管径評価など術前計測値の精度に影響を及ぼす可能性がある<sup>6)</sup>。

したがって、TAVI術前CTにおいても、単に造影剤を減量することを目的とするのではなく、必要十分な造影効果を確保したうえで、安全性と計測精度のバランスを考慮したプロトコル設計が重要である。

### 3. 造影効果に影響する因子

造影効果に影響を及ぼす因子には、大きく患者因子・CT装置因子・造影因子の3つに分類される。患者因子としては、身長、体重、性別、心機能などが挙げられ、CT装置因子には撮影管電圧や撮影タイミング、再構成条件などが含まれる。また造影因子としては、造影剤の注入速度、注入量、ヨード量、さらには生食による後押しの有無などが関与する<sup>7)</sup>。

これらの中でも、心臓CTでは心機能が低下した患者を対象とする機会が多く、心機能が造影効果に与える影響や、その背景にある病態生理を理解することは重要である。

心拍出量が良好な患者では、造影剤を注入すると肺循環から体循環へと滞ることなく速やかに循環し、血液と十分に混合される。その結果、造影剤は全身で希釈されやすく、造影ピークの到達は早い一方で、最大CT値は相対的に低くなる傾向を示す。このような現象は、心拍出量が高い傾向にある若年者や若い女性で起こりやすいとされている。一方、心拍出量が低下している患者では、心臓からの血液拍出が不十分なため、造影剤が循環系にうっ滞しやすくなる。この結果、造影ピークの到達は遅延し、最大CT値は高くなる傾向を示す。したがって、単純に心機能が低下している患者では、十分に撮影タイミングを待つことで、造影不良に陥る可能性は比較的低いと考えられる。しかしながら、僧帽弁閉鎖不全症や三尖弁閉鎖不全症などの弁膜症が原因で心機能が低下している場合には注意が必要である。これらの弁膜症が進行すると、逆流負荷により心房側に容量負荷がかかり、左房あるいは右房の著明な拡大を来す<sup>8)</sup>。重症弁膜症症例では、左室からの有効な拍出や全身循環がさらに障害されていることが多く、単に撮

影タイミングを遅らせるだけでは十分な造影効果が得られない場合がある。当院では、弁膜症を有しているという理由だけで一律に造影条件を変更することはしていないが、単純 CT において、左房あるいは右房の拡大を明らかに認める弁膜症患者に対しては、通常の注入条件と比較して約 2 割程度注入速度を増加させるなどの工夫を行い、安定した造影効果が得られるよう撮影を行っている。

#### 4. まとめ

検査目的に応じた最適な造影条件の設定は、検査で得られる情報の信頼性に関わる重要な要素であり、診断精度や治療の方針に直結することもある。心臓 CT の全国件数は年々増加傾向であり、今後も増えていくことが予想される。心臓 CT は循環動態や心機能の影響を受けやすい検査であるため、患者背景を十分に考慮した造影剤注入条件および撮影タイミングの最適化が重要であり、これらを意識したプロトコル構築が日常診療における検査の質向上につながると考える。

#### 参考文献

- 1) 2022 年 JCS ガイドライン フォーカスアップデート版 安定冠動脈疾患の診断と治療
- 2) Utsunomiya D, Tanaka R, Yoshioka K, et al. Relationship between diverse patient body size- and image acquisition-related factors, and quantitative and qualitative image quality in coronary computed tomography angiography: a multicenter observational study. *Jpn J Rad;iol* 2016: 548-555.
- 3) Leber AW, Knez A, von ZF, et al. Quantification of obstructive and nonobstructive coronary lesions by 64-slice computed tomography: a comparative study with quantitative coronary angiography and intravascular ultrasound. *J Am Coll Cardiol* . 2005;46:147-154
- 4) Matsumoto H, Watanabe S, Kyo Em et al. Effect of tube potential and luminal contrast attenuation on atherosclerotic plaque attenuation by coronary CT angiography: In vivo comparison with intravascular ultrasound. *J Cardiovasc Comput Tomogr* . 2019;13:219-225.
- 5) Nørgaard BL, Leipsic J, Gaur S, et al. Diagnostic performance of noninvasive fractional flow reserve derived from coronary computed tomography angiography in suspected coronary artery disease: the NXT trial (Analysis of Coronary Blood Flow Using CT Angiography: Next Steps). *J Am Coll Cardiol* . 2014;63:1145-1155.
- 6) Suchá D, Kino A, Bogart K, et al. Effect of low contrast medium-dose CTA on device sizing and access vessel assessment for TAVR. 2020 doi: 10.1016/j.ejrad.2020.108826. Epub 2020 Jan 13.
- 7) Bae KT. Intravenous contrast medium administration and scan timing at CT: considerations and approaches. *Radiology* . 2010 ;256:32-61.
- 8) Stolz L, Doldi PM, Sannino A, et al. The Evolving Concept of Secondary Mitral Regurgitation Phenotypes. *JACC Cardiovasc Imaging* . 2024;17:659-668.

## 『大動脈造影CT 検査技術の新構築』

New configuration of contrast-enhanced CT technique in the aorta

佐賀大学医学部附属病院

田北 諭

### 1. 背景

大動脈瘤に対する血管内治療であるステントグラフト内挿術は低侵襲治療として広く知られている<sup>1)</sup>。このステントグラフト内挿術後の合併症の検査においては造影CT検査が有用であり、合併症の中でもエンドリークの検出が課題となっている<sup>2)</sup>。近年では4D-CTAは血行動態を見る検査として有用とされており、造影剤の流れを連続的に可視化することができ血流の流れや方向の観察に優れている為、エンドリークの検出および性状評価の精度向上が期待される。エンドリークを正確に評価するためには、ステントグラフト周辺の血行動態情報と詳細な血管構造情報の両方が必要である。血行動態評価には4D-CTA、形態評価には従来の大動脈CTAが用いられている。これらの2種類の情報を1回の撮影で同時に取得することは不可能である。現在造影剤の到達タイミングは計る手法としては、Bolus Tracking法(BT法)<sup>3)</sup>やTest Injection法<sup>4)</sup>、さらにはTest Bolus Tracking法<sup>5)</sup>があげられる。いずれの手法も造影剤のモニタリングは、任意の1断面でのTime enhancement curveの取得が目的であり、二次的な利用は期待できない。我々は1回の検査で血行動態情報と形態情報の両方を取得できないという問題に対応するため、新しいモニタリング技術「4D Bolus Tracking法(4D BT法)」を開発した。

### 2. 4D BT法の概要

4D BT法は、BT法の撮影タイミングを計るモニタリング撮影に、Dy-Volume撮影と呼ばれる160mmの範囲で同一断面を連続で撮影を行う手法を応用したものである。モニタリング撮影を160mmで撮影する以外はBT法と変わりはない。この160mmで4Dデータを取得するモニタリング撮影を当院では4D Prepと呼んでいる。造影剤注入開始15秒後から4D Prepを撮影し、下行大動脈内のRegion of Interest(ROI)内のCT値が十分に上昇したタイミングを撮影開始のトリガーとし、Helicalの本スキャンに移行し大動脈CT撮影を行う。撮影の移行時間は息止めのアナウンスを含めて7~8秒程度である。モニタリング位置を大動脈のendoleakが疑われるグラフト箇所を設定を行う。4D-BT法の目標トリガーCT値は400HUとしたが、実際の撮影では4D撮影時間がある程度担保するために、早いタイミングで到達した場合は造影剤注入終了と同時にマニュアルで大動脈CT撮影に移行するプロトコルとした。(Fig.1)

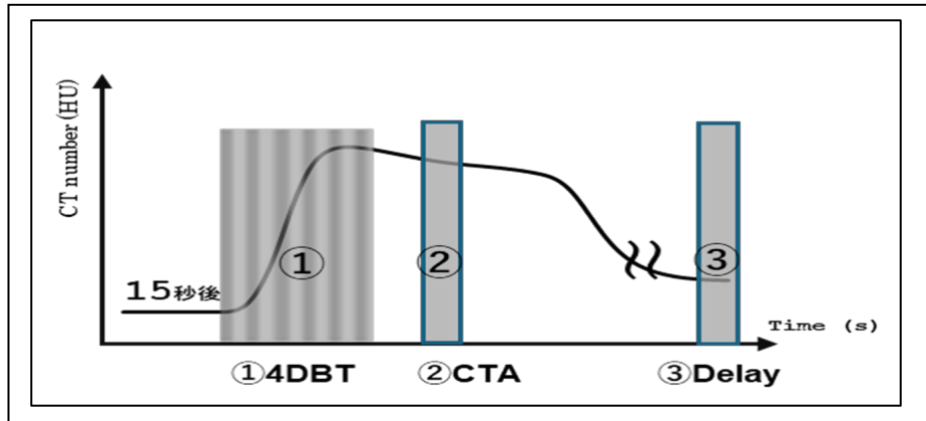


Fig.1 4D Bolus Tracking 法の Time Enhancement Curve と撮影タイミング

### 3. 使用機器

CT 装置: Aquilion ONE / INSIGHT Edition (CANON)

造影剤注入器: Dual Shot GX7 (根本杏林堂)

ワークステーション: Ziostation REVORAS (ザイオソフト社)

### 4. 撮影条件

撮影条件は、4D Prep は管電圧 70kV、管電流 150mA 固定、回転速度 0.24 秒、スキャン間隔 1.5 秒とした。大動脈 CT は管電圧 100kV、AEC(SD) 15/5mm、回転速度 0.24 秒、Pitch 1.388 とした。平均 CTDIvol(DLP) は 4D Prep が 3.32mGy (53.2mGycm)、大動脈 CT が 3.2mGy (255.mGycm) 程度である。

### 5. 再構成方法

4D Prep: PIQE Body L3 1.0mm (512matrix)

大動脈 CT: 全体 AiCE L2 1.0mm、グラフト箇所 PIQE Body L2 0.5mm (1024matrix)

### 6. 造影剤注入条件

造影剤量は当院の規定量である 480mgI/kg とした。注入時間は 4D の撮影時間を担保するため 35 秒間と少し長めに設定し、末梢血管の描出能向上を目的とし可変注入(可変定数 0.5)を使用した。また安定した注入速度を保つため体重毎に造影剤濃度を設定した。(Fig.2)

体重 (kg)	造影剤濃度 (mgI/mL)
~50	240
51~65	300
66~74	350
75~	370

Fig.2 体重毎の造影剤濃度設定

症例数	35
年齢 (y.o)	75.34 ± 9.65
性別 M・F	20・15
体重 (kg)	56.11 ± 11.29
注入レート (ml/sec)	2.73 ± 0.35
造影剤量 (ml)	93.77 ± 6.54

Fig.3 対象症例内訳

## 7. 対象症例

対象症例は2024年1月～7月までにステントグラフト後に4D BT法にて大動脈CT検査を実施した35症例である(Fig.3)。35症例のデータの取り扱いについては院内倫理委員会の承認を得た。

## 8. 検討方法

- ①4D BT法における大動脈CTの各測定箇所における平均CT値を計測した。測定箇所は上行大動脈・大動脈弓部・胸部大動脈(気管分岐部レベル)・腹部大動脈(腎動脈レベル)・総腸骨動脈・大腿動脈の6点とした。
- ②4D BT法における大動脈CTの撮影タイミングの適正度を調べるため、右心系と左心系の各測定箇所における平均CT値を計測した。測定箇所は右心房・肺動脈・左心房の3点とした。
- ③4D BT法における4D PrepのTime Enhancement Curve(TEC)を調べた。

## 9. 結果

- ①大動脈の造影効果についてはすべての測定箇所において、平均CT値は350HU以上であり、各測定箇所による有意差は認めなかった。可変注入を用いたことで末梢血管でも高いCT値を担保できた(Fig4)。1症例、腹部大動脈より上部のCT値が300HUに届かない症例があったが、この症例でも末梢側は300HUを超える結果となった。全体として安定した結果が得られた。
- ②右心房<肺動脈<左心房の順にCT値は有意差をもって高くなった(Fig5)。右心房は平均175HU・肺動脈は平均220HU・左心房は平均305HUであった。
- ③35症例すべて400HUを超えたタイミングで大動脈CTの本スキャンに移行できた。TECのピークCT値が800HUを超える症例もあった。(Fig6)

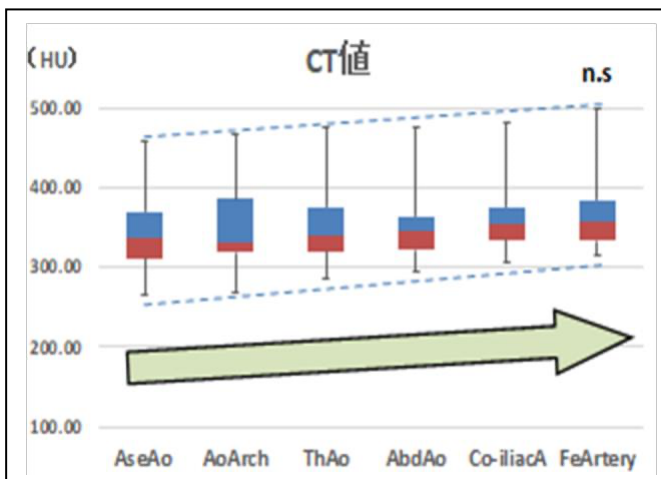


Fig.4 大動脈の造影効果

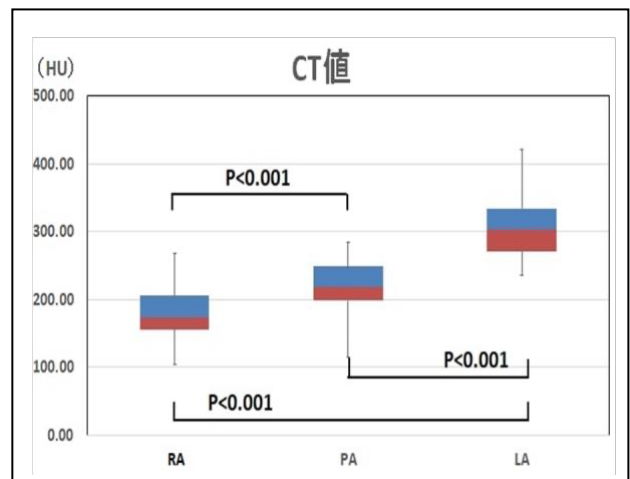


Fig.5 撮影タイミング

## 9. 考察

今回考案した 4D BT 法による大動脈 CT は平均 350HU 以上の CT 値を得ることができたため、適切な造影剤量の設定であったと考える。また、可変注入を用いて初速を稼いだことで末梢血管においても高い CT 値を得ることができたため、endoleak 評価において type II などの責任血管の CT 値の上昇も期待できると考える。さらに可変注入によって高めの初速にすることは、TEC の立ち上がりが早くなる効果もあるため、4D の撮影時間の短縮となり被ばく低減効果も期待できる。TEC のピークも高い CT 値を得ることができたため、4D においても高い視認性が期待できる。また、撮影タイミングについては、右心系の造影効果が若干下がるタイミング、なおかつ左心系の CT 値が平均 300HU を超えるタイミングで撮影できているため、適切なタイミングで撮影できていると考える。

4D BT 法は、モニタリングの位置を 160mm の範囲で設定すること以外は BT 法と同様の撮影手順・手技であることも特徴のひとつである。簡便に 1 度の造影剤注入で撮影者の技量による影響をうけることなく、誰でも 4D と大動脈 CT が安定して撮影できることは大きなメリットであると考えられる。当院では大動脈の手術後の検査では現在全

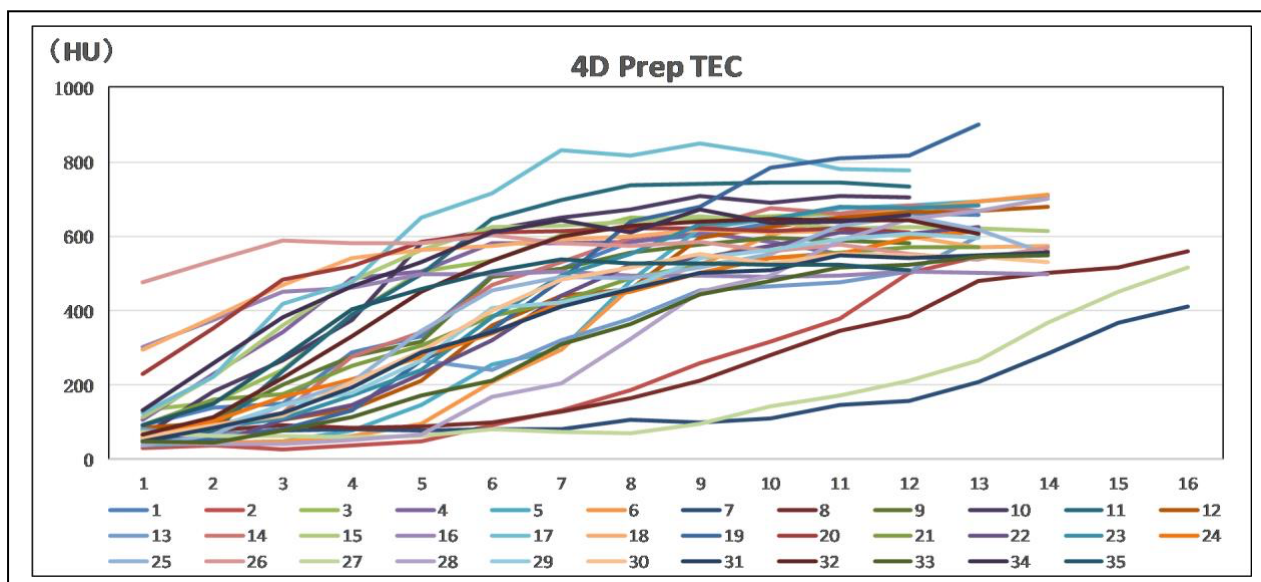


Fig.6 4D Prep TEC

症例 4D BT 法で検査を行っている。4D データの取得は type 診断には非常に有用である。

今回考案した 4D BT 法は、他部位検査への応用や 4D TBT 法への応用が可能であり、まだまだ発展する余地がある。

## 10. 結語

4D BT 法は BT 法同様に簡便に造影剤到達タイミングの把握が可能であり、多くの付加情報を生み出すことができるため、endoleak の診断に非常に有用な撮影方法である。

## 参考文献

1) Javor D, Wressnegger A, Unterhumer S, Kollndorfer K, Nolz R, Beitzke D, Loewe C (2016) Endoleak detection using single-acquisition split-bolus dual-energy computer tomography (DECT). Eur Radiol 27:1622–1630

- 2) Kassem TW (2017) Follow up CT angiography post EVAR: Endoleaks detection, classification and management planning. The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine 48:621–626
- 3) Kirchner J, Kickuth R, Laufer U, Noack M, Liermann D (2000) Optimized Enhancement in Helical CT: Experiences With a Real-Time Bolus Tracking System in 628 Patients. Clinical Radiology 55:368–373
- 4) Hittmair K, Fleischmann D (2001) Accuracy of Predicting and Controlling Time-Dependent Aortic Enhancement from a Test Bolus Injection. Journal of Computer Assisted Tomography 25:287–294
- 5) 山口隆義, 他. 新しい造影技術である test bolus tracking 法の開発と, 冠状動脈 CT 造影 CT 造影検査における有用性について. 日放技学誌, 2009;65(8):1032-1040.

