

Apr. 2020

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.28 No.1 通巻 74

第 74 回撮影部会

期日：2020 年 5 月 15 日（金）～6 月 5 日（金）

WEB 開催

■巻頭言

撮影部会委員 野村 恵一 (1)

■第74回撮影部会 2020年5月15日(金)～6月5日(金) WEB開催

■テーマA：一般

司会：奈良県立医科大学附属病院（撮影部会会長）中前 光弘

教育講演 『人工知能で医療は変わるのか？～未来予想図～』

講師：株式会社リシット 山本 修司 (2)

ワークショップ 『乳腺構成自動判定システムの現状と課題』

座長：聖路加国際病院（撮影部会委員）小山 智美 (4)

北海道大学大学院（撮影部会委員）山品 博子

(1)「客観性と再現性を保つ乳房構成自動解析ソフト」

プレスト・ヘルスケア株式会社 難波 洋文 (5)

(2)「乳腺密度測定ツール」

シーメンスヘルスケア株式会社 橋本 尚美 (9)

(3)「当社の乳腺量計測機能について」

富士フイルムメディカル株式会社 宮野 武晴 (11)

(4)「ディープラーニングを用いた乳房濃度算出値の機種間比較に関する検討」

湘南記念病院 乳がんセンター 川崎 あいか (13)

■テーマB：CT

ワークショップ 『低管電圧CT』

座長：千葉市立海浜病院（撮影部会委員）高木 卓 (17)

国立がん研究センター東病院（撮影部会委員）野村 恵一

(1)「小児における低管電圧CT検査について」

特定医療法人あかね会土屋総合病院 舩田 隆則 (18)

(2)「体幹部の低管電圧CT」

山梨大学医学部附属病院 相川 良人 (22)

(3)「心臓・大血管の低管電圧CT」

医療法人春林会華岡青洲記念心臓血管クリニック 山口 隆義 (25)

(4)「異なる体格に対する低管電圧の効果：被ばく線量を中心に」

東京慈恵会医科大学附属病院 庄司 友和 (29)

(5)「低管電圧CTの撮像パラメータについて」

静岡県立静岡がんセンター 瓜倉 厚志 (32)

■テーマC：MR

司会：大阪医科大学附属病院（撮影部会委員）山村憲一郎

教育講演 『循環器内科医の画像診断』

講師：大阪医科大学 神崎 裕美子 (36)

ワークショップ 『画像解析を紐解く』

座長：新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員）金沢 勉 (39)

大阪医科大学附属病院（撮影部会委員）山村憲一郎

(1)「急性期で活かすASL」

小樽市立病院 大浦 大輔 (40)

(2)「PDFFシーケンスの仕組み」

キヤノンメディカルシステムズ株式会社 尾崎 正則 (44)

(3)「心筋T1、T2マッピングの撮像技術」

三重大学医学部附属病院 高瀬 伸一 (48)

■第73回撮影部会報告

テーマA「みんなで考える装置管理」

川崎市立川崎病院（撮影部会委員）三宅 博之 (52)

テーマB「救急診療におけるCT検査の役割を再考する」

千葉市立海浜病院（撮影部会委員）高木 卓 (54)

■事業報告・事業計画

■お知らせ・編集後記

データの蓄積・利活用

国立がん研究センター東病院（撮影部会委員）

野村 恵一

撮影部会誌を手にとっていただきありがとうございます。本号では、2020 年 4 月 9 日から開催される第 76 回日本放射線技術学会総会学術大会（第 74 回撮影部会）の撮影部会企画で開催される、教育公演・ワークショップの内容を取り扱っています。テーマ A（一般）では Artificial Intelligence (AI)，テーマ B (CT) では低管電圧 CT，テーマ C (MRI) では画像解析について、各方面のスペシャリストの先生方からご講演いただきます。当日、皆様にお会いできることを楽しみにしております。また、会場をお願いしているアンケートになりますが、今後の運営のためにも皆様のお声をぜひ届けていただければ幸いです。ご協力のほどよろしくお願いいたします。

撮影部会の活動は先述の学会運営と合わせて、テーマの一つに撮影技術の標準化があります。標準化の際に必要なのは、エビデンスです。エビデンスは、データによって客観的に証明されたもので論文や各種ガイドラインなどが挙げられます。ではそのデータをエビデンスに昇華させるためには、どのようなことが必要でしょうか。病床規模により差がありますが 400 床以上の病院では約 70% の施設で、病院情報システムが導入されています（一般社団法人保健医療福祉情報システム工業会）。院内のサーバには様々な機器から発生した様々なフォーマットのデータや、各個人が様々な様式で記述した診療録が日々蓄積されています。これらはビッグデータと呼ばれ、AI と組み合わせることで、膨大な量のデータから精度の高い解析結果を導き出すことが可能です。

2019 年 3 月に厚生労働省医政局長から通知（医政発 0312 号）があり、医療法施行規則の一部改正が知らされたことは記憶に新しい出来事です。そこでは診療用放射線に係る安全管理体制の整備が求められ、このうち厚生労働大臣が定める放射線診療に用いる医療機器（8 種類）について、医療被ばくの管理と医療被ばくの線量記録が挙げられました。2020 年 4 月 1 日から施行され、各施設においても線量管理システムの導入といった体制整備が進められたことと思います。CT を例にとると、近年 IEC 規格の改訂により、DICOM radiation dose structured report (RDSR) が検査後に CT 装置で生成されるようになりました。RDSR には患者の基本情報に加え、プロトコル名や線量情報が構造化された状態で格納されているため、線量管理サーバ等での管理、解析が容易となります。また解析に有用な RDSR を生成するためには、撮影プロトコルの整備及び適切な運用、そして放射線部門システムからの患者情報（身長、体重）の取得が不可欠です。つまりただデータを蓄積するのではなく、のちの解析に使用できるような整ったデータが生成されるような環境を整えることが必要です。そうすることで、正確な統計データとしての使用が可能となります。データを集める際に留意したいことはアウトカムの設定、必要なデータが整った状態で蓄積されていくことです。そしてデータを解析し、いままでの行為を振り返ることが最適化への道と考えます。

蓄積されたデータは、私たちの世代を超えて活用されるものになります。整ったデータを蓄積・利活用して、撮影技術のエビデンスを確立し、次世代へ繋いでいきましょう。今後とも撮影部会の活動にご支援、ご協力をお願いいたします。

教育講演

テーマ A (一般):

『人工知能で医療は変わるのか? ~未来予想図~』

Does the medical care change with artificial intelligence? -Future forecast map -

株式会社リジット

山本 修司

1. はじめに

現在, 人工知能(以下 AI と略する)に関わる諸々の研究や応用は第三次のブームとして脚光を浴びており, 多岐にわたる分野で試用, 活用および応用されている。

医療, 特に人工知能は, 画像を入力としたパターン認識に強力であり, 医用画像の研究分野では大きな成果をあげている。

2020 年 1 月 1 日に Nature 誌で発表された Google の DeepMind 社が開発した AI での検証試験では, 乳がんの陽性診断を受けた英国の 76,000 人の女性と米国の 15,000 人の女性のマンモグラムで AI を訓練し検証を行い, 28,000 人の女性のマンモグラムに対してテストした評価を放射線科医の評価と比較ところ, Google の AI が偽陰性を 9.4%, 偽陽性を 5.7%減少させたという結果に全世界が人工知能によって乳がんの専門読影医を上回る実力をみせたと話題になった。^[1]

DeepMind 社は, AlphaGo と呼ばれるコンピュータ囲碁プログラムがヨーロッパ囲碁王者を破ったことで有名になった Google 傘下の企業である。

ここでも, 世間では, AI が人間の医師にとって代わる優秀な存在かのように報道するメディアが目立ったが, 実際は AI の研究に携わる医療分野の研究者たちの多くが, AI ツールは医師に取って代わるものではなく, 増強/補強することを意図しており, それは重要な原則の 1 つであると指摘している。

これは, AI のアルゴリズムでも深層強化学習によってファジーな位置づけの強化学習とディープラーニングの組み合わせによって学習の汎化性が高くなったということからも理解できる。

AI 単独, 医師単独より, 医師と AI が組み合わせられることによって, より精度の高い診断が可能になることは自明である。ただし, 問題は, 今日の人工知能テクノロジーの貢献を過小評価すべきではなく, AI を使用する人を使用しない人では, 将来的に差が歴然とする可能性が高い。

特に画像診断の発展については, AI は必要不可欠といえる。

2. 人工知能で医療は変わるのか?

人工知能が医療における様々な臨床意思決定システム(CDS: Clinical Decision Support System)におけるワークフローを改善し, 臨床における意思決定のスピードを高い精度で増強および補強していることは疑いのない事実と将来もますます進化していくであろう。

人工知能が育つ背景には, その土台となる環境整備が必要である。必要不可欠な3大要素は, ビッグデータの活用, クラウドの活用, 高速演算能力を持つコンピュータである。

AI に先行して, ロバストなネットワークセキュリティ技術が必要であり, ブロックチェーンはその1つである。

ブロックチェーンは、匿名化された患者情報を含む大規模な公開データセット(分散台帳技術)、AI または医療従事者のトレーニング用の新しいアルゴリズムをテストするために使用できる可能性が高い。

また、AI の高い臓器セグメンテーション技術は、3D プリント業界にも影響を及ぼしている。すでに、外科手術支援や教育に利用されている。さらに、先行して、ビッグデータを収集する手段として FHIR (F – Fast, H – Health, I – Interoperable, R – Resources の頭文字をとった HL7 系の医療情報規格)が、精密医療および個別化医療を実現する際に、より患者中心のデータ中央化に一役を担うシステムとして注目されている。そのインターフェースに VNA (Vendor Neutral Archive)があり、VNA は、クラウドによって威力を発揮する。

このようなすべての医療ネットワーク技術革新が1つの線上(曲線状)によって時系列に変化し発展していく様子を図示したのがガートナーのハイプ・サイクル^[2]と呼ばれるものであるが、我々は、この時系列線上のどの時点から分析予測するかが、この人工知能で医療は変わるのか？を知る1つの鍵と指標になるわけである。

もちろん、ハイプ・サイクルのピークのあと底落ちしたまま、消える先端技術もあり、一概にすべての最先端の取り組みが社会適応されて安定期に入るか正確な予測は困難であり、我々は、生き残った技術を駆使することで、新たな医療を構築し、患者中心の価値ベースの医療を提供していくことになる。

現在の画像診断周辺の AI の応用事例を図1に示す。

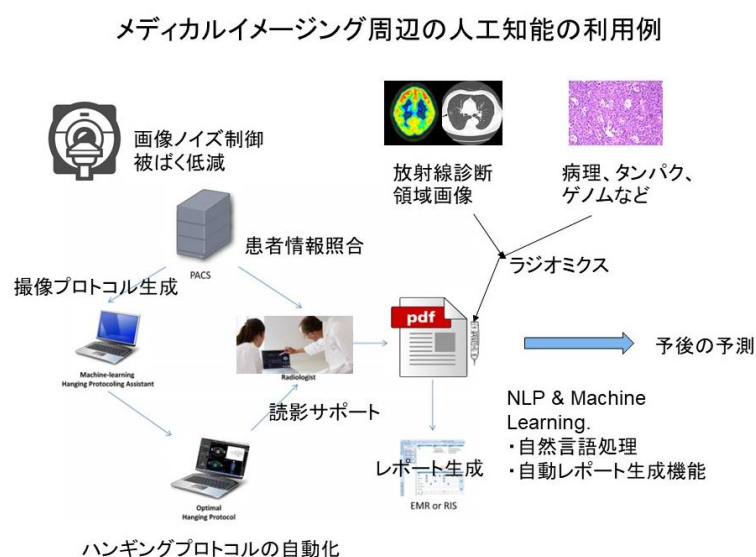


図1. 画像診断中心の AI 応用例

すでに、画像診断領域において、「AI」は、みえない形でも様々システムにすでにモジュールとして組み込まれてきたことがわかる。過去から現在へと日進月歩で変化してきた医療について AI を中心にして本講義では説明する。

参考文献

- [1] S. M. McKinney *et al.*, “International evaluation of an AI system for breast cancer screening,” *Nature*, vol. 577, no. 7788, pp. 89–94, 2020, doi: 10.1038/s41586-019-1799-6.
- [2] Gartner Inc, “Hype Cycle Research Methodology,” [Online], 2016. [Online]. Available: <https://www.gartner.com/en/research/methodologies/gartner-hype-cycle>. [Accessed: 12-Jan-2020].

『乳腺構成自動判定システムの現状と課題』

Current Status and Issues of Automatic Determination System of Mammary Gland Composition

座長：聖路加国際病院（撮影部会委員）小山 智美

北海道大学大学院（撮影部会委員）山品 博子

「Are you dense?®」が本邦でも関係者に周知され、マンモグラフィ検診結果に乳腺の構成を通知するか否かが話題となっている。2017 年関連学会で構成されるワーキンググループからは「対策型検診において受診者に乳房の構成を一律に通知することは現時点では時期尚早である(略)」との提言があった。しかし 2017 年の厚労省が行った調査では 13.5%の市町村が乳房構成をすでに受診者に通知していた。今後多くの情報により受診者の要望も増え近い将来には必須になるのではと想像する。

現状、乳房構成の判定は読影医に任されているが、読影医間の判定の一致率は必ずしも高くないと言われている。またメーカー間で画像表現にも差があり装置間の一致率も決して高くはない。このような状況から主観的判定には限界があると考え、そのような中、ここ数年マンモグラフィから自動解析し乳房構成を判断するという商品も開発されてきた。また深層学習によりその信頼性を高めようとしている研究もある。これらが一般化すれば主観的から客観的に判定ができ受診者からの信頼性も上がると考える。これら現状と方向性を学会員で共有することを目的としたい。

ワークショップでは、ブレスト・ヘルスケア株式会社の難波氏、シーメンスヘルスケア株式会社の橋本氏、富士フイルム株式会社の宮野氏に自社の自動解析ソフトに関して、EIZO 株式会社の加藤氏に AI による乳腺濃度の推定について、湘南記念病院 乳がんセンター 診療放射線技師の川崎氏にディープラーニングを用いた乳腺濃度算出値の機種間比較についてお話いただく。

『客観性と再現性を保つ乳房構成自動解析ソフト』

Automated Breast Density Analysis Software
for Maintaining Objectivity and Reproducibility

ブレスト・ヘルスケア株式会社

難波 洋文

1. はじめに

2019 年 3 月 27 日、米国食品医薬品局 (FDA) よりある通達が行われた。そのタイトルは「FDA Advances Landmark Policy Changes to Modernize Mammography Services and Improve Their Quality」となっており、この通達の中でデンスブレストの今後の取り扱いについて連邦法の中で定めていく旨が記されている。ここにおいて、これまで何度も行われていたデンスブレストの論争に対して1つ方向性が示された形だ。これを受け、特にデンスブレストの多いと言われている日本でも、今後の方向性を決めていかななくてはならない時期が来たのではないだろうか。このデンスブレスト問題に一石を投じる乳房構成の自動評価を目的とした「マンモグラフィ 専用画像解析ソフトウェア Volpara Enterprise (以下、ボルパラとする)」は、2017 年 11 月にプログラム医療機器として薬機法の認証を受け、日本国内にて販売されている。

2. ボルパラとは

ニュージーランドに本社を置く Volpara Solutions Ltd. によって開発されたボルパラは、2009 年に FDA の認可を得た。ボルパラはマンモグラフィのメーカーや装置の違いに依存せず乳房構成を解析することに成功し、これまでに 35 カ国に普及、2000 万人以上の女性を解析した実績を持つ。ボルパラを用いた論文は 300 編を超える。

ボルパラはマンモグラフィの RAW データ (For Processing データ) の物理情報を解析することで客観性・再現性を保った乳房構成の評価を与えることを可能にした。これにより、これまで目視に頼った定性的な評価指標だった乳房構成の情報を、定量的な情報として扱うことができ、女性へのデンスブレスト情報の提供やデンスブレストの研究の促進に貢献している。

3. ボルパラのワークフロー

ボルパラの一般的なワークフローを Fig.1 に示す。ボルパラは「RAW データ受信→解析→乳房構成レポート出力」を全て自動で行い、撮影者の従来の撮影フローに変更はない。マンモグラフィ撮影後、自動転送された RAW データをボルパラは解析を行い、ビューアや PACS 等のマンモグラフィ画像表示ソフトウェアへ乳房構成レポート (Fig.2) を送信する。ビューア上では、通常の4枚のマンモグラフィシリーズに加え、もう1枚ボルパラのレポートが表示される。一件の解析に要する時間は約 20 秒ほどである。マンモグラフィメーカーや装置モデル、装置台数などをほぼ問わないため、柔軟に運用へ対応することができる。

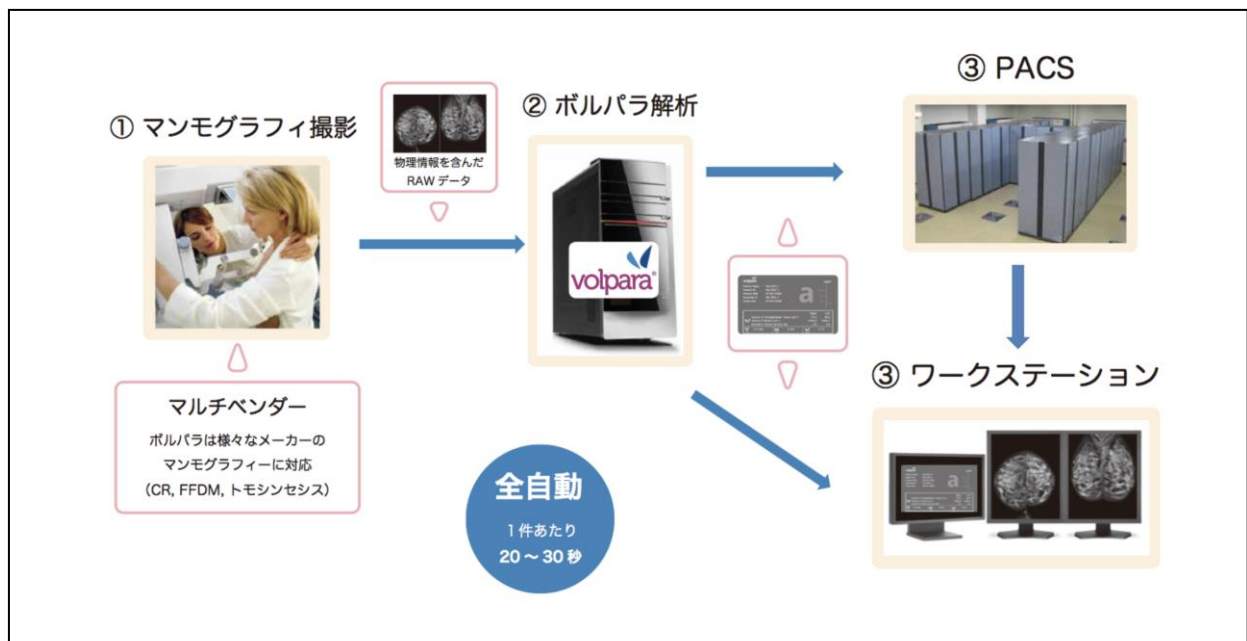


Fig.1 ボルパラのワークフロー

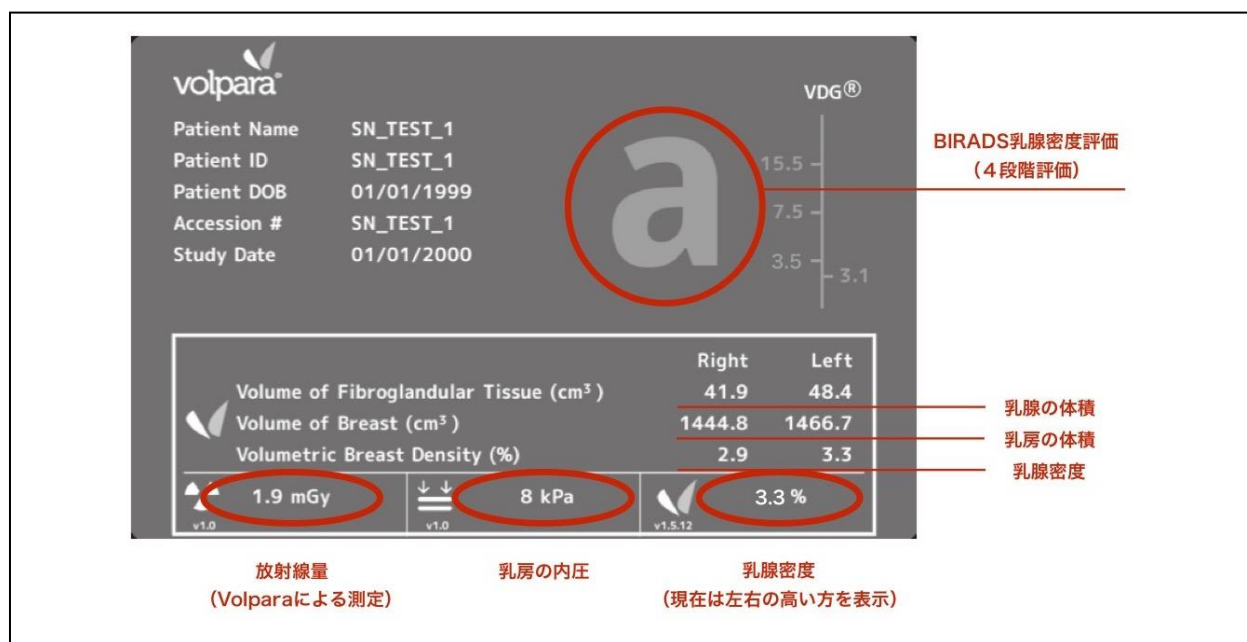


Fig.2 ボルパラの乳房構成レポート

4. ボルパラの解析結果

Fig.2 に示したボルパラの乳房構成レポートを見ると、右上に大きく示されたアルファベットが目に入る。このアルファベットは ACR(米国放射線学会)の BI-RADS で定められた4段階の乳房構成評価 abcd である。この評価はレポートの下半分に示された乳線の体積(cm³)、乳房の体積(cm³)、乳腺密度(%)に基づいている。