## 『腹部造影CT検査技術の新構築』

New configuration of contrast-enhanced CT technique in the abdomen

手稲溪仁会病院

板谷 春佑

### 1. はじめに

近年腹部領域では、computed tomography(CT)装置の進歩により、低管電圧撮像や dual energy CT(DECT)の活用が広がっている。腹部の多時相造影CTは、造影剤 520～600 mgI/kg を 30 秒間で注入し、一定の遅延時間で撮像するプロトコルが X 線 CT 撮像ガイドライン～GALACTIC 改定3版～で推奨されている。しかし、装置の高速化に伴い、各相の撮像時間やインターバル設定には従来以上の注意が必要となる<sup>1)</sup>。

また、低電圧撮像や DECT の普及により造影剤低減が可能となった一方で、注入時間を一定としたまま総コード量を減らすと注入速度が低下し、ボラス性の確保が問題となる<sup>2)</sup>。

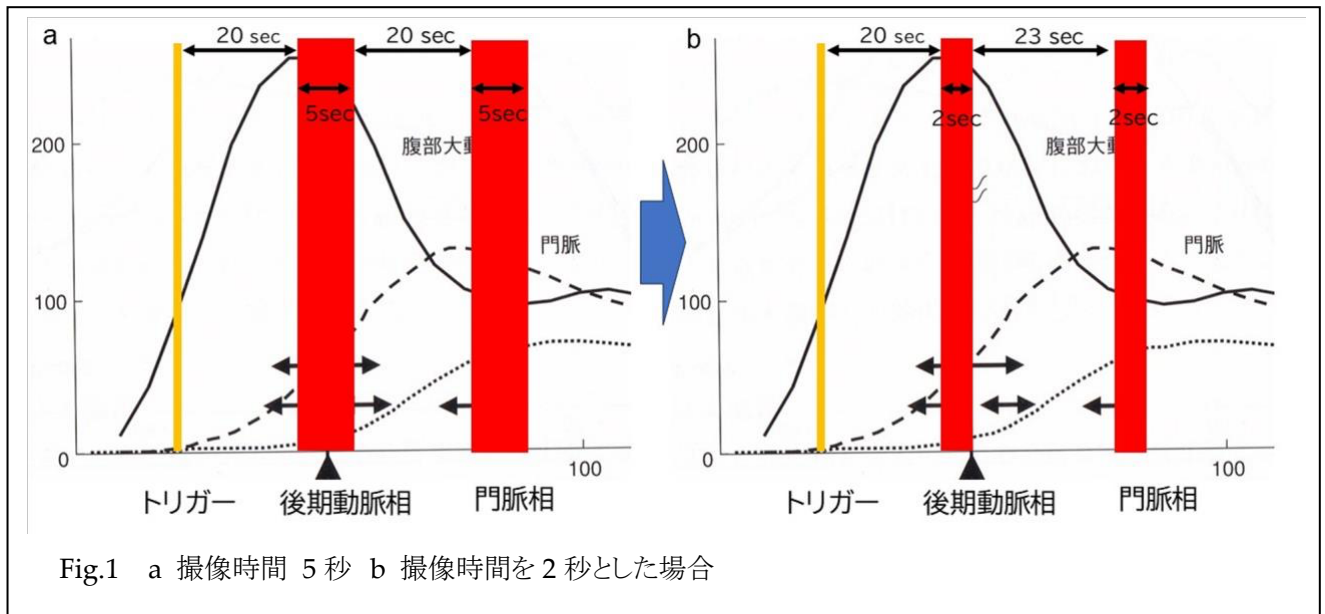
さらに、DECT では 120 kVp 相当の virtual monochromatic image (VMI) を設定しなくてはならない機種もあり、設定するエネルギーレベルによっては画質が変化し、造影剤量の過不足が生じる可能性がある。

本稿では、腹部領域における CT 装置の進化に対応した撮像法、DECT を用いた撮像および画質設定の考え方について、近未来の診療に必要な知識を整理し、明日からの実臨床に役立つ情報を提供する。

### 2. 高速撮像における腹部多時相撮像

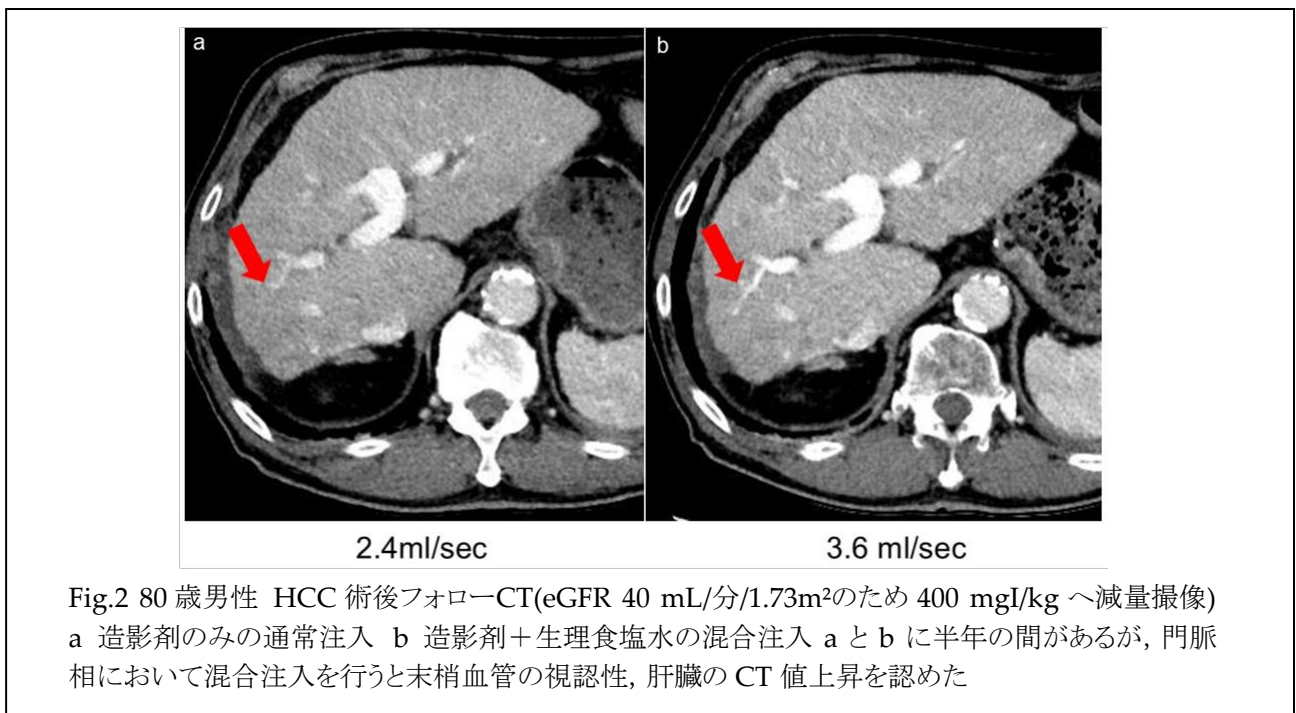
肝臓および膵臓 Dynamic CT は造影剤注入時間を 30 秒に設定し、腹部大動脈に造影剤が到達後一定の遅延時間を設けて後期動脈相・門脈相を撮像する。一相の撮像時間は 5 秒程度が推奨されているが<sup>1)</sup>、64 列以上の CT 装置では、収集コリメーションや X 線管球回転時間および pitch factor の設定により高速撮像することも可能である。

例えば、息止め不良患者等のモーションアーチファクト低減目的に一相を 2 秒程度で高速撮像する場合、後期動脈相撮像後の門脈相は通常より遅延時間を延長し 23秒後で撮像する必要がある(通常 20 秒後撮像で計画している場合)。高速撮像の利点を最大限に活かすためには、撮像タイミングのずれによる経時的変化の評価や臓器の視認性低下を避けるため、一相撮像時間および各時相の撮像タイミングを再確認し、再現性の高い検査を実施することが重要である。



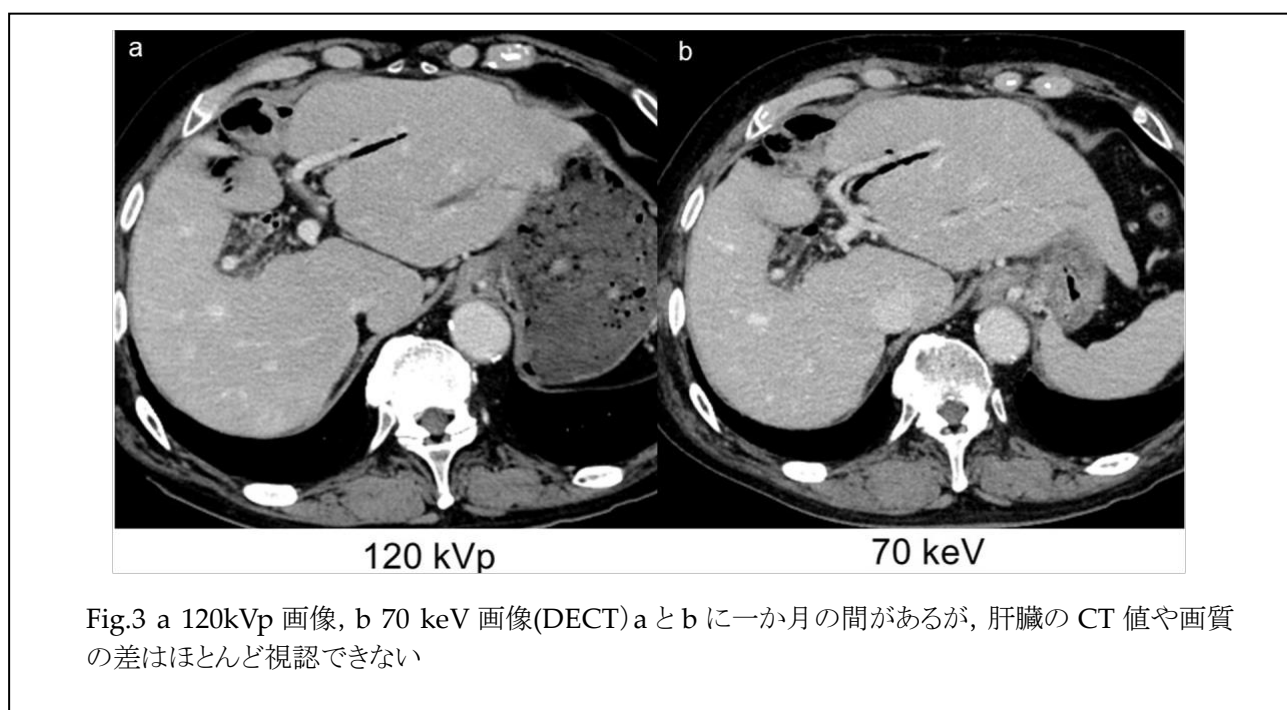
### 3. 造影剤低減腹部多時相撮像

CT 装置の進化により、低管電圧や DECT が撮像できるようになり、腎機能低下患者等に造影剤を低減した撮像が行われている<sup>3,4)</sup>。しかし注入時間を一定のまま、総ヨード量のみ減量すると造影剤注入スピードが低下してしまい、造影剤のボラス性が保てない可能性がある。そのため、造影剤低減撮像は低濃度の造影剤を使用することや、生理食塩水を併用した混合注入より、造影剤注入速度を確保しボラス性を維持する工夫が求められる。



#### 4. DECT 撮像における 120 kVp 相当画像

近年 DECT が臨床応用されているが、CT 装置の種類によって 120 kVp 画像を出力できない場合がある。その CT 装置で DECT を通常使用するためには、120 kVp 相当 VMI のエネルギーレベルを統一する必要がある。複数のベンダーを所持している施設では画質の統一も重要である。しかし VMI では 120 kVp とは画質特性が異なることがあるため、CT 値や画像ノイズ等を指標に適切な VMI のエネルギーレベルを決定する必要がある。野田らによると、最適 VMI は 65 keV であり、門脈相の撮像には造影剤も減量できる可能性を報告している<sup>5)</sup>。検査の再現性確保や複数装置間での画質統一のため、施設内で一度検討することが望ましい。



#### 参考文献

- 1) 高木卓. X 線 CT 撮像ガイドライン～GALACTIC～改定3版. 日本放射線技術学会 2024:55-96
- 2) Bae K T. Intravenous contrast medium administration and scan timing at CT: Considerations and approaches. Radiology. 2010 Jul;256(1):32-61.
- 3) C B Johansen, A C T Martinsen, T R Enden, et al. Radiography 2022 02;28(1);2-7.
- 4) Mileto A, Nelson RC, Samei E, Paulson E K, et al. Dual-energy MDCT of the liver: Effect of reduced iodine dose on image quality using virtual monochromatic imaging. Radiology 2014, 272(3), 737-745.
- 5) Y Noda, S Goshima, Y Nakashima, et al. European journal of radiology. 2020 Jan;122;108746.

## 『四肢血管造影CT 検査技術の新構築』

New Configuration of Contrast-enhanced CT Technique in the Peripheral Artery

鳥取県立中央病院

上山 忠政

### 1. 下肢閉塞性動脈疾患の診療に対するCT 検査の役割

下肢閉塞性動脈疾患 (lower extremity artery disease : LEAD)は、日本および世界的に増加の一途をたどっている。糖尿病や高血圧、脂質異常症などの生活習慣病の増加に加え、急速な高齢化がその背景にあり、これらは発症率や死亡率の上昇に強く影響している<sup>1)</sup>。したがって、早期診断と適切な治療介入は、生活の質の維持・向上のみならず、全身性心血管イベントのリスク低減に極めて重要である<sup>2)</sup>。このような状況下、LEAD の診断・治療におけるCT検査が果たす役割は大きく、現在では第一選択の画像診断法として確立されている。ガイドライン<sup>3)</sup>には、①動脈の狭窄形態と狭窄率の判断、②病変前後の血管走行、③石灰化やプラークなどの血管壁の性状の評価、④多発合併病変の診断、⑤側副路の有無と病変部末梢側のrun-offの評価、⑥潰瘍病変、解離、動脈瘤の有無などが挙げられている。超音波検査やMRI検査と比較し、放射線被ばくやヨード造影剤を用いる点などにおいて課題が残るものの、推奨クラスIIa、エビデンスレベルB<sup>3)</sup>に位置づけられており、臨床上欠かすことのできない検査とされている。

### 2. 下肢動脈 CT 撮影における現状と課題

X 線 CT 撮像ガイドラインは、下肢動脈の造影法においてはボーラストラッキング法を用いることを推奨している。また、撮像方法の工夫として、膝下を追加撮像する方法や可変ピッチファクタを用いた撮像方法、テスト注入から得られた造影剤到達時間を撮像条件に反映させる方法などが報告されている。良好な動脈の three-dimensional computed tomography angiography(3D-CTA)を取得するためには、濃度ピーク値を上昇かつ長時間持続させ、ピーク時間付近を的確なタイミングで撮像する必要がある。しかし、下肢動脈 CT 撮像は広範囲な撮像を要し、中枢側から末梢側にかけて血管径が急峻に縮小するため、time enhancement curve は大動脈と比較してピーク値がの低下および平坦化を呈する。また、狭窄や閉塞病変が多発する傾向にあり、血流速度がどこで滞るか予測することが極めて難しい。さらに、末梢動脈疾患(peripheral arterial disease : PAD)を有した患者では冠動脈有病率も高い<sup>4)</sup>ことから、造影能に心機能の影響を受けることが予測される。

現状における造影法として、ボーラストラッキング法が一般的であり、施設によっては固定法やテストインジェクション法が用いられている。各々の方法においてメリット・デメリットがあるが、撮影タイミングが下肢動脈への造影剤到達を追い越したり、下肢静脈が過剰に描出されたりする。これらの方法は動脈の通過時間に関わらず、撮影時間を予め決定することに起因する。先行研究では、心機能や動脈狭窄の有無などにより大動脈から下肢動脈への造影剤通過時間は個体差が大きいと報告されている<sup>5)</sup>。

そこで、当院では先行研究<sup>6)</sup>を応用し、より成功率の高い撮影方法を実践している。この方法を用いることで下肢動脈の造影剤を追い抜く症例は著しく減少した。

### 3. 失敗しない下肢動脈 CT 撮影

我々が実践している撮影方法は、1回のテストインジェクション法で異なる2断面の造影剤到達時間を求める方法である。この方法では少量の造影剤をテストインジェクションし、腹部レベルで造影剤の到達を確認後、すぐに寝台を足関節近傍レベルまで移動させて造影剤の到達を確認する。1時間軸において異なる2部位の造影剤到達時間を把握することで、撮影開始時間および撮影時間を個体差に合

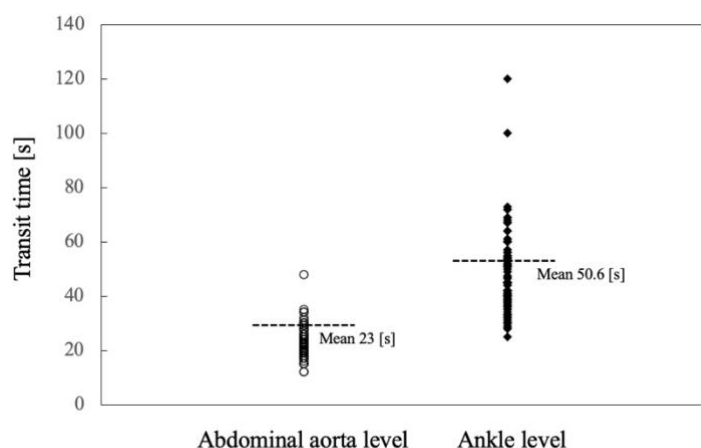


Fig. 1 腹部大動脈と足関節近傍レベルの造影剤到達時間の比較

わせて設定することができる。先行研究では、腹部レベルと膝関節レベルでの造影剤到達時間を測定していたが<sup>6)</sup>、下腿3分岐以降において血流速度が低下するという報告も存在するため<sup>7)</sup>、我々は足関節レベルとした。また、造影剤の投与方法においては、描出能や装置に依存しないことが求められる。本手法は装置に依存せず、多くの装置で行うことができる方法であるため、施設内での運用へと至った。さらに、デッドスペースの影響を考慮し生理食塩水(生食)の後押しは必須とし、上肢交差挙上<sup>8)</sup>にて造影検査を行っている。テストインジェクションやメインボラスのそれぞれの生食量を確保するため、生食用シリンジは80 mlを採用した。

異なる2部位の造影剤到達時間は、腹部レベルに比べて足関節近傍レベルではばらつきが非常に大きいことがわかった(Fig 1)。このことは、従来の撮影方法では下肢動脈の血行動態を確実に捉えることが困難であることを示唆しており、患者ごとに血行動態を把握する必要があると考えられる。包括的高度慢性下肢虚血の治療において、下腿のrun-off血管の状態やtarget vesselを把握することは、血管内治療や外科的バイパス手術をする上で重要視されるため、可能な限り末梢まで血管を描出させることに意義がある。

当院では造影剤量を増加させないため、管電圧100 kVpを使用しており、フラクショナルドーズを19.5 mg/kg/sとしている。テストインジェクションで4秒注入、メインボラスでは25秒注入とし、当院の体幹部ルーチン造影検査の造影剤総ヨード量は600 mg/kgになるように設定している。また、PHILIPS社製CT装置Spectral CT 7500(7500 CT)では、管電圧100 kVp使用時においてもdual-energyデータを生成することが可能である。十分な動脈の造影効果を得ることができなかった場合、virtual monochromatic image(VMI)を作成することで、造影効果を高めることができる。下肢は、脈管以外に実質臓器がほぼ無いため、VMIによって血管のコントラストがより際立ち、描出能が改善する。

血行動態を把握し最適な撮影時間とすることに加え、dual-energy CTを活用することによる造影剤量の低減は、今後検討が必要であると考えている。

### 4. 臨床画像表示

66歳、女性、内科にて1型糖尿病で経過観察中、歩行障害あり下肢虚血の精査加療目的に血管外科に紹介され下肢動脈CT撮影が依頼された。テストインジェクションより造影剤の到達時間は、腹部大動脈レベルでは18秒、足関節近傍レベルでは50秒であった。この2点間の造影剤通過に32秒程要することが

わかった。この時間に合わせてヘリカルピッチやローテーションタイム、場合によってはディテクタの列数を調整した。得られた画像は、末梢まで描出することができ、左浅大腿動脈の口径不整と遠位に限局性の高度狭窄を認めた(Fig 2a)。また、同症例では右腓骨動脈と前脛骨動脈の遠位側に狭小化・狭窄が見られた。その後、左浅大腿動脈に対して薬剤コーティングバルーンによる血管内治療を行った(Fig 2b)。しかし、約2ヶ月後、呼吸困難と動悸を主訴に、再度血管外科に紹介された。冠動脈CTと冠動脈カテーテル検査を施行し、冠動脈バイパス術の適応となった。約1年後、右足全体の激痛が出現するようになり、下肢虚血が再び疑われ下肢動脈CT撮影の依頼となった。テストインジェクションより造影剤の到達時間は、腹部大動脈レベルでは19秒、足関節近傍レベルでは37秒であった。2点間の造影剤通過時間は18秒であった。結果的には右浅大腿動脈に高度狭窄が複数見られ(Fig 2c)、抹消まで描出することができた。同一患者で狭窄が出現しているにも関わらず、造影剤の到達時間は大きく異なっていた。原因の一つとして、冠動脈バイパス術による心機能の改善が考えられた。LEADは全身の血管性病変を引き起こし、循環動態を予測することが困難であるがテストインジェクションで造影剤到達時間を把握することで対応可能となる。

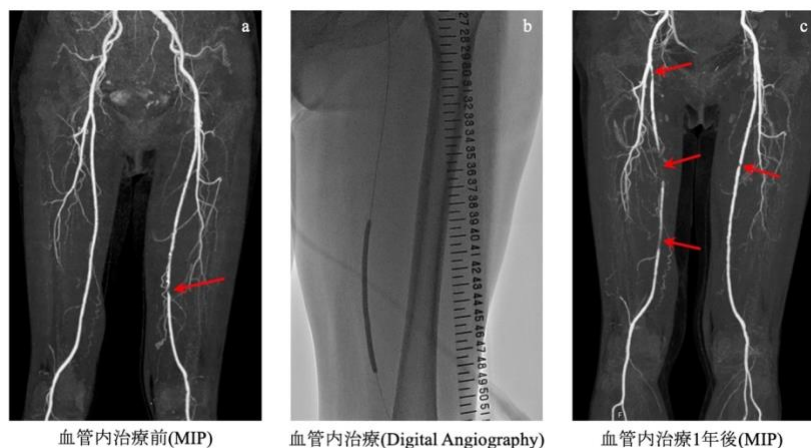


Fig. 2 血管内治療前後におけるテストインジェクションを用いた下肢動脈CT撮影の確実性

外科的血栓除去術前(MIP) 100 kVp画像とVMI 40 keV画像との比較

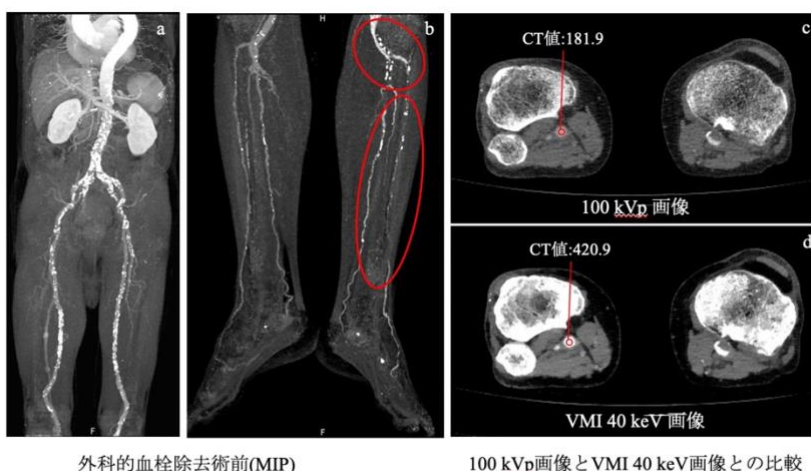


Fig. 3 血流速度が極めて遅く造影効果の低下した左下肢急性動脈閉塞に対してテストインジェクション法とVMIを用いた下肢動脈CT撮影の有用性

91歳、男性、突然左足の冷感と痺れ、感覚低下を自覚し歩行時疼痛を認めたため、救急搬送となった。心電図検査より心房細動があること、また左足背動脈の触知がしづらいことから下肢動脈CT撮影となった。テストインジェクションより造影剤の到達時間は、腹部大動脈レベルでは22秒、足関節近傍レベルでは80秒であった。2点間の造影剤通過に58秒程要し、約60秒撮影となり末梢まで描出することができた(Fig 3a, b)。しかし、中枢から末梢までの体軸方向に造影効果を保つことは難しかったため、VMIを作成することで描出能が向上した(Fig 3c, d)。結果的に、左膝窩動脈から下腿動脈の壁在血栓による高度狭窄が疑われ、緊急下肢動脈血栓除去術を施行し翌日には退院となった。