5. 解析のアルゴリズム

Fig.3 にボルパラの解析アルゴリズムの概要を示す。ボルパラは乳房1ピクセル毎の X 線減衰量を調べることで、まず、その1ピクセル筒内の脂肪と乳腺の割合を計算する。最終的にその情報を足し合わせることで、乳線の体積、乳房の体積、乳腺密度を計算している。その数値は MRI で解析した各数値と高い一致率を示していることで、信頼性を担保している。与えている BI-RADS の評価は、統計手法によって医師が従来行っていた目視による乳房構成評価の各カテゴリー間のカットオフを数値化することで決定している。

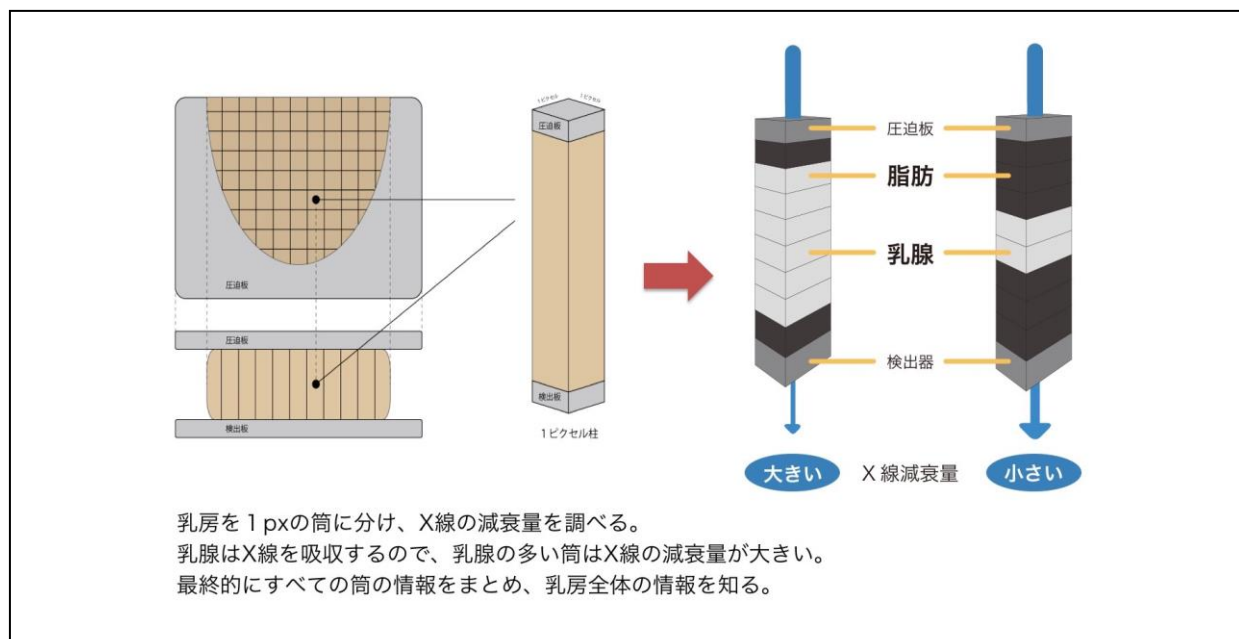


Fig.3 ボルパラの解析アルゴリズム概要

6. まとめ

デンスブレストの問題は近年、国内外で大きな問題として表面化してきた。一般の女性へもデンスブレストの情報が浸透しつつあり、自身の乳房構成を知りたいという声も高まっているようである。デンスブレストの情報が正しい形で広まり、女性が安心して乳がんの検査を受けることができるための一助としてボルパラが貢献できることを期待する。

参考文献

- 1) Albert Gubern-Merida, Michiel Kallenberg, Bram Platel, Ritse M. Mann, Robert Marti, Nico Karasemeijer. Volumetric Breast Density Estimation from Full-Field Digital Mammograms: A Validation Study. PLOS ONE. 2014
- 2) R Highnam, M Brady, M Yaffe, N Karasemeijer, J Harvey. Robust Breast Composition Measurements. IWDM (in Press). 2010
- 3) Eom HJ, Cha JH, Kang JW, Choi WJ, Kim HJ, Go E. Comparison of Variability in Breast Density Assessment by BI-RADS Category According to The Level of Experience. Acta Radiologica. 2018
- 4) K. H. Ng, Y. W. Liew, K. Rahmat, C. J. Westerhout, Y. C. The, N. A. Taib, C. H. Yip. Volumetric Breast Density is Different Between The Three Ethnic Groups in Malaysia. ESR. 2013
- 5) Sawada T, Akashi S, Nakamura S, Kuwayama T, Enokido K, Yoshida M, Hashimoto R, Ide T, Masuda H, Taruno K, Oyama H, Takamaru T, Kanada Y, Ikeda M, Kosugi N, Sato H, Nakayama S, Ata A, Tonouchi Y, Sakai H,

Matsunaga Y, Matsutani A. Digital Volumetric Measurement of Mammographic Density and The Risk of Overlooking Cancer in Japanese Women. Breast Cancer. 2017

『乳腺密度測定ツール』

Breast Density Measurement Tool

シーメンスヘルスケア株式会社

橋本 尚美

1. はじめに

乳癌は、早期発見から治療までの流れで、マンモグラフィにおける診断から始まりマルチモダリティの総合診断にて確定診断や治療方針などを決めていく。その窓口であるマンモグラフィにて、個々の乳房における乳腺密度の違いや乳腺の構造、その他病変によっては、超音波診断装置を用いることが診断において有用であるケースが存在する。現段階のマンモグラフィのスタンダードな検査は2D撮影であり、乳腺の重なりが避けられないことが現状である。乳腺の重なりの中の病変を捉えるために、他モダリティ診断を加える方が有用である場合の判断は非常に難しく、まず、検査を受ける被検者自身が乳房の中の構造を知る事が重要となると考え、「MAMMOMAT Revelation」にて乳腺密度測定ツール InsightBD (オプション) を搭載することとした。

2. 乳腺密度測定ツール「InsightBD」

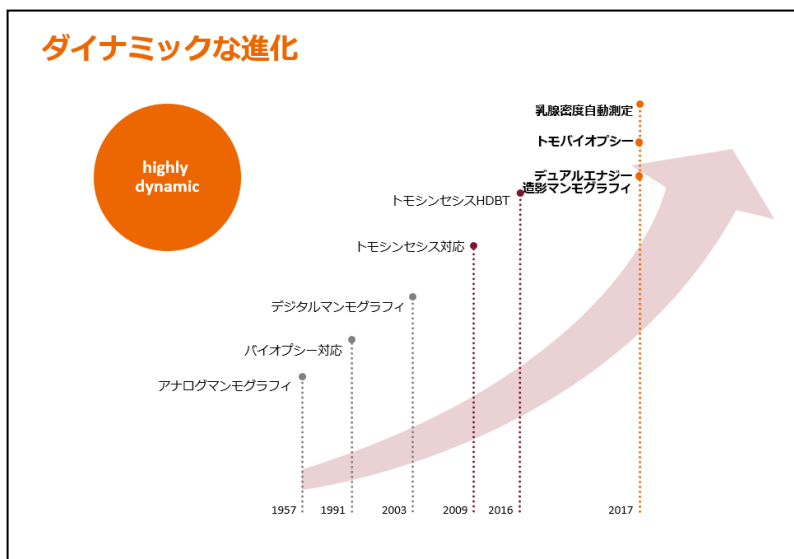
まず、シーメンスヘルスケア株式会社が提供する乳腺密度測定ツール InsightBD は、冒頭に挙げたように、乳がん早期発見に寄与するためには、最終的にマルチモダリティとの総合診断に繋がるよう、他モダリティでの指標となっている BI-RADS を基本として開発を行っている。そのため、乳房全体のボリュームデータから、乳腺のあるボリュームを測定比較し、密度の計算を行っている。また、重要なポイントは、本測定ツールは、定量的な分類が大切であり、また、現場で使用することを目的とするため、手間のかからない自動測定をご提供することで統合乳腺密度評価を有用なものとしている。

日本においては、検診の段階で被検者に伝えることで、超音波検査の増加が予想され、超音波検査がカバーできるかどうか懸念される内容とされているが、まずは、海外における InsightBD を使用したホワイトペーパーを紹介する。

3. まとめ

実際に InsightBD を使用している海外におけるサイトのホワイトペーパーの内容を踏まえ、InsightBD の測定の仕組みや利用方法を紹介する。マンモグラフィの進化をいち早くお届けし、日本において、どのように有用に使用していくのかを、引き続き、検討していきたい。

Fig.1 シーメンスヘルスケア株式会社のマンモグラフィの歴史



参考文献

1) White Paper InsightBD「Automated and integrated breast density assessment for objective classification」
By Johannes Georg Korporaal, PhD ,Andreas Fieselmann, PhD ,Thomas Mertelmeier, PhD
Steffen Kappler, PhD ,Axel Hebecker, PhD

1. Perry N, Broeders MJM, Wolf C de, Törnberg S, Holland R, Karsa L von (2008) European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. Fourth edition—summary document. *Annals of oncology official journal of the European Society for Medical Oncology / ESMO* 19(4):614–22.
2. McCormack VA, Burton A, dos-Santos-Silva I, Hipwell JH, Dickens C, Salem D et al. (2016) International Consortium on Mammographic Density: Methodology and population diversity captured across 22 countries. *Cancer epidemiology* 40:141–51.
3. Carney PA, Miglioretti DL, Yankaskas BC, Kerlikowske K, Rosenberg R, Rutter CM et al. (2003) Individual and combined effects of age, breast density, and hormone replacement therapy use on the accuracy of screening mammography. *Annals of internal medicine* 138(3):168–75.
4. Kolb TM, Lichy J, Newhouse JH (2002) Comparison of the performance of screening mammography, physical examination, and breast US and evaluation of factors that influence them: an analysis of 27,825 patient evaluations. *Radiology* 225(1):165–75.
5. Mandelson MT, Oestreicher N, Porter PL, White D, Finder CA, Taplin SH et al. (2000) Breast density as a predictor of mammographic detection: comparison of interval- and screen-detected cancers. *Journal of the National Cancer Institute* 92(13):1081–7.
6. Kerlikowske K (2007) The mammogram that cried Wolfe. *The New England journal of medicine* 356(3):297–300.
7. Yankaskas BC, Cleveland RJ, Schell MJ, Kozar R (2001) Association of recall rates with sensitivity and positive predictive values of screening mammography. *AJR. American journal of roentgenology* 177(3):543–9.
8. Destounis S, Johnston L, Highnam R, Arieno A, Morgan R, Chan A (2017) Using Volumetric Breast Density to Quantify the Potential Masking Risk of Mammographic Density. *AJR. American journal of roentgenology* 208(1):222–7.
9. McCormack VA, dos Santos Silva I (2006) Breast density and parenchymal patterns as markers of breast cancer risk: A meta-analysis. *Cancer epidemiology, biomarkers & prevention: a publication of the American Association for Cancer Research, cosponsored by the American Society of Preventive Oncology* 15(6):1159–69.
10. Boyd NF, Guo H, Martin LJ, Sun L, Stone J, Fishell E et al. (2007) Mammographic density and the risk and detection of breast cancer. *The New England journal of medicine* 356(3):227–36.
11. American Cancer Society Breast Cancer Facts & Figures 2015-2016. Atlanta: American

『当社の乳腺量計測機能について』

The Categorized Breast Density with Amulet Innovality

富士フイルムメディカル株式会社

宮野 武晴

1. はじめに

乳腺量計測ソフトは、乳房中の乳腺量を定量的に計測することで、医師へ客観的な乳房構成の分類情報が提供できると期待されています。2016年より「乳房全体あたり」の乳腺量の算出を販売しており、より視覚評価に近い計測を目指し2018年に「乳腺あたり」の乳腺量が計測できる機能を追加しました。

2. 乳腺量計測機能

乳房の構成は、病変などが乳腺に隠れるリスクがあるかどうかの判断において重要であり、①極めて高濃度、②不均一高濃度、③乳腺散在、④脂肪性の4分類とし、①②の2つを合わせて「高濃度乳房」と分類されている。この判定は医師の視覚評価で行われているが、画像情報から定量的に計測した乳腺量を、読影時にビューワで付帯情報として参照できれば、医師へ客観的な判断の参考情報として提供できると考える。

現在の視覚評価における判断方法はBI-RADS 第5版に対応しており、その医師の判断方法に近い乳腺量の算出方法が、「乳腺内乳腺量」である。BI-RADS第4版に対応した医師の判断方法に近い「乳房内乳腺量」との違いを図1に示す。

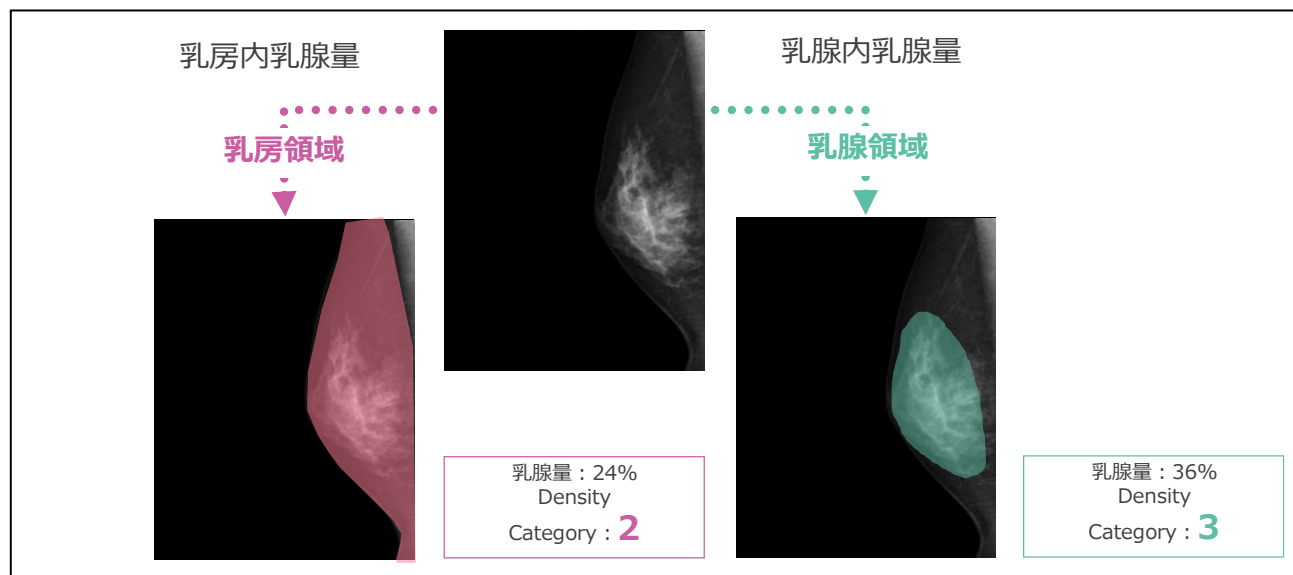


図1 乳房内乳腺量と乳腺内乳腺量

3. 運用

「AMULET Innovality」に搭載している“乳腺量計測機能”は、マンモグラフィ撮影装置内のX線のキャリブレーションデータを使用して計測するため、乳腺量を正確に計測できる。また、乳腺量の演算には当社が長年培ってきた画像処理に使用している画像解析技術を用いている。

乳腺量の結果は、特別な形式のレポートで閲覧する必要はなく、通常どおり画像を送信するだけで、ID や氏

名, 撮影条件と同様にDICOMタグへ収納するため, PACS などのビューワでオーバーレイに表示して乳腺量計測結果を簡便に確認することができ, 施設の運用を変更する必要はないと考えられる(図2).

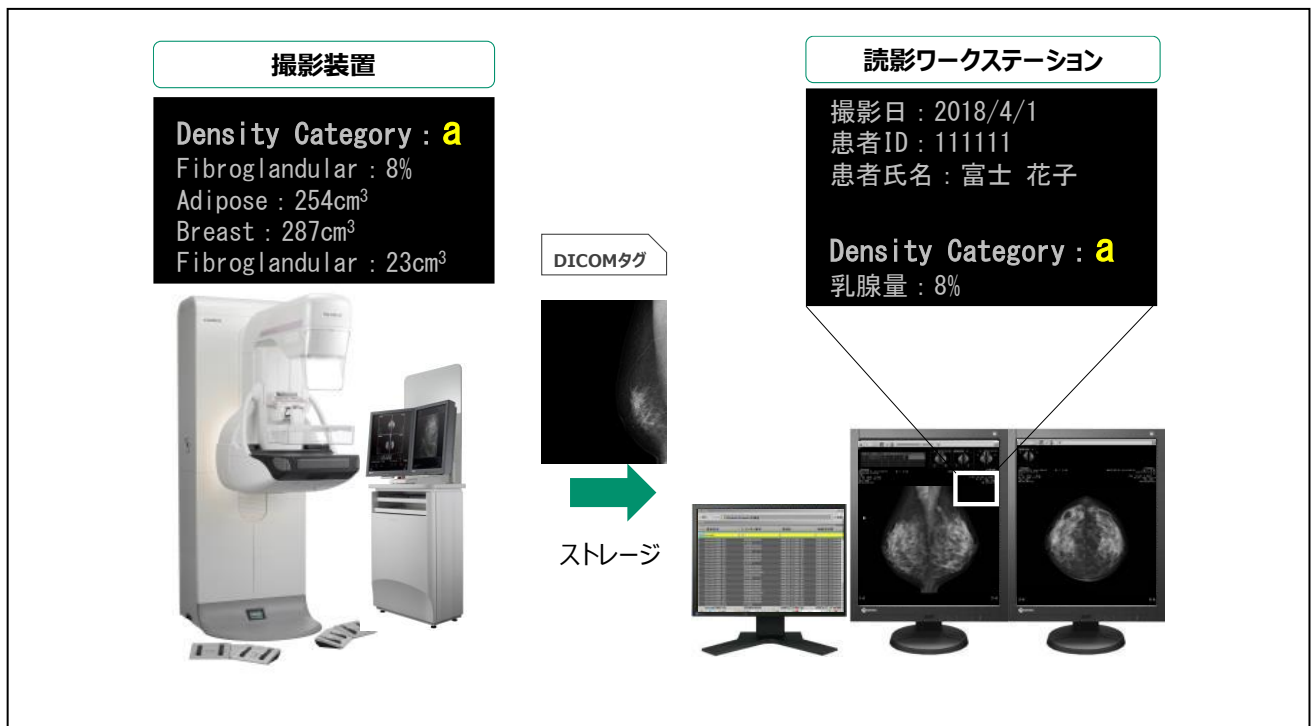


図2 乳腺量計測機能の運用図

4. おわりに

2019年7月の乳癌学会で提示された視覚評価での新乳房構成分類が浸透しつつある中で, 観察者間のばらつきも認知されてきている. 再現性あるソフト分類も期待され则认为られ, 現状, 搭載済みの乳腺量自動測定で十分測定可能と考えている.

参考文献

- 1) Women's Imaging2019. INNERVISION; (2019(Aug)):110

『ディープラーニングを用いた乳房濃度算出値の機種間比較に関する検討』

Breast Density Quantification in Comparison
with each Machine Models using Deep Learning

湘南記念病院 乳がんセンター

川崎 あいか

1. はじめに

マンモグラフィ(以下 MG)における乳房構成の評価は視覚による定性評価が主流だが、読影者による判断の違いや MG 機種による画像処理の違いなどが影響して生じる評価のバラつきが課題である¹⁾²⁾³⁾。一方、既存の定量評価法は乳腺密度の算出が可能であり、将来の乳癌発症リスクを知る指標とできるが、定性評価で重要とされる MG 感度低下リスクとの関連性は明らかなでない⁴⁾⁵⁾。そこで我々は、2016 年より人工知能(以下 AI)のディープラーニング技術を活用した、乳房濃度算出による定性評価に準じた定量評価法を検討し、第 28 回乳癌検診学会学術総会(2018 年)にて提案した。また第 27 回日本乳癌学会学術総会(2019 年)では、撮影機種の違いがどの程度乳房構成の評価に影響するのかを本評価法を用いて検討した。今ワークショップではこれまでの研究の一部を紹介し、現状と課題について報告する。

2. 今発表における乳房濃度算出法

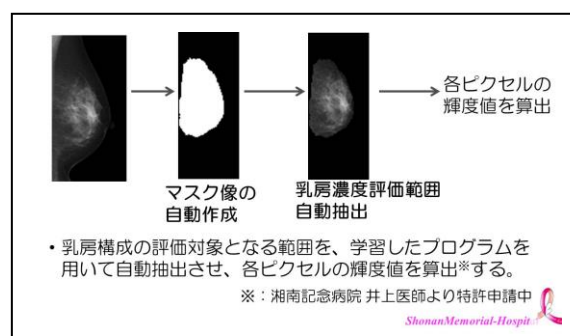
1) 教師データの準備

本法は MG の MLO 画像から乳房濃度を算出する。定性評価との乖離を防ぐために画像処理済のデータを用いる。通常パソコンを使用するため DICOM 画像を PNG 形式に変換する。

まず、MG で「乳腺が薄く広がる、又はかつて乳腺があったであろう」と想定し得る範囲を乳房構成評価範囲とし、MG の MLO 画像 300 枚に対して手動で作成したマスクング画像を教師データとして用意してディープラーニングの Semantic Segmentation のアルゴリズムである U-Net モデル⁶⁾⁷⁾で学習させ、AI が評価範囲を自動抽出できるようにした。また乳腺末梢より上方で大胸筋から皮膚までの低濃度域を乳腺外脂肪織のベース域とし、MLO 画像 385 枚に対する手動マスクング画像を教師データとして用意し、同様の技法を用いて学習させた。

2) 方法

乳房構成評価範囲を、1)で作成したプログラムを用いて自動抽出し、各ピクセルの輝度値(以下 $V(g)$ と表記)を算出した(図 1,当センター井上謙一医師より特許申請中)。同様にベース域を自動抽出し、輝度平均値(以下 $\bar{V}(n)$)を算出した。ただしベース域となる乳腺外脂肪織の輝度値は、病変検出のために関心領域内に施される画像処理によって相対的に影響を受ける。その影響を相殺するため、輝度平均値に閾値を設けた。その閾値をもって各ピクセルの相対輝度値(以下 $V(g/\bar{n})$)を求めた。



3) ヒートマップ画像を用いた相対輝度値の可視化と乳房濃度の計算

相対輝度値の分布を可視化するため、 $V(g/\bar{f}) \geq 0 = \text{white}$, $V(g/\bar{f}) \geq 1 = \text{yellow}$, $V(g/\bar{f}) \geq 2 = \text{light magenta}$, $V(g/\bar{f}) \geq 3 = \text{orange}$, $V(g/\bar{f}) \geq 4 = \text{magenta}$, $V(g/\bar{f}) \geq 5 = \text{red}$, と色調を変化させたヒートマップ画像を作成した(図 2, 井上謙一医師より特許申請中). 約 500 枚の MG に対して作成し比較した結果, $V(g/\bar{f})$ が 2 以上であると薄く広がる乳腺の範囲を含むことができ, しかし 4 以上になるとコントラスト強調処理の影響を強く受けることが分かった. よって本法における乳房濃度(以下 $D(mAI)$)の計算式を, $D(mAI)\% = (V(g/\bar{f}) \geq 3) / (V(g/\bar{f}) \geq 2) \times 100$ と定義し, 乳腺が存在する範囲の中の相対輝度値 3 以上を持つピクセル数の割合を求めることで病変の隠れやすさを反映できるようにした. 本法の実際の計算例を図 3 に示す.