## 5. 終わりに

現状のLEADにおけるCT造影検査において、2点間の動脈血流速度を把握する本法は、装置性能に依

存しない高い汎用性を有しており、症例ごとに個別化された最適解を提供できる。さらに dual-energy CT 等の先進技術を相補的に活用することで、診断能の更なる向上が期待できる。既存の技術に創意工夫を凝らし、患者にとって有益な検査を追求し続けることは、ひいては質の高いチーム医療への貢献に直結する。本手法が、LEAD における画像診断の一助となれば幸いである。

#### 参考文献

- 1) Allison MA, Ho E, Denenberg JO, et al. Ethnic-specific prevalence of peripheral arterial disease in the United States. *Am J Prev Med* 2007; 32: 328–333.
- 2) Hirsch AT, Criqui MH, Treat-Jacobson D, et al. Peripheral arterial disease detection, awareness, and treatment in primary care. *JAMA* 2001; 286: 1317–1324.
- 3) 2022 年改訂版 末梢動脈疾患ガイドライン 日本循環器学会/日本血管外科学会
- 4) David J Hur, Muhammed Kizilgul, Wai W Aung, et al. Frequency of Coronary Artery Disease in Patients Undergoing Peripheral Artery Disease Surgery *Am J Cardiol.* 2012; 110(5): 736–740.
- 5) Nakaya Y, Kim T, Hori M, et al. Correlations between aorto-popliteal bolus transit speed and aortic and popliteal bolus transit time during CT angiography of aortoiliac and lower extremity arteries. *Eur J Radiol* 2011; 79(2): 272-276.
- 6) Jan Baxa, Tomáš Vendis, Jirí Moláč ek et al. Low contrast volume run-off CT angiography with optimized scan time based on double-level test bolus technique – feasibility study. *European Journal of Radiology* 2014; 83: e147–e155.
- 7) 中野 英貴, 渡辺 秀雄, 美濃 亜紀子, 他. 糖尿病患者を対象とした下肢動脈血流波形による末梢神経障害の評価. *超音波検査技術* 2007;32(4): 413-417.
- 8) Y Nishiyama, K Yabuuchi, Y Nishiyama, et al. Crossed raised arm position improves the flow of contrast medium in torso contrast-enhanced computed Tomography. *Radiography* 2024; 30(2): 681-687.

# 『脂肪抑制法の基礎』

## Basic of Fat Suppression Techniques

富士フイルム株式会社  
京谷 勉輔

### 1. はじめに

MRI における脂肪抑制 (fat suppression) の臨床的意義は、病変コントラストの改善による検出能の向上、脂肪成分の同定、さらにモーションアーチファクトの低減や化学シフトアーチファクトの抑制など、多岐にわたる。脂肪抑制と一口に言っても複数の方法が存在し、たとえば、水と脂肪のわずかな共鳴周波数差を利用して脂肪のみを周波数選択的に飽和させる CHESS (chemical shift selective)<sup>1)</sup>、逆に水のみを選択的に励起する Water Excitation<sup>2, 3)</sup>、反転回復 (IR) パルスを用いて脂肪の T1 がゼロ交差点 (null point) となるタイミングで読み出す STIR (short TI inversion recovery)<sup>4)</sup>、そして水と脂肪の化学シフト差を利用し、複数のエコー時間 (TE) の位相関係から水画像・脂肪画像を分離する DIXON<sup>5, 6)</sup> などが挙げられる。これらの手法にはそれぞれ長所と短所があり、実臨床では目的・部位・磁場強度・装置特性に応じて使い分けられている。

本稿では、磁場強度の変遷という時代背景も踏まえながら、代表的な脂肪抑制技術の原理と特徴について解説する。

### 2. 磁場強度の時代背景と脂肪抑制技術の変遷

Fig. 1 に磁場強度の時代背景と脂肪抑制技術の変遷を示す。表によると 1980 年代半ばから後半にかけて、超電導 MRI の 0.5 T, 1.0 T, 1.5 T 装置が相次いで上市され、国内で MRI 装置が稼働した。STIR は、低から中磁場や磁場均一性が十分でない環境でも均一に脂肪信号を落とせるため、早期から臨床で重宝され、比較的早く装置実装が進んだ。

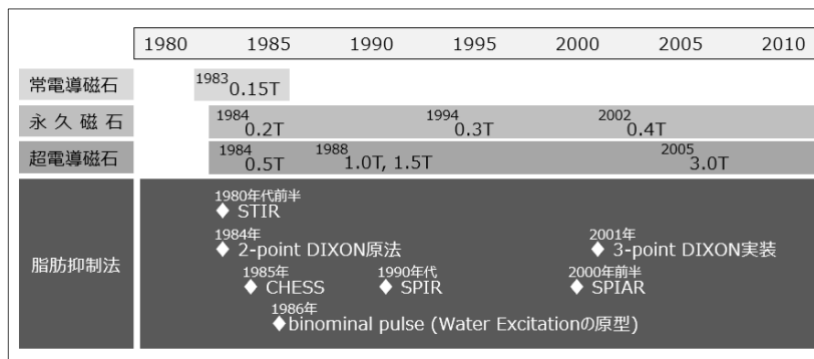


Fig. 1 磁場強度の時代背景と脂肪抑制技術の変遷

その後、1985 年に Haase らによって CHESS imaging が報告され<sup>1)</sup>、1990 年代に入り 1.5 T MRI 装置が臨床の主力となると、静磁場 (B0) 均一性やシミング技術の向上に伴って CHESS が一般化した。さらに、CHESS に IR のエッセンスを加えた SPIR<sup>7)</sup> や Water Excitation なども実装され、各社から多様な脂肪抑制技術が提案されるようになった。

一方、2005 年頃から全身用 3 T MRI が国内でも相次いで稼働し、高 SNR の恩恵と引き換えに B0・RF 磁場 (B1) の不均一増大が問題化した。これにより CHESS, SPIR といった周波数選択系脂肪抑制では脂肪抑制の不均一が顕著となり、よりロバストな手法が求められた。そこで登場したのが SPAIR<sup>7, 8)</sup> である。SPAIR は B1 不均一に強い脂肪抑制が期待でき、2000 年代半ば～後半に普及した。その後、シミング・位相補正・再構成技術の進歩により、3-point DIXON<sup>6)</sup> も広く実装され、現在の主力手法の一つとなっている。

### 3. 脂肪抑制法の種類と特徴

#### 3-1. 水と脂肪の共鳴周波数を利用して脂肪だけを選択的に飽和させる手法

脂肪抑制法に代表される CHESS は古典的手法であり、水と脂肪の共鳴周波数 (Hz) 差を利用する。磁場強度が高いほど (T が大きいほど) Hz 差は大きいため、0.3 T では差が小さく (例: 約 44 Hz)、1.5 T では差が大きい (例: 約 220 Hz)。よって高磁場 MRI の方が、脂肪共鳴に狭帯域 RF パルスを選択的に照射しやすく、良好な脂肪抑制画像の取得が可能である。しかし CHESS は周波数選択に依存するため、B<sub>0</sub> がわずかにずれるだけで本来脂肪に照射すべき RF パルスが正確に当たらず、抑制の不均一が生じやすい。したがって CHESS で良好な抑制を得るにはシミングが必要であるが、広範囲撮像や局所磁場の不均一が生じやすい部位ではシミングが破綻しやすく、良好な抑制が得られないことがある。この課題に対し、周波数選択的 IR パルスを付加する SPIR が提案され、CHESS で残り得る脂肪の縦磁化を TI で null できる分だけややロバストになったものの、B<sub>0</sub> 不均一に対して基本的な弱点は共有しており、抜本解決には至らなかった。

3 T などの高磁場では、B<sub>0</sub>, B<sub>1</sub> の均一性担保が難しく抑制不良が生じやすい。そこで提案されたのが SPAIR である。SPAIR は振幅と周波数を時間的に連続変調する adiabatic IR パルスを用い、B<sub>0</sub> 不均一下でも確実な 180°反転を達成して広範囲に均一な脂肪抑制を目指す技術である<sup>8)</sup>。一方で adiabatic IR は SAR が高めとなる傾向があり、3 T ではシーケンスによって TR の延長が撮像時間の増加を招く場合がある。2000 年代の 3 T では B<sub>1</sub> 不均一が顕著で SPAIR を用いても十分でないことがあったが、Multi-transmit RF 送信の実装により B<sub>1</sub> 不均一が改善し、良好な脂肪抑制が得られるようになった (Fig. 2)。

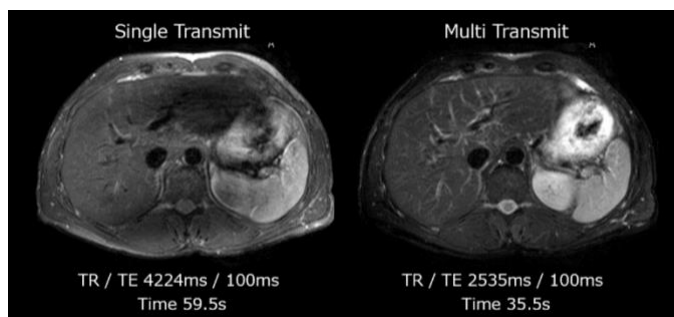


Fig. 2 3.0 T MRI 装置で撮像した Single / Multi Trans RF 送信した際の脂肪抑制画像 (SPAIR)

#### 3-2. 水と脂肪の共鳴周波数を利用して水だけを選択的に励起させる手法

Water Excitation は、RF パルス列の設計 (binomial パルス) によって水のみを選択的に励起し、脂肪は励起しないシンプルかつ実用的な脂肪抑制法である<sup>2)</sup>。核となる binomial RF パルス (例: 1-1, 1-2-1, 1-3-3-1) で、各サブパルスの相対振幅とパルス間隔を調整し、水と脂肪の化学シフトに由来する位相差を利用して水成分を強め合い、脂肪成分は横磁化を生じさせないように制御する。脂肪を周波数選択で飽和させる CHESS と異なり、Water Excitation は“水選択励起”が本質である。binomial の次数が上がる (1-1 → 1-2-1 → 1-3-3-1) ほど選択性は高まるが (Fig. 3)、パルス列が長くなり TR, TE の制約や動き感受性が増すため、撮像目的や部位によって、binomial の次数の使い分けが必要である<sup>3)</sup>。

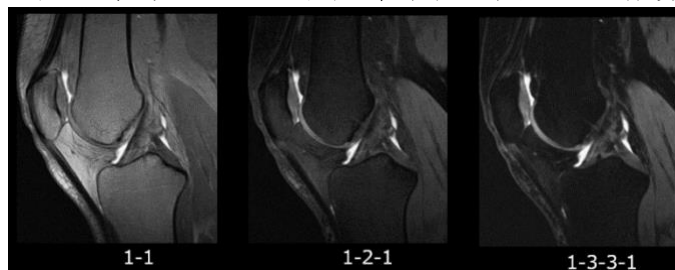


Fig. 3 Water Excitation の binomial の次数による画質変化

#### 3-3. 反転回復パルスを用いて脂肪の T1 回復を利用した手法

STIR は、脂肪の T1 値が短いことを利用し、脂肪がゼロ交差(null point)を通過するタイミングで読み出す反転回復型の脂肪抑制法である。本手法は、180°の IR パルスにより脂肪、水を問わず、すべてのスピンを-Mz に反転し、脂肪の Mz がちょうどゼロ(null)になるタイミングで 90°パルスを付加 (TI<sub>null</sub>) し、脂肪の信号を実質的に抑制することができる。TI<sub>null</sub> は、脂肪の T1 値と ln2 の積で求めることができ、磁場強度によって、組織の T1 値が異なるため、1.5 T の場合は TI<sub>null</sub> は約 150ms、3.0 T の場合は TI<sub>null</sub> は約 200ms で脂肪の信号を抑制することができる。厳密には、SPIR のよ

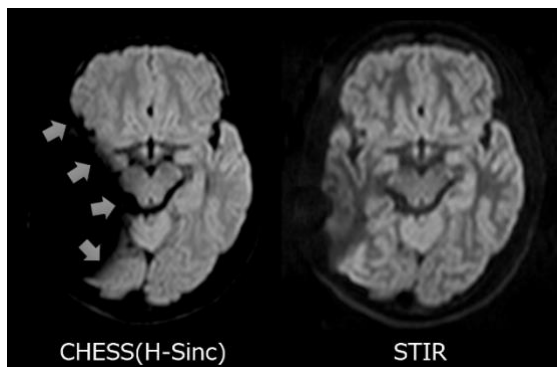


Fig. 4 拡散強調画像において磁性体がある場合の CHES と STIR の画像の違い

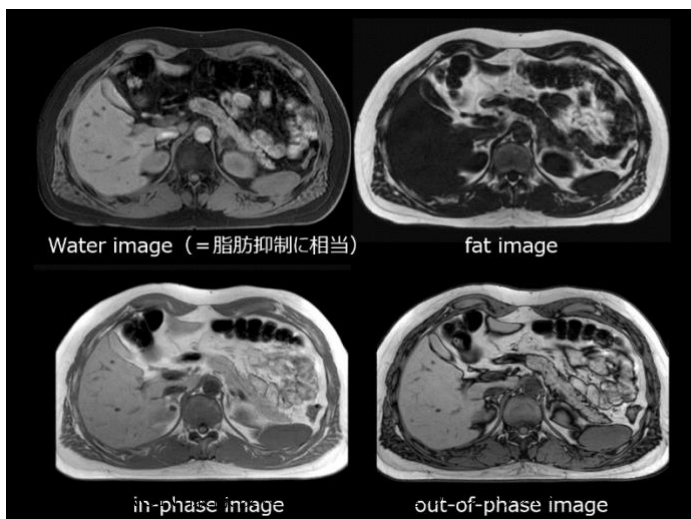
うに脂肪の周波数に合わせているわけではないため、脂肪の T1 値付近に存在する組織も抑制されることになるが、実際の臨床では、浮腫や炎症などは水成分が多く Mz が大きいため、浮腫や炎症変化を捉える場合は、大きな問題とはならない。STIR は、脂肪抑制法の中でも最も B0, B1 不均一に強く (Fig. 4), 広範囲に脂肪抑制画像が得られるため、乳房や整形領域の脂肪抑制画像で多用される。STIR は、CHES や SPIR のように脂肪信号だけを抑制する手法ではないため、脂肪と同程度の T1 を示す組織も同時に抑制され得る点が本質的な注意点である。したがって、ガドリニウム造影後の T1 強調像に STIR を用いるべきではない。一方で、STIR は B0, B1 不均一に強く、広範囲や金属近傍でも抑制が比較的均一に得やすいという利点があり、整形領域や乳腺、全身 DWI など幅広く用いられる。ただし、SNR は CHES と比べ低下しやすく、SNR を担保するために撮像時間が延長 するといったトレードオフがある。

### 3-4. 水と脂肪のケミカルシフトの違いを利用した手法

DIXON は、水と脂肪のケミカルシフトの違いを利用し、複数の TE で取得した信号の位相関係から水成分と脂肪成分を分離する脂肪抑制(正確には水脂肪分離)法である。古典的には in-phase(同位相) と out-of-phase(逆位相) の関係を利用して、2-point DIXON(2 つの TE)や 3-point DIXON(3 つの TE)などの実装があり、現代では再構成アルゴリズムの進歩により臨床の主力手法の一つとして広く用いられている<sup>5, 6, 9)</sup>。

DIXON 再構成では、一般に water image(=脂肪抑制に相当), fat image, in-phase image, out-of-phase image の複数コントラストが同時に得られる点が大きな利点である。さらに、B0, B1 不均一に対して CHES よりロバストで均一な脂肪抑制が得やすいため、

腹部・乳腺・整形領域・全身撮像まで適応が拡大している。一方で、DIXON 特有のアーチファクトとして fat-water swap(水画像と脂肪画像のラベルが入れ替わる現象)が知られており、B0 不均一に起因する位相誤差やフィールドマップ推定誤差が主因とされる。水脂肪分離の堅牢性は 2-point より 3-point の方が高いとされ、実装各社は補正法の工夫で swap を低減している。DIXON は飽和パルスを使わないため、CHES(周波数選択的飽和)と比較して B0, B1



の影響を受けにくく、広い視野や不均一領域でも安定しやすい。ただし SNR の優劣は撮像条件に依存し、常に DIXON の SNR が CHESS を上回るわけではない。临床上は、均一な脂肪抑制と複数画像の同時取得という実利から採用が広がっている。また、複数 TE の取得を要するため、各 TE 間で位置ズレ(体動・呼吸・蠕動など)があるとミスレジストレーションやアーチファクトの原因となり得る点は弱点として理解しておくべきである<sup>9)</sup>。低磁場では、水脂肪の周波数差が小さいため CHESS が成立しにくい一方、DIXON は計算画像として水脂肪分離を行えることから、0.3–0.4 T 近傍の装置でも脂肪抑制の選択肢として用いられている。

#### 4. まとめ

本稿では、臨床適応の細目には踏み込まず、脂肪抑制技術の違いや特徴について紹介した。臨床では脂肪抑制不均一、アーチファクトが発生する場合があるが、原理に立ち返って最短距離で最適解を選ぶという姿勢が、あらゆる環境で再現性の高い脂肪抑制を実現すると考える。

#### 参考文献

- 1) Haase, Axel, et al. 1H NMR chemical shift selective (CHESS) imaging. *Physics in Medicine & Biology*. 1985;30(4):341–344.
- 2) Levitt, Malcolm H. Composite pulses. *Progress in Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy*. 1986;18(2):61–122.
- 3) Runge, Val M., et al. Water Excitation, Fat Excitation. In: *The Physics of Clinical MR Taught Through Images*. Cham: Springer; 2022. p.100–101.
- 4) Bydder, G.M., Young, I.R. MR imaging: clinical use of the inversion recovery sequence. *J Comput Assist Tomogr*. 1985;9:659–675.
- 5) Dixon, W. Thomas. Simple proton spectroscopic imaging. *Radiology*. 1984;153(1):189–194.
- 6) Glover, Gary H., Schneider, Erika. Three-point Dixon technique for true water/fat decomposition with B0 inhomogeneity correction. *Magn Reson Med*. 1991;18(2):371–383.
- 7) 田端 均, ほか. SPIR (Spectral Presaturation with Inversion Recovery) 法の基礎的検討 (MR-8 臨床応用-2). *日本放射線技術学会雑誌*. 1990;46(8):1385.
- 8) Tannús, Alberto, Garwood, Michael. Adiabatic pulses. *NMR in Biomedicine*. 1997;10(8):423–434.
- 9) Van Vucht, Niels, et al. The Dixon technique for MRI of the bone marrow. *Skeletal Radiology*. 2019;48(12):1861–1874.

## 『脂肪信号をコントロールする技術 ～基礎から考えよう～』

Technology to control fat signaling - Let's start from the basics!

座長：徳島文理大学（撮影部会委員）山村 憲一郎

熊本大学病院（撮影部会委員） 森田 康祐

MRI における脂肪抑制技術は、病変の描出能向上、コントラスト最適化、アーチファクト低減などにおいて極めて重要な役割を担っており、臨床画像診断の質を大きく左右している。一方で、装置ベンダーごとに脂肪抑制法の原理・実装・呼称が異なり、撮像部位や磁場強度、臨床目的によって最適解が必ずしも一致しないという現状がある。本ワークショップは、各メーカーの脂肪抑制技術を横断的に整理し、体の部位別に臨床的有用性と限界を共有することで、日常診療および研究に資する実践的指針を提示することを目的とする。

本ワークショップでは、教育講演として、富士フィルムの京谷勉輔先生より、水分子と脂肪の物理的な関係性から MRI 撮像における脂肪を扱う技術を基礎から振り返り、脂肪抑制の原理と最新のトピックスを含めてご講演いただく。

続くワークショップでは、主要 MRI ベンダーの装置を駆使する 5 名のエキスパートユーザーをシンポジストとしてお招きし、頭頸部、胸部・乳腺、腹部、肝臓、整形領域を対象として、各社の特性を活かした最新の脂肪抑制技術や撮像プロトコルについて、領域別にご講演いただく。

脂肪抑制は MRI 画像の画質を左右する基盤技術であり、その理解と適切な運用は今後さらに重要性が増すと考えられる。本ワークショップで得られた知見が、各施設における MRI 検査の質の向上と診断能の底上げにつながることを期待する。

### 【教育講演】 脂肪抑制の原理

富士フィルム株式会社 京谷勉輔

### 【ワークショップ】 脂肪信号をコントロールする技術 ～基礎から考えよう～

#### (1) 「頭頸部領域 MRI における脂肪抑制法の最適解は？」

新大阪画像の森診断クリニック 吉崎 正哉

#### (2) 「乳房 MRI における脂肪抑制法の使い方」

広島平和クリニック 長谷川 俊輔

#### (3) 「脂肪信号をコントロールする技術 ～ 腹部を中心に ～」

奈良県立医科大学附属病院 山谷 裕哉

#### (4) 「肝臓領域における脂肪抑制法の基礎的技術」

熊本中央病院 豊成 信幸

#### (5) 「脂肪信号をコントロールする技術 ～ 膝関節を中心に ～」

守ログローバル整形外科 宮原 正幸

## 『頭頸部領域 MRI における脂肪抑制法の最適解は？』

What is the optimal fat suppression technique in Head-and-Neck region MRI?