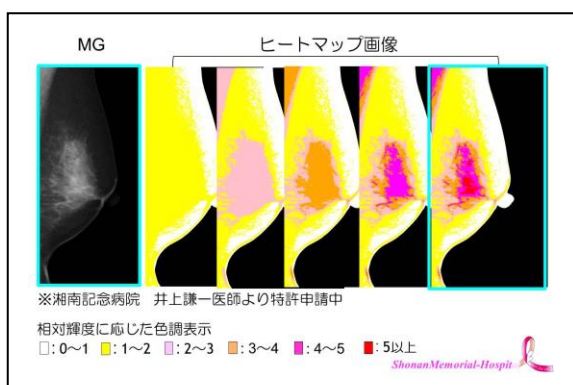


図 2. ヒートマップ画像を用いた相対輝度値の可視化

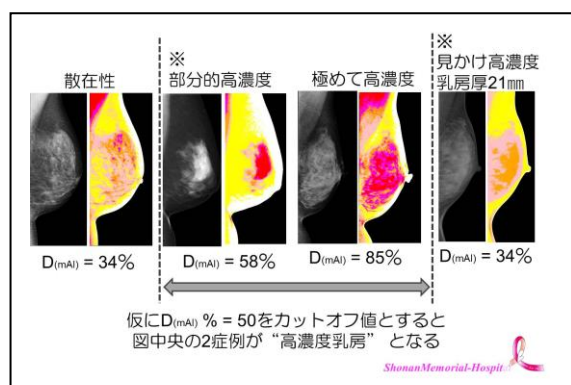


図 3. 本法の実際の計算例

3. 本法の機種別評価

デジタル MG は X 線量を画素値に変換し, 様々な画像処理技術を紹介し, viewer で読影できる状態となる. そこで, 本法が多様に存在する MG 機種や画像処理に対してどの程度汎用性があるのかを調べるため, 異なる特性をもつ 6 種類に対して ROC 解析を行った. 機種の内訳と症例数, 結果を表 1 に示す. ROC 解析の結果, 機種 D の AUC 値はやや低かったが他 5 種の AUC 値は良好であった.

表 1. ROC 解析による本法の機種別評価

MG 機種	機種 A	機種 B	機種 C	機種 D	機種 E	機種 F
検出方式	FPD (間接変換)	FPD (直接変換)	FPD (直接変換)	FPD (直接変換)	CR	CR
VOI LUT Function	Sigmoid	Linear	Linear	Linear	Linear	Linear
症例数	326	168	61	50	125	48
ROC 解析に よる AUC 値	0.868	0.948	0.828	0.646	0.902	0.919

4. 乳房濃度算出値の機種間比較

次に, 我々が提案する定量評価法が機種による乳房濃度の誤差をどの程度吸収できるのかを検討した. 比較する手法として, 脂肪組織と乳腺の輝度値の比率から単純に高輝度面積を算出する AI プログラムを作成した.

対象画像は、A～DおよびFの計5機種のうち2機種で撮影したことのある被検者の無所見MLO画像とした。なお機種Dは、本法では前述のようにAUC値が低かったため比較検討から除外した。検討方法は、症例毎の乳房濃度の誤差および機種間の有意差(対応あるT検定, 有意水準5%)とした。その結果、本法は単純に高輝度面積を算出する手法に比べて機種間の誤差が小さく、機種間に有意差を認めた組み合わせは少なかった。機種の組み合わせと症例数、および結果を表2に示す。

表2. 機種の組み合わせ別 乳房濃度の誤差と有意差

機種の 組み合わせ	症例数	症例毎の乳房濃度の誤差		有意差(T検定, 有意水準5%)	
		本法	※単純計算	本法	※単純計算
A - B	105	11.5%(±9.7)	24.1%(±24.2)	(-)	(+)
A - C	61	13.4%(±10.3)	26.8%(±21.2)	(-)	(-)
A - E	48	9.8%(±10.7)	21.1%(±19.8)	(-)	(+)
A - F	62	20.9%(±11.3)	23.6%(±19.8)	(+)	(+)
B - F	63	10.9%(±10.8)	15.4%(±12.9)	(-)	(+)

5. 問題点と今後の課題

我々はこれまで、乳がんの隠れるリスクを重要とする定性評価の代わりに使用できるような定量評価法の検討を続け、本評価法を考案した。本法は、機種や画像処理の影響を概ね軽減でき、各MG機種が持つ画像の特色を活かしたまま乳房濃度を算出することが可能であった。本法の構築に用いた学習データは現時点では400例弱と少ないが、多機種の画像を混合させて学習データを大幅に増加すれば更なる精度向上が期待できると考える。一方、機種Dのように良好な結果を得られない場合もあった。今回の検討で用いた機種Dの画像には、乳腺外の輝度が極めて低い、乳腺内の線構造の輝度が他機種の画像より高い、など画像処理に独自の特徴があった。本法を用いるには、ベース域のマスキング箇所の修正とともに相対輝度値の細分化による乳房濃度計算式の見直しなどの改善が必要であった。

乳房構成判定の際、年齢や乳房厚も判定を左右する重要な要素である。今後本法の改善策を検討するとともに、それと並行して定量評価の精度をより高くするための他の手段も模索し、その上で年齢や乳房厚の情報を加味した判定法の構築を目指したいと考える。

参考文献

- 1) 東野英利子, 梅本剛, 伊藤吾子, 他. マンモグラフィの乳房構成と乳癌の検出感度－複数の読影者による検討－. 日本乳癌検診学会誌;24(1):113-121, 2015
- 2) 厚生労働省健康局がん・疾病対策課. 乳がん検診における「高濃度乳房」への対応について. 第22回がん検診のあり方に関する検討会, 資料2
- 3) 大幡里奈, 小寺吉衛. 異なるデジタルマンモグラフィシステムにおける画像描出の相違に関する検討. 日本乳癌検診学会誌;26(1):73-84, 2017
- 4) 植松孝悦. 日本のDense Breast対応の現状. 日本乳癌検診学会誌;25(3):205-210, 2016
- 5) 大岩幹直. 高濃度乳房の評価－乳腺量測定ソフトの定量的評価か視覚評価に代わりうるか?－. Rad Fan.;

16(13):17-20, 2018

6)井上謙一. マンモグラフィの dense breast の自動定量化に関する検討. 第 33 回人工知能学会全国大会抄録集;1P4-J-10-02, 2019

7)Olaf Ronneberger, Philip Fischer, Thomas Brox. U-Net:Convolutional Networks for Biomedical Image Segmentation.Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention(MICCAI), Springer, LNCS, Vol.9351:234-241,2015

『低管電圧CT』

Low-kilovoltage Computed Tomography

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

1. はじめに

X線CTの技術開発は目覚ましく、画像診断における役割も大きくなっている。CT検査で用いられる管電圧は臨床利用の初期より約120kVの高管電圧が選択されてきたが、CT装置性能の向上により低管電圧撮像を臨床で使用することが可能となってきた。低管電圧撮像による被ばく線量低減や造影剤コントラスト向上という特性は、CT画像診断にとって有効なソリューションのひとつであり、検査部位、検査目的や被写体サイズに対して最適な管電圧の選択についてこれまでの知見を整理し、臨床にフィードバックする必要がある。

2. 低管電圧撮像の有用性と課題

低管電圧撮像の有用性に関する研究論文は2005年頃からみられ、国内の研究者による報告も多い。初期の検討では、管電圧120kVと比べ低管電圧撮像ではヨード造影剤のCT値増加によるcontrast-to-noise ratio(CNR)の向上により、被ばく線量の低減や造影剤量の減量の可能性が示された¹⁾²⁾。また、ICRPはPublication 121において、小児に対する低管電圧撮像は被ばく線量低減のために適していると勧告しているなど³⁾、低管電圧撮像の有用性が示されてきている。しかし、日常臨床に管電圧選択を加えることはスキャンパラメータの設定がより複雑化するため、低管電圧撮像の有用性やリミテーションについて十分検証を行い、適応基準を明確することが課題という。

3. ワークショップへの期待

今回のワークショップでは、低管電圧撮像の研究に携わり様々な研究を行ってきた先生方に、低管電圧撮像の概論や最新技術も踏まえ、各分野における適用やリミテーションについて講演いただき、低管電圧撮像の有用性を明確にするとともに、適用基準を明確にするための議論を進めていく予定である。

参考文献

- 1) Funama Y, Awai K, Nakayama Y, et al. Radiation dose reduction without degradation of low-contrast detectability at abdominal multisection CT with a low-tube voltage technique: phantom study. Radiology 2005; 237(3): 905-910.
- 2) Noda Y, Kanematsu M, Goshima S, et al. Reducing iodine load in hepatic CT for patients with chronic liver disease with a combination of low-tube-voltage and adaptive statistical iterative reconstruction. Eur J Radiol 2015; 84(1): 11-18
- 3) Khong, P. L., et al. ICRP publication 121: radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology. Annals of the ICRP, 2013, 42.2: 1-63.

『小児における低管電圧CT検査について』

Pediatric CT Examination by using the Low Tube Voltage Scan

特定医療法人あかね会土谷総合病院

舩田 隆則

1. はじめに

近年、多列検出器型 X 線 CT (computed tomography) 装置並びに X 線管の回転速度の高速化により、1 回転で多数枚の画像取得、広範囲の撮影が可能となった。しかし、CT は非常に有益な検査方法であるが、1 回の検査における被ばく線量が他のモダリティと比較し多いことは知られている。2000 年、原子放射線の影響に関する国連科学委員会 (UNSCEAR) は、医療水準が良好な 27 カ国において全 X 線検査の 6% を占めるに過ぎない CT 検査が、被ばく線量としては 41% を占めていると報告している¹⁾。

CT 撮影は、医師が臨床上必要と判断した場合、撮影上の制限はない。それ故、CT は詳細な画像情報を提供してくれるものの、通常の単純 X 線撮影の数十倍の放射線量を必要とする。このため、撮影部位、方法などへの個別配慮が要求されるが、CT 検査による利益と比較し、被ばくによる個人的なリスクは少ないと報告されている。しかし、小児は成人よりも放射線に対する感受性が数倍高く、さらに特別の注意を払う必要があり、特別なプロトコルでの検査が必要となる²⁾。

小児 CT 検査における被ばく線量低減法の 1 つに低管電圧撮影があり、有用性についての報告がある³⁾。臨床現場においても、低管電圧撮影を使用されている施設が増加しつつある。今回、小児 CT 検査において、基礎から見直し、低管電圧撮影使用に関して最適化を行う。

2. X 線強度分布

X 線管による X 線の発生は、陰極で発生させた熱電子を高電圧で加速し、陽極に衝突させて X 線を発生させる。その時、ターゲットから発生する X 線強度分布は、次式にて表される。

$$I = K \times V^2 \times I \times Z \quad \dots\dots\dots (1)$$

(I; X線強度, K; 定数, V²; 管電圧, I; 管電流, Z; 物質の原子番号)

(1)式より、X 線管から発生する X 線の強度やエネルギーは、管電圧と管電流により変化する。また、X 線強度は管電圧の二乗に比例して減少するため、管電流と比較し放射線被ばくを大幅に減少させることが可能である。

3. 低管電圧使用時における線量と画質

画像ノイズと管電流・時間積 (mAs 値)との関係は次式にて表される。

$$\text{画像ノイズ} \propto 1/\sqrt{\text{mAs}} \quad \dots\dots\dots (2)$$

(mAs; 管電流 × rotation time)

(2)式より、一般的には mAs 値が高くなるほど画像ノイズは減少する。同様に管電圧が変化した場合において

も、画像ノイズや $CTDI_{vol}$ (volume computed tomography dose index) は変化する。mAs 値が一定の場合、より低管電圧方向にシフトするほど画像ノイズは増加し、 $CTDI_{vol}$ は減少する (Fig. 1)。画像 SD 値を一定とした場合、 $CTDI_{vol}$ は同等となり、mAs 値は増加する (Fig. 2)。画質と線量に関しては非線形の関係にあり、小児 CT 検査を行う上で、低管電圧使用時における管電流の設定は困難である。低管電圧撮影使用において、画質を維持するうえで CT-AEC (computed tomography auto exposure control) の使用が望ましいと考える。

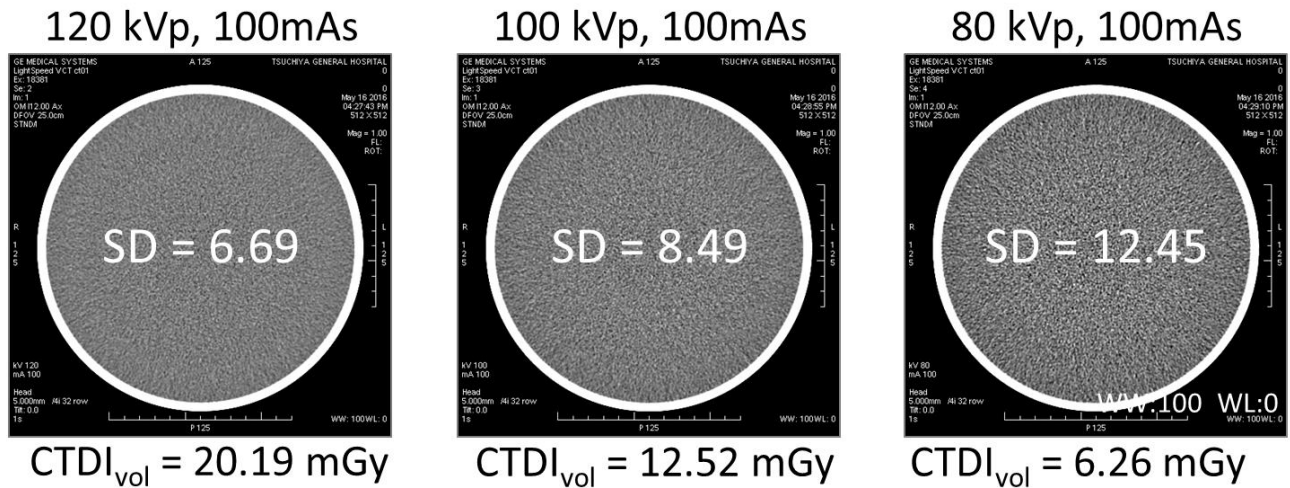


Fig.1 mAs 値を一定にした時の各管電圧における画像ノイズと $CTDI_{vol}$

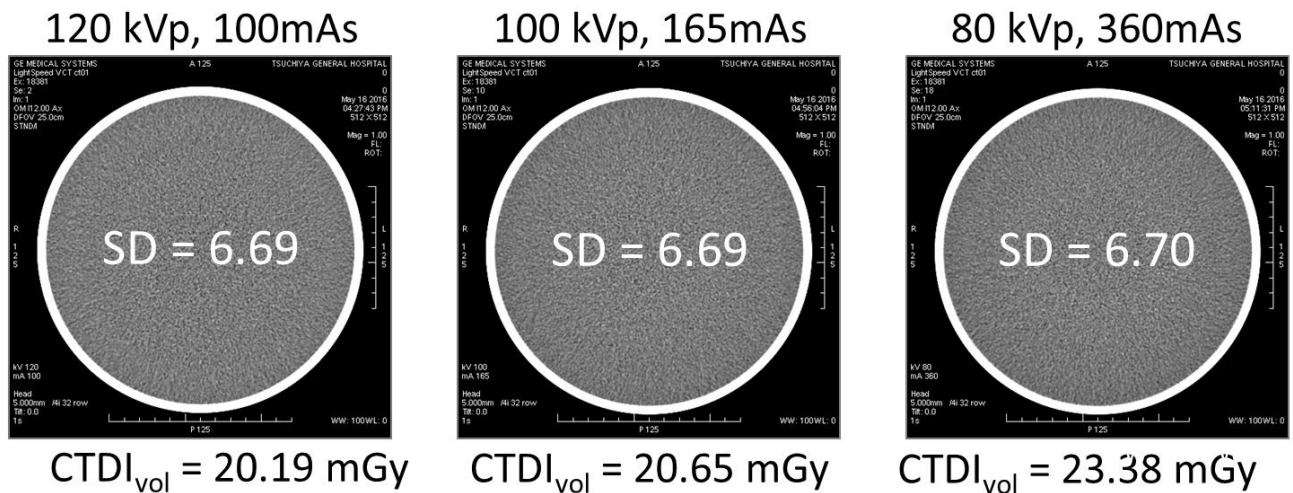


Fig.2 画像ノイズを一定にした時の各管電圧における mAs 値と $CTDI_{vol}$

4. CT-AEC

CT-AEC は、位置決め画像や直前の投影データから、スライス毎の被写体サイズや形状を解析し、管電流を設定、変調する機構である。CT-AEC は、メカ間や同一機種間においても異なる作動方式を使用している。CT-AEC の機能は 4 種類に分類される⁴⁾。

- Patientsize AEC は、基準となる X 線出力、一般的には管電流を被検者間のサイズに応じ変調
- Z-axis AEC, 被検者の各スライス 位置のサイズに応じ変調
- XY-AEC は、各スライス断面の形状に応じて回転角度ごとに変調

d. XYZ(3D)-AEC は、前 3 種類の機能をすべて組み合わせて変調

小児 CT 検査での低管電圧撮影使用において、CT-AEC が適切に作動するか ATOM Dosimetry verification phantom(Model 702; CIRS Corporation ,USA) 1 year old (75cm,10kg) を使用し評価した (Fig. 1). CT 装置は、LightSpeed VCT (GE ヘルスケアジャパン)を使用した。

各画像ノイズ設定に関して CT-AEC の挙動は、低管電圧使用時 (80 kVp, 100kVp) においても、通常使用している管電圧 120kVp と同様な画像ノイズレベルであった。低管電圧撮影使用においても、CT-AEC は十分に使用可能である。

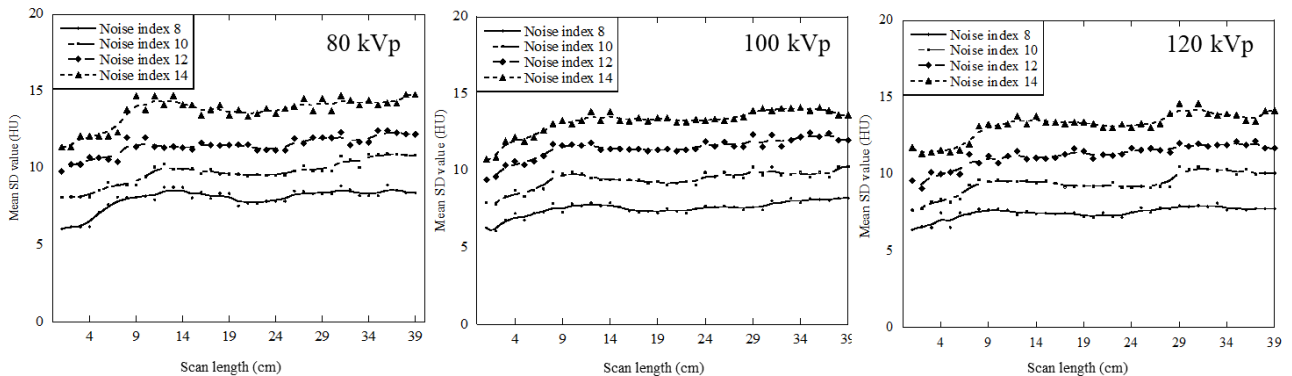


Fig.1 CT-AEC を使用した時の各管電圧における画像ノイズの挙動

5. 低管電圧撮影と CT-AEC 使用時における被ばく線量と画質

まず、非造影時における低管電圧撮影と CT-AEC 使用の被ばく線量と画質を評価した。評価においては、ATOM Dosimetry verification phantom (Model 701,702,703; CIRS Corporation ,USA)を使用した。被ばく線量に関しては、蛍光ガラス線量計を使用した。蛍光ガラス線量計は、放射線診断医に確認の下、解剖学的位置に 83 個配置した(Dose Ace GD-352M ;AGC テクノグラス株式会社)。撮影プロトコルは、管電圧は 80-, 100-, 120kVp, 管電流は 10-200mA, Noise index 12, Helical pitch 0.984, Rotation time 0.4sec, Slice thickness 5mm, Beam collimation 40mm を使用した。撮影範囲は肺尖部から恥骨結合、撮影方向は頭部～尾部とした。