新大阪画像の森診断クリニック

吉崎 正哉

### はじめに

頭頸部領域は多様な組織が複雑に入り組む解剖学的特徴を持ち、MRI 撮像には高い診断能が求められる。この領域には脂肪組織が豊富に存在するため、病変の検出や性状評価において、脂肪信号の適切なコントロール、すなわち脂肪抑制は不可欠である。脂肪信号が病変を隠蔽したり、造影効果をマスクしたり、アーチファクトの原因となるため、効果的で均一な脂肪抑制は診断精度向上に必須である。加えて頭頸部は、以下のような解剖学的・撮像上の要因により、均一な脂肪抑制や高画質の確保がとりわけ難しい領域でもある。本稿では、頭頸部 MRI における脂肪抑制の目的を再確認し、FUJIFILM 社製装置を用いて脂肪抑制法の種類、メリット・デメリットを詳述する。

### 1. 頭頸部領域を撮影する際の問題点

#### 1.1 解剖学的な問題点

- ① 空気-骨-軟部組織の混在による磁化率不均一：副鼻腔・喉頭腔などの空気腔が頭蓋底や軟部組織に隣接し、強い磁化率勾配を生じて B0 不均一が増大。スペクトル型脂肪抑制のムラや歪み、信号欠損の原因となる。
- ② 多様な脂肪コンパートメントの存在：眼窩脂肪、頬脂肪体、翼口蓋窩、咬筋間隙、耳下腺・顎下腺周囲、深頸部筋間隙、皮下脂肪、骨髄脂肪など、脂肪の分布・厚みが部位ごとに大きく異なるため、局所的な抑制不良が病変コントラストに直結する。
- ③ 神経・血管の密集と微小病変：頭蓋底～翼口蓋窩～海綿静脈洞といった経路での神経周囲浸潤や眼窩病変などは微小で、脂肪背景に埋もれやすいため、均一な脂肪抑制と高分解能が同時に求められる。
- ④ 下頸部～胸郭移行部の影響：肩や肺尖に近接する下頸部は磁場環境が不安定で、B0/B1 不均一やコイル感度のばらつきが増し、脂肪抑制のムラ、SNR 低下が起りやすい。
- ⑤ 歯科金属や術後材料：歯科インプラント・補綴物・矯正器具、頸部手術材料等は強い磁化率アーチファクトを生じ、周囲の信号に歪が生じる。

#### 1.2 撮影時の問題点

- ① 生理的・不随意運動：嚥下、舌運動、呼吸、咽頭反射、小児検査等のモーションアーチファクト
- ② フローアーチファクト：頸動脈・頸静脈の血流によるフローアーチファクト
- ③ FOV 設定と折り返し：頸部の非円形形状と広い撮像範囲の要求により、相位方向の折り返しやコイル外感度が画質低下を招く。

## 2. MRI 脂肪抑制の目的：なぜ頭頸部で必須なのか？

### 2.1 病変の検出能向上

頭頸部には、眼窩周囲、副鼻腔、咽頭・喉頭周囲、頸部リンパ節周囲、血管壁周囲など、脂肪組織が広範囲に存在する。これらの脂肪内に存在する小さな病変（炎症、腫瘍、リンパ節転移など）は、高信号の脂肪信号に埋もれ、通常の撮像法では検出困難になる場合がある。脂肪抑制により背景脂肪信号を除去することで、病変と周囲組織のコントラストが向上し検出能が飛躍的に高まる。特に T2 強調画像における浮腫性変化や炎症性病変の描出、T1 強調画像における血管内プラーク<sup>1)</sup>や腫瘍の検出に効果的である。

### 2.2 造影効果の明瞭化

頭頸部の腫瘍性・炎症性病変の多くは、造影剤投与により増強効果を示す。しかし周囲の脂肪が高信号であると、病変の造影効果がマスクされ評価が困難になることがある。脂肪抑制 T1 強調画像を撮像することで背景脂肪信号が除去され、わずかな造影効果も明瞭に描出可能となり、病変の範囲診断や性状評価が容易になる。

### 2.3 アーチファクトの低減

頭頸部領域は嚥下や呼吸、顎の不随意運動などにより体動が生じやすい部位である。体動は MRI 画像に様々なアーチファクトを引き起こすが、脂肪信号が高い領域での体動は、ゴーストアーチファクトとして診断能を低下させる。脂肪抑制を行うことで、脂肪信号由来のアーチファクトを低減し、より安定した画像が得られる。拡散強調画像(DWI)においても、脂肪信号が高い ADC(Apparent Diffusion Coefficient) 値の算出精度が低下する可能性があるため、脂肪抑制は定量的な評価にも重要である。

### 2.4 組織性状評価

脂肪抑制法を用いることで水と脂肪成分さらには血液成分の有無が鑑別可能になる。これにより病変が水成分（浮腫、炎症、腫瘍等）なのか、脂肪成分（脂肪腫、脂肪変性、粥腫等）なのか、血液成分（プラーク内出血等）なのかを客観的に評価することができる。リンパ節の脂肪変性と悪性リンパ節の鑑別、術後変化における浮腫と脂肪壊死の鑑別など、詳細な組織性状評価に繋がり診断精度を向上させる。

## 3. 脂肪抑制法の種類と特徴

### 3.1 周波数選択法（Chemical shift selective 法）<sup>2)</sup>⇒代表例：Fat-Sat (FS), SPIR, SPAIR, H-Sinc

水と脂肪の化学シフト差を利用し、脂肪の共鳴周波数に選択的に RF パルスを印加して信号を飽和させ脂肪信号を抑制。

メリット：脂肪のみを選択励起するため脂肪の検出に有効であり、信号雑音比（signal to noise ratio:SNR）低下がみられない。

デメリット

- ① B0・B1 不均一に弱い：頭頸部は空気と組織の境界面が多く磁場不均一が生じやすい。これにより脂肪抑制が不均一になり、水信号まで抑制されることがある。特に 3T-MRI では影響がより大きい。
- ② 金属アーチファクトに弱い：歯科金属などの磁性体があると、磁場歪みにより脂肪抑制が破綻しやすい。
- ③ 低磁場装置には不向き：水と脂肪の化学シフト差が小さく、周波数選択飽和が困難になる。

### 3.2 反転回復法 (Inversion Recovery 法) ⇒STIR 法 (Short-TI Inversion Recovery) <sup>3)</sup>

180° RF パルスで縦磁化を反転させ、T1 緩和時間において脂肪の縦磁化がゼロになる時点 (null point) で励起パルスを印加し脂肪信号を抑制する。

メリット

- ① B0 不均一に強い：周波数選択的なパルスを使用しないため磁場不均一の影響を受けにくい。空気の多い副鼻腔や、広範囲を撮影するような頸部領域で均一な脂肪抑制効果が得られる。
- ② 金属アーチファクトに比較的強い：金属による磁場歪みの影響を受けにくい。
- ③ 低磁場装置に有効。

デメリット

- ① 周波数非選択パルスを用いることにより、脂肪以外の組織も縦磁化が小さくなる為 SNR が低下する。また脂肪の T1 値に近い組織も信号低下を招くため、造影 MRI との併用は不可。
- ② 撮像時間が長くなる傾向。
- ③ TI 値の正確な設定が必要。(0.5T : 約 100ms, 1.5T : 約 180ms, 3.0T : 約 250ms)

### 3.3 水・脂肪分離法 (Dixon 法) <sup>4)</sup>

水と脂肪の化学シフト差によるプロトン信号の位相差を利用し、複数のエコー時間 (TE) でデータを取得、数学的に水と脂肪の信号を分離し水強調画像と脂肪強調画像を生成する <sup>5)</sup>。近年では Multi-point Dixon 法へ進化し、B0 不均一に対して位相画像を利用して補正する方法がとられているため、水と脂肪の分離エラーは少なくなっている <sup>6)</sup>。

メリット

- ① B0 不均一に非常に強い：磁場不均一の影響をアルゴリズムで補正でき、極めて均一で安定した脂肪抑制が可能。頭頸部の課題を大幅に改善。
- ② 水・脂肪の同時取得：病変が水成分か脂肪成分かを容易に評価でき、組織性状診断に極めて有用。
- ③ 3D 撮像と相性が良く、高分解能で均一な脂肪抑制画像が得られる。 <sup>7) 8)</sup>
- ④ 頭頸部領域の造影検査との併用が有用。

デメリット

- ① 撮像時間延長：複数の TE でのデータ取得が必要なため長くなる傾向。  
ただし近年大幅短縮⇒Parallel imaging+圧縮センシング (Compressed Sensing, CS)
- ② water/fat swap：稀に極端な磁場不均一領域などで水と脂肪の信号が入れ替わる現象 (Multi-point Dixon 法で改善) <sup>9)</sup>。
- ③ TSE の場合 Echo space が長くなり、ブラーリングの影響や動きに対して脆弱になる。  
(Motion Compensation : PROPELLER/Multi Vane/RADAR で改善) <sup>10)</sup>

## 4. 頭頸部での各推奨シーケンス (最適な脂肪抑制法は?)

・ T1 強調 (造影)

推奨：DIXON 法 (TSE/3D TSE/GRE)

代替：Spectral IR (adiabatic)

- T2 強調

推奨：DIXON 法（TSE）もしくは STIR 法

動き対策として併用可能な場合は、DIXON 法+Motion Compensation もしくは Single shot TSE+STIR 法

- 拡散強調画像（DWI）

推奨：STIR 法-DWI⇒特に均一な脂肪抑制効果を求められる

SNR 低下のため FOV の調整や AI・Deep Learning の活用

- 頸動脈・血管壁

推奨：DIXON 法（3D TSE）+Black blood 法+MSDE 法<sup>11)</sup>

代替：Spectral IR（adiabatic）

## 最後に

頭頸部領域の MRI 検査において、脂肪抑制技術は病変の検出、診断、治療効果判定に不可欠な要素であり、その進化は診断能向上に直結し、被検者の QOL 向上に貢献してきた。脂肪抑制法には選択的励起法、反転回復法、Dixon 法等、それぞれの原理を理解し、頭頸部領域特有の課題（磁場不均一、金属アーチファクト、体動）を克服するための最適な脂肪抑制法を選択することが、質の高い MRI 画像を得る上で重要であると考えられる。今後は AI や Deep Learning Recon の精度向上が期待され、頭頸部に限らず MRI 各シーケンスの弱点が克服されていくと考えられる。

以上、本稿を通じて頭頸部領域 MRI 検査における脂肪抑制法の最適化の一助となれば幸いです。

## 参考文献

- 1) 永山雅子, 渡邊祐司, 吉田和道, 他. 頸動脈の血管壁 MRI 血管壁プラークの性状とその意義についてー. 画像診断 2004; 24(9): 1088-1098.
- 2) Haase A, Frahm J, Hanicke W, et al. 1H NMR chemical shift selective (CHESS) imaging. Phys Phys Med Biol 1985 Apr; 30(4): 341-4.
- 3) A J Dwyer, J A Frank, V J Sank, et al. Short-TI inversion-recovery pulse sequence: analysis and initial experience in cancer imaging. Radiology 1988 Sep; 168(3): 827-36.
- 4) Dixon WT. Simple proton spectroscopic imaging. Radiology 1984 Oct; 153(1): 189-194
- 5) Ma J. Dixon techniques for water and fat imaging. J Magn Reson Imaging 2008 Sep; 28(3): 543-58.
- 6) Reeder SB, McKenzie CA, Pineda AR, Yu H, Shimakawa A, Brau AC, Hargreaves BA, Gold GE, Brittain JH : Water-fat separation with IDEAL gradient-echo imaging. J Magn Reson Imaging 2007 ; 25 : 644-652
- 7) Ma J. Dixon fat-water separation: a comprehensive review of acquisitions and applications. NMR Biomed. 2015 Aug; 28(8): 1063-7.
- 8) Hagiwara A, et al. Clinical utility of three-dimensional multi-echo Dixon MRI for fat-suppressed imaging of the head and neck. Eur J Radiol. 2014 Dec; 83(12): 2263-8.
- 9) Scott B Reeder, Angel R Pineda, Zhifei Wen, et al. Iterative decomposition of water and fat with echo asymmetry

and least-squares estimation (IDEAL): application with fast spin-echo imaging Magn Reson Med. 2005 Sep;54(3):636-44

10) J G Pipe Motion correction with PROPELLER MRI: application to head motion and free-breathing cardiac Imaging Magn Reson Med. 1999 Nov;42(5):963-9.

11) Fan Z, et al. "3D high-resolution black-blood MRI of the carotid artery using a motion-sensitized driven-equilibrium turbo spin echo sequence with parallel imaging." Magn Reson Med 2011;65(3):644-652.

## 『乳房 MRI における脂肪抑制法の使い方』

How to Use Fat Suppression Techniques in Breast MRI

広島平和クリニック

長谷川 俊輔

### 1. はじめに

乳房は機能的構造である乳腺組織と、それを囲む脂肪組織からなる。乳癌はそのほとんどが乳腺組織にできるがんで、多くは乳管から発生し、一部は小葉から発生する。乳腺組織を明瞭に描出するには、均一な脂肪抑制が求められる。しかしながら、乳房のもともとの形状や被験者の個人差、また豊胸術によるインプラント挿入や乳がん術後による左右差などが見られることは珍しくなく、これらは均一な脂肪抑制の妨げとなる。本稿では、様々な状況に対応するための乳房 MRI における脂肪抑制法の使い方について紹介する。

### 2. 乳房 MRI におけるベーシックシーケンス

本邦で参照されている乳房 MRI の撮像に関するガイドラインでは、脂肪抑制 T2 強調画像、T1 強調画像、拡散強調画像、dynamic MRI の撮像が推奨されている<sup>1)2)</sup>。T2 強調画像では、乳癌は乳腺組織と同等の信号を示す場合が多く、乳癌の検出には有用ではない。しかし、嚢胞や嚢胞内腫瘍に見られる水成分、粘液癌に見られる粘液成分、浮腫などは高信号を示し、繊維化や慢性期の出血などは比較的 low 信号となる。このため、病変部の性状を推測し、組織型を推定するのに役立つ。脂肪抑制を併用しない造影前の T1 強調画像では腫瘍内の脂肪信号や血性成分の同定が可能である。脂肪信号の存在は、乳房内リンパ節や過誤腫などの良性腫瘍であることを特異的に示すことができる。拡散強調画像は腫瘍の制限拡散の強さを画像化する手法であり、apparent diffusion coefficient (ADC) 値は悪性度診断への補助として有用である<sup>3)</sup>。dynamic MRI は乳癌の診断において重要なシーケンスである。脂肪抑制 T1 強調画像を造影前、早期相、後期相の少なくとも 3 相を撮像するのが基本とされ、現在では 3D での高速 GRE 法が一般的に用いられている。最近では高速撮像法の進歩により Ultrafast DCE のように、より腫瘍の血行動態を詳細にとらえる撮像も行われている<sup>4)</sup>。

乳房 MRI では上記のベーシックシーケンスを 1.5T 以上の静磁場強度の装置で専用コイルを用いて腹臥位で撮像することが推奨されている。これにより胸壁の呼吸性移動が抑えられ、アーチファクトの抑制にもつながる。円形のコイル内に乳房を下垂させることになるが、この際に腹部の脂肪が入らないようにしたり、乳房にシワがよらないよう引き伸ばしたり、左右の乳房を整えながらのポジショニングをすることが撮像時の磁場不均一の影響を少なくするためにも大切になる。下垂させた乳房は周囲を空気に覆われることになるため、装置メーカーによって手法の違いはあるが局所シミングによる補正を行うことは、良好な脂肪抑制を得るために非常に有効である。

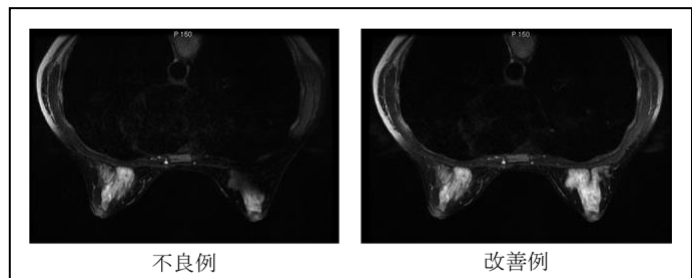


Fig.1 局所シミングでの画質改善例 (T2 強調画像)

### 3. 各シーケンスでの脂肪抑制法

T2 強調画像では CHESSE 法, SPAIR 法, DIXON 法, STIR 法と多様な脂肪抑制法が使用可能である. 前述したような水成分や浮腫などを明瞭にするためには, 均一な脂肪抑制と正常乳腺とのコントラストが重要となる. 磁化率の影響や Z 軸方向への周波数差による脂肪抑制ムラはみられるものの当院ではコントラストが最も良好な SPAIR 法をルーチンで使用している. 磁化率の影響が強い場合や腋窩部分の評価が大事となるような症例では Fig.3 左図のように DIXON 法に変更している. 磁場不均一に強い脂肪抑制法としては STIR 法が選択肢に上がるが, 原理上信号強度が低く, 十分な SNR を確保するためには撮像時間が長くなる問題があった. 近年各社 MR 装置に実装されている deep learning reconstruction (DLR) によって時間短縮及び SNR の改善が可能であり, 使用可能な施設では検討するべき脂肪抑制法である.

拡散強調画像に関しては EUSOBI のコンセンサス論文での推奨の脂肪抑制法は SPAIR 法となっている<sup>3)</sup>. 当院では STIR 法と水選択励起法である SSRF の併用での撮像を行っている<sup>5)</sup>. SPAIR 法は STIR 法に比べ SNR が高いというメリットがあるが, 磁場の不均一に弱く, 不飽和脂肪酸が抑制できないというデメリットもあり, 消え残った脂肪信号が高い SNR のために相対的に目立ってしまうという問題もあり, 反転時間の最適化が必要である<sup>6)</sup>.

dynamic MRI で一般的に用いられる 3D の T1 強調画像では SPAIR 法, DIXON 法などが用いられる. スライス厚や面内分解能などを同等の条件とすると, DIXON 法を用いると撮像時間が長くなるため, 当院では SPAIR 法をルーチンとしている. 磁場不均一の影響などにより SPAIR 法では脂肪抑制不良が認められる場合のオプションとして, Fig.3 右図のように DIXON 法を使用している. DIXON 法は基本的には均一な脂肪抑制画像を得られるが, 計算画像であるため, Fig.4 のように水と脂肪の分離エラーが起こりうる. ダイナミック撮像では再撮像ができないため, 使用する際には注意が必要である. 造影前の画像で血性成分が認められる場合や, 皮下の脂肪の消え残りなどが問題となる際には, subtraction 画像を作成することも有効な脂肪抑制の手法である. 作成する際には, 体動などによるスライス位置のずれなどにより実際の造影効果とは異なる情報を提供してしまうことが無いように留意する.

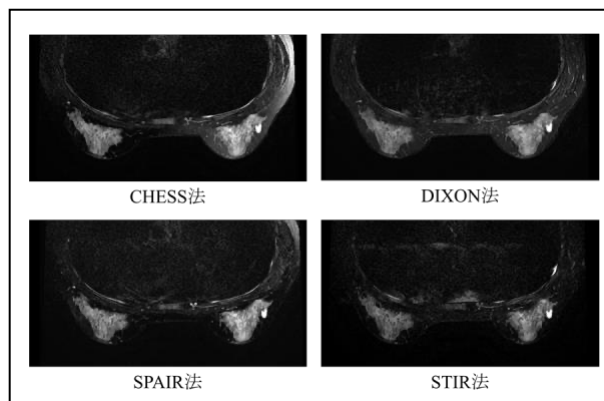


Fig.2 T2 強調画像での各脂肪抑制画像

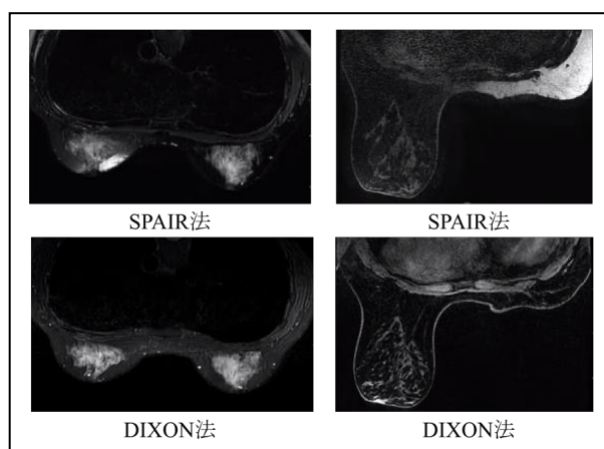


Fig.3 磁場不均一症例  
(左:T2 強調画像 右:dynamic MRI)

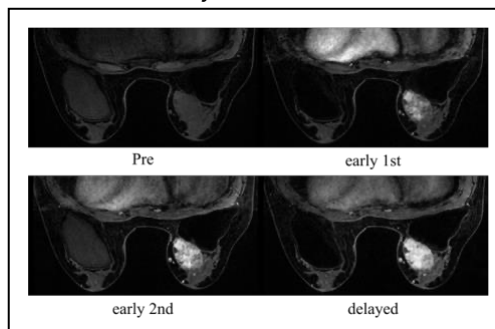


Fig.4 DIXON 法の分離エラー

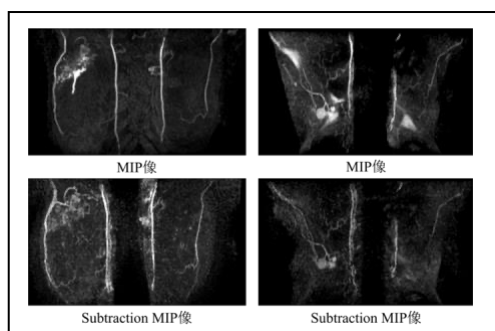


Fig.5 subtraction MIP

#### 4. まとめ

本稿では乳房 MRI における脂肪抑制の使い方について、撮像時の注意点や想定される問題点、脂肪抑制不良症例の際の対応策などについて紹介した。実際には装置メーカーや使用装置によって使用できる脂肪抑制の種類や得手不得手がある。用いる脂肪抑制法によって画像の見た目も異なってくるため、依頼医や放射線科医に撮像可能な画像を提示し、ルーチンで使用する脂肪抑制法を選択して、オプションシーケンスについても取り決めておくといよい。本稿が乳房 MRI の良好な脂肪抑制画像の提供の一助になれば幸いである。

#### 参考文献

- 1) 日本乳癌検診学会編：乳房 MRI 検査マニュアル。金原出版，2020。
- 2) 日本医学放射線学会編：画像診断ガイドライン 2021 年版 第 3 版。金原出版，2021。
- 3) Baltzer P. et al：Diffusion-weighted imaging of the breast-a consensus and mission statement from the EUSOBI International Breast Diffusion-weighted Imaging working group. Eur Radiol.30：1436-1450, 2020.
- 4) バイエル薬品株式会社：乳房 MRI における適切な画像を得るための撮像ポイント。available at: <https://radiology.bayer.jp/diagnostic-support/breastMRI>
- 5) 五十嵐太郎：脂肪抑制関連技術 SSRF. MRI 応用自在 第 4 版. pp70-71, メジカルビュー, 2021.
- 6) 北美保：脂肪抑制関連技術 SPAIR. MRI 応用自在 第 4 版. pp79-83, メジカルビュー, 2021.

『脂肪信号をコントロールする技術～腹部を中心に～』

Controlling abdominal fat signals in MRI: A technological approach

奈良県立医科大学附属病院

山谷 裕哉

1. はじめに

腹部 MRI 検査において、適切な脂肪抑制技術の選択は、病変の検出および質的診断の精度を左右する極めて重要な要素である。3T MRI 装置の普及により、高い信号対雑音比(SNR)を活かした高精細な画像取得が可能となった一方で、3T 特有の技術的課題も顕在化している。特に静磁場(B0)および高周波磁場(B1)の不均一性の増大は深刻な問題である。腹部は、腸管ガスや脊椎、腹壁脂肪といった磁化率の異なる組織が混在しており、局所的な磁場の乱れが生じやすい。その結果、従来の周波数選択的脂肪抑制法(CHESS 法)では抑制ムラや意図しない信号消失といったアーチファクトが頻発し、診断能を損なう要因となっている。本講演では、Siemens Healthineers 社のプラットフォームにおける腹部脂肪抑制技術の最適化について、初学者から中級者を対象に解説する。併せて、同社特有のパラメータ設定(SPAIR Mode や Fast Dixon 等)についても紹介したい。

2. 脂肪抑制の意義

MRI 検査における脂肪抑制の意義は、主に病変検出能の向上と画質の改善にある。高信号を示す脂肪組織を抑制することで、隣接する病変とのコントラストを明瞭化し、脂肪含有病変の鑑別や造影増強効果の判定を容易にする。さらに、脂肪由来の化学シフトやモーションアーチファクトを低減させることで、診断価値の高い画像を提供することが主たる目的である。

3. T2 強調画像における脂肪抑制

腹部 T2 強調画像における脂肪抑制の第一選択とされるのが SPAIR (Spectral Adiabatic Inversion Recovery)である<sup>1)</sup>。SPAIR は、脂肪の共鳴周波数に合わせた断熱パルス(Adiabatic Pulse)を用いて脂肪の縦磁化を反転させ、Null point のタイミングで信号収集を行う手法である。断熱パルスを使用するため、従来の CHESS 法に比べて B1不均一に強く、広範囲な腹部撮像において安定した抑制効果が期待できる(Fig. 1)。



Fig.1 3TにおけるB1マップと脂肪抑制

しかし、高磁場装置では Fig. 2 のオレンジ色の矢印で示す通り、磁場の不均一性によって脂肪ピークの幅が拡大する事象が生じやすい。シーメンス社製の SPAIR には「Default」「Abdomen&Pelvis」「Thorax」「Breast」の4つのモードが用意されており、それぞれ照射する断熱パルスの帯域幅を最適化することで抑制不良を低減する工夫が施されている<sup>3)</sup>。そのため、撮像部位や磁場環境に応じて適切なモードを選択することが肝要である。

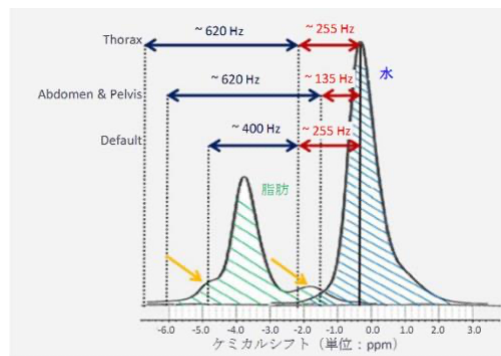


Fig.2 各SPAIRモードの帯域幅の違い(シーメンス社提供)

#### 4. TSE Fast Dixon

Dixon 法<sup>2)</sup>は、撮像された In-phase 画像と Opposed-phase 画像から、Water 画像(脂肪抑制画像)と Fat 画像(水抑制画像)を演算によって作成する手法として広く普及している。CHESS 法に比べて均一な脂肪抑制が期待できるため、磁場不均一の影響を受けやすい部位で有効である。

しかし、一度に2種類の画像を取得する性質上、撮像時間が延長し、体動アーチファクトの影響を受けやすくなる点が腹部領域への応用における課題であった。これに対し「Fast Dixon 法」は、従来の Dixon 法と比較して撮像時間を大幅に短縮できるシーケンスである。従来の Dixon 法が 180 度パルス印加後、In-phase または Opposed-phase のいずれか一方の信号を収集するのに対し、Fast Dixon 法では読み取り傾斜磁場を反転させることで、1TR 内に両方の信号を同時に収集する。

この技術により、呼吸同期下でも均一な脂肪抑制画像が取得可能となった(Fig3)。また、Fat 画像を同時に得ることで、病変内の脂肪含有の評価など、脂肪の存在診断にも極めて有用である。

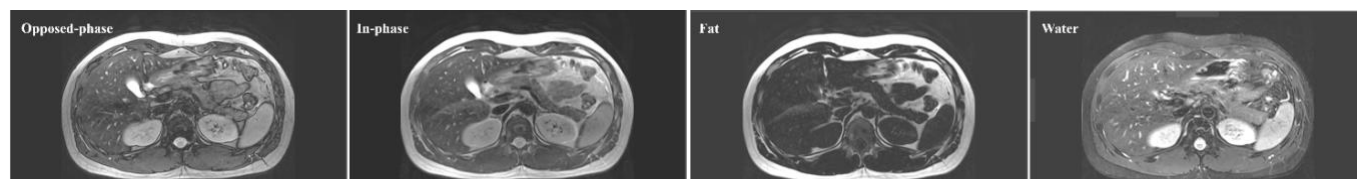


Fig.3呼吸同期FastDixon

#### 5. 息止め不良患者への対応

腹部 T2 強調画像の撮像において、呼吸停止の精度は画像クオリティを左右する極めて重要な因子である。しかし、高齢者など十分な息止めが困難な症例は日常臨床において散見され、体動アーチファクトによる画質低下が大きな課題となっている。こうした際、呼吸同期下での T2 TSE 撮像への切り替えは有効だが、撮像時間の著しい延長を伴うため、検査スループットの維持という観点からは導入が難しい現状がある。

この課題に対する有力な解決策が、AI を用いた再構成技術「Deep Resolve」を併用した HASTE 撮像である。HASTE 法は1スキャンが極めて短いため体動には強いが、本来は SNR の不足やブラーリング(ボケ)が生じやすい特性を持つ。ここにディープラーニングを用いたノイズ除去や超解像技術を適用することで、短時間の撮像でありながら、従来の T2 TSE に引けを取らない高精細な画像取得が可能となった。

Fig.4 に Deep Resolve の適用有無による比較画像を提示する。AI 再構成を適用した画像(右)では、HASTE 特有のノイズやボケが劇的に低減され、組織コントラストと解像度が大幅に向上していることが確認

できる。

結論として、息止めが不安定な患者において無理に T2 TSE を試みるよりも、AI 再構成を併用した HASTE を選択する方が、安定して高い診断能を有する画像を得られる。これは、臨床現場におけるワークフローの最適化と質の向上を両立させる極めて現実的なアプローチと言える。

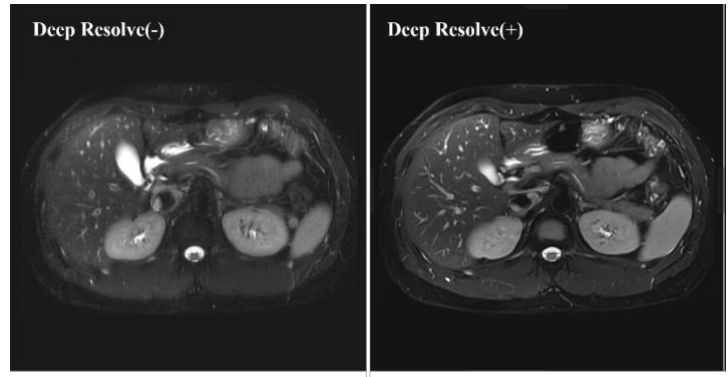


Fig.4 Deep Resolve併用HASTEの有用性

## 6. まとめ

腹部 MRI における脂肪抑制技術および高速撮像技術は、装置の高度化と AI 技術の融合により進歩を遂げている。

SPAIR 法や Fast Dixon 法による最適化は、磁場不均一という物理的制約を克服し、Deep Resolve の導入は「撮像速度と画質」のトレードオフを解消しつつある。我々は、これらの最新技術を深く理解し、患者の状態や臨床目的に応じて柔軟に選択することが、検査精度の向上と患者負担の軽減に直結する。

## 参考文献

- 1) 高原太郎, 堀 正明, 本杉 宇太郎, 他. MRI 応用自在. メジカルビュー社; 東京 2021: 79-83
- 2) Dixon WT. Simple proton spectroscopic imaging. Radiology 1984; 153: 189-194.
- 3) SPAIR 脂肪抑制. <https://academy.siemens-healthineers.com/ja-jp/spair>

『肝臓領域における脂肪抑制法の基礎的技術』

Fundamental techniques of several fat suppression methods in the liver region

熊本中央病院

豊成 信幸

1. はじめに

2008 年に薬事承認されたガドキセト酸ナトリウム(Gd-EOB-DTPA)の臨床導入により<sup>1)</sup>, 肝領域の造影 MRI では, 従来の血行動態評価に加えて肝細胞相(Hepatobiliary Phase)による評価が可能となり, 微小肝病変の検出能および質的診断能は飛躍的に向上した. これらの診断精度の向上には, MRI 装置の高磁場化や高速撮像技術の進歩に加え, 脂肪抑制法の最適化が大きく寄与している.

現在, 肝領域の MRI 検査では, 3D ボリューム撮像を用いることで高い空間分解能と時間分解能を両立した撮像法が広く普及しており, 肝疾患の正確な診断および治療方針の決定において不可欠な役割を担っている. なかでも脂肪抑制法は, 背景となる肝実質や病変のコントラストを改善させ<sup>2), 3)</sup>, 診断能を最大限に引き出すための基礎となる技術である.

臨床で用いられる主な脂肪抑制法には, 水と脂肪のケミカルシフトによる位相差を利用した DIXON 法<sup>4)</sup> や周波数選択的脂肪抑制法である SPIR(Spectral IR, Spectral Preparation IR), および断熱パルス(Adiabatic pulse)を用いた SPAIR(Spectrally Adiabatic IR, Spectrally Attenuated IR) などがある<sup>3), 5)</sup>. 特に 3.0T 装置を用いた腹部 MRI においては, 静磁場(B0)および高周波磁場(B1)の不均一性の影響を受けやすく, いかんにして広範囲で均一な脂肪抑制効果を得るかが画質維持の鍵となる.

本稿で肝臓領域における各種脂肪抑制法の原理と基礎的特性を報告する.

2. 3D-T1TFE (e-THRIVE: enhanced-T1-weighted high-resolution isotropic volume excitation)

当院での肝臓検査において, ダイナミック撮像や肝細胞相は, 3D-T1TFE (e-THRIVE)<sup>6)</sup> 撮像を行っている.

e-THRIVE の脂肪抑制法は, SPAIR を使用し, TE を 2 回収集する DIXON 法と比べ, 短時間撮像かつ高分解能撮像である. e-THRIVE の撮像条件において, TI delay time を”shortest” または”auto” に選択することにより脂肪抑制効果方法が異なるため, それぞれの特性を活かし設定を行う.

“delay time = shortest”の場合, 脂肪信号の null point に Acquisition duration (TR \* TFE factor) の低周波域である K0 (delay time) を手動で合わせる必要があるが, スライス枚数や短時間撮像に応じて設定が可能である. TFE factor の増加とともに撮像時間が短縮となるが, データ収集の最中においても脂肪信号が回復するので脂肪抑制効果が劣化する場合もある.

“delay time = auto”の場合, null point に対して TI delay time を自動調整するため脂肪抑制効果のある画像が

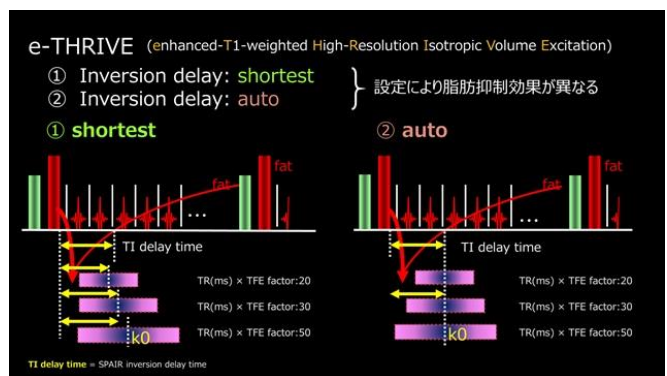


Fig.1 Inversion delay の設定

得られるが, Acquisition duration に制限がある.

### 3. 拡散強調画像 (DWI)

DWI において, SPIR, SPAIR, SSGR と様々な脂肪抑制法を組み合わせる<sup>7)</sup>ことが可能である. 上腹部における肝領域の DWI 画像は, 様々なアーチファクトが生じ, 脂肪抑制効果不良を経験する. 3T 装置における DWI において, SPAIR は, SPIR と比較して均一な脂肪抑制効果が得られるが, 撮像時間が延長する欠点がある<sup>3)</sup>. また SSGR を併用することでより高い脂肪抑制効果が得られるが, 静磁場(B0)の不均一性が著しい部位(腸管ガスや金属アーチファクト付近など)や, 呼吸による体動が大きい上腹部では, 脂肪抑制不良や水抑制が発生することがある. SSGR 単独でも脂肪抑制法として使用できるが, スライス選択時にプロファイルが歪むことによって脂肪抑制不良を生じる場合もある.

### 4. まとめ

肝臓 MRI の診断能を最大限に引き出すためには, 各脂肪抑制法の物理的特性(反転パルスの性質や脂肪信号の回復のタイミング)を理解し, 装置の特性(3.0T 装置)に合わせて撮像パラメータを緻密に調整することが肝要である.

### 参考文献

- 1) 線状型 MRI 用肝臓造影剤 EOB・プリモビスト注シリンジ 添付文書 2021 年 2 月改訂(第 1 版)
- 2) 榎卓也 教育講座 MRI の基礎と応用技術 脂肪抑制の基礎から応用 日本放射線技術雑誌 Vol.77 No.12 Dec 2021
- 3) 放射線技術学シリーズ MR 撮像技術学(改訂 4 版) 日本放射線技術学会 株式会社 オーム社
- 4) 山本誠ら MRI による脂肪定量と Dixon 法の進歩 JJMRM 2024; 44: 43–52 doi:10.2463/jjmr.2023-1800
- 5) UMIN PLAZA サービス 上腹部推奨撮像条件 jofukusuisyo2020.pdf
- 6) 高橋大輔ら 脂肪抑制を併用した 3D T1FFE 法の基礎的検討 [https://jsrt-tohoku.jp/cms/wp-content/themes/gishikai-org/pdf/bukaimag-vol21/21\\_page096.pdf](https://jsrt-tohoku.jp/cms/wp-content/themes/gishikai-org/pdf/bukaimag-vol21/21_page096.pdf)
- 7) M. Obara et al. Technical Advancements in Abdominal Diffusion-weighted Imaging Magn Reson Med Sci 2023; 22; 191–208 doi:10.2463/mrms.rev.2022-0107

## 1. はじめに(目的)

2024 年に新規オープンクリニックへ Canon 社製 1.5T MRI「Vantage Gracian」が導入された。開院直前の膝関節テストスキャンにおいて、選択的脂肪抑制 T2 強調画像 (Fat Sat T2WI) を用いた際、膝蓋骨に著明な高信号が認められた。この現象は、RF コイル周辺の磁場不均一性に起因する局所的な脂肪抑制不良によるものと考えられた。立ち合いのメーカーアプリケーション担当者と対応を協議したが改善に至らず、当初は磁場不均一性の影響を受けにくい STIR (Short Tau Inversion Recovery) 法を選択せざるを得なかった。

しかし、STIR 法は T1 緩和時間の差を利用するため、Fat Sat 法と比較して一般的に信号雑音比 (SNR) が低く、加えて軟骨を含む軟部組織のコントラストが低下する傾向がある。また、当法人は複数施設を有しており、施設間での画像所見の統一性を目的とした撮像プロトコルの標準化を推進していることから、主要施設で広く用いられている Fat Sat T2WI を安定的に運用できる技術の確立が必須であった。

膝関節のルーチン撮影において、関節軟骨や半月板、靭帯に加え、膝蓋骨および周囲組織の評価は診断上極めて重要であり、依頼医師が求めるコントラスト画像を提供することが撮影技術者の責務である。そこで本研究では、膝関節ルーチン撮影における膝蓋骨部高信号の原因と考えられる脂肪抑制不良を改善し、診断能の高い画像を提供することを目的とする。磁場均一性の安定化に焦点を当て、ポジショニング、専用撮影補助具の活用といった臨床的な撮像技術の工夫を行い、その効果と再現性について検証する。

## 2. 臨床的な工夫と実践

### 1) 磁場中心 (アイソセンター) へのポジショニング最適化

膝関節を磁場中心 (上下左右方向) へより正確に配置するため、既存のメーカー推奨ニースタビライザー (オプション) の使用を見送った。当該製品では左右方向と高さ調整等の制約により磁場中心への配置が困難であったためである。そこで、専用のコイル保持および患肢固定補助具を自作し導入することで、アイソセンターへの近接配置を実現した。