新生児、1 歳、5 歳を模擬した ATOM ファントムにおいて、CT-AEC を使用した場合、各管電圧における被ばく線量と画像ノイズにおいて有意差を認めなかった⁵⁾。下之坊らも同様な報告をしている⁶⁾。これらの結果から、小児非造影 CT においては、CT-AEC を使用した場合、管電圧を変化させても被ばく線量は変化せず同等のノイズレベルで画像が取得可能である。

6. 造影 CT angiography における低管電圧撮影の使用

小児非造影 CT での低管電圧撮影は、画像ノイズを基準とした CT-AEC テクニックである。しかし、ノイズによる線量決定法の問題点として、比較的軽い体重の患者において必要以上に線量が多くなり、結果的に設定したノイズよりも低くなる傾向がある。その問題点を解決する手法として CNR (Contrast noise ratio)を基準とした CT-AEC があり、造影検査においては有効である。また、低管電圧撮影と併用する場合、X 線エネルギーはヨードの k 吸収端に近くなるため造影効果が上昇する。その上昇率分を、被ばく線量を低減する事が可能である。低管電圧による造影効果の上昇と CT-AEC を融合させた、CNR 基準の CT-AEC テクニックは、ノイズを指標とした場合の欠点である比較的体重の軽い被検者への線量増加を防ぐものである。低管電圧撮影と CNR 基準

の CT-AEC テクニックにおいて、従来使用していたプロトコルと比較し、画質を劣化させることなく被ばく線量を 40% 低減可能であった^{7,8)}。小児 CT angiography において、低管電圧撮影と CNR 基準の CT-AEC テクニックは有用であると考ええる。

7. まとめ

CT の進歩により小児 CT の診断能も向上している。小児においては、体格に応じた撮影条件の設定がなされていなければ個々の CT 検査の被ばく線量が適正化されていることにはならない。更に多くの意見を参考にして小児の撮影法の向上に努めていきたいと考える。

参考文献

- 1)「放射線の線源と影響」原子放射線の影響に関する国連科学委員会の総会に対する 2000 年報告書
独立行政法人 放射線医学総合研究所 監訳(実業広報社)
- 2)ICRP Publication.60 ICRP90 年勧告(社団法人日本アイソトープ協会)
- 3) Nagayama Y, Oda S, Nakaura T, et al. Radiation Dose Reduction at Pediatric CT: Use of Low Tube Voltage and Iterative Reconstruction. Radiographics. 2018 Sep-Oct;38(5):1421-1440.
- 4) Keat N:CT scanner automatic exposure control systems. MHRA Report 05016. (2005) .
- 5) Masuda T, Funama Y, Kiguchi M, et al. Relationship between the radiation doses at nonenhanced CT studies using different tube voltages and automatic tube current modulation during anthropomorphic phantoms of young children. J Appl Clin Med Phys. 2017 Nov;18(6):232-243.
- 6) Masuda T, Funama Y, Kiguchi M, et al. Radiation dose reduction based on CNR index with low-tube voltage scan for pediatric CT scan: experimental study using anthropomorphic phantoms. Springerplus. 2016 Dec 1;5(1):2064.
- 7) Shimonobo T, Funama Y, Utsunomiya D, et al. Low-tube-voltage selection for non-contrast-enhanced CT: Comparison of the radiation dose in pediatric and adult phantoms. Phys Med. 2016 Jan;32(1):197-201.
- 8) Masuda T, Funama Y, Nakaura T, et al. Radiation Dose Reduction With a Low-Tube Voltage Technique for Pediatric Chest Computed Tomographic Angiography Based on the Contrast-to-Noise Ratio Index. Can Assoc Radiol J. 2018 Nov;69(4):390-396.

『体幹部の低管電圧CT』

Low tube Voltage Computed Tomography for Trunk

山梨大学医学部附属病院

相川 良人

1. はじめに

CT 検査において低管電圧を使用する方法は古くから報告されているが、検出器に到達する線量が減少するため画像ノイズが増加し画質が劣化する。ノイズは、撮影時の管電流を高く、撮影時間を長くすることにより減少することが可能であるが、被ばく線量増加、撮影時間延長および X 線管球負荷の増加と現実的な解決法ではない¹⁾。しかし、近年の CT 装置に搭載されている逐次近似法を応用した再構成法は、画像ノイズを低減する効果がありノイズの多い撮像法でも高い画質を得ることが可能となった。よって、この方法を応用することにより低管電圧 CT 撮影は可能となる。低管電圧 CT 撮影最大のメリットは造影効果の向上にある。撮影時の X 線管電圧の設定を造影剤の主成分であるヨードの k 吸収端近くにすると X 線の減弱率が上昇することから、造影効果の高い画像が得られる。造影効果を通常管電圧と同等とした場合、造影剤投与量を減量できる²⁾とされている。特に体幹部の CT 撮影では造影剤が使用されることが多く、通常の造影剤使用方法が不可能な場合は低管電圧 CT 撮影を行うことにより造影剤投与量を減量しても同等の造影効果を得ることができる。

2. 管電圧の違いによる造影効果

低管電圧 CT 撮影を行うことで得られる現象として最も利点のある現象は造影効果の向上である。CT 検査で用いられる造影剤はヨード製剤であり、ヨードの線減弱係数は、33.17 keV に K 吸収端を持つことが知られている。(Fig. 1)

この数値に近い管電圧を設定することにより造影時の CT 値の上昇が期待できる。人体を構成する物質の線減弱係数は、ヨードと異なり管電圧が変わっても大きく変わらないため、低管電圧法 (80 kV) を使用すると造影剤が体内で分布している部分との差が大きくなり造影効果が増すこととなる²⁾。

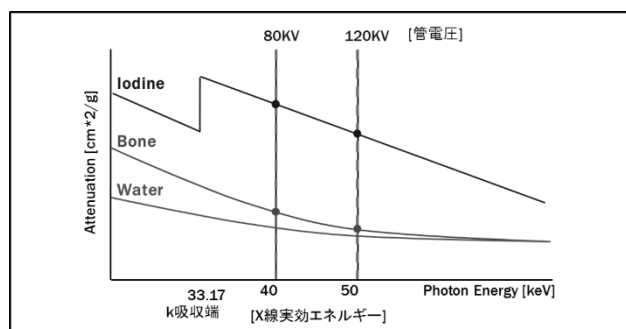


Fig.1 X 線実行エネルギーと減弱係数

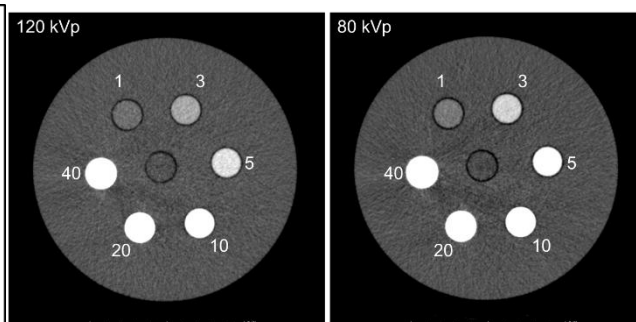


Fig.2 120 kV と 80 kV における造影剤濃度の違い (図中の数字は造影剤濃度 (mgI/mL) を示す)

3. 管電圧の違いによる造影剤濃度

従来法 (120kV) と低管電圧法 (80kV) において、造影剤濃度を变化させたファントムの CNR を測定し、従

来法と同等の CNR が得られる造影剤濃度を求めた。実験で使用したファントムは Fig. 2 に示す通り、1 mL あたり 1, 3, 5, 10, 20, 40 mg のヨード量となるように造影剤を生理食塩水で希釈しポリ塩化ビニールの容器に密閉した。円形プラスチック容器の中心に造影剤を含まない生理食塩水を配置し、その周囲に上記希釈造影剤溶液の容器を濃度の低い順に反時計回りで円形に 6 か所に配置した。容器の周囲は寒天で固定した。

従来法と比較して 低電圧法では同じ溶液でも高濃度（高い CT 値）で描出されていた。従来法、造影剤濃度 5 mgI / mL と同等の CNR は、低管電圧法では 3 mgI / mL となった。

X 線管電圧の違いによる 造影剤濃度は、CNR が同等のとき、基準となる従来法での CNR 13.6 に対して、低管電圧では CNR 12.6 であり、造影剤濃度 3 mgI / mL において、造影剤量は 38 % 減となる。図 3 のグラフにおいて 120 kV 設定 SD 10 の CNR 13.6 が、臨床での体幹部造影 CT 検査における造影剤投与量、体重 1 kg あたりヨード量 600 mg にあたるので、線形回帰直線から補正する 80 kV でのヨード量は 370 mg となった。

※CNR の測定は SD を使用するため、逐次近似応用再構成を使用した場合、ほぼ同様な周波数特性であることを NPS の測定し確認する必要がある。

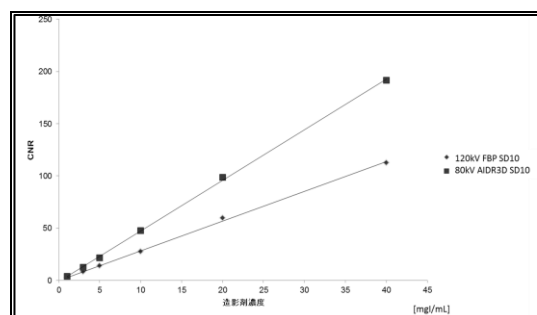


Fig. 3 X 線管電圧の違いによる造影剤濃度と CNR

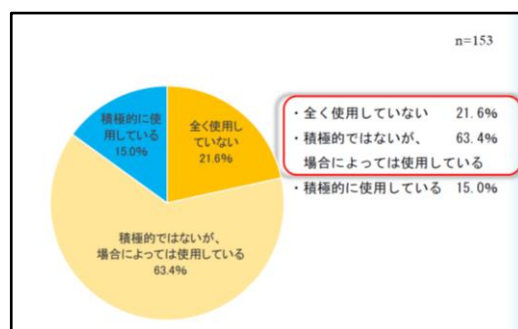


Fig. 4 低管電圧 CT 撮影の使用状況

4. 低管電圧 CT 撮影時の造影剤注入法

体幹部造影 CT 検査において、低管電圧を使用し造影コントラストを同等とすると造影剤使用量を減少することが可能となるが、造影剤の注入時間は従来法の注入時間で注入を行う必要がある。注入時間を固定し、低管電圧の効果で TEC の形状を保持することにより、従来の撮影タイミングで撮影可能となる。総造影剤投与量が減少すると時間当たりの造影剤投与量が減少するため、市川は第 4 回秋季学術大会において肝臓ダイナミック撮影では 1.6mL/s を注入速度が下回ると TEC が変化するため、腫瘍描出に影響がでる恐れがあるので注意が必要であると報告していた。よって、造影剤投与量により注入速度が低下しないよう造影剤濃度を考え選択する必要がある。

5. 低管電圧 CT 撮影使用状況

低管電圧 CT 撮影の使用状況は、2018 年 5 月に行われた本杉らの調査では、153 施設中積極的または場合によって使用している施設が 78.4 % となっており、主な目的は造影効果の向上 (46.7 %) および造影剤使用量の低減 (43.0 %) であった³⁾。低管電圧 CT 撮影を用いない主な理由は装置に由来するものであり、撮影可能な装置を設置している施設では一般的に低管電圧 CT 撮影が行われている背景が読み取れる。

6. 低管電圧 CT 撮影（臨床例）

低管電圧で撮影した多血性肝細胞癌の症例を Fig. 5 に示す。対象症例は 61 歳男性、健康診断時の超

音波検査にて肝臓に腫瘍を指定され肝臓 CT 検査が施行された。CT 検査時の腎機能 (eGFR:42) が低下していたため造影剤の減量が必要となり、検査担当医師より低管電圧 CT 撮影が指示された。動脈相での大動脈の CT 値は 519 [HU], 腫瘍の CT 値は 131[HU]と十分な CT 値が得られていた。

動脈相の腫瘍濃染, 門脈相の被膜を残した腫瘍の造影剤の wash-out が造影剤を減量しても描出されていた。

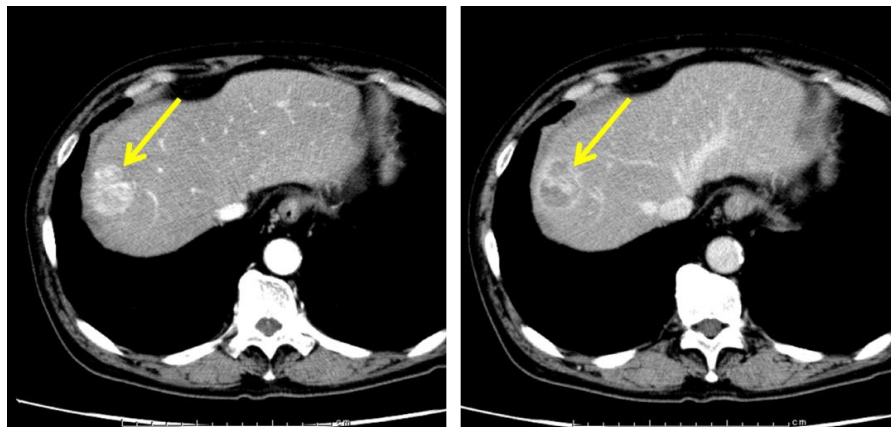


Fig.5 多血性肝細胞癌の低管電圧 CT 撮影 (左:後期動脈相, 右:門脈相)

低管電圧法を使用した画像は, 撮影装置 Aquilion One (東芝メディカルシステムズ), X 線管電圧 80 kV, 管電流は CT-auto exposure control (AEC) 設定 SD:10, X 線管回転時間は 1 s, ピッチファクターは 0.813, data acquisition system (DAS) は 80 列, 再構成処理は AIDR 3D を使用し, 処理強度は Weak を用いた。投与造影剤量は, 体重 1 kg あたりヨード量 370 mg である。

従来法に比較して, 動脈相, 門脈相, 平衡相ともに同等の画像であると放射線診断専門医が評価した。肝動脈, 門脈, 肝臓実質とも十分な造影効果を実現した。

7. 低管電圧 CT 撮影のまとめ

低管電圧 CT 撮影は, 装置の画像処理技術の進歩により通常用いられる方法となっている。低管電圧 CT 撮影を行う際は, 造影効果の増強, 線量によるノイズの変化, 体内金属やビームハードニングによるアーチファクトの増加など, CT 画像の特性が強調される撮影法であると考え使用すべきである。実際の臨床では, 腎機能低下症例や血管確保が困難で造影剤の時間率が高く設定できない症例, CT 検査後に血管内治療を行う症例, 他の医療機関ですでに造影剤を使用し再度造影 CT を行う症例など, 体幹部造影 CT 検査において, 造影剤を通常使用量使えない場合に有用性が高い撮影法である。

参考文献

- 1) 高田光雄他. CT-AEC を用いた低管電圧撮影の被曝に関する検討. 日本放射線技術学会雑誌, 71(4) 332-337, 日本放射線技術学会雑誌, 2015
- 2) 中浦猛. 低管電圧 CT の有用性と位置づけ. Innervision 27(5). 14-17, 2012
- 3) 本杉宇太郎. CT 撮像プロトコルに関する簡易調査. <http://yamarad.umin.ne.jp/research/happyou-koukai/>, 2020.1.6 最終閲覧

『心臓・大血管の低管電圧CT』

Low Tube Voltage Imaging in the Heart and the Major Blood Vessels CT-Angiography

医療法人春林会華岡青洲記念病院

山口 隆義

1. はじめに

狭心症等の動脈硬化性疾患の評価には、様々な画像診断モダリティが用いられる。特にCTは、大血管領域を中心に用いられてきたが、近年、心電図同期法の登場によって、冠動脈を含む心臓領域の撮影が可能となり、循環器領域では重要な検査モダリティとなっている。

管電圧は、他の検査部位と同様に、一般的な120kVpが用いられてきたが、大容量X線管の搭載に加えて、逐次近似再構成法の登場によって低線量撮影も可能となり、冠動脈CTにおいても低管電圧が使用できる環境となってきた。一方で、dual energy systemの登場によって、低keV画像の有用性も示され、目的に応じて多種多様な画像が用いられ始めている。

2. 循環器領域における低管電圧撮影

CT angiography (CTA)における血管の形状再現性には、造影効果が大きく影響する。CTA の造影効果は、主に単位時間あたりの注入速度と注入時間によって形成される time enhancement curve (TEC)によって決定されるため、造影効果を高めるには造影剤の使用量を増加させる必要がある。しかしながら、高齢者が検査対象となる事が多く腎機能が低い傾向にあるため、この場合は造影剤使用量の低減が求められる。

低管電圧による撮影では、ヨードの CT 値上昇を加味した造影剤の減量が可能となる。また、先天性疾患など若年者が検査対象となる場合には、contrast to noise ratio (CNR)を基準とした線量低減の可能性も考えられる。

3. 冠動脈・心臓領域

心電図同期による冠動脈 CT 撮影では、低いピッチファクタによるヘリカル撮影が一般的に用いられるため、高い被ばく線量が問題となっていた。このような背景から、当初より、低管電圧を使用した被ばく線量の低減に関する報告が多くなされるようになった。管電流や造影剤使用量の設定などが様々であるが、おおむね 120kV と 100kV との比較では、CNR は同等で 80kV ではやや劣るが、全てにおいて診断能に関与する image quality には差がなく、被ばく線量は低管電圧群で有意に低かったとの報告が多い。これらを踏まえて Society of Cardiovascular CT から 2009 年に出されたガイドライン¹⁾では、体重が 85kg 未満で body mass index (BMI) が 30 kg/m²を下回る場合には、100kV の使用を推奨すると明記された。さらに 2016 年には体重が 100kg 未満とされ、逐次近似画像再構成の使用によって画質が維持できるとされた²⁾。

これらを参考に低管電圧による冠動脈 CT を考えると、CNR が維持される状況においては 100kV の使用は容認されると考えられる。松本ら³⁾は、模擬血管ファントムを用いて CNR を一定とした条件下で上記 3 種類の管電圧を比較し、視覚的評価および血管径の計測に関して有意差を認めず、CTDI_{vol} は低管電圧ほど有意に低下していたと報告している。しかしながら、低管電圧ほど高い管電流が必要であり体格によって限界があることに加えて、石灰化やステントなどの高吸収物質からのアーチファクトの増強が懸念されることなどを挙げている。さらに、冠動脈 CT の利点とされるプラークの評価にも大きく影響する事が懸念される。

低管電圧撮影における画像ノイズの増加に対しては、ハイブリッド型を含む逐次近似再構成(iterative

reconstruction : IR) による改善が期待される。実際に、IR を含めた低管電圧による冠動脈 CT に関する報告も多く、IR による強いノイズリダクション効果によって、さらに造影剤使用量を低減しても画質が担保されるとの報告がなされている⁴⁻⁸⁾。しかしながら、現状の IR は画像ノイズの程度によって強度が変化するものも多く、それに伴って空間周波数上のノイズ分布も異なる形状を示すため、画像の違和感と共に低コントラスト領域の描出能への影響が懸念される。

新しい画像再構成法として、deep leaning を用いた方法が臨床応用され始めている。我々が使用している deep leaning reconstruction (DLR) は、教師データに高精度の逐次近似画像を用いているため、task base の評価において、空間分解能は従来の filtered back projection より高く維持したまま NPS 形状をほぼ変化させない (Fig.1)。このため、画像の違和感がなく、従来と同様な評価が可能になるものと考えられる (Fig.2)。体格によって線量が不足する場合においても、IR のような画質変化が少ないため、低管電圧撮影との相性が良く、コントラスト向上を目的とする場合においては、現状における dual energy 撮影の低 keV 画像を代替える可能性も考えられる。

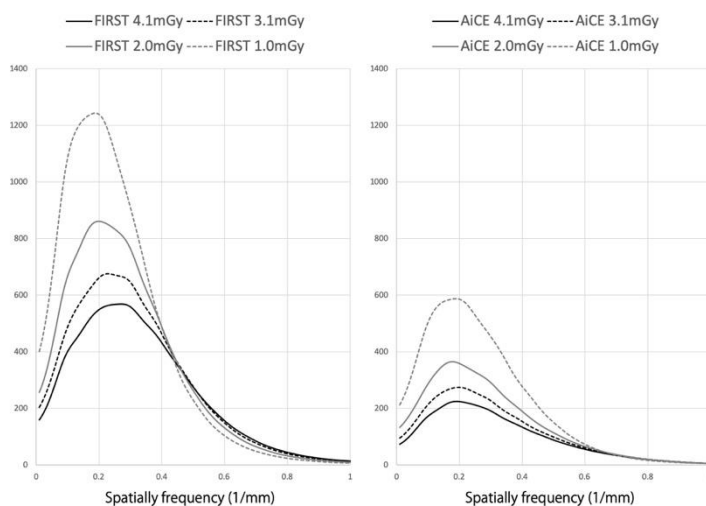


Fig.1 逐次近似再構成法と deep leaning 再構成法による NPS
撮影線量の違いによって、逐次近似再構成法（左）では空間周波数方向での NPS 形状は異なるが、deep leaning 再構成法（右）では形状変化が少なくノイズ低減効果が高い。

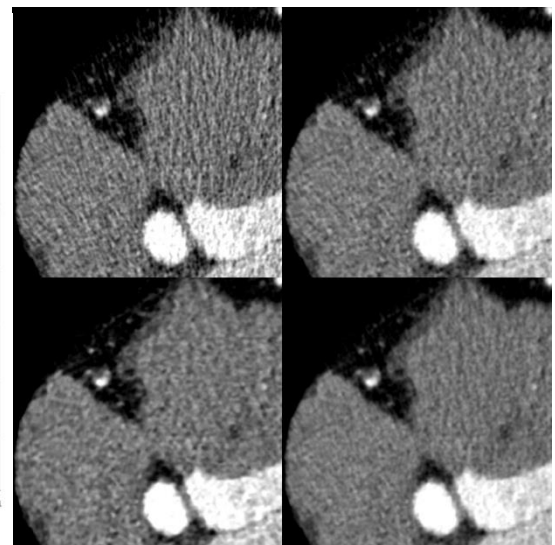


Fig.2 100kV で撮影された冠動脈 CT
上段左:Filtered back projection (FBP)、上段右:逐次近似応用再構成(AIDR)、下段左:Full 逐次近似再構成(FIRST)、下段右:Deep leaning 再構成(AiCE).
右冠動脈のセグメント 1 番にプラークを認めるが、AiCE にて最も明瞭に描出されている。

4. 大血管領域

近年、冠動脈 CT と同様に大動脈 CT の検査数も増加している。大動脈瘤や大動脈解離に対しては、外科的治療に加えてステントグラフト内挿術が施行されるようになり、エンドリークの評価等でフォローアップ目的の CT 検査が頻回に行われる。よって、この領域においても被ばく線量と造影剤使用量の低減は重要な事項であり、IR を含めた低管電圧撮影に関する様々な検討がなされている。多くは、IR によるノイズ低減効果によって造影剤使用量を低減しても画質が維持され、結果的に被ばく線量も低減されるといった報告である^{9,10)}。中には、adamkiewicz artery の描出に関しても画像 SD を同等とすることで、低管電圧撮影で CNR が向上し描出能が向上するといった報告もある¹¹⁾。このような特殊な場合を除き、通常では比較的径のある血管が評価対象であるため、IR の効果が得られやすいと考える。

特に、腎機能低下症例では造影剤の減量は必須であるため、積極的に低管電圧撮影を検討する必要がある。

当院で使用している CT 装置では、120kV と比較し 100kV では約 1.2 倍、80kV では約 1.5 倍程度のヨード CT 値の上昇効果が得られるため (Fig.3), ここから造影剤量の低減割合を概ね考える事ができる。目的とする CT 値の設定によってはさらなる低減の可能性もある (Fig.4, 5)。

5. 下肢血管領域

下肢領域は、骨盤腔以下において体幹部ほどの線量を必要としないため、低管電圧撮影の対象となりやすい。報告は少ないものの、冠動脈や大血管と同様の傾向にある¹²⁾。下肢動脈では、血流速度の違いによって撮影タイミングの取得が難しいなどの問題もあり、CT 装置の特性も影響するた

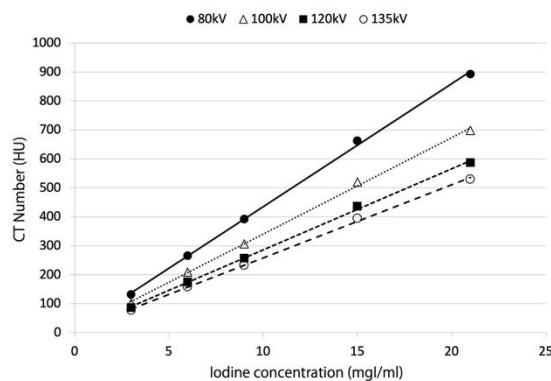


Fig.3. 管電圧とヨード濃度との関係

低い管電圧ほどヨードの CT 値は高くなり、120kV に比べて 100kV では約 1.2 倍、80kV では約 1.5 倍となっている。

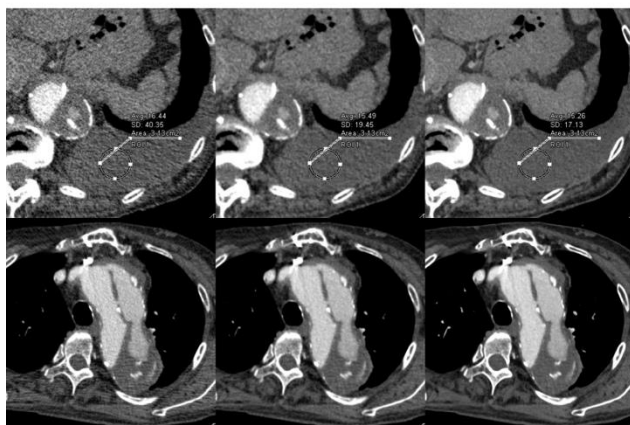


Fig.4. 高度腎機能低下例の大動脈 CT

大動脈解離術後、拡張傾向にありハイドレーション下にて造影剤量を限りなく低減した造影 CT が依頼された。80kV を使用し造影条件は 150mgI/kg の 1.0ml×18s (18ml) 注入とした。300HU 前後の CT 値が得られ形態評価には十分な造影効果であった。FBP (左) と比較し逐次近似応用再構成法 (中央) および deep leaning 再構成法にてノイズ低減が図れ、被ばくを増加させる事なく (CTDI 4.1mGy DLP 266.8mGy.cm) 良好な 3D 画像も作成可能であった。撮影後も、これまで以上の腎機能低下は見られなかった。

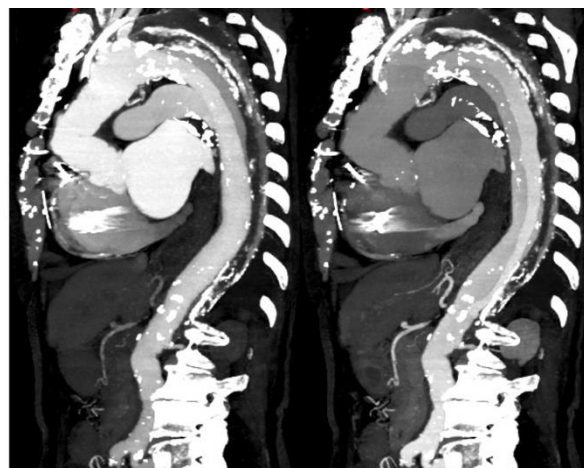


Fig.5. 大動脈解離例 (Fig.4) における 2 相撮影
解離腔を含めた血流状態を詳細に把握する目的で、2 相撮影を行った。高度の腎機能低下症例であり、少ない造影剤使用量で動態 (左:1 相目、右:2 相目) を含めた詳細な情報を得ることができた。

め、各施設でのプロトコル作成が重要である。安定した撮影環境の下で、低管電圧撮影を取り入れる事が肝要と考える。また、下肢静脈内の血栓描出を目的とする撮影では、平衡相が撮影時相になるため、低管電圧使用によるコントラスト向上効果が期待される。さらに、表在静脈瘤の形態観察においても、低管電圧による脂肪組織の CT 値低下の効果によって、相対的なコントラストの向上が見込まれ、単純 CT でも描出能が向上する。

6. おわりに

低管電圧を利用することで、患者への様々な負担を軽減することが可能であるが、その特性を十分に理解し、臨床的に許容される画像の質を考慮ながら、適切に用いることが求められる。

参考文献

- 1) Abbara S, Arbab-Zadeh A, Callister TQ, et al. SCCT guidelines for performance of coronary computed tomographic angiography: A report of the Society of Cardiovascular Computed Tomography Guidelines Committee. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography* 2009 ;3 :190–204
- 2) Abbara S, Blanke P, Maroules CD, et al. SCCT guidelines for the performance and acquisition of coronary computed tomographic angiography: A report of the Society of Cardiovascular Computed Tomography Guidelines Committee Endorsed by the North American Society for Cardiovascular Imaging (NASCI). *Journal of Cardiovascular Computed Tomography* 2016 ;10 :435–449
- 3) 松本頼明, 舩田隆則, 山下由香, 他. 冠動脈 CT アンギオグラフィにおける低管電圧を併用し コントラストノイズ比を指標とした線量制御法による血管描出能の検討. *日放技学誌* 2016; 72(10): 999-1006
- 4) Feuchtner GM, Jodocy D, Klauser A, et al. Radiation Dose Reduction by Using 100-kV Tube Voltage in Cardiac 64-slice Computed Tomography: A Comparative Study. *Eur J Radiol* 2010 ;75(1): e51-56
- 5) Hausleiter J, Martinoff S, Hadamitzky M, et al. Image Quality and Radiation Exposure with a Low Tube Voltage Protocol for Coronary CT Angiography: Results of the PROTECTION II Trial. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2010; 3(11): 1113-1123
- 6) Park CH, Lee J, Oh C, et al. The feasibility of sub-millisievert coronary CT angiography with low tube voltage, prospective ECG gating, and a knowledge based iterative model reconstruction algorithm. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2015; 31: 197–203
- 7) Sun G, Hou YB, Zhang B, et al. Application of low tube voltage coronary CT angiography with low-dose iodine contrast agent in patients with a BMI of 26-30 kg/m². *Clinical Radiology*. 2015; 70: 138-145
- 8) Iyama Y, Nakaura T, Yokoyama K, et al. Low-Contrast and Low-Radiation Dose Protocol in Cardiac Computed Tomography: Usefulness of Low Tube Voltage and Knowledge-Based Iterative Model Reconstruction Algorithm. *J Comput Assist Tomogr*. 2016; 40(6): 941-947
- 9) Shin HJ, Kim SS, Lee JH, et al. Feasibility of low-concentration iodinated contrast medium with lower-tube-voltage dual-source CT aortography using iterative reconstruction: comparison with automatic exposure control CT aortography. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2016; 32 Suppl 1: 53-61
- 10) Hou P, Feng X, Liu J, et al. Low Tube Voltage and Iterative Model Reconstruction in Follow-up CT Angiography After Thoracic Endovascular Aortic Repair: Ultra-low Radiation Exposure and Contrast Medium Dose. *Acad Radiol*. 2018; 25(4): 494-501
- 11) Kubota Y, Yokota H, Mukai H, et al. Low-tube-voltage CT assessment of Adamkiewicz artery: Precise comparison between 100-kVp- and 120-kVp protocols. *European Journal of Radiology*. 2019; 111: 56–61
- 12) Schreiner MM, Platzgummer H, Unterhuber S, et al. A BMI-adjusted ultra-low-dose CT angiography protocol for the peripheral arteries—Image quality, diagnostic accuracy and radiation exposure. *European Journal of Radiology*. 2017; 93: 149–156

『異なる体格に対する低管電圧の効果：被ばく線量を中心に』

Effect of low tube voltage on various body size: Focus on radiation dose

東京慈恵会医科大学附属病院

庄司 友和

1. はじめに

CT 検査における低管電圧撮影は造影剤コントラストの向上, 被ばく線量の低減, 更に小児検査において有用とされている¹⁾。その中でも低管電圧撮影は造影剤量を積極的に軽減することができる最適な手法として選択されることが多い。一方で被ばく線量については深く議論されているとは言い難い。特に小児においては低管電圧を使用するように推奨されているが, 頭部や体幹部に対し異なる体格に対する低管電圧の効果は明らかにされていない。

2. 管電圧の設定

撮影対象が小さいときは, X 線が透過しやすく光子のエネルギーは少なく済むため, 低管電圧撮影は小児などの小さな被写体に対し適していると言われている。しかし管電圧は, 画像ノイズ, コントラスト検出能, 被ばくに影響があり, 管電圧を変更することで X 線量子数が変化するため画像ノイズが変化する。特に画像ノイズは X 線量子数の平方根に反比例するという関係があり, 管電圧を低くすれば, X 線量子数が減少し画像ノイズは増加する。更にアーチファクトが増加するという短所もある。よって低管電圧撮影を行う際は, 診断目的ごとに画像ノイズ, コントラスト, アーチファクトなどを慎重に評価すべきである。Table 1 に低管電圧設定について述べられた体幹部 CT に関する論文^{2,3,4)}をまとめた。このように, 臨床において成人から 15 歳程度は 120 kV, 10 歳前後は 100 kV, 5 歳以下は 80 kV 以下を用いている論文は多いが, 実際は指針となる根拠は示されていない。

Table 1 各年齢に対する管電圧の設定

Age	AP thickness [cm]	LAT thickness [cm]	Weight [kg]	First Author		
				Sheila ⁽²⁾	Lifeng ⁽³⁾	Khalid ⁽⁴⁾
Newborn	10	14	4	80 kV	80 kV	70 kV
1	11	16	10	80 kV	100 kV	80 kV
5	14	20	18	100 kV	100 kV	100 kV
10	16	25	33	100 kV	120 kV	120 kV
15	19	29	54	100 kV	120 kV	120 kV
Adult	22	32	65	120 kV	120 kV	120 kV

*各文献に見合うように体格指標と管電圧の関係を調整している。

3. 異なる管電圧を用いた CTDI 測定

Volume CT dose index (CTDI_{vol})は, CT 装置に表示される代表的な線量指標であり, CT 装置の基礎安全および基本性能の規格により, スキャン計画前およびスキャン終了後に操作画面に表示される⁵⁾。また CTDI_{vol}は管電流や回転時間と比例関係にあるだけでなく, 管電圧, ビーム幅, ピッチなどによっても変化するため, プロトコルを構築する上では非常に便利な線量指標である。しかし, CTDI_{vol}はCTDIファントムの中心部 (CTDI_{100, center})

と0, 3, 6, 9時方向の周囲4点の平均値($CTDI_{100, \text{peripheral}}$)から求めた値であり, 単純に $CTDI_{vol}$ の変化だけでは各管電圧が被写体内でどのような線量分布を示しているか把握できない. Fig. 1 に各管電圧における $CTDI_{vol}$ を3 mGyに統一した時の異なるサイズのCTDIファントムと各 $CTDI_{100}$ ($CTDI_{100, \text{center}}$, $CTDI_{100, \text{peripheral}}$)の関係を示す. Fig. 1より, 直径32 cmのCTDIファントムにおける各管電圧と各CTDI($CTDI_{100, \text{center}}$, $CTDI_{100, \text{peripheral}}$)の関係は, 基本的に中心部より辺縁部の方が値は高い. また管電圧の違いにより中心部と辺縁部の線量比は異なっていることがわかる. またFig. 1より, 直径16, 10 cmのCTDIファントムにおける各管電圧と各CTDI($CTDI_{100, \text{center}}$, $CTDI_{100, \text{peripheral}}$)の関係は, 直径32 cmのCTDIファントムのととき傾向は異なり, 中心部と辺縁部の値はほぼ同じになる. 今回の測定結果は1装置(Definition AS+)のみだが, 概ね各装置同様の傾向になる.

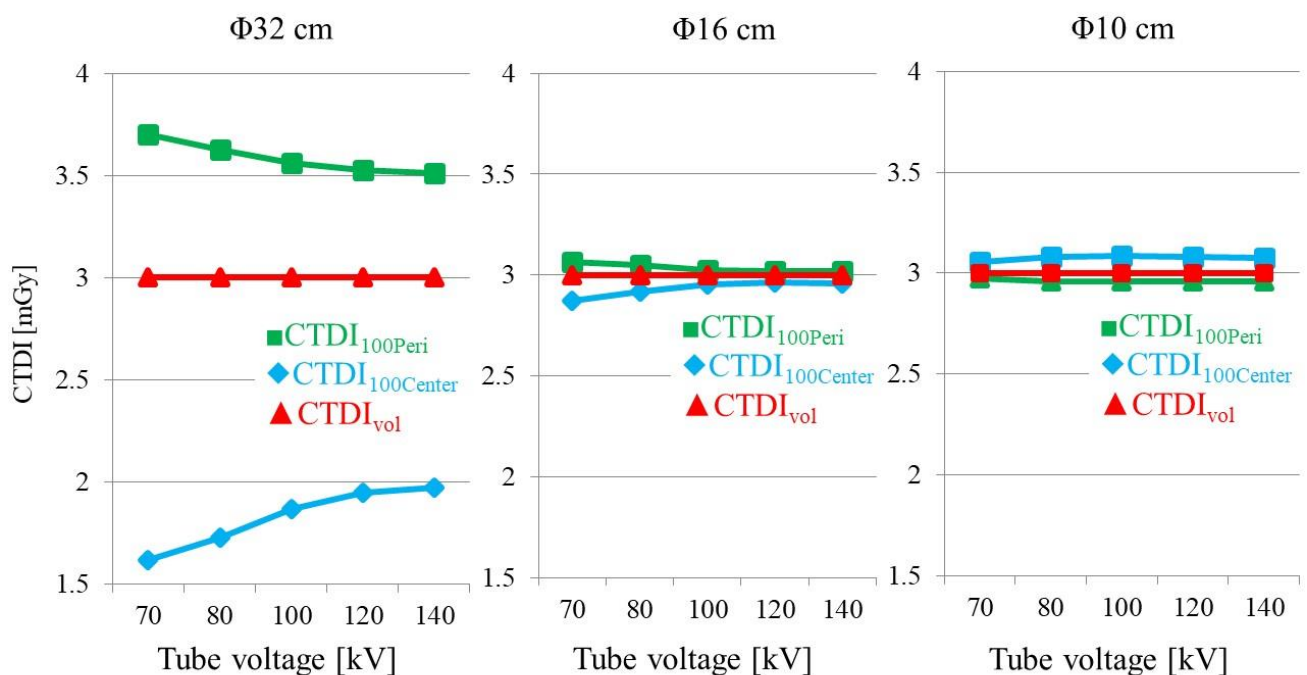


Fig. 1 各管電圧と各CTDI($CTDI_{100, \text{center}}$, $CTDI_{100, \text{peripheral}}$)の関係

4. 低管電圧は低被ばくになるか？

CT検査において低管電圧＝低被ばくかどうかは永遠のテーマである. しかしながら, 過去の論文をまとめれば低管電圧の利用は低被ばくになるだろう^{6,7)}. 従来, 低管電圧と被ばくを議論する際に用いられる手法は, 線量指標のCTDIを統一したり, 画像SDやCNRを統一する手法が用いられている. しかし, 前述したとおり, ファントムサイズの違いにより, ファントム内の線量分布は大きく異なる. よって低管電圧による被ばくの違いを評価するにあたっては線量分布を考慮した手法も考える必要があると考える.

5. まとめ

ワークショップでは異なる体格に対する低管電圧の効果と題し, 被写体サイズと各管電圧の関係など被ばく線量を中心に述べる. そして被写体サイズに応じた最適管電圧の核心に迫る.

参考文献

- 1)The Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging. Radiology safety—what can I do? 2014. Image Gently website. www.imagegently.org/Procedures/Interventional-Radiology/Protocols. Published 2014. Accessed March 15, 2019
- 2)Berlin SC, Weinert DM, Vasavada PS, et al. Successful Dose Reduction using Reduced Tube Voltage with Hybrid Iterative Reconstruction in Pediatric Abdominal CT. *AJR Am J Roentgenol*. 2015, 205(2):392-9.
- 3)Yu L, Bruesewitz MR, Thomas KB, et al. Optimal Tube Potential for Radiation Dose Reduction in Pediatric CT: Principles, Clinical Implementations, and Pitfalls. *RadioGraphics*, 2011, 31(3):835-48.
- 4)Al Mahrooqi KMS, Ng CKC, Sun Z. Pediatric Computed Tomography Dose Optimization Strategies: A Literature Review. *Journal of Medical Imaging*, 2015, 46(2):241-249.
- 5) JIS Z4752-2-6: 2012
- 6) Shimonobo T, Funama Y, Utsunomiya D, et al. Low-tube-voltage selection for non-contrast-enhanced CT: Comparison of the radiation dose in pediatric and adult phantoms. *Phys Med*. 2016,32(1):197-201.
- 7) Chen CM, Chu SY, Hsu MY, et al. Low-Tube-Voltage (80 kVp) CT Aortography using 320-row Volume CT with Adaptive Iterative Reconstruction: Lower contrast medium and Radiation dose. *Eur Radiol* 2014,24:460–8.