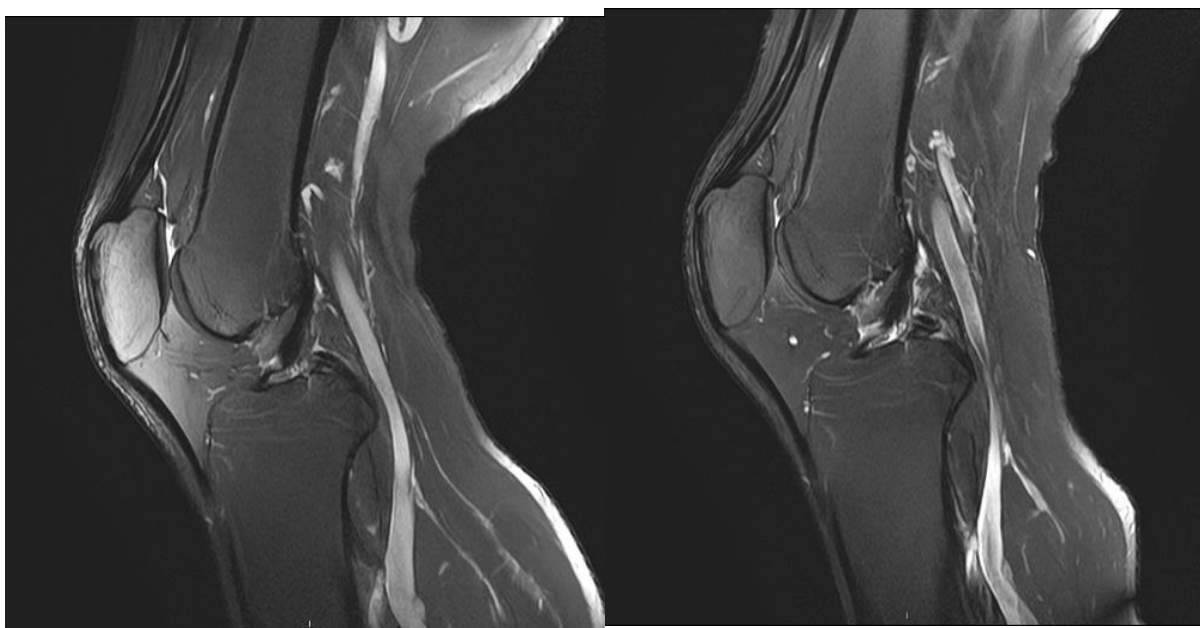
### 2) 膝関節特有の形状およびポジショニングに起因する磁場不均一の補正

膝関節は膝蓋骨が前方へ突出する特有の凸形状を有している。これに加え、膝関節撮像は通常、軽度屈曲位での保持が必須である。この「膝蓋骨の突出」と「屈曲位」の複合要因により、前面の空気-生体間の境界形状がより急峻となり、局所的な磁場不均一を増長させていると考えられた。そこで、この形状的な変化を緩和し、磁場分布を均一化させる目的で、補償用ボラス (ライスパット) を膝蓋骨前面から屈曲部に沿うように配置する工夫を行った。

### 3. 結果と考察

当法人における膝関節の選択的脂肪抑制 T2 強調画像は、半月板や軟骨の微細構造の描出を重視し、比較的短い TE および 脂肪抑制強度「Light」を採用している。これは、いわゆる Heavy T2WI ではなく、中間強調画像 (Intermediate-weighted image) に近いコントラストを得るためであるが、一方でメーカー推奨撮像法では膝蓋骨の高信号化が目立ち、周囲病変の評価が困難なケースが散見された。

前述のポジショニングの最適化および補償用ボース(ライスパット)の活用を行った結果、膝蓋骨周囲の局所的な高信号は著明に低減した (Fig.1 参照)。



**Fig. 1 膝関節 Fat Sat T2WI の比較**

従来撮像法では膝蓋骨周囲に局所的な脂肪抑制不良による高信号を認める(左)。

ポジショニング最適化および補償用ボース使用後では、膝蓋骨周囲の高信号は低減している(右)。

一部の症例において軽度の高信号残存を認めるものの、いずれも臨床的許容範囲内であり、診断に支障をきたすものではなかった。また、骨・軟骨・筋組織などの組織コントラストにおいても、法人内他施設(既存の安定稼働装置)との視覚的評価における差異は解消され、施設間差のない標準化された診断画像の提供が可能となった。

### 4. 結語

膝関節 Fat Sat T2WI における膝蓋骨周囲の脂肪抑制不良に対し、本研究では磁場均一性という基礎原理に立ち返り、ポジショニングの最適化および補償用ボースの活用による改善を検討した。その結果、局所的高信号は臨床的許容範囲まで低減し、診断に有用な画像が安定して得られた。脂肪信号を制御する上で、装置設定のみならず撮像環境を含めた基礎的要素に立ち返ることの重要性が示唆された。

## 『骨密度領域における AI, Deep Learning を活用した撮影技術』

座長：高浜豊田病院（撮影部会委員）前田 佳彦  
北海道勤労者医療協会 勤医協中央病院 荒石 直哉

---

### 1. 座長集約

AI, Deep Learning の活用は、いまや日常診療における画像診断領域のトレンドになっている。骨密度検査では、機械学習を用いた骨粗鬆症予測モデルや椎体自動抽出法の開発などが行われている。AI, Deep Learning が、骨密度領域に与えるインパクトを整理し、骨密度検査の歴史、撮影技術の基本をおさらいしながら、臨床における今後の展開についてディスカッションを行い骨密度に関する研究が進むようにアピールすることが本企画の趣旨である。

### 2. 討論の内容

骨密度検査は、ローテーション業務として多くの診療放射線技師が日常従事する状況にあるが、高い専門性を有した人材の不足により、検査の質向上に難渋する施設が多い傾向であった。一方で、機械学習を用いた骨粗鬆症予測モデルのマルチモダリティ比較や骨密度測定における深層学習を用いたセグメンテーションの有用性といった、AI, Deep Learning を骨密度検査に活用する取り組みもみられる。こうした取り組みは、母集団の設定に影響を受けるセクションバイアスの課題はあるものの、骨粗鬆症予測の可視化、骨密度測定時のセグメンテーションを実現できる時代になり、骨密度検査における AI, Deep Learning の活用は、今後さらに診療貢献が期待できるものと考えられた。現在は、一部の医療機関のみの取り組みで普及には至っていないが、本企画のような啓発活動を継続することは、骨密度領域における AI, Deep Learning に関する研究を進める一助になると考える。

### 3. 今後の展開

ワークショップ前には、整形外科医師による「骨粗鬆症の診断と治療」について教育講演をおこなった。健康寿命の延伸には、疾患の早期発見、早期治療が肝要である。骨密度検査は、健診から診療まで幅広く行われている。骨粗鬆症を診断する際に、骨密度検査の結果は不可欠であるといっても過言ではない。2022 年度診療報酬改訂において、大腿骨頸部骨折の患者に対して、関係学会のガイドラインに沿って継続的に骨粗鬆症の評価を行い、必要な治療等を実施した場合に「二次性骨折予防継続管理料」が新設され関心が高まっている。

骨密度検査に関して、高い専門性を有する人材の育成が喫緊の課題である。人材の育成無くして骨密度検査の発展は、ないと考ええる。本企画は、骨密度検査の歴史と撮影技術の基本、機械学習、深層学習、リエゾン活動をキーワードとした。本ワークショップの討論を通して、聴講された皆さまは何を感じられたでしょうか。骨密度領域における AI, Deep Learning を活用した撮影技術は、今回限りで完結するものではない。今後新たな切り口で、骨密度領域の研究を進められるように議論を継続する必要がある。本企画が、少しでも骨密度領域に関心をもつきっかけになったのであれば幸いである。

## 『心臓領域の MRI・CT の撮像技術の進歩』

座長：千葉市立海浜病院（撮影部会長）高木 卓

新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員）金沢 勉

### 1. 教育講演・ワークショップ

2025 年 10 月 17 日に MR 分科会・CT 分科会合同で「心臓領域の MRI・CT の撮像技術の進歩」をテーマに、教育講演とシンポジウムが開催された。教育講演では、中田圭先生(札幌医科大学)より「予測する画像診断へ～放射線技師が拓く心臓 MRI のインテリジェンス革命～」について、心臓 MRI の最新エビデンスに加え、撮像・再構成の実践的な工夫も含め、目的別プロトコルについて詳細に解説頂いた。なかでも、医師が適切に解釈できる画像を“作る”段階に、診療放射線技師の裁量と判断が不可欠であること、そのために実施している撮像前のカンファレンスの積み重ねにより、最小限の構成で最大情報量を引き出すミニマム・プロトコルの策定を能動的に担うことが、臨床価値の最大化につながるということについてご講演頂いた。ワークショップでは、福井利佳先生(東京女子医科大学附属足立医療センター)より「冠動脈 CT 検査の最新情報」、山崎良先生(天理よろず相談所病院)より「MRI による心筋評価(遅延造影)」、榎本隆文先生(熊本大学病院)より「CT による心筋評価」、森田康祐先生(熊本大学病院)より MRI による心筋評価(Myocardial Mapping)」についてご講演を頂いた。心臓領域の MRI・CT の撮像技術の進歩について、臨床での利活用も含め議論を行った。

### 2. 会場でのディスカッション

Q: 当院でも心臓 CT による ECV 検査を実施していますが、アミロイドーシスのように心内膜に集積する症例と心筋炎のようにびまん性に集積する症例など、疑う疾患によって線量調整は行っていますか。

榎本先生: 心臓 CT では線量がボトルネックになることが多く、管球回転速度を含め線量を最大に設定しても、線量不足となる症例をしばしば経験する。線量不足となる症例では 2 心拍分を撮影し、加算平均することで対応しています。

Q: 画質改善を考えると線量増加が懸念されますが、何か対策は行っていますか。

榎本先生: プロスペクティブスキャンを用い、拡張期のみの曝射とすることで線量低減を図っています。

Q: CT と MRI における遅延造影の撮像タイミングの違いが気になっています。榎本先生のご講演では CT は 7 分後に撮影されていましたが、途中で造影剤を追加投与しているとのことでした。その場合、早期遅延造影となり炎症性所見が反映されている可能性はないでしょうか。また、CT 遅延造影を 7 分で撮影する根拠について教えてください。

榎本先生: CT では造影剤を 2 回注入しているため、7 分後撮影といっても実質的には初回注入から約 5 分後の撮影となります。ただし、造影剤の大部分は 1 回目の注入で投与しており、画像評価に大きな問題はないと考えています。過去の文献においても、5～10 分が妥当な撮像タイミングとされており、この時間帯での MRI との比較において有意差がないことが根拠となっています。

Q: 正常心筋の null-point について伺います。Look-Locker 法の数値を確認し、+50ms を設定しているとのことでしたが、null-point の設定はルール化しているのか、それとも症例ごとに画像を見て調整しているのでしょうか。

山崎先生: T1 マップで計測した値を参照し、Look-Locker 法の数値と大きな乖離がなければ、その値を採用しています。

森田先生:Look-Locker 法の画像を目視で確認し, null-point を決定しています. 至適な TI 値を設定しないと画質が安定しないため, 慎重に判断しています.

Q:冠動脈 CT 撮影時に, 遅延造影や ECV を追加するかどうかの判断は, オーダー時に決まっているのか, 循環器内科医, あるいは放射線診断医が判断しているのでしょうか.

榎本先生:運用開始時に循環器内科や心臓血管外科など関連診療科と協議を行い, 現在は全症例に対して遅延造影撮影を実施しています.

Q:CT による心筋評価の今後の展望についてお聞かせください.

中田先生:MRI ではシンプルプロトコルを目指し, 30 分枠での運用を行っています. 一方, 冠動脈 CT に遅延造影を追加する場合, 検査枠, 被ばく, 装置スペック, 造影剤の使用など, さまざまな追加要素を考慮する必要があります. 札幌医大では, 現時点では CT による遅延造影は実施していません. また, 冠動脈評価を目的とした症例において, 心筋性状評価を追加すべきかどうかの判断は難しいと考えています. CT と MRI のどちらを選択するかは施設の事情にも大きく依存するため, 読影する放射線診断医, 運用する診療放射線技師, オーダーする循環器内科医を含め, チームとして相談し決定することが重要です.

Q:CT 装置に搭載された motion correction について, 救急患者への有用性が紹介されていましたが, 息止め困難な症例にも適応可能でしょうか.

福井先生:ローテーションタイムの短縮など装置の基本性能が向上しており, 息止め困難症例に対しても motion correction が有用であるとの報告があります.

### 3. おわりに

今回のワークショップでは, 心臓領域の MRI・CT の撮像技術の進歩を確認するとともに, 従来の形態評価にとどまらず, 機能, 血流, 組織性状についても議論を深めることが出来て大変有益であった. 今回, ご講演頂いた先生方及びワークショップにご参加頂いた皆様に深く感謝申し上げたい.

## セミナー報告

### 第2回単純X線撮影における品質管理セミナー

北里大学病院（撮影部会委員）

関 将志

診療放射線技師の業務は多様化し、多くのモダリティに従事する機会が増えています。そのため、単純X線撮影は、新人からベテランまで多くのスタッフが従事する機会があるものの、専属担当者が不在の施設も少なくありません。そこで、撮影部会一般分科会では、2021・22年度 学術研究班「単純X線撮影システムの標準化に関する研究」についての活動を行い、単純X線撮影における標準化を目的とした放射線医療技術学叢書(41)「単純X線撮影における品質管理マニュアル」を2024年8月23日に発刊しました。

この度、初学者を中心に単純X線撮影システムにおける品質管理の考え方、標準化に向けた取り組みについて、この叢書をテキストとして、以下のプログラムで「2025年第2回単純X線撮影における品質管理セミナー」を開催しました(オンデマンド視聴:2025年12月1日(月)～2025年12月27日(土)、Live配信:2026年1月18日(日))。

- 講義1. 叢書(41)「単純X線撮影における品質管理マニュアル」発刊の目的・意義  
りんくう総合医療センター 中前 光弘
- 講義2. 画像の合格基準について(頭頸部・胸腹部・脊椎・骨盤部)  
北里大学病院 山崎 雅史
- 講義3. 画像の合格基準について(上肢・下肢)  
北里大学病院 関 将志
- 講義4. 装置の品質管理について(X線装置)  
川崎市立井田病院 三宅 博之
- 講義5. 装置の品質管理について(検出器)  
JCHO九州病院 鈴木 洋平
- 講義6. 装置の品質管理について(モニター)  
獨協医科大学埼玉医療センター 諏訪 和明

#### 【主なライブ配信 Q & A(抜粋)】

多数の質問の中から一部を抜粋して以下に報告します。

**Q1:**再撮影の基準に関して、何 mm 以内など目安があったのですが、撮影画像が表示される端末で計測ができない際はどのように対応すべきですか？

**A :**右左マーカーや鉄球、メジャーなど、すでに大きさのわかっているものを一緒に写し込むことで計測は可能です。

**Q2:**一般撮影の品質というとポジショニングがメインとなると思いますが、各画像の画像処理パラメータ等の検討は行っていますか？

**A :**使用しているシステム(グリッド比や使用管電圧等)によって、メーカー推奨のパラメータで不具合がある場合は、メーカーの画像担当者と一緒に施設独自の画像処理パラメータを検討してください。目的とする部位を最適に表現する画像処理パラメータをご検討ください。

**Q3:** FPDの品質管理について教えてください。当院ではQCファントムの購入ができないため、その場合はベタ画像のみで定期的に目視確認をするのか、またはワッシャーやコームなど身近にあるものを使用して目視確認するのかなど、アドバイスいただけましたら有り難いです。

**A :** X線出力が担保されており、検出器の品質管理を目的とするのであればベタ画像でも問題ないが、X線出力を含めた総合的な品質管理であれば、いつも同じもの(身近なもの)を写しこみ、表示された画像に変化がないかを確認した方が良いでしょう。

**Q4:** 従来、二重曝射で行なっていた照射野試験は、デジタルシステムではどのように行なったらいいですか。

**A :** CRシステムであれば、従来の方法で問題ありません。FPDシステムの簡易的な方法としては、撮影距離を一定とし、光照射野の辺縁にクリップやワイヤー等を置き、照射された範囲を確認する方法があります。また、照射野確認用の機器が販売されていますので、そちらを利用されても良いかと思います。

**Q5:** 当院では胸椎・腰椎共に立位撮影を行っています。側面撮影について、円背患者では背筋が伸びる場合、自然立位ではなく伸ばせる範囲で補正して撮影した方がいいのでしょうか？

**A :** 講師の施設では、整形外科医師と相談し、アライメント計測目的のため、患者本来の姿勢を描出してほしいとの要望があり、矯正はせず自然に立っている状態を撮影しています。依頼されている診療科医師に検査目的等を確認されたらどうでしょうか。

**Q6:** 仙椎や尾骨の側面撮影で背側の一次線領域を鉛板で遮蔽しています。今のデジタル撮影系でもやはり有効なのでしょうか？

**A :** 現在のデジタル撮影システムでも背面に鉛板を置くことにより画質は向上します。鉛板の鉛当量によっては一次線を十分に遮蔽できず、画像処理が失敗することがありますので、注意が必要です。

**Q7:** 今回、EIの値やEIt、DI等の話はなかったですが、今後標準化として目安になる値かと考えているのですが、どうでしょうか？

**A :** 撮影システムの構築によってEIが異なるため、現時点で目安を提示することは難しいです。

EIを代表とする線量指標、DRL、撮影された画像の画質を総合的に評価する必要があり、今後、取り組んでいきたい課題となりました。また、EIを表示していない施設が多いことから、まずはEIを線量指標として使用すること、その上で施設としての目安を検討していくことが標準化につながると思います。

本セミナー終了後に実施したアンケートの満足度では、「期待以上の内容であった」が44%、「期待通りの内容であった」が56%でした。

撮影部会として、昨年度に引き続き、多くの方に参加いただき、単純X線撮影システムにおける品質管理の考え方、標準化に向けた取り組みについて解説できたセミナーでした。2026年度も引き続き、「第3回単純X線撮影における品質管理セミナー」を開催予定です。ぜひご参加いただき、一緒に標準化に向けて取り組んでいけたらと思います。

最後になりますが、本セミナーで使用したテキスト(叢書(41)「単純X線撮影における品質管理マニュアル」)は技術学会ホームページの書籍ウェブショップよりご購入いただけます。総会学術大会や秋季学術大会に参加いただくか、本セミナーに受講いただくと割引価格でご購入いただけますので、この機会にぜひご検討ください。

## 第 10 回 CT 応用セミナー

千葉市立海浜病院（撮影部会長）

高木 卓

2025 年 9 月 20 日(土), 21 日(日)の 2 日間にわたり, 中部支部の共催のもと, JP タワー名古屋 5 階 ミッドタウンクリニック名駅 会議室にて, 第 10 回 CT 応用セミナーを開催しました. 本セミナーは, CT 画像計測法の理解と習得に加え, 学術発表から論文化に至るまでの方法論の理解を目的として開催しています.

第 9 回よりプログラムの見直しを行い, CT 画質評価の理解を一層深めるために「概論」の講義を新たに追加しました. これにより, CT 画像の画質評価の基礎から最新の評価手法, 評価手順および注意点までを体系的に学ぶ構成とし, 実際に PC を用いた計測演習も実施しました. 画質計測演習では, Task Transfer Function (TTF), Noise Power Spectrum (NPS), System Performance (SP)に加え, Detectability Index ( $d'$ ) の計測を行いました. さらに, CT 検査における被ばくの最新動向, プレゼンテーション技術論, 論文化に向けた方法論の講義を含め, 学術研究に必要な基礎から応用までを網羅した充実したプログラム構成としました.

画像計測に関する講義では, 金沢大学の市川勝弘先生, 北海道科学大学の佐藤先生に, 十分な時間をかけて丁寧にご解説いただきました. また, 参加者からの質問に対しても詳細かつ的確にご回答いただきました. 対面開催であったことから, 受講生の理解度や反応を確認しながら進めていただけた点も, 理解促進に大きく寄与したものと考えます. 受講後アンケートでは, 「期待以上の内容であった」が 85%, 「期待通りの内容であった」が 15%と, 非常に高い満足度が得られ, 本セミナーの内容が高く評価されたものと考えています. 講師の先生方, 中部支部の関係者の皆様, ならびに熱心に受講して下さった参加者の皆様に, 心より感謝申し上げます.

これまで多くの皆様のご支援のもと開催してまいりました「CT 応用セミナー」は, 第 10 回をもって終了となります. 撮影部会 CT 分科会では, 2008 年より「CT 計測セミナー」を, 2016 年からは画像計測技術の進歩に対応するため「CT 応用セミナー」を企画し, CT 画像計測に関する講義および計測演習を 18 年間継続して実施してきました. これらの取り組みを通じて, CT 画像計測法の習得に大きく貢献し, 学術研究の質の向上に寄与できたものと考えています. この場をお借りして, セミナーの企画にご尽力いただきました元撮影部会委員の梁川範幸先生, 村松禎久先生, 井田義弘先生, ならびに講師をお引き受けいただいた多くの先生方に, 深く御礼申し上げます.

次年度以降のセミナー開催につきましては, 教育委員会を中心に企画・運営が行われる予定です. 撮影部会としても, 会員の皆様にとって有益なセミナーとなるよう, 教育委員会へ積極的に意見を述べてまいります. 今後とも撮影部会の活動にご支援を賜りますよう, 何卒よろしくお願ひ申し上げます.

第 10 回 CT 応用セミナープログラムと, アンケート調査の結果をご紹介します.