『低管電圧CTの撮像パラメータについて』

Acquisition Parameters for Low Tube Voltage CT

静岡県立静岡がんセンター

瓜倉 厚志

1. はじめに

X線CTの低管電圧撮像は、近年のCT装置性能の向上により可能になった技術である¹⁾。以前からX線CTの撮像パラメータ設定には複数の管電圧設定が選択可能であったが、低管電圧における最大管電流の制限などの理由により、限られた診断タスクに使用されるのみであった。しかしながら、X線管の大容量化、逐次近似再構成などのノイズ低減技術の実装によって、近年では多くの施設で低管電圧CTが施行されている。また、造影剤腎症 (contrast induced nephropathy) の対策として、造影剤量低減が求められる症例においては dual energy CT (DECT) や低管電圧CTが有効であるが、DECTは専用のCT装置が必要とされるため、多くの医療機関で施行可能な撮像技術ではない。一方で、管電圧設定の変更のみで施行可能な低管電圧CTは、普及機クラスのCT装置でも可能であるため、多くの施設で利用できる可能性を有する。

しかしながら、従来の管電圧 (120 kVp) に対して低い管電圧を選択することによって、より高い出力線量が必要となる。CT画像の画質を決定する因子として出力線量とノイズの関係は重要である。低管電圧CTにおける線量不足を逐次近似再構成のようなデノイズ処理によって補償する方法は、多くの先行研究で採用され、その有効性が報告されている²⁻⁴⁾。臨床でCT検査に携わるオペレータは、このような画質改善技術と造影剤のコントラスト向上といった相互的な関係を十分に理解したうえで撮像パラメータを最適化すべきであるが、ここで生じるリミテーションを十分に理解しないで施行された低管電圧CTは、画質低下を招くことが懸念される。

ワークショップでは、低管電圧CTにおける診断タスクに応じた基本的な撮像パラメータの構築を行うための基本的な理解を目的とする。

2. 診断タスクに応じた撮像パラメータとリミテーション

様々な診断領域で施行される低管電圧CT撮像においては、診断タスクを達成するために必要な撮像パラメータの選択が行われるべきである。低管電圧CTに関する研究では、コントラスト-ノイズ比 (contrast to noise ratio: CNR) を指標として撮像パラメータが決定されることが多い。例えば、造影効果の増強を利用して同等のCNRを有する画像を取得するのであれば、120 kVpに対して低い線量となる。結果として、CNRを指標とした低管電圧CTでは画像ノイズが増加するため、背景組織の画像ノイズ増加が問題とならない診断タスクで使用する必要がある。Masudaら⁵⁾は、小児の胸部CT-angiography (CTA) においてCNRを指標とした低管電圧撮像によって低線量で同等の画質を獲得することが可能であると述べた。この研究のように、CTAにおける血管解剖の把握においては、CNRを指標とした低管電圧CTの恩恵は大きい。小児CTでは、低管電圧CTの使用が推奨されていることから、積極的な利用を考慮すべきである⁶⁾。また、血管解剖や形態を診断タスクとしたCTAにおいては、逐次近似再構成を併用することによって更なる線量低減の可能性も有する。

造影剤量低減を目的とした低管電圧CTでは、120 kVpと同等の画像ノイズを補償する必要がある。しかしながら、低管電圧で120 kVpと同等の画像ノイズにするためには出力線量を増加させる必要がある。旗艦クラス

の CT 装置では低管電圧において大線量の出力が可能であるが、普及機クラスの CT 装置では、管電流の制限によって必ずしも十分な線量を出力することができない。このような場合には線量不足による画像ノイズの増加が生じ、120 kVp と同等の画質を得ることが困難となる。この問題を解決するために、逐次近似再構成によるノイズ低減が行われている。しかしながら、逐次近似再構成によるノイズ低減は、低管電圧 CT に限らず、腫瘍や炎症性変化など比較的小さい CT 値差の描出において重要な低コントラスト検出能の改善が困難であることが知られている。Jensen ら⁷⁾は転移性肝癌の検出を目的として、通常線量と逐次近似再構成を用いた低線量 CT を比較した。彼らの研究結果は、逐次近似再構成による低線量 CT が、転移性肝癌の検出における観察者のパフォーマンスを維持できないと結論付けた。この研究は低管電圧 CT を対象としたものではないが、逐次近似再構成によるノイズ低減のリミテーションを示している。Zachringer ら⁸⁾は、120 kVp と 100 kVp の腹部 CT における画質と放射線量について研究を行った。彼らの研究結果では、低管電圧 CT の画質維持が可能であったと述べられている。彼らの研究において、100 kVp の線量は 120 kVp に比して約 20% 低かったが、大幅な線量低減を行っていないため、画質維持が可能であったと思われる。

また、低管電圧 CT では 120 kVp よりも線質硬化や金属によるアーチファクトが増強される場合がある。Gnannt ら⁹⁾は、70 kVp を使用した頸部 CT において、CNR を改善し線量を低減することが可能であるが、下部頸椎の画質低下を招くと述べた。

3. 体格指標と低管電圧撮像

上述のごとく、低管電圧 CT で 120 kVp と同等の画像ノイズを補償するためには、より多くの出力線量を必要とする。我々は、円柱状の水ファントムを用いて自動管電流変調機構 (automatic tube current modulation) を用いて管電流制御を行った場合に、どの程度の体格を有する患者に低管電圧撮像が適用可能か検証した¹⁰⁾。管電圧を除く撮像パラメータは Table 1 に示すとおりである。

Table 1 撮像パラメータ

Item	Parameter
CT scanner	Aquilion ONE ViSION Edition (Canon Medical Systems)
Maximum tube current [mA]	770 @ 120 kVp, 900 @ 80 and 100 kVp
ATCM (Volume EC)	SD = 10 HU
Slice thickness [mm]	5.0
Detector configuration	80 × 0.5 mm
Pitch	0.81
Reconstruction kernel	FC03 (filtered back projection)
Scan field of view [mm]	400

記述した撮像パラメータで特筆すべき点は、最大管電流値である。この CT 装置では、120 kVp で最大 770 mA、80 および 100 kVp で 900 mA の管電流設定が可能である。

Figure 1 は、effective diameter (ED) と出力線量の関係について示したグラフである。この CT 装置において、80 kVp と 100 kVp を使用した場合の出力線量が、それぞれ約 26 cm および 30 cm で頭打ちになった。これは、ATCM で制御された管電流が最大値に達したためである。それゆえ、それ以上の ED を有する被写体では線量不足が生じる。この結果からも、低管電圧撮像は、患者の体格によって制限を受けることが明らかである。本解析結果は、単一ベンダーの単一装置であるため、すべての装置に当てはまるわけではないが、最大管電流

値が低い普及機クラスの CT 装置では、さらに制限をうけることは間違いない。また、ATCM の設定 SD が低い場合にもさらに管電流の制限を受ける。低管電圧 CT を用いた肝ダイナミック CT の先行研究において¹¹⁾、大きな体格の患者では、画像ノイズに起因した画質低下が生じるため、より高い管電圧が適切であると述べられており、大きな体格では低管電圧 CT が必ずしも有効ではないと考える。

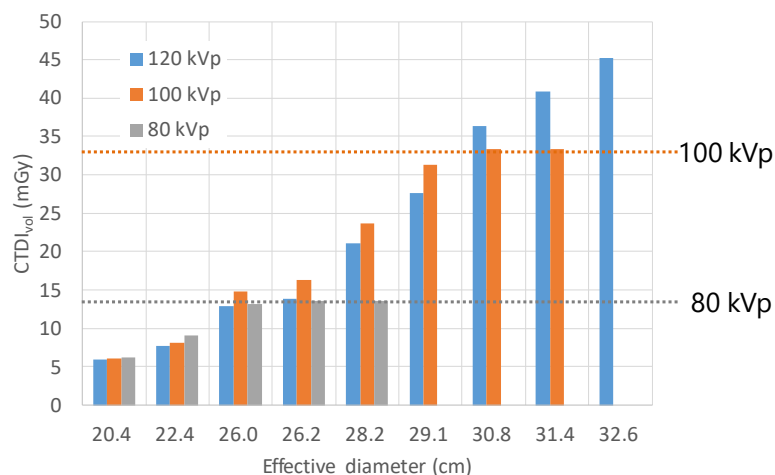


Fig. 1 Effective diameter と出力線量の関係

4. おわりに

本稿では、装置の性能や患者の体格に起因した低管電圧 CT の撮像パラメータ設定について述べた。低管電圧 CT 撮像は、造影コントラストを生かす撮像法である。いくつかのリミテーションや低管電圧によって増加するアーチファクトについては、目的に応じて使い分けが必要であるが、診断タスクと必要な画質要件を明確にすることで、低管電圧 CT は我々にとって有効な撮像法となる。

参考文献

- 1) Lell MM, Wildberger JE, Alkadhi H, et al. Evolution in Computed Tomography: The Battle for Speed and Dose. *Invest Radiol*. 2015 Sep;50(9):629-44.
- 2) Zhang WL, Li M, Zhang B, et al. CT angiography of the head-and-neck vessels acquired with low tube voltage, low iodine, and iterative image reconstruction: clinical evaluation of radiation dose and image quality. *PLoS One*. 2013 Dec 5;8(12):e81486.
- 3) Chen CM, Chu SY, Hsu MY, et al. Low-tube-voltage (80 kVp) CT aortography using 320-row volume CT with adaptive iterative reconstruction: lower contrast medium and radiation dose. *Eur Radiol*. 2014 Feb;24(2):460-8.
- 4) Pan YN, Li AJ, Chen ZQ, et al Improved Image Quality and Decreased Radiation Dose of Lower Extremity Computed Tomography Angiography Using Low-Tube-Voltage and Adaptive Iterative Reconstruction. *J Comput Assist Tomogr*. 2016 Mar-Apr;40(2):272-6.
- 5) Masuda T, Funama Y, Nakaura T, et al. Radiation Dose Reduction with a Low-Tube Voltage Technique for Pediatric Chest Computed Tomographic Angiography Based on the Contrast-to-Noise Ratio Index. *Can Assoc Radiol J*. 2018 Nov;69(4):390-396.
- 6) ICRP, Khong PL, Ringertz H, Donoghue V, et al. ICRP publication 121: radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology. *Ann ICRP*. 2013 Apr;42(2):1-63.
- 7) Jensen CT, Wagner-Bartak NA, Vu LN, et al. Detection of Colorectal Hepatic Metastases Is Superior at Standard Radiation Dose CT versus Reduced Dose CT. *Radiology*. 2019 Feb;290(2):400-409.
- 8) Zaehrer C, Euler A, Karwacki GM, et al. Manual adjustment of tube voltage from 120 to 100 kVp during abdominal CT in patients with body weights ≤ 75 kg: assessment of image quality and radiation dose in a prospective, randomised trial. *Clin Radiol*. 2016 Jun;71(6):615.e1-6.

- 9) Gnannt R, Winklehner A, Goetti R, Schmidt B, Kollias S, Alkadhi H. Low kilovoltage CT of the neck with 70 kVp: comparison with a standard protocol. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2012 Jun;33(6):1014-9.
- 10) 瓜倉厚志. "CT とコントラスト (5-2) 低管電圧撮影と臨床について: 東芝 Aquilion ONE." *日本診療放射線技師会誌* 64.5 (2017): 565-571.
- 11) Taguchi N, Oda S, Utsunomiya D, et al. Using 80 kVp on a 320-row scanner for hepatic multiphasic CT reduces the contrast dose by 50 % in patients at risk for contrast-induced nephropathy. *Eur Radiol*. 2017 Feb;27(2):812-820.

『循環器診療における心筋 MRI マッピング(T1,T2,T2*)』

Multiparametric myocardial MR mapping (T1, T2, and T2*) in Clinical Practice

大阪医科大学

神崎裕美子

1. はじめに

シネ MRI (SSFP 法) は、体型などの影響を受けず、心機能や心筋重量計測値の再現性が高く、最も正確な心機能計測法と考えられる。心筋性状評価は、ガドリニウム遅延造影 (LGE) を用い、主に心筋の線維化の評価、生命予後の予測に有用である。しかし LGE は、条件の設定により画質の精度が変化し、また造影剤を使用するため腎機能低下やアレルギー患者では適用できない問題点がある。

近年、MRI マッピング (T1, T2, T2*) 法は、目覚ましい発展をとげた。T1 マッピング値は、心筋線維化、心筋浮腫、アミロイド沈着が強いと延長し、脂肪成分、鉄沈着により短縮する。心筋の水分量の評価する T2 マッピングは、心筋炎や心筋梗塞後の炎症を反映し、T2* 値は、局所の鉄含量を反映し、サラセミアや輸血後症候群で有用とされる。

2. 施設ごとの正常値の重要性

Table に組織性状ごとのマッピング値の指標を示すが、多くの文献で正常値の値がかかれていないことが多い。これは、施設ごとの正常値を設定する必要があるとされる。これは、機種や温度や環境、MRI の設定 (slice thickness, flip angles, contrast agent/dose systolic/diastolic phase など) によって正常値が異なるからである。

一般にマッピングの値は 1.5 T と 3 T の間で直接比較できないとされる。また T1 は体温が 1°C 上昇するごとに約 1% 増加し、T2 は温度が上昇すると短くなる。

施設での正常範囲の上限と下限は、平均 \pm 2SD によって決定される。これらは、アミロイドーシス、鉄沈着、ファブリー病などの診断に用いる場合は、15 人の健常者または 20 人の CMR で病変が指摘されない心筋での数値から計測、さらに拡張型心筋症などの diffuse fibrosis の診断には、性別・年齢を考慮した 50 名異常の健常人の値から算出されるべきと米国心臓 MRI 学会は推奨している。

使用開始当初に、これらのデータを得るのは困難であり、同じ機種で撮像された正常値を参考にしながら、まず自施設で LGE の存在する部位としない部位の値を見ながら徐々に正常値を決定していくのがよいと考える。

	脂肪または鉄沈着	正常心筋	浮腫	急性細胞死	壊死組織
Native T1	↓	正常	↑↑	↑↑↑	↑↑
ECV	正常	正常	↑	↑↑	↑↑↑
T2	正常	正常	↑↑	↑	正常
T2*	↓	正常	?	正常	正常

参考値: 正常値 T1 mapping 1.5T (950-1050ms), 3T(1150-1250ms)

T2 mapping 1.5T (45-50ms), 3T(40-45ms)

T2 * 1.5T >20ms

3.計測方法

撮像時の息止めは必須であり、生の画像で位置ずれ、アーチファクトなどが生じた場合は、必要に応じて画像を再取得する必要がある。

Mapping の測定においては、位置ずれやアーチファクトの確認をまず行い、可能であれば位置ずれの補正を行う。またアーチファクトの可能性が強い部位は測定を行わないことも重要である(結果がひとり歩きしないため)。まず、心筋全体のカラーリング(数値を色分け)を行い、全体像の高め低め、局所的異常値があるかないかを観察する。

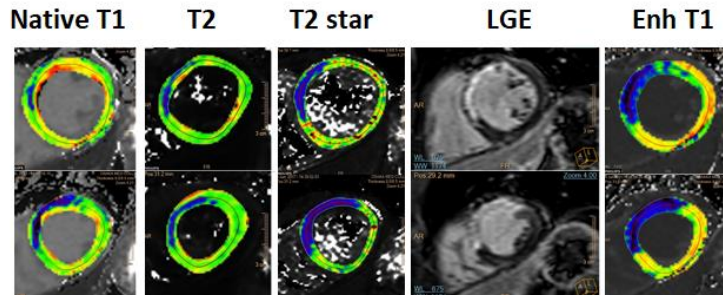
Mapping の測定にはソフトウェアパッケージを用い、心筋部位を ROI で囲めば計測値が算出される。心筋の境界は partial volume effect の影響で高値になるため、やや内側で ROI を囲むようにする。

びまん性心筋疾患では、アーチファクトの起こりにくいとされる中隔の測定を行う。心筋炎などの斑状の症状を伴う状態の詳細な分析が必要になる場合は、目的の部位に ROI を置くか、米国心臓協会のガイドラインのように 16 セグメントに分割し測定を行う。特に T2 *値はアーチファクトの影響を受けやすいため中隔で行うのがよいとされる。

4.適応症例

これらのマルチパラメータ マッピングの適応は、心筋疾患が疑われた症例および腫瘍の診断、原因不明のトロポニン上昇を伴う診断時に役立つと考えられている。臨床的有用性が確認されている疾患は、鉄過剰(サラセミア、ヘモクロマトーシス)、アミロイドーシス、ファブリー病、および心筋炎であり、心筋症、心不全、先天性心疾患、急性/慢性心筋梗塞、心筋虚血、移植拒絶の疑い、心臓腫瘍においても有用であると考えられている。

拡張型心筋症、肥大型心筋症、アミロイドーシス、急性心筋炎などの症例を臨床所見および他の検査とともに提示し、それぞれの疾患での心筋性状につき、造影剤を使用しないと得られなかった心筋性状の情報が、造影剤なしにどの程度得られるのか、比較検討したい。図に急性前壁心筋梗塞発症 2 週間後の心臓 MRI 画像を示す。画像のそれぞれは黄緑が正常値、青が低値、黄色・赤は高値を示す。



5.おわりに

CMR マッピング(T1, T2, T2*)は、造影剤なしに、心筋の定量的変化を日常的に空間的に視覚化できるようになった。息止めができ、頻脈、不整脈でなければ、循環器疾患のほとんどの症例で有用と考えられる。

心筋生検は、炎症性疾患(サルコイドーシスや心筋炎など)、蓄積病(アミロイドーシスなど)の診断、鑑別に重要な役割を果たすが、カテーテル鉗子で右室心筋の内膜の一部を採取するため、手技による三尖弁逆流の発症や心内血液漏出による心タンポナーデなど一定のリスクが伴い、さらに取得できるサンプルは右室内膜のごく一部であり、心筋全体を反映するには十分な情報が得られにくい場合も少なくない。

CMR マッピングは心筋疾患が限局性か広汎性かに関係なく、心臓全体の視覚化と定量化の両方が可能である。

当院では、2017年に新たなMRI装置(3tesla, Philip 社製)が導入され利用できるようになった。利用当初は、どの症例でも一般に報告された mapping 値より高めにでるので、正直よくわからなかった。ガイドラインに従い、正常と考えられる症例での当院での正常値設定後、検査時のカラーリングのカットオフを変更してみると、思いの外、情報量が多い。造影する前に T1 mapping の画像を確認、LGE の予測が可能となり、また正常と考える部位がわかるので、LGE の null point の合わせる領域がわかり、LGE の撮像も簡便になった。また LGE のアーチファクトか迷う症例でも T1 mapping の画像を参考にできるようになり、読影もやりやすくなったように感じる。造影剤の使用が適応でなかった腎機能低下患者でも積極的に心臓 MRI で線維化の予測ができるようになった。フォローアップに関しても、またガドリニウム造影剤の頻回の使用は生体内での蓄積の問題があったが、同一症例でも頻回の使用が可能である。さらに早期からの病態把握、組織性状の予測、障害の定量的評価、予後推定に期待が寄せられている。

まだアーチファクトの問題や臨床応用には、ハードウェア、ソフトウェア、データ収集の標準化および評価手順が必要だとは考えられるが、今後の改善発展が期待できる新技術である。

参考文献

- 1) Puntmann VO, Peker E, Chandrashekhara Y, et al. T1 Mapping in Characterizing Myocardial Disease: A Comprehensive Review. Circ Res. 2016 Jul 8;119(2):277-99
- 2) Baxan N, Papanikolaou A, Salles-Crawley I, et al. Characterization of acute TLR-7 agonist-induced hemorrhagic myocarditis in mice by multiparametric quantitative cardiac magnetic resonance imaging. Dis Model Mech. 2019 Aug 16;12(8). pii: dmm040725. doi: 10.1242/dmm.040725.
- 3) Messroghli DR, Moon JC, Ferreira VM, et al. Clinical recommendations for cardiovascular magnetic resonance mapping of T1, T2, T2* and extracellular volume: A consensus statement by the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance (SCMR) endorsed by the European Association for Cardiovascular Imaging (EACVI). J Cardiovasc Magn Reson. 2017 Oct 9;19(1):75. doi: 10.1186/s12968-017-0389-8.

『画像解析を紐解く』

Quest of Image Analysis

座長：新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員）金沢 勉

大阪医科大学附属病院（撮影部会委員）山村憲一郎

1. はじめに

MRI は高いコントラスト分解能により、全身を対象に臨床応用がなされ 30 年以上が経過する。この間、高磁場化や傾斜磁場の高性能化、撮像シーケンスの著しい進歩が MRI における臨床技術を支えきた。一方、長い撮像時間は常に問題となり、現在でも最も注目されるのは高速撮像技術である。近年では CS(Compressed Sensing)をはじめとした新たな撮像技術が登場し撮像時間の短縮に大きく貢献をしている。

2. 機能画像の現状

高速撮像技術が進歩し続ける中で、MRI の最大の利点はコントラスト分解能の高さにあり、従来臓器形態の描出と病変の指摘に大きな役割を果たしている。一方、相対的な信号値を収集する MRI データより、組織の性状を定量的に評価する手法が開発されてきており、臨床に機能画像による定量値を提供している。基本的な定量値は、T1 値、T2 値、T2* 値を用いた緩和時間を画像上にマッピングする手法が広く知られているが、近年では位相データを用いた解析など様々な定量値がもたらされており、これに近年の高速撮像技術を用いることで臨床応用が加速するものと思われる。

3. ワークショップへの期待

このような背景の中、撮像シーケンスや解析方法により、定量値が変わってしまうことも考えられる。われわれ技術者は、それらの撮像技術をしっかり理解しより正確な値を提出する必要がある。また定量値の正確性を低下させる原因を明らかにすることで、皆さんと一緒に MRI 機能画像の本質に少しでも近付きたいと思う。

4. プログラム

今回の教育講演では、循環器内科医の画像診断というテーマで、大阪医科大学の循環器内科医の神崎祐美子先生にご講演をお願いした。循環器内科医が MR での機能画像や定量値を臨床にどのように用いているのか、またどのような情報を求めているのかをご教授いただく。ワークショップは画像解析を紐解くというテーマで、4 名のスペシャリストの先生に講演をしていただく。

教育講演

「循環器内科医の画像診断」	大阪医科大学 循環器内科	神崎祐美子
---------------	--------------	-------

ワークショップ — 画像解析を紐解く —

1) 急性期で活かす ASL	小樽市立市民病院	大浦大輔
2) MRPDFF の原理	キヤノンメディカルシステムズ株式会社	尾崎正則
3) 心大血管領域における 4DFLOW	磐田市立総合病院	寺田理希
4) 心筋 T1, T2 マッピングの撮像技術	三重大学医学部附属病院	高瀬伸一

『急性期で活かす ASL』

ASL in the Emergency Field

小樽市立病院

大浦 大輔

1. Arterial Spin Labeling (ASL) の概要

Arterial Spin Labeling (以下, ASL) は動脈血を磁気的に標識したラベル画像と標識を行わない画像の差分として表現される. 現在, 臨床で用いられる ASL はラベル方法により二つに大別される. Pulsed ASL (PASL) は短時間の RF pulse を 1～数回, 頸動脈の広い範囲に照射する. 装置への実装が比較的容易で, SAR の制限にも強い利点がある. 一方で, 頸部の狭い領域に断続的に RF pulse を照射しラベリングを行う pulsed continuous ASL (pCASL) がある. pCASL は高性能なスイッチング回路を必要とするため装置への実装が難しい側面はあるが, 高い SNR を担保でき, 良好な灌流画像を得ることができる. 我々の装置では, PASL を ASL ベースの 4D-MRA, pCASL を灌流画像として利用している.

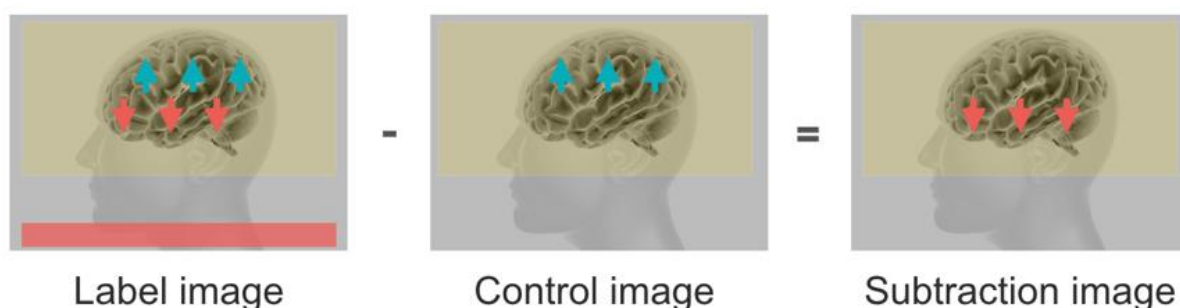


Fig. 1 ASL の概要

2. Pit fall

ASL での注意すべき点として, Post Label Delay (以下, PLD) と Arterial Transient Artifact (以下, ATA) がある. PLD はラベリング後どのくらいの待ち時間で Read out を行うかといった“待ち時間”である. 年齢により頸動脈の血流速差があるため¹⁾, PLD を調整しながら撮像するか, 広い年齢層をカバーできる撮像条件にする必要がある. 我々は, PLD = 1200ms, 2200ms の 2phase での撮像を基本とし, 一定の撮像条件で広い年齢層をカバーする方法を採用している. また, 定量評価をする場合には, 設定 PLD によって算出される CBF 値が変動するため注意が必要である.