### ○プログラム【1 日目】

13:00 ~ 13:10 開講式・オリエンテーション

13:10 ~ 13:50 CT 画像の画質評価 概論

金沢大学 市川 勝弘

14:00 ~ 15:20 CT 画像の画質評価【Basic】線形画像の評価

北海道科学大学 佐藤 和宏

15:30 ~ 16:50 CT 画像の画質評価【Advance】非線形画像の評価

北海道科学大学 佐藤 和宏

17:00 ~ 17:50 CT 画像の画質評価最前線(含む, Photon-counting CT)

金沢大学 市川 勝弘

17:50 ~ 18:00 本日のまとめ

【2日目】

9:00 ～ 11:00 画質評価演習 (PC を用いた計測演習)

11:10 ～ 11:40 CT 検査被ばくに関する最新動向

千葉市立海浜病院 高木 卓

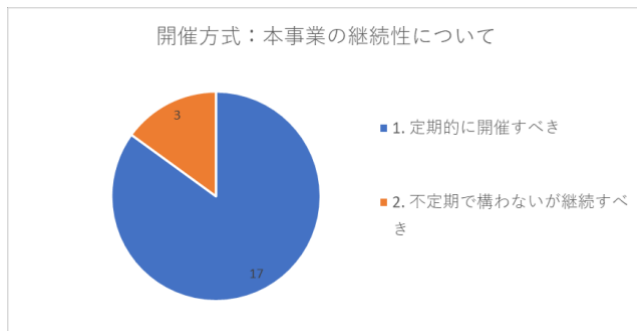
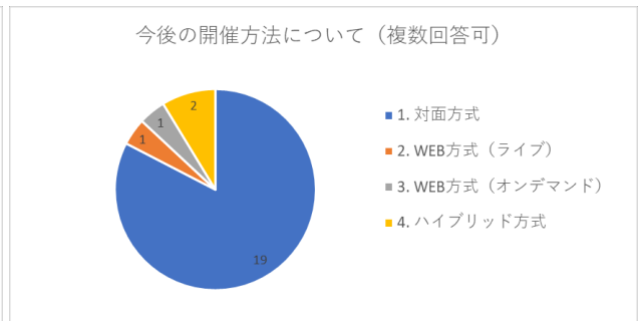
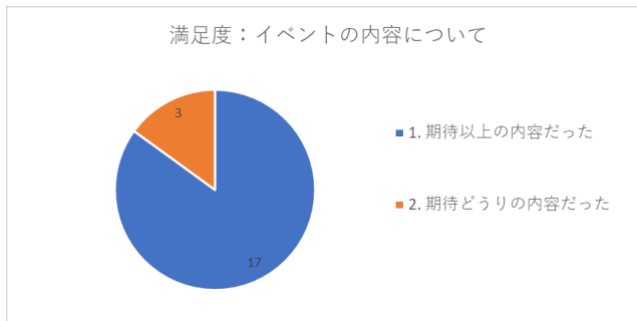
11:40 ～ 12:10 プレゼンテーション技術論(ひとつ上を行くために)

金沢大学 市川 勝弘

12:10 ～ 13:00 CT 研究論文における方法論

国立がん研究センター中央病院 瓜倉 厚志

13:00 ～ 13:25 総合討論



## 第 7 回実地で学ぶ MRI 安全管理セミナー 開催報告

新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員）金沢 勉

2025 年 10 月 26 日(日)に東京支部に共催を頂き、千葉県柏市にある富士フィルム株式会社ヘルスケアテクニカルアカデミーにて第 7 回実地で学ぶ MRI 安全管理セミナーを開催しました。10 名の参加者と少人数ではありましたが、例年よりも本セミナーの最大の特徴である工場見学をゆっくり行っていただきました。また、実地で学ぶという名の通り工場の実機を使った吸引実験や発熱実験、低磁場装置の体験も余裕を持って行うことができました。本セミナーは、MRI 装置の物理的な特性（吸引力、トルク、発熱など）や MRI 検査を安全に実施するために管理すべき事項を理解することで、事故のない安全な MRI 検査を行うことを目的としています。さらに、本セミナーを通じて MRI の安全性に興味を持ち、多くの会員が安全性の研究と向き合い、本分野での研究が活発になることを目指しています。

工場見学では、普段決して見ることのできない実際の組み立てラインを富士フィルムの社員様に説明してもらいながら、2 班に分かれてゼロヘリウムのマグネットの立ち上げや傾斜磁場コイル、RF コイルなどの組み立ての工程段階などの見学を行いました。さらに CT や X 線透視装置、移動型 X 線撮影装置等の製造ラインも見学することもできました。実機による実験では、1.5T 装置 2 台を使わせていただき吸引や発熱実験をおこないました。吸引物は人工骨頭や人工内耳、リードスペースメーカーなどの実際の体内デバイスを持ち寄って行ったので、実物を手に取る良い機会にもなりました。講義では、最初に坂井上之先生から MRI 装置のハードウェアと体内デバイスの安全性についての基本的な解説をいただき、次に、山田歩美先生から臨床現場での MRI 安全管理として、インシデント事例を通した具体的な安全管理について講義がされ、他職種との連携の重要性やトラブルから得られる情報共有の大切さを解説いただきました。最後に森田委員より ASTM に基づいた吸引力実験方法に関する解説がされ実験に入りました。

2026 年度は、東北支部にご協力いただき、秋に第 8 回実地で学ぶ MRI 安全管理セミナーを行う予定としています。本セミナーは、日本放射線技術学会の組織変更の影響を受け、撮影部会でのセミナーが終了します。したがって本セミナーは次回が最後となります。このようなセミナーを開催することは大変困難なため最後のチャンスとなります。ぜひ参加をして一緒に体験をしませんか。ただし、人数を限定としたセミナーとなるため、早めの申し込みをお勧めします。学会誌のイエローページでアナウンスをしていきますので、ご期待ください。



○プログラム

① MRI 工場見学. 低磁場装置体験. RF コイルの実機解説

② 講義

1) 「MRI 装置のハードウェアと体内デバイスの安全性について」

つくば国際大学 坂井 上之

2) 「臨床現場での MR 安全管理」

国家公務員共済組合連動会 虎の門病院 山田 歩美

3) 「ASTM における MR 適合性規格に基づく変位力・回転力の実験方法」

熊本大学病院 森田 康祐

③ 実機を使った MRI 実習(ヘルスケアテクニカルアカデミー実験室)

熊本大学病院

森田 康祐

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



富士フイルム株式会社ヘルスケアテクニカルアカデミー

## 第 15 回デジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー

三河乳がんクリニック（撮影部会委員）

渡辺 恵美

### 1. はじめに

2025 年 10 月から 11 月にかけて、撮影部会・教育委員会主催「第 15 回デジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー」を開催した。開催概要を Table. 1 に示す。

本セミナーは、第 1 回を 2011 年 8 月 27 日に仙台で開催して以来、新型コロナウイルス感染拡大の影響により第 10 回が中止となったものの、原則として毎年開催されてきた (Table 2)。2019 年までは各支部との共催により全国各地で対面開催を行い、2021 年度以降はオンデマンド配信による自己学習と、それを補完する Live 配信を組み合わせた二本立ての形式で開催している。

日本放射線技術学会における教育事業の一本化に伴い、本セミナーは今回をもって最終回となった。今後は教育委員会を中心とした教育コミュニティにより、引き継がれて運営される予定である。

Table.1 第 15 回 デジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー開催概要

オンデマンド動画講義	2025 年 10 月 10 日 (金)00:00～11 月 10 日 (月) 23:59
Live 配信	2025 年 11 月 3 日 (祝・月) 10:00～12:00 (接続開始 9:30～)
講義 1. 振り返りから始めるポジショニングの基礎 (撮影部会)	筑波大学附属病院 宮田真理子
講義 2. マンモグラフィとトモシンセシスの品質管理 (撮影部会)	東北大学病院 齋 政博
講義 3. デジタル画像の基礎を臨床に活かす (画像部会)	国際医療福祉大学 西川 祝子
講義 4. マンモグラフィ画像の保存と表示の標準規格 (医療情報部会)	東北大学 坂本 博
講義 5. 乳房撮影による被ばくと DRL の基本的な考え方 (防護部会)	福島県立医科大学 広藤 喜章
講義 6. 測定してみよう！平均乳腺線量 (計測部会)	天理よろづ相談所病院 紀太千恵子

Table.2 デジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー過去の開催日程

第 1 回:仙台	2011 年 8 月 27 日	第 7 回:広島	2017 年 9 月 2 日
第 2 回:松本	2012 年 8 月 11 日	第 8 回:名古屋	2018 年 9 月 1 日
第 3 回:大阪	2013 年 8 月 31 日	第 9 回:横浜	2019 年 8 月 24 日
第 4 回:福岡	2014 年 8 月 30 日	第 10 回:大阪	中止
第 5 回:東京	2015 年 8 月 29 日	第 11 回-第 15 回	オンデマンド+

第6回:札幌	2016年8月27日	2021年-2025年	Live 配信
--------	------------	-------------	---------

## 2. オンデマンド配信について

本セミナーへの参加申込者数は 102 名であった。オンデマンド配信の視聴回数を Table.3 に示す。いずれの講義も繰り返し視聴されており、品質管理やデジタル画像の基礎を重点的に学びたいという参加者の意向がうかがえた。

Table.3 オンデマンド配信の視聴数

講義1	197回
講義2	239回
講義3	216回
講義4	196回
講義5	160回
講義6	155回

## 3. Live 配信の内容について(Q&A の内容も含む)

Live 配信では、体調不良により講義 4 の坂本先生にご登壇いただけなかったものの、その他の講師によるオンデマンド講義のまとめおよび最新トピックの解説が行われた。参加者数は 74 名(講師・スタッフを除く受講生は 65 名)であった。

冒頭のイントロダクションでは、担当者より臨床的基礎知識として更新すべき 3 点を提示した。

第一に、2025 年 6 月 20 日に発刊された乳癌取扱い規約第 19 版<sup>1)</sup>を紹介し、主な改訂点を Fig.1 に示した。

第二に、2026 年発刊予定の乳癌診療ガイドラインについて言及し、現行の乳癌診療ガイドライン 2022 年版<sup>2)</sup>は書籍および Web<sup>3)</sup>で閲覧可能であることを紹介した。第三に、新しい BI-RADS について述べた。Live 配信時点では未発刊であったが、配信後約 1 か月後の 2025 年 12 月 1 日に RSNA2025 において ACR BI-RADS® v2025 Manual<sup>4)</sup>として公表された。改訂点をまとめた資料は ACR 公式サイトよりダウンロード可能である<sup>5)</sup>。

各配信では、以下の内容でご講演いただいた。

講義 1 では、実臨床における画像の振り返りを踏ま

えて、次にどう改善してポジショニングをすれば良いか、講義 2 ではオンデマンドの概要と解析ツール(NCCPM Tool for DBT QC, COQ,MAMMO\_QC, IQ Works v0.7.2 のご案内、講義 3 では、デジタル画像の基礎、臨床画像評価で用いる画質の指標と品質管理で用いる CNR,SDNR の定義をおさらいしていただき、講義 5 ではオンデマンド講義の概要と DRLs2025 について、講義 6 ではオンデマンド講義のまとめと平均乳腺線量の新しい評価法<sup>6)</sup>について、それぞれご講義いただいた。講義 4 では、最近の国内での動きやガイドラインについて解説予定であった。国外との整合性を図るため日本国内で「JIST 62563-2 医用電気機器—医用画像表示システム—第 2 部:医用画像表示用ディスプレイの受入試験及び不変性試験(2024 年)」の制定に伴い、JIS と整合をとった新しい医用画像表示用ディスプレイの品質管理ガイドラインとして「JESRA TR-0049」<sup>7)</sup>が制定された。坂本先生より、

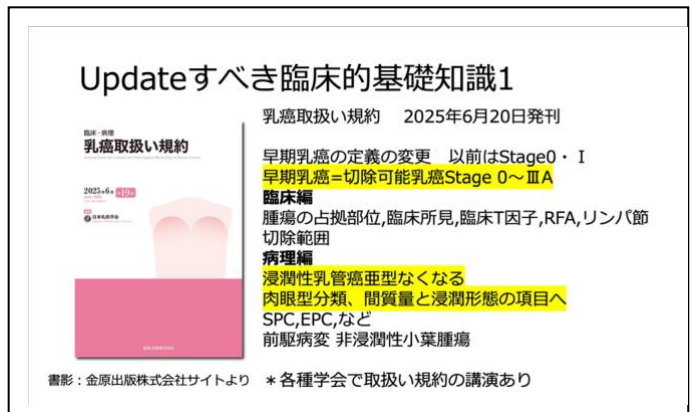


Fig.1 更新すべき臨床的基礎知識 1

「今後、TR-0049 のための実装ガイドを提供する」旨の情報提供があったので注目していただきたい。  
事前と当日、セミナー後にいただいた Q&A を紹介する。

## Q&A

### Q1. 講義 1「振り返りから始めるポジショニングの基礎」

宮田 真理子先生に対するご質問

Q1-1 現在、当施設では新人教育に難渋しております。

複数の新人達が一生懸命に良い写真を撮ろうと頑張っているのですが、それゆえか患者さんから「痛かった」等の指摘をいただくことが目立ってきました。何か良いアドバイスがありましたら教えてください。

Q1-2 圧迫圧について質問させてください。手を圧迫版に置き換えるとか、乳房は押しつぶすものではないという前提で、「患者が耐えうる最大の圧迫圧」という言葉に悩みます。皮膚がぴんと張った状態でポジショニングを完了したあと、全然痛くなかったというお言葉をもらうなら、厚みを減らせますしもう少し圧迫をかけるべきだったのだろうか。

「患者が耐えうる最大の圧迫圧」というのは圧迫圧にばかり目を向けずという意味と思っていますが、平気なら更なる加圧をすることは、アリなのでしょうか。

まとめてご回答いただきました。

A1-1 まずは受診者の痛みを感じさせる具体的な要因を整理することが大切です。圧迫による痛みだけでなく、ポジショニングの過程で生じる腋窩の痛みなど、複数の要因が関与している可能性もあります。圧迫の効果は撮影において重要ですが、単に圧迫するのではなく、乳房の厚みの変化を確認し、過度な圧迫にならないようにすることが重要です。撮影後は、画像を確認しながら振り返り、次の撮影に活かしていただければと思います。

A1-2 痛みの感じ方には個人差があるため、圧迫を加えることで乳房の厚みに変化があるかどうかをポイントとして確認することが重要です。厚みに変化がない場合、さらに圧迫してもそれ以上の効果が十分に得られない可能性があります。圧力だけでなく、乳房の厚みの変化と、それによって得られる効果を再度振り返ってご確認ください。

### Q2. 講義 1「振り返りから始めるポジショニングの基礎」

宮田 真理子先生に対するご質問 (セミナー後にお寄せいただいた質問)

MLO「大胸筋が乳頭ラインまで写っていること」がなかなか満たせません。ポジショニングのコツはありますか？

A2. ご質問ありがとうございます。

まずは、ご自身で撮影された画像をよく観察し、大胸筋がどのように描出されているかを把握することが重要です。

例えば、腋窩部分はしっかりと描出されているのに下部が描出されないのか、

あるいは全体的に大胸筋が描出されていないのか、それによってどの部分を修正すべきかが変わってきます。

その上で、確認していただきたいポイントがいくつかあります。

#### ① 受診者の立ち位置

受診者が前傾姿勢になっていないか、またはのけぞるような姿勢になっていないかを確認してください。

乳房支持台の下部の角から垂線を下ろしたところに、受診者の検側の足首が来るように立たせます。  
この時、腋窩の位置が乳房支持台の上部角に合っていることも確認してください。

## ② 乳房支持台の角度

乳房支持台は、大胸筋の角度に合わせますが、受診者が自然な姿勢で立っている状態で合わせているかを確認してください。

後ろから受診者を見たときに、体が斜めになっている場合は、角度が合っていない可能性があります。  
角度が合っていない場合、受診者の腰が外側に逸れ、下部が欠ける可能性があります。

## ③ 可動性組織の移動

外側の可動性組織を移動する際、乳房外側にしっかり手を入れて移動できているかも確認するポイントです。

手のひらを乳房支持台と平行にし、腋窩側(CC'領域)から下部組織(B領域)に手を当てて移動しますが、このとき、最も外側(自分の小指側)が乳房支持台の胸壁端に合うようにします。

外側・下部の可動性組織を移動した後は、受診者の体全体を支持台側に平行に移動させ、受診者の背中側とお腹側を前腕で挟むように固定しているかも確認してください。

最後になりますが、マンモグラフィを撮影する上で重要なのは、乳腺を最大限描出することです。

大胸筋を入れることが目的ではありません。

乳腺全体が描出されるようにポジショニングした結果として、

大胸筋が乳頭レベルまで描出されるのだということをご理解いただければと思います。

## Q3.講義2「マンモグラフィとトモシンセシスの品質管理」

齋 政博先生に対するご質問

Q3-1.当院は今年の四月に装置が DBT 機能搭載された装置になり、その際に品質管理のため BR3D ファントムを購入しました。いろいろと調べたり、ファントム購入したメーカーに聞くのですが、**具体的な品質管理の方法がわからず、試行錯誤**しています。JIS 規格を確認するも詳細はわからず。参考にさせていただきたく、**先生方の施設で講義以外にも実際に行っている品質管理項目や手順があれば、よろしければ教えて**いただきたいです。当院の富士フィルムの装置では投影画像を扱うことができないのと、BR3D ファントムと PMMA 板は持っています。今している管理項目は再構成画像の画質(ファントム画像試験)です。試料の入ったスラブを中心に上下に2枚ずつスラブを配置し(合計5枚)、ST モードと HR モードで撮影し、試料が見える数スライスで評価しています。評価方法は ACR ファントムと同様の得点方法で行っています。あとは担当の富士フィルムの方からお聞きした、ACR ファントムを使用しているファントム画像試験をしています。

Q3-2.SDNR のアルミニウムをどこで入手していますか？

A3-1.管理については、規格での方法は受け入れ試験や普遍性試験が決められています。日常的な管理については、メーカーそれぞれ異なり難しいです。BR3D ファントムなどを用いて行っていただくのは良いかと思います。日常的な管理は前日と同じ状態なのかどうかを確認していくものです。当院では ACR ファントムとステップファントムを 2D,3D でも日常管理で用いています。**ご施設にあるツールを使用していけば良い**と思います。投影画像が扱うことができない点については、できる範囲で工夫しながら行っていければと思い

ます。

A3-2.品質管理ツールの中に入っていることが多いです。0.2mmのアルミニウムが購入できる場所はわからないので知っている方がいれば共有をお願いします。

(ホームセンター、金属材料店、インターネットショップでも販売しているようです。)

#### Q5.講義 5「乳房撮影による被ばくと DRL の基本的な考え方」

広藤 喜章先生に対するご質問

被ばくに関する説明のマニュアルを作成しようと思っっているのですが、例文やポスター等の参考になるものはありますか？(自分で作成すると正しい表現が出来ているかちょっと不安なので、良い見本があれば教えて下さい)

A5.正直、参考になるものはないです。日々変化していくので、論文を読んでいただく、専門の先生にチェックをしていただく等で対応いただければと考えます。また万人に通じるものを作成するのは難しいです。**それぞれ一人一人個別に対応していくことが大事**です。間違った表現を使っていないかは、私を含めた防護の専門家に聞いていただければと思います。

#### Q6. 講義 5「乳房撮影による被ばくと DRL の基本的な考え方」

マンモグラフィは検診も対象となります。また、乳房の放射線感受性については、年齢も非常に重要な要素になるかと思えます。検診における放射線のリスクの考え方、また、若年者に対するリスクの考え方について先生のお考えをご教授ください。

A6.  $\gamma$ H2AX フォーカスで見た DNA 修復過程を評価すると、ATM 欠損細胞では放射線による DNA 損傷に対する修復機能が低下していることが示されています。

このような背景から、検診における被ばく線量は **ALARA 原則(As Low As Reasonably Achievable:合理的に達成可能な限り低い線量)**に基づいて管理されるべきです。一方で、診断に必要な画質を確保することも不可欠であり、被ばく低減のみを優先して画質を不当に低下させることは適切ではありません。また、若年者に対する放射線リスクについては、年齢が低いほど生涯リスクが高くなることが知られています。これは、被ばくの影響が長期にわたって顕在化する可能性があるためであり、例えば 30 代で被ばくした場合と 60 代で被ばくした場合を比較すると、30 代の方が生涯リスクは高く、放射線感受性も高いと考えられます。そのため、**若年者、30 代に対するマンモグラフィ検査は、原則として推奨されません。**

#### Q7.講義 6「測定してみよう！平均乳腺線量」

紀太 千恵子先生に対するご質問

デジタルマンモグラフィの平均乳腺線量測定で、半導体検出器を用いる際に注意すべき点について教えてください。

A7.**エネルギー依存性が大きいので、校正をきちんと行うことが重要です。**半導体検出器は以前よりかなり良くなっています。後方散乱を拾わないので、注意が必要だが、マンモグラフィではあまり関係ないのでかえって使用するのが適切かもしれないと考えます。

#### 4. アンケートの結果

セミナー後のアンケート結果を抜粋して掲載する。アンケートには 40 名の方に回答いただいた。(回答率 40/102 名 39.2%) 参加動機について(複数回答可)は”知識向上のため”が多く 40 名, “専門性(研究)を高めるため”が 9 名, であった。満足度については, ”期待どおりであった”が 28 名, ”期待以上であった”が 12 名であった。本事業の継続性については, ”定期的に開催すべき”に 22 名, ”不定期でも構わないが継続すべき”に 18 名, 回答者全てに継続してほしい意志が汲み取れた。

その他のコメントを下記枠内に記す。

- ・資料配布などあったほうがより理解しやすい
- ・知識向上のための勉強会で, WEB での開催はとても助かる。
- ・基本を繰り返すことでの習得も非常に大切なのでこのようなセミナーを継続していった頂きたいです。その上で, 最新情報・最新の知見も教示していただきたいと思います。
- ・web セミナーはとても参加しやすいので, 機会を増やしていただけるとよいと思います。また, 金額が高価でなければ若手に勧めやすいです。熱心な方は金額がいくらであろうと参加するのですが, ちょっと勉強したいな, くらいの方は安価でないと参加してくれません。
- ・オンデマンドで見てから質問出来る事がとても助かります。
- ・基礎を学ぶセミナーは, 継続してほしい。どの勉強会も, 新しい技術ばかりとりあげ, マニアックになって行く傾向があるので, 精通者が講義する, 「基礎」は, 若い人も参加すると思う。ベテランも基礎を学び直して, 若い人に教える時役に立つ。続けてください。
  - ・なかなか職場ではデジタルマンモグラフィの品質管理が進まず, 勉強の機会も少ないため, このような機会をいただけて大変満足しております。お忙しい中, 本当にありがとうございます。難しいとは思いますが, 講義 4 のモニタに関する内容も楽しみにしておりました。ライブでご講演予定であった内容(一部・簡潔な内容でも)を「参加者限定資料として」もしくは「参加者限定公開」等でいただけたら嬉しいなと思います。←メールで一部対応
- ・とても勉強になりました。ありがとうございました。
- ・デジタル関連の勉強会が少なく, 資料や本を読むだけではなかなか理解し難い領域で今回のセミナーはとても有意義な時間になりました。ありがとうございました。
- ・当日の WEB セミナーは, 出勤のため, 参加できませんでしたが, 前もってのオンデマンド配信とセミナー当日に質問できる体制等, 受講したいと思う者に対して, 最大限に効果的で開かれた洗練された受講システムに感動しました。
- ・大変勉強になりました。専門性も高く明日からの業務に活かせる内容で, 今後もぜひ継続頂きたいです。