ATA は拡散トレーサーであるラベルされた血液が, まだ血管内に残っている状態であり, 高信号の線状影として描出される. 定量画像ではこの信号により CBF 値が高く算出されるため, read out 直前に Bipolar gradient を用いることで血管内の信号を消す vascular crush という技術が使われている²⁾. 一方で, 定性画像では軟膜由来の側副血行路や閉塞点の評価に応用することができるため, 重要な画像所見となり得る. したがって, 我々が定性画像で ATA の有無を確認後, CBF 値の計測を行うように注意している.

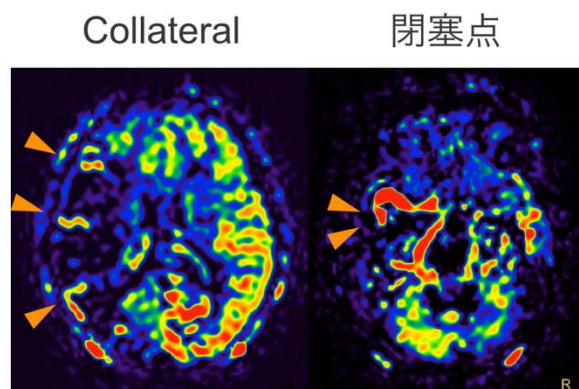


Fig. 2 ATA を認めた症例

3. 臨床での利点

臨床における ASL の最大の利点は、一切薬剤を必要としないことである。つまり、唯一の非侵襲的な脳灌流画像であり、人的および物質資源の限られる急性期臨床でも積極的に利用することができる。我々は 2015 年 12 月から、脳神経症状を呈して救急搬送されてきた全例において ASL を含めたプロトコルを運用し、その有用性を実感している。

また、2015 年に急性期主幹動脈閉塞に対する血栓回収療法の有用性が確認され、本邦でも、この 5 年間で急速な広がりを見せている。我々は急性主幹動脈閉塞が疑われる症例に対して、ASL を積極的に活用している。短時間で虚血領域、それに応じた閉塞点の推定が可能であり、その臨床的有用性は高い³⁾。従来、脳梗塞の診断は DWI での高信号の検索が主であった。DWI では細胞性浮腫を示す発症後 30 分程度から信号変化を示すが ASL を用いることにより、まだ DWI で信号変化のない急性虚血病変を検出することができる。

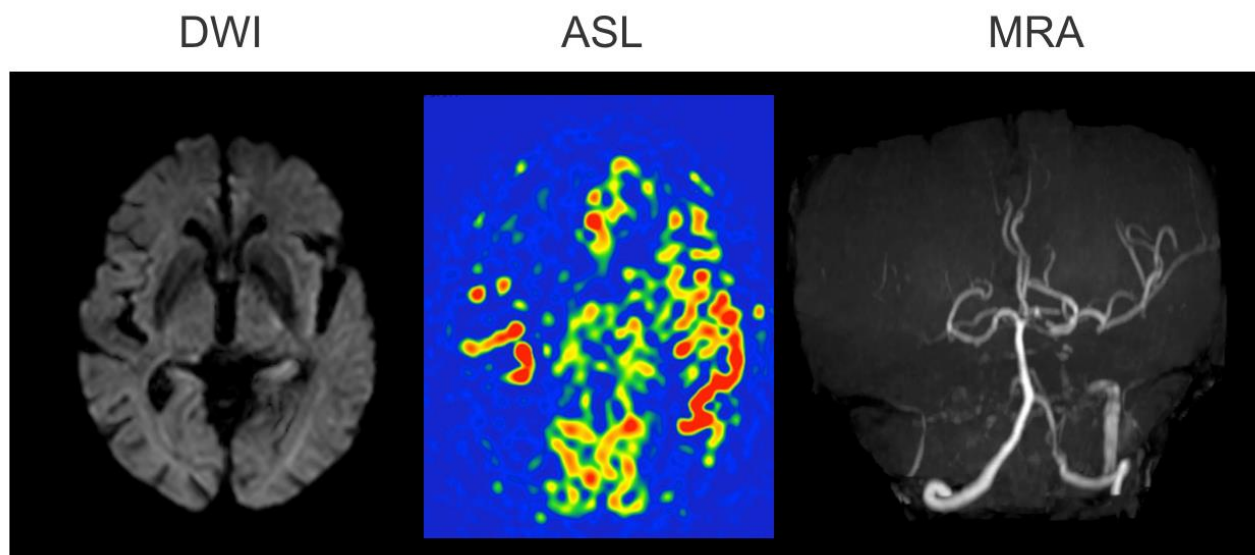


Fig. 3 超急性期の脳虚血

さらに、術後には虚血に伴う血管床の拡張により、再開通後に過灌流を示す場合があるが、こちらも ASL により迅速に評価可能で術後の血圧管理および抗てんかん薬の使用の判断材料となっている。

てんかんや痙攣時においては、発作時の脳血流異常が観られることが報告されているが⁴⁾、ASL でこれらの異常灌流を素早く確認することができる。これらの病態は脳卒中との鑑別が必要であり、ASL を含めた MRI プロトコルにより疾患を正確かつ迅速に鑑別可能である。

静脈閉塞性病変は、従来のスクリーニング検査での検出が難しい場合も多いが ASL で異常灌流を確認することで MRV を追加撮像するべきか判断する一助にもなりえる⁵⁾。もやもや病や Dural AVF, AVM などの脳血管疾患には、4D-MRA を追加することによって、血行動態を表現した説得力のある画像を提供することができる。これに加えて、術前、術後に follow up 検査と同時に灌流の状態、血行動態も非侵襲的に評価が可能であり有用性が高く、灌流画像と 4D-MRA を組み合わせて観察することでより ASL の真価が発揮される⁶⁾。

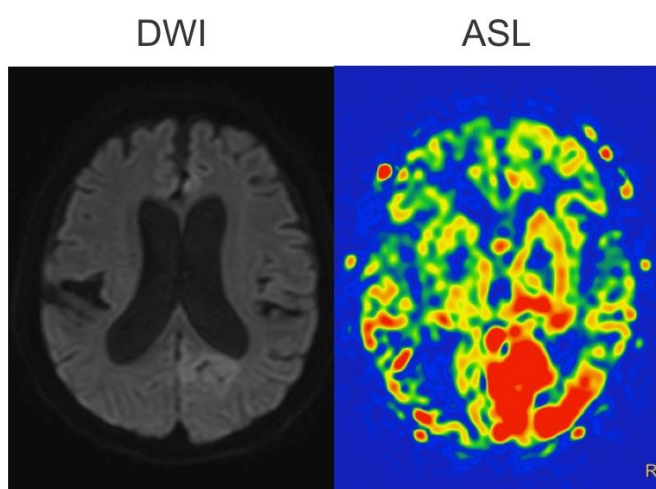


Fig. 4 てんかんに伴う過灌流

4. 最新技術

ASL は従来の灌流画像や 4D-MRA に加えて、血管を一本ずつ選択的に撮像する方法や、末梢血管の描出能向上を目的とした pCASL ベースの 4D-MRA シーケンスも開発されている⁷⁾。より詳細な病態解析のためには、これらのシーケンスを使いこなすことができる知識および技術の準備が、我々放射線技師に求められる課題の一つである。

5. まとめ

侵襲のない灌流画像である ASL は急性期の臨床現場で今後より一層活用されていくものと考えられる。現状においても ASL の脳神経疾患に対しての有用性は多大であるが、今後のシーケンスの洗練に伴い、より多くの疾患、病態に適応されるものと考えられる。

- 1) 日本脳神経超音波学会・栓子検出と治療学会合同ガイドライン作成委員会. 頸部超音波検査ガイドライン. Neurosonology. 2006(19):49-67
- 2) Brookes MJ, Morris PG, Gowland PA, et al. Noninvasive measurement of arterial cerebral blood volume using look-locker EPI and arterial spin labeling. Magn Reson Med. 2007 (58):41-54

- 3) Oura D, Kawabori M, Niiya Y, The validity of the acute stroke assessment using rapid pseudo-continuous arterial spin labeling (ASAL-ASL) method for acute thrombectomy. J Neurosurg . 2018 (21) : doi: 10.23736/S0390-5616.18.04607-6
- 4) Nagesh C, Kumar S, Menon R, The Imaging of Localization Related Symptomatic Epilepsies: The Value of Arterial Spin Labelling Based Magnetic Resonance Perfusion. Korean J Radiol. 2018(19) :965-977
- 5) Furuya S, Kawabori M, Fujima N, Serial Arterial Spin Labeling May Be Useful in Assessing the Therapeutic Course of Cerebral Venous Thrombosis: Case Reports. Neurol Med Chir. 2017(57) :557-561
- 6) Iryo Y, Hirai T, Nakamura M. Evaluation of Intracranial Arteriovenous Malformations With Four-Dimensional Arterial-SpinLabeling-Based 3-T Magnetic Resonance Angiography. J Comput Assist Tomogr. 2016(40) :290-296
- 7) Obara M, Togao O, Beck GM.
Non-contrast_enhanced_4D_intracranial_MR_angiography_based_on_pseudo-continuous_arterial spin labeling with the keyhole and view-sharing technique. Magn Reson Med. 2018(80) :719-725

『MRPDFF の原理』

The Principal of Magnetic Resonance Proton Density Fat Fraction

キヤノンメディカルシステムズ株式会社 研究開発センター

尾崎 正則

1. はじめに

近年、非アルコール性脂肪肝(NonAlcoholic Fatty Liver Disease, NAFLD)などの診断において、Magnetic Resonance Imaging (MRI)を用いた脂肪率(Proton Density Fat Fraction, PDFF)の定量評価が重要な役割を担っている。PDFF は以下の式で計算される。

$$\text{PDFF (\%)} = F / (W + F)$$

W, F は水および脂肪からの信号寄与。

また Gradient Echo 法を用いた 2-point Dixon 法で得られた異なる TE の画像(In-phase 画像, Opposed 画像)から水と脂肪信号の振幅変化を利用して、以下の式から簡単に計算することができる。

$$\text{PDFF (\%)} = (IP - OP) / 2IP$$

IP: In-phase 画像の信号強度, OP: Opposed 画像の信号強度。

しかし、この方法で求められる PDFF は簡便である反面、たとえば、肝臓の場合では、鉄沈着によって TE 差に起きる T2*減衰の影響による計算誤差を無視できない。また B0 不均一による位相誤差の補正も必要となる。さらに生体内の脂肪は複数の周波数ピークを持っていることが知られており(図 1, 参考文献1より引用)、2-point Dixon 法で正確度の高い PDFF 計測は難しいのが現実である。

これらの問題を解決するために、近年は Multi-Point Dixon 法を用いた PDFF 評価が主流になってきている。この手法は multi-TE のデータから T2*補正, B0 補正に加え、複数周波数ピークを持つ脂肪の定量を可能にする。

ここでは、PDFFに必要なパルスシーケンスおよび後処理手法に関して解説していく。

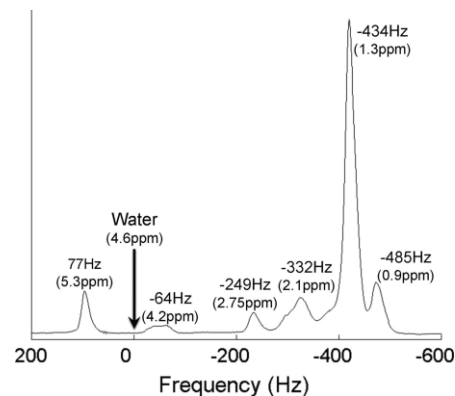


図1 プロトンスペクトラム(ベジタブルオイル)。

2. Gradient Echo 法を用いた Multi-Point Dixon シーケンス

Gradient Echo 法を用いた Multi-point Dixon 法のシーケンスチャートを図 2 に示す。Gradient Echo 法を用いた multi echo 収集を行う場合、monopolar (図 2a 左) と bipolar (図 2b 左) を用いる方法がある。bipolar は、短いエコスペースの収集が可能になるが、各エコーにおける周波数エンコード方向の反転させるため、各エコ

一画像の化学シフトが逆に起きる(図 2b 右). また渦電流の影響によるエコーシフトが周波数エンコード方向に生じるため補正が必要になる. 一方, **monopolar** では各エコー画像の化学シフトの方向反転は起きないが(図 2a 右), エコースペースの短縮が難しく **multi shot** での収集が必要になる可能性がある. お互いの手法にメリット・デメリットがあるため, 装置の性能に応じて使い分けをする必要があると思われる.

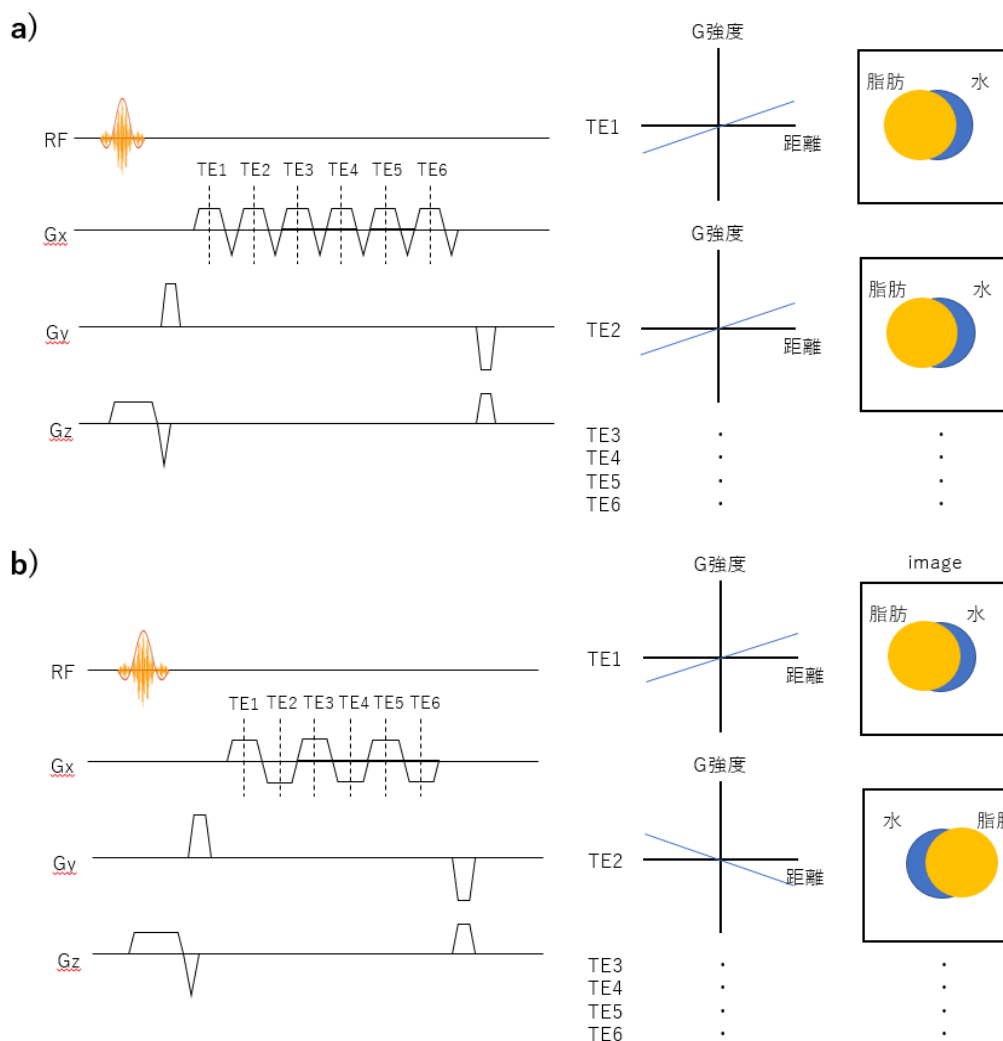


図 2 Gradient Echo 法による Multi-point Dixon 法のシーケンスチャート.

3. PDFF 計算手法

Multi-point Dixon 法を用いた PDFF の計算では, 信号の振幅ベースではなく, 化学シフトベースの計算方法が適用されることが多い. 今回, 化学シフトベースの計算方法の詳細に関しては割愛させていただくが, 興味のある方は参考文献 2,3 などを参照いただきたい. ここでは, 化学シフトベースの計算方法を適用するにあたり, 考慮しなくてはならないことについて述べる.

3-1, T1 バイアス

T1 値によるバイアスは, 水と脂肪の T1 値の差によって生じる. **Low Flip Angle** の励起パルスを用いて T1 強調を弱めることで, T1 バイアスを弱めることが可能である(図 3, 参考文献1より引用).

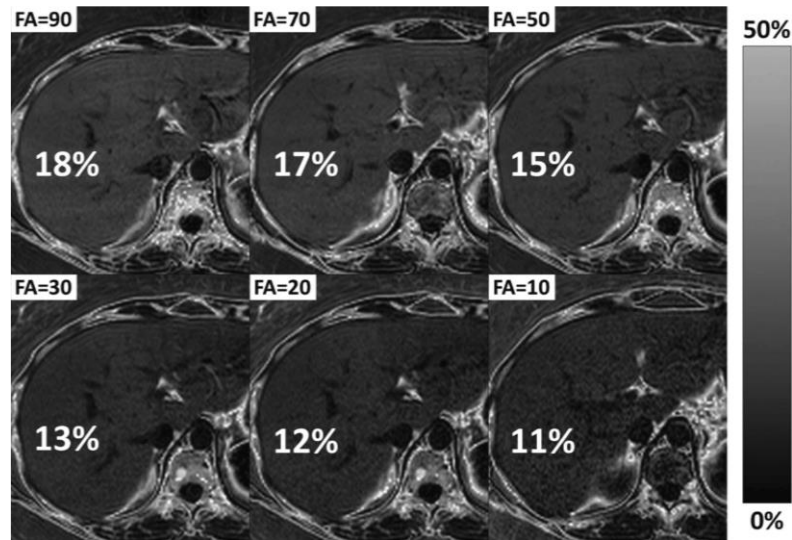


図3 異なるFA(異なるT1強調)から計算されたPDFFマップ。

3-2, T2*減衰

T2*減衰によるPDFFの過大評価を防ぐために、T2*補正が適用される。信号モデルを用いて水と脂肪を分離し、信号減衰曲線をフィッティングして補正を行うことが可能である(図4, 参考文献1より引用)。

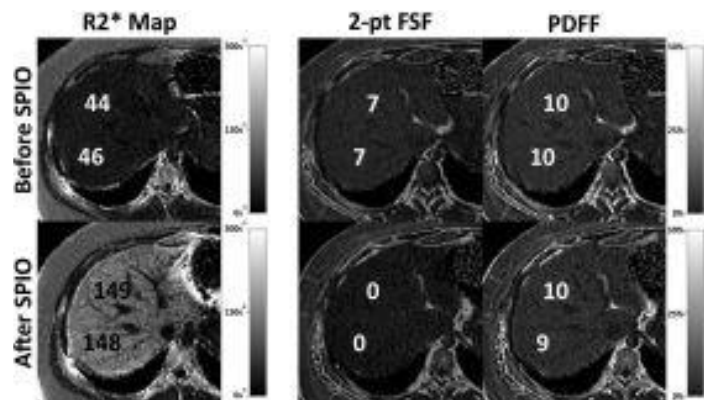


図4 2point DixonとMulti-point DixonのPDFF値の比較。

3-3, 複数周波数ピークを持つ脂肪定量

前述したように、生体内の脂肪は複数の周波数ピークを持つことが知られている。その結果、脂肪の各周波数ピークの間で互いに干渉を起こし、複雑な信号変化を示す(図5, 参考文献1より引用)。図5のグラフ内にIn-phase(IP)およびOpposed phase(OP)のエコー時間が記載されているが、信号のピーク時間と一致していないが確認できる。この各脂肪ピークの周波数と相対振幅が既知である場合、スペクトルモデリングを用いることで計算できる³⁾。

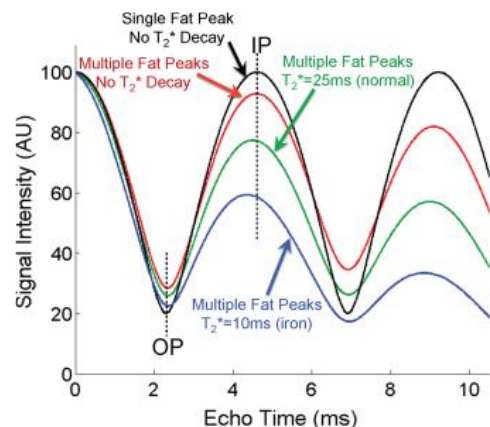


図5 T2*と脂肪の位相変化による信号変化。

3-4, ノイズバイアス

脂肪画像, 水画像から PDFF を計算する際, 低い脂肪率のときにバイアスがかかる可能性がある. これは低信号領域(脂肪のあまりない肝組織の脂肪信号など)の絶対値演算した際に, 正のノイズを持ってしまうために起きる. これを回避する方法として, “phase constrained”や“magnitude discrimination”が提案されている⁵⁾.

3-5, 渦電流

この手法では高速に傾斜磁場を反転させながら複数エコーを収集するために, 渦電流による複雑な位相シフトが生じる. 化学シフトベースの PDFF 計算では, 異なるエコーの位相情報を利用して計算するため, 渦電流の影響を受ける. 位相情報を使わずに計算する振幅ベースの計算方法では影響を受けにくい.