#### 5. おわりに

第 15 回をもって終了となった本セミナーであるが, アンケート結果のみならず, 終了後にも多数の継続希望の声が寄せられた。今後, 教育コミュニティを中心とした新たな教育体制への移行にあたり, 本セミナーの理念と成果がより良い形で継承されることを期待したい。

最後に, これまで本セミナーに参加してくださった受講生の皆様, 講師をお引き受けくださった先生方, ならびに運営にご尽力いただいた関係者の皆様に深く感謝申し上げます。

## 参考文献

- 1) 日本乳癌学会編. 乳癌取扱い規約 第19版. 金原出版;2025.
- 2) 日本乳癌学会. 乳癌診療ガイドライン 2022年版. 金原出版;2022.
- 3) 日本乳癌学会. 乳癌診療ガイドライン 2022年 Web版.  
<https://jbcs.xsrv.jp/guideline/2022/> (Accessed on 2026/1/30)
- 4) American College of Radiology. ACR BI-RADS® Atlas 2025 Manual. ACR;2025.
- 5) American College of Radiology. What's New in BI-RADS® v2025.  
<https://edge.sitecorecloud.io/americancoldf5f-acrorgf92a-productioncb02-3650/media/ACR/Files/RADS/BI-RADS/BIRADS-v2025-Whats-New.pdf> (Accessed on 2026/1/30)
- 6) Sechopoulos I, Dance DR, Boone JM, et al. Joint AAPM Task Group 282/EFOMP Working Group Report: Breast dosimetry for standard and contrast-enhanced mammography and breast tomosynthesis. Med Phys. 2024;51:712–739. <https://doi.org/10.1002/mp.16842>
- 7) 日本画像医療システム工業会. 医用画像表示用ディスプレイの受入試験及び不変性試験 (JIS T 62563-2)に関するガイドライン. JESRA TR-0049<sup>-2024</sup>. 2024.  
[https://www.jira-net.or.jp/publishing/files/jesra/JESRA\\_TR-0049\\_2024.pdf](https://www.jira-net.or.jp/publishing/files/jesra/JESRA_TR-0049_2024.pdf) (Accessed on 2026/1/30)

# 公益社団法人 日本放射線技術学会 撮影部会 2025年度事業報告

1. 第84回撮影部会(第81回総会学術大会)を開催した。

(1) テーマA(一般分科会):2025年4月11日(金) 午前

教育講演「これからの乳がん検診と精密検査」

司会 福島県立医科大学 山品博子

講師 獨協医科大学 医学部・埼玉医療センター 久保田一徳

ワークショップ:「マルチモダリティで考える乳がん検診と精密検査」

座長:福島県立医科大学 山品博子、三河乳がんクリニック 渡辺恵美

①「精度向上を目指したデジタル乳房トモシンセシスを用いた乳がん検診」 東京都予防医学協会 富樫 聖子

②「乳がん検診における超音波併用の有用性と人材育成」 日本医療大学 黒藤 邦夫

③「MRIでの精密検査～押さえどころ～」 市立四日市病院 林 藍花

④「乳房専用PETの現状と将来の方向性」 京都大学医学部附属病院 板垣 孝治

(2) テーマB(CT):2025年4月12日(土) 午前

教育講演:「CT画像の高解像化 - SNRから見るその効果 -」

司会 国立がんセンター中央病院 瓜倉 厚志

講師 金沢大学 市川 勝弘

ワークショップ:「高精細なCT画像が診断に与えるインパクト」

座長 千葉市立海浜病院 高木 卓、岐阜大学医学部附属病院 三好 利治

①「中枢神経領域における高精細CTの応用と展望」 東北大学病院 茅野 伸吾

②「循環器領域におけるphoton-counting detector CTを用いた高分解能CTの実力」

名古屋市立大学病院 木寺 信夫

③「胸部・肺における高精細CT画像の可能性」 大阪大学医学部附属病院 仲宗根 進也

④「腹部領域の高精細CT」 国立がん研究センター中央病院 瓜倉 厚志

⑤「高精細CTを用いた骨微細構造解析への可能性」 長崎大学病院 橋口 修卓

(3) テーマC(MR):2025年4月13日(日) 午前

教育講演:「婦人科のMR撮像」

司会 徳島文理大学 山村 憲一郎

講師 大阪医科薬科大学 中井 豪

ワークショップ:「婦人科MRI:疾患描出のポイント」

座長 熊本大学病院 森田 康祐、新潟大学医歯学総合病院 金沢 勉

① 婦人科疾患描出のポイント:モーション対策のための検査前準備と体動補正シーケンス」

小樽市立病院 伊原 陸

②「婦人科疾患描出のポイント:撮像オリエンテーションとMRI ベーシックシーケンス(T2WI,T1WI)」

広島大学病院 神岡 尚吾

③「婦人科疾患描出のポイント:機能画像や3Dシーケンス」 東北大学病院 根本 整

④「婦人科疾患描出のポイント:造影ダイナミックシーケンス」 神戸大学医学部附属病院 曾宮 雄一郎

(4) 専門部会講座

① 一般(入門編):骨・関節撮影・撮影技術:2025年4月11日(金) 午前

司会:北里大学病院 関 将志

「真の肩関節正面撮影をもとにした正しい肩関節撮影法の提案」 とうかい整形外科かわげ 難波 一能

② CT(専門編):CT・臨床技術 IV 循環器(心臓・大血管):2025年4月12日(土) 午前

司会:岐阜大学医学部附属病院 三好 利治

「循環器領域における心臓 CT の活用法」 みなみ野循環器病院 望月 純二

③ MR(専門編):MRI・高速 MRI:2024年4月13日(日) 午前

司会:熊本大学病院 森田 康祐

「高速 MRI 高速撮像法の理解と臨床応用」 杏林大学医学部附属病院 福島 啓太

## 2. 第85回撮影部会(第53回秋季学術大会)を開催した。

### (1) テーマ A(一般分科会):北海道支部整形外科専門委員会共催

2025年10月19日(日) 午前

教育講演「骨粗鬆症の診断と治療」

司会 北里大学病院 関 将志

講師 札幌円山整形外科病院 高田 潤一

ワークショップ:「骨密度領域における AI, Deep Learning を活用した撮影技術」

座長:高浜豊田病院 前田 佳彦、勤医協中央病院 荒石 直哉

① 「骨密度検査の歴史と撮影技術の基本～再現性を問う～」 静岡医療科学専門大学 安富 蔵人

② 「機械学習を用いた骨粗鬆症予測モデルのマルチモダリティ比較検証」

東京医科大学八王子医療センター 池本 裕貴

③ 「骨密度測定における深層学習を用いたセグメンテーションの有用性」

みさかえの園総合発達医療福祉センター むつみの家 氏原 健吾

④ 「リエゾン活動による骨粗鬆症評価」 えにわ病院 梶原 将弘

### (2) テーマ B(分科会合同)

2025年10月17日(金) 午後

教育講演「予測する画像診断へ～放射線技師が拓く心臓 MRI のインテリジェンス革命～」

司会 徳島文理大学 山村 憲一郎

講師 札幌医科大学 中田 圭

ワークショップ:「心臓領域の MRI・CT の撮像技術の進歩」

座長:千葉市立海浜病院 高木 卓、新潟大学医歯学総合病院 金沢 勉

① 「冠動脈 CT におけるワークフロー改善技術の臨床的有用性」

東京女子医科大学附属足立医療センター 福井 利佳

② 「MRI による心筋評価(遅延造影)」 天理よろづ相談所病院 山崎 良

③ 「CT における心筋評価の現在地」 熊本大学病院 榎本 隆文

④ 「MRI による心筋評価(Myocardial Mapping)」 熊本大学病院 森田 康祐

### (3) 日本放射線技術学会－日本循環器学会 合同企画

2025年10月18日(土) 午後

「虚血性心疾患の治療戦略における放射線技術の再考」

司会 大阪公立大学医学部附属病院 高尾 由範、国立循環器病研究センター 泉 知里

① 「心筋虚血を考慮した慢性冠症候群の治療戦略」

東邦大学医学部 東邦大学医療センター大森病院 中西 理子

- ② 「壁運動異常を捉えて虚血性心疾患に迫る！:UCG の視点から」 帯広厚生病院 北口 一也
- ③ 「心筋虚血を見逃さない:虚血性心疾患の診断における核医学の力」 北海道循環器病院 斉藤 利典
- ④ 「心臓 CT の現在の立ち位置, 形態から機能評価へ」 順天堂大学医学部附属順天堂医院 佐藤 英幸
- ⑤ 「虚血性心疾患診断の要, 血管撮影の価値: Functional coronary angiography から考える」  
岐阜ハートセンター 今井 俊輔

(4) 専門部会講座

- ① 一般(入門編):2025年10月18日(土) 午前  
司会:北里大学病院 関 将志  
「骨関節の機能と骨代謝の理解」 東京女子医科大学病院 森田 康介
- ② CT(専門編):2025年10月17日(金) 午前  
司会:岐阜大学医学部附属病院 三好 利治  
「整形領域 CT の進歩と拡張: Dual Energy CT がもたらす“空の向こう”」 手稲溪仁会病院 中島 広貴
- ③ MR(専門編):2024年10月18日(土) 午後  
司会:徳島文理大学 山村憲一郎  
「腹部 MRI における基礎と実践」 愛媛大学医学部附属病院 白石 泰宏

3. セミナーを開催した。(教育委員会, 各地方支部)

(1) 第15回デ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:2025年10月10日~11月10日(Vimeo 使用)  
LIVE配信:2025年11月3日(月・祝)10:00~12:00  
参加者:102名

(2) 第10回CT応用セミナー(中部支部)

開催日:2025年9月20日(土)・21日(日)  
会場:名古屋市立大学病院ミッドタウンクリニック名駅(JPタワー名古屋5階)  
参加者:25名

(3) 第7回実地で学ぶMRI安全管理セミナー(東京支部)

開催日:2025年10月26日(日)  
会場:富士フイルム株式会社 ヘルスケアテクニカルアカデミー(千葉県柏市)  
参加者:10名

(4) 第2回単純X線撮影における品質管理セミナー

オンデマンド配信:2025年12月1日(月)~2025年12月27日(金)  
LIVE配信:2026年1月18日(土)  
参加者:100名

4. 部会誌(電子版)を発行した。

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やセミナーの報告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。

5. 撮影部会会員専用のメールマガジンを発信した。

撮影部会主催のセミナー募集やイベント開催案内など, 最新情報を提供した。

6. 研究奨励賞を選考した。(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を選考し、表彰委員会に推薦した。

7. 宿題報告ならびにシンポジウムの推薦をした。(学術委員会)

第 82 回総会シンポジウムのテーマおよび座長、第 83 回総会宿題報告者を各分科会で選考し、学術委員会へ推薦した。

8. 部会委員会を開催した。(5 回)

第 1 回 2025 年 3 月 4 日(火):web 会議(一般分科会)

第 2 回 2025 年 4 月 10 日(木):対面会議:パシフィコ横浜(横浜市)

第 3 回 2025 年 9 月 26 日(金):web 会議(一般分科会)

第 4 回 2025 年 11 月 2 日(日):対面会議:東京事務所

第 5 回 2026 年 1 月 26 日(月):web 会議

9. 市民からの質問に回答した。(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。

11. 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した。

# 公益社団法人 日本放射線技術学会 撮影部会 2026年度事業計画

1. 第86回撮影部会(第82回総会学術大会)を開催する.

(1) テーマA(一般分科会):2026年4月17日(金) 午前

教育講演

司会:北里大学病院 関 将志

タイトル「外傷放射線:命の沙汰も技師次第!？」

講師:聖マリアンナ医科大学 松本 純一

ワークショップ

テーマ「救急診療に貢献する撮影技術ー診療の質と患者予後を変える技師の技術と判断力ー」

司会:盛岡医療センター 高橋 大樹、大阪公立大学医学部附属病院 高尾 由範

- ① 「ストレッチャー上に適したX線撮影用補助具の活用術」 三菱神戸病院 高井 夏樹
- ② 「救急×超音波～画像検査へつなげるツール～」 刈谷豊田総合病院 和田 悠平
- ③ 「IVRにおける画像支援技術と直接介助による支援技術」 横浜新都市脳神経外科病院 齋藤 誠
- ④ 「救急診療に貢献するCT担当技師の技術」 奥州市総合水沢病院 高橋 伸光

(2) テーマB(CT):2026年4月19日(日) 午前

教育講演

司会:千葉市立海浜病院 高木 卓

「CT造影理論の成り立ちとその歴史」 大阪医科薬科大学 吉川 秀司

ワークショップ

「造影CT検査の基礎と造影技術の新構築」

司会:岐阜大学医学部附属病院 三好 利治、茨城県立医療大学大学院 瓜倉 厚志

- ① 「頭部造影CT検査技術の新構築」 佐賀県医療センター好生館 三井 宏太
- ② 「心臓造影CT検査技術の新構築」 順天堂大学医学部附属順天堂医院 佐藤 英幸
- ③ 「大動脈造影CT検査技術の新構築」 佐賀大学医学部附属病院 田北 諭
- ④ 「腹部造影CT検査技術の新構築」 手稲溪仁会病院 板谷 春佑
- ⑤ 「四肢血管造影CT検査技術の新構築」 鳥取県立中央病院 上山 忠政

(3) テーマC(MR):2026年4月18日(土) 午前

教育講演

司会:新潟大学医歯学総合病院 金沢 勉

「脂肪抑制法の基礎」 富士フイルム株式会社 京谷 勉輔

ワークショップ

「脂肪信号をコントロールする技術 ～基礎から考えよう～」

司会:徳島文理大学 山村憲一郎、熊本大学病院 森田 康祐

- ① 「頭頸部領域MRIにおける脂肪抑制法の最適解は？」 新大阪画像の森診断クリニック 吉崎 正哉
- ② 「乳房MRIにおける脂肪抑制法の使い方」 広島平和クリニック 長谷川俊輔
- ③ 「脂肪信号をコントロールする技術～腹部を中心に～」 奈良県立医科大学附属病院 山谷 裕哉
- ④ 「肝臓領域における脂肪抑制法の基礎的技術」 熊本中央病院 豊成 信幸
- ⑤ 「脂肪信号をコントロールする技術～膝関節を中心に～」 守口グローバル整形外科 宮原 正幸

#### (4) 専門部会講座

① 一般(入門編):2026年4月17日(金) 午前

司会:北里大学病院 関 将志

「アカデミックなコラボレーションから学び得たこと」 神奈川県予防医学協会 見本 真一

② CT(専門編):2026年4月19日(日) 午前

司会:千葉市立海浜病院 高木 卓

「CT検査における線量管理の“見える化”と実践 - 現場で積み上げる最適化のかたち -」

岐阜大学医学部附属病院 北原 将司

③ MR(専門編):2026年4月18日(土) 午前

司会:新潟大学医歯学総合病院 金沢 勉

「脳MRIの撮像と実践」 弘前大学医学部附属病院 大湯 和彦

#### 2. 第87回撮影部会(第54回秋季学術大会:高崎)を開催する.

##### (1) 撮影部会 A:一般分科会

教育講演:「(仮)膝関節の診断と治療」

講師未定(医師:非会員)

ワークショップ「病態から考える膝関節検査 ~画像診断と運動機能評価の融合~」

① 「(仮)膝関節 X線撮影の基本と標準化~再撮影基準とプレショットの実際~」 講師未定(会員)

② 「(仮)変形性膝関節症の画像評価~立位評価と人工関節の評価~」 講師未定(会員)

③ 「(仮)靭帯損傷の画像評価~X線ストレス撮影とMRI~」 講師未定(会員)

④ 「(仮)理学療法士からみた膝関節評価~画像所見と運動機能をどう結びつけるか~」

講師未定(理学療法士:非会員)

⑤ 「(仮)膝関節における超音波診断」 講師未定(会員)

##### (2) 撮影部会 B:分科会合同

教育講演:「(仮)急性期脳梗塞の診断と治療の最新動向」

講師未定(医師:非会員)

ワークショップ「(仮)急性期脳梗塞に対する迅速な診断と治療のための検査技術」

① 「(仮)脳卒中患者受け入れ態勢の確立」 横浜市立大学附属市民総合医療センター 塩入 知子

② 「(仮)MRIによる急性期脳梗塞の診断」 講師未定(会員)

③ 「(仮)CTによる急性期脳梗塞の診断」 兵庫医科大学病院 桐木 雅人

④ 「(仮)血栓回収療法のための検査技術」 東京慈恵会医科大学附属病院 阿部 由希子

##### (3) JSRT-JCS 合同シンポジウム

テーマ(未定)

#### 3. セミナーを開催する。(教育委員会,各地方支部)

##### (1) 第8回実地で学ぶMRI安全管理セミナー(東北支部)

開催日:未定

会場:富士フイルム株式会社 ヘルスケアテクニカルアカデミー(千葉県柏市)

定員:30名

##### (2) 第3回単純X線撮影における品質管理セミナー

オンデマンド配信:未定 LIVE配信:未定 定員:100名

4. 部会誌(電子版)を発行する。  
春4月と秋10月の2回, 学術大会に合わせて発行する.内容:部会プログラムに合わせた教育講演, ワークショップなどの予稿技術資料, 前回のワークショップやセミナーの報告, Q&A 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.
5. 撮影部会会員専用のメールマガジンを発信する。  
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.
6. 研究奨励賞を選考する. (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を選考し, 表彰委員会に推薦する.
7. 梅谷賞を推薦する. (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.
8. 宿題報告ならびにシンポジウムの推薦をする. (学術委員会)  
第84回総会シンポジウムのテーマおよび座長, 第85回総会宿題報告者を各分科会で選考し, 学術委員会へ推薦する.
9. 部会委員会を開催する. (4回)  
第1回 4月13日(月) web 会議  
第2回 7月(未定) web 会議  
第3回 11月(未定) web 会議  
第4回 2027年1月(未定) web 会議
10. 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.
11. 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86回撮影部会の予定

日時：2026年4月16日（木）～19日（日）

会場：パシフィコ横浜

テーマA：一般分科会

「救急診療に貢献する撮影技術－診療の質と患者予後を変える技師の技術と判断力－」

テーマB：CT分科会合同

「造影CT検査の基礎と造影技術の新構築」

テーマC：MR分科会合同

「脂肪信号をコントロールする技術 ～基礎から考えよう～」

## ■ 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。

連絡先 〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鋸屋町167

ビューフォート五条烏丸3階

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

## ■ 撮影部会委員

会長：高木 卓（千葉市立海浜病院）

委員：瓜倉 厚志（茨城県立医療大学大学院）

関 将志（北里大学病院）

高橋 大樹（国立病院機構盛岡医療センター）

前田 佳彦（高浜豊田病院 健診センター）

三好 利治（岐阜大学医学部附属病院）

森田 康介（東京女子医科大学病院）

渡辺 恵美（三河乳がんクリニック）

金沢 勉（新潟大学医歯学総合病院）

高尾 由範（大阪公立大学医学部附属病院）

中村 浩章（NTT 東日本関東病院）

宮田真理子（筑波大学附属病院）

森田 康祐（熊本大学医学部附属病院）

山村憲一郎（徳島文理大学）

## ● 編集後記 ●

会員の皆様、パシフィコ横浜で開催される第82回日本放射線技術学会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では、教育講演として聖マリアンナ医科大学 救急医学の松本 純一 先生に『外傷放射線：命の沙汰も技師次第！？』題してご講演していただき、ワークショップでは「救急診療に貢献する撮影技術－診療の質と患者予後を変える技師の技術と判断力－」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はCT分科会の企画です。教育講演では大阪医科薬科大学 関西 BNCT 共同医療センターの吉川 秀司 先生に、『CT 造影理論の成り立ちとその歴史』と題してご講演していただきます。ワークショップでは「造影CT検査の基礎と造影技術の新構築」と題して、5名の先生方にご講演していただきます。

テーマCはMR分科会の企画です。教育講演では富士フイルム株式会社の京谷 勉輔 先生に、『脂肪抑制法の基礎』と題してご講演していただきます。ワークショップでは「脂肪信号をコントロールする技術 ～基礎から考えよう～」と題して、5名の先生方にご講演していただきます。

撮影部会を会員皆様にとって有意義な企画となるように、皆様の活発なディスカッションを期待しています。撮影部会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：関

撮影部会誌 よりよい撮影技術を求めて Vol.34 No.1 通巻86 2026年4月 発行

発行人：高木 卓

発行所：公益社団法人 日本放射線技術学会

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

TEL：075-354-8989 FAX：075-352-2556

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

ホームページアドレス <http://www.jsrt.or.jp>