4. おわりに

近年, NAFLD の診断において重要な役割を果たしている PDFF の原理について, シーケンスおよび後処理の視点から解説させていただいた.

参考文献

- 1) Reeder SB, Sirlin CB. Quantification of liver fat with magnetic resonance imaging. Magn Reson Imaging Clin N Am. 2010 18(3):337-357.
- 2) Yu H, McKenzie CA, Shimakawa A, Vu AT, et al. Multiecho reconstruction for simultaneous water-fat decomposition and T2* estimation. J Magn Reson Imaging. 2007 26(4):1153-1161.
- 3) Yu H, Shimakawa A, McKenzie CA, Brodsky E, Brittain JH, Reeder SB. Multiecho water-fat separation and simultaneous R2* estimation with multifrequency fat spectrum modeling. Magn Reson Med. 2008 60(5):1122-34.
- 4) Reeder SB, Robson PM, Yu H, Shimakawa A, et al. Quantification of hepatic steatosis with MRI: the effects of accurate fat spectral modeling. J Magn Reson Imaging. 2009 29(6):1332-1339.
- 5) Liu CY, McKenzie CA, Yu H, Brittain JH, Reeder SB. Fat quantification with IDEAL gradient echo imaging: correction of bias from T(1) and noise. Magn Reson Med. 2007 58(2):354-64.

『心筋 T1, T2 マッピングの撮像技術』

Myocardial T1 and T2 Mapping: Acquisition Method

三重大学医学部附属病院

高瀬 伸一

1. はじめに

心臓 MRI 検査では心臓の壁運動評価や心筋の性状評価、冠動脈の狭窄の評価等種々の情報を得ることが可能である。その中で、心筋の性状評価は遅延造影 MRI で行うのが一般的であった。しかし遅延造影 MRI は正常心筋に対して信号が 0 となるような至適 inversion time (TI) を設定する必要がある。遅延造影 MRI を撮像するには、事前に Looklocker や Tlscout 画像上で正常心筋の信号を見つけて、その患者にとっての至適 TI を決定しなければならない。その際、通常最も T1 値が長い所を正常心筋とすることが多いと考えられるが、特にびまん性心筋疾患が疑われる場合などでは、画像上で正常心筋と思われた心筋も本当に正常かどうか判断に迷う場合がある。そして、至適 TI 設定時に正常心筋と判断された心筋は、その後に撮像される遅延造影画像上で無信号になるため、異常があったとしてもそれを画像所見としてとらえることは困難となる。

このような状況下で心筋性状の定量評価を可能にするために T1 値 T2 値測定を心電図同期下、呼吸停止下で行う技術が開発された。ここでは心筋の T1 値 T2 値を測定し、マップで表示するための撮像法について技術的な側面から記述する。

2. T1 マッピング

T1 値を測定するには、Inversion Recovery (IR) 法を用いて TI を変化させながら信号を取得することが必要である。TI を変化させることによる信号の変化が縦磁化の回復する過程を表し、それをピクセル毎に得られればマップとして描出することが可能となる。しかし、単純に心電図同期を用いて IR 法で TI を変化させて撮像しても、各 TI によって撮像タイミング (= 心時相) が変わるため、心臓の形が異なってしまう。したがって、TI の異なる画像間で同じピクセル同士の信号変化を観察しても、同一位置の心筋の信号変化を追うことはできない。そこで、拍動のある心臓に対して、異なる TI の画像を同一心時相で取得する事を可能にしたのが、Modified Looklocker Inversion Recovery Imaging (MOLLI) 法である。

MOLLI 法は TI の異なる画像を複数枚撮像して T1 回復曲線を得る。そのための画像はシングルショットの b-SSFP で 1 心拍中に 1 枚撮像する。この画像は通常拡張中期で撮像され、それぞれの画像は同一心時相で撮像される。そのため、呼吸停止に問題がなければすべての画像で心筋の形は同じ状態になっている。この状態で各画像の TI を変化させる方法は、まず 1 心拍目の R 波の後に 180° パルスを照射し、 α ms の TI を待って 1 枚目の画像を撮像する。そして 2 心拍目では 180° パルスは照射せずに、1 枚目の画像と同じ心時相で撮像する。こうすることで、1 枚目の画像の TI は α ms、2 枚目の TI は $\alpha + \text{RR 間隔 ms}$ となり、同じ事をもう 1 心拍繰り返すと 3 枚目の TI は $\alpha + \text{RR 間隔} \times 2 \text{ms}$ となる (Fig.1)。これを繰り返すことで TI の異なる画像が多数得られるが、このままでは長い TI の画像ばかりが増え、心筋信号が完全に T1 回復したところのデータばかりとなってしまう。そこで、適切な時点で再度 180° パルスを照射する。2 回目の 180° パルスは R 波後の照射タイミングを 1 回目と少しずらすことで、データ収集タイミングを変えずに TI を β ms に変化させる。そして 1 回目と同様にデータ収集すると TI が β 、 $\beta + \text{RR 間隔}$ 、 $\beta + \text{RR 間隔} \times 2 \text{ms}$ という画像が得られる。このときに、 180° パルスの間隔が短いと撮像対象の縦磁化の回復が不十分になるので、通常は 1 回目の 180° パルスによる一連の撮像の後、数心拍の待ち時間をおいて 2 回目の 180° パルスを照射する。このようにして呼吸停止できる範囲内

ですべて異なる TI の画像を収集することが可能となる。得られた画像は TI の短い順に並び替えられ、信号値をプロットすると、ピクセル毎に T1 回復曲線を得ることができ、T1 値を求めることが可能となる (Fig.2)。 180° パルスの後何枚撮像し、インターバルを何心拍取るかで様々なパターンの撮像法を作成することは技術上可能だが、実際に使用されているのは 3(3)3(3)5 や 4(1)3(1)2, 5(3)3 等、機器メーカーや撮像対象によりある程度固定されている。

この方法の問題点は計測値に心拍数依存性があるということである。データ収集や待ち時間を心拍で設定するため、心拍数が高い場合、または対象の T1 値が長い場合だと、各 180° パルスの間に縦磁化の回復が間に合わなくなり、T1 値を過小評価してしまう。これは造影前後で撮像し Extra-cellular volume (ECV) を求めることについては心拍数に大きな差がなければ問題ないが、非造影の T1 (Native T1) 値を求める場合には注意が必要である。近年ではデータ収集する時間、インターバルの時間を心拍数ではなく時間で設定することにより心拍数依存性を少なくする手法を使用している装置もある。

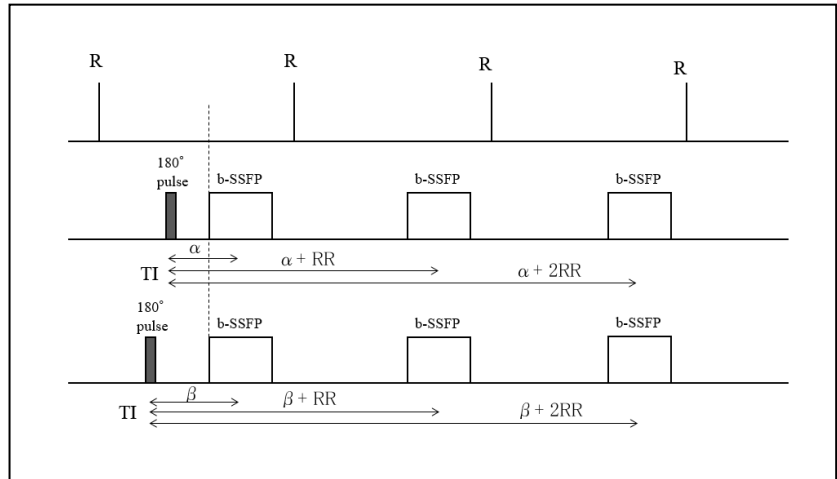


Fig.1 TI の異なる画像の取得方法

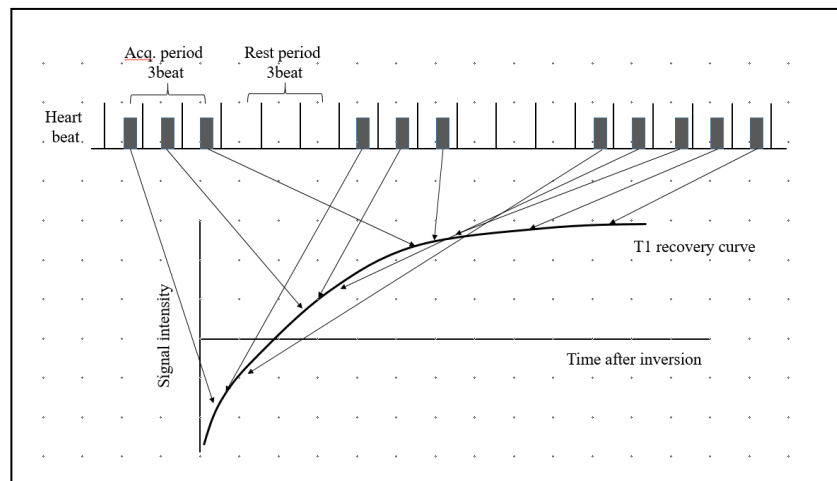


Fig.2 MOLLI 3(3)3(3)5 での画像取得とカーブフィッティング

3. T2 マッピング

T2 値測定は TE の異なる画像から T2 減衰曲線を得ることにより行う。本来は Spine Echo 法を用いて行うが、心臓の場合は呼吸停止中に撮像する必要があるため、高速 Spine Echo (TSE) を用いて 1 心拍中に再収束パルスの分だけ複数の TE の画像を得る方法か、T2prep pulse の TE を変えながらシングルショット b-SSFP で複数の画像を得る方法を用いるのが主流である。TSE 法では得られる複数のエコーがそれぞれ異なる TE であるため、同じ TE の信号を同じ k-space に格納し、複数の異なる TE の画像を作成する。このときに再収束エコーからの信号読み出しに EPI 法を用いることで撮像時間を呼吸停止可能な時間に収めている (GRADient and spin echo:GRASE 法) (Fig.3)。T2prep 併用のシングルショット b-SSFP では、T2prep pulse の TE を変化させながら同一心位相で撮像することで TE の異なる画像を複数収集する。T2prep とは T2 コントラストを強調するためのプレパルスで、ここで言う TE とは T2prep パルスの最初と最後にある 90° パルスの間隔のことである。画像デー

タの収集タイミングを固定し、プレパルス収集ごとに調節するという意味では **MOLLI** 法と類似している (Fig.4).

この二つの手法にはそれぞれ長所と短所がある. **GRASE** 法では得られる **T2** 値はばらつきが少ないが、撮像中の動きに影響を受けやすい. それはデータ収集がマルチショット型であるために、**k-space** には複数心拍分のデータが格納され、撮像中に動きがあると、その影響がすべての画像の **k-space** に格納されるためである. 対して **T2prep** 併用のシングルショット **b-SSFP** では得られる **T2** 値にばらつきはあるが、この手法は得られる画像ごとにデータ収集が完結しているため、動き補正を施すことが可能である.

4. ピットフォール

ここまで述べた **T1** 値, **T2** 値マッピングに共通するところは、条件の異なる複数の画像を取得し、

同じピクセルを参照して信号の変化をプロットして値を計算するという点である. そのためには得られた画像がすべて同じ位置を撮像していなければならないが、心臓は呼吸と心拍動により動いているため、呼吸停止がしっかりと行われている事や、心拍数の変動がないということが重要になる. しかし、この条件を被検者側で満たすことは難しいことが多い. そのため、近年では **T1** 値や **T2** 値を解析する前に、元画像に対してモーションコレクションを行ってから解析をする処理法が採用される傾向にある. これにより、呼吸停止不良とは言わないまでも、微妙に心臓の位置がずれてしまうような被検者に対しても撮像が容易になってきている. ただし、**GRASE** 法では撮像中の動きは位置ずれではなくボケとして現れるため、モーションコレクションで補正することはできない. また、不整脈などによる心拍数の変動も同様に撮像する心時相が異なるため解析する画像間で不一致が発生する. これは心臓の位置ずれではなく心筋の形が変わってしまうためモーションコレクションには適さない.

5. 最後に

我々がこのような撮像をする際に注意すべきは、得られたマップ画像がきちんと撮れた元画像から作成されているかを確認しながら撮像するということである. 例えば、撮像した元画像に位置ずれがあった場合には、その画像は補正可能なものなのか、それとも患者に注意喚起して再撮像する方がいいのかを判断し、必要であ

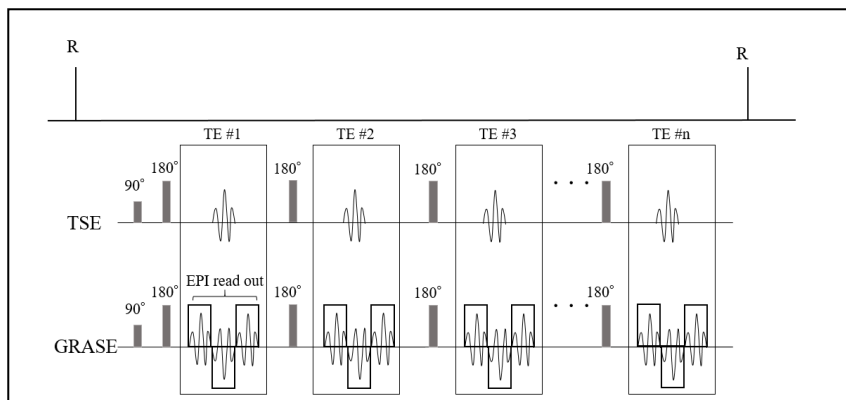


Fig.3 TSE 法の **T2** マッピング

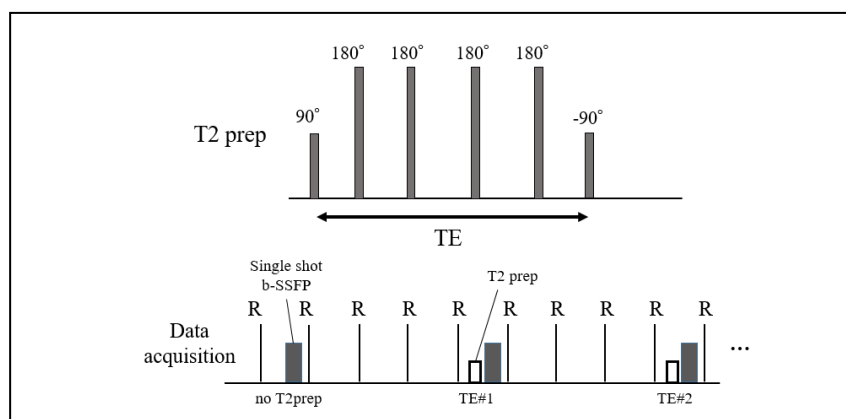


Fig.4 **T2prep** 併用シングルショット **b-SSFP** の **T2** マッピング

れば画質改善を図ることを視野に入れて検査することが大事になる。もちろん心疾患がある被検者なので呼吸停止困難な患者や不整脈が頻発している患者もいるだろうが、その場合でも得られた値がそのような条件下で撮像された画像によるものであることをわかるようにしておくことが重要であると考え。画像を吟味せずに解析し、得られた値のみが独り歩きしてしまうようなことは避けるべきである。

参考文献

- 1) Kellman P, Hansen MS. T1-mapping in the heart: accuracy and precision.; J Cardiovasc Magn Reson. ;2014(16):2.
- 2) Baeßler B, Schaarschmidt F, Stehning C, Schnackenburg B, Maintz D, Bunck AC. Cardiac T2-mapping using a fast gradient echo spin echo sequence - first in vitro and in vivo experience.; J Cardiovasc Magn Reson. 2015(17):67.

ワークショップ

テーマ A 一般：

『みんなで考える装置管理』

座長：川崎市立川崎病院（撮影部会委員）三宅 博之

北里大学病院（撮影部会委員）関 将志

2019 年 10 月 19 日第 47 回秋季学術大会において第 73 回撮影部会テーマ A 一般が開催された。今回は検査施行前に行っている装置管理をテーマに企画した。装置の進歩は目覚ましく、デジタル化された装置によって放射線業務は簡素化されるなど大きく変化した。反面デジタル化された装置の内部はより複雑化し、詳細を把握することは困難になった。品質保証の観点から安全管理、性能維持および故障の未然防止などを目的とした保守点検を行うことは良質な医療、適正な撮影条件で撮影された画像を提供するために必要なことである。そこでデジタルシステムの装置管理について講師の先生方に講演していただいた。教育講演では小田原循環器病院の宮崎先生に「診断用 X 線装置管理と日本工業規格（一般・血管・乳房用装置）」と題して一般撮影用 X 線装置、血管撮影用 X 線装置、乳房撮影用 X 線装置について JIS の説明に加え装置管理する上で注意しなければいけない点などについて詳しく講演いただいた。ワークショップでは一般撮影用 X 線装置を今井先生に、血管撮影用 X 線装置を川瀬先生に、乳房撮影用 X 線装置を藤井先生に、超音波装置を山川先生に、医用モニタを諏訪先生に講演いただき、各装置の管理について紹介していただいた。

ディスカッション内容

○日常の装置管理

一般撮影用 X 線装置では継続可能なことを実施することが大切であり、管理する上で変化を注意深く観察することが重要である。血管撮影用 X 線装置では決められたことを毎日繰り返して実施することが重要である。乳房撮影用 X 線装置では日本乳がん検診精度管理中央機構に管理項目が決められているので、精中委に準じて実施することを推奨する。注意点として FPD 前面を覆う PMMA を使用する方がよい。超音波装置では決められている管理方法は存在していないが、プローブとケーブルの扱いに注意し使用後はゲルを必ず取り除くようにすることで急激なゴムの劣化を防ぐことができると提言された。また宮崎先生からは自動露出機構 (AEC) の管理をすることを推奨すると述べられ、各施設の同一撮影条件で実施することで装置の動作チェックも行えるため推奨すると提言された。

○乳房トモシンセシスの管理

乳房撮影用 X 線装置では現在、受入試験等が規格化されていないため、各施設で管理手順を定め、管理していくことが望ましいと提言された。会場からメーカ推奨の方法で管理していく方がいいのではないかとの意見があった。

○血管撮影用 X 線装置では X 線出力の管理幅

川瀬先生は現装置の日常管理で X 線出力が管理幅をずれたことはないと回答であった。宮崎先生からは PMMA など必ず同一のファントムを使用し撮影条件および透視条件を記録し管理することが重要であるとの回答であった。

○日常点検時には問題がなかったが検査中に突然 X 線が出なくなることがあった。日常点検で把握することはできないか？

宮崎先生より日常点検で検査前に把握可能な故障もあるが、X線管が放電するなどの故障は事前に把握することは難しいと回答された。

おわりに

今回のワークショップではデジタルシステムの装置管理について会場が一体となってディスカッションができた。会場にいた方は日常行っている管理法についての疑問が解決できたのではないかな。また、他施設でここなっている管理方法を自施設に取り入れ装置管理を行おうと良い機会であったのではないだろうか。今後、良質な医療、適正な撮影条件で撮影された画像情報を提供していく上で少しでも会員のための一助になれば幸いである。



ワークショップ
テーマB CT:

『救急診療におけるCT検査の役割を再考する』

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

2019年10月18日、グランキューブ大阪にて第73回撮影部会テーマB: CTが開催された。今回のワークショップでは救急診療においてCTの役割が重要な「脳卒中」、「循環器疾患」、「急性腹症」、「外傷」を取り上げ、GALACTICに掲載された検査プロトコルの検証をはじめ、各疾患の最新の治療法への適用、最新のCT検査技術の有用性も踏まえ、救急診療に最適化された検査プロトコルの構築を目指して議論を行った。さらに、夜間休日における検査の質の担保に向けた取り組みについても議論し、救急診療におけるCT検査について再考する機会となった。りんくう総合医療センターの臼井先生は教育講演「外傷診療戦略におけるCT」において、時間との戦いとなる外傷診療のCTの読影法として、緊急処置を要する損傷を検索するFocused Assessment with CT for Trauma (FACT)から始まる3段階の読影方法について解説頂いた。CT撮影後、スライス厚5mm程度のAxial画像でスクリーニングを行い、致命的となる画像所見がないか判断すること、外傷診療においては技師も所見を捉え、医師とコミュニケーションを取るの重要性について述べられたことが印象に残った。CTは外傷診療において重要な検査であるが、治療のためのツールではなく、検査で得られた情報を治療に結びつけることの重要性についても解説頂き、外傷診療におけるCTの役割を再認識することが出来た。ワークショップでは大村知己先生（秋田県立循環器・脳脊髄センター）からは急性期脳梗塞について、小倉圭史先生（札幌医科大学附属病院）からは心大血管について、舩山和光先生（勤医協中央病院）からは急性腹症について、三村尚輝先生（福山市民病院）からは外傷について、GALACTICのアップデート検討箇所や新しいガイドラインの紹介、Dual Energy CTの応用についてご講演いただいた。

【会場からの質疑およびコメント】

【質問1】脳梗塞の撮影で、合わせて頸動脈解離を評価する場合の留意点について

【返答1】造影、多時相撮影、だれでも撮影できるプラン作成が重要になってくる。大動脈弓部から脳底部までをスキャン範囲とする。解離については単純CTでもある程度判断が可能であるが、スキャン前の事前情報から、スキャンプランを構築することが有効な検査に繋がる。平衡相で体幹部を撮影することでもカバーできる。フォーカスが頭部なのか、胸部なのかで分かれる場合はある。多段撮影が有効であるが、スキャンプランの設定が煩雑になってしまう。

【質問2】日常でCT検査を行っていない技師の当直対応について。（プロトコルや教育の工夫について）

【返答2】夜勤の撮影プランは、撮影漏れがないようにまた所見を落とさないような撮影プランを作成している。動脈相を入れたプランやMPRが自動で作成されたプランなど、撮影方法の教育と頭部、心臓、外傷のなど、症例ごとにプランを作成している。

【質問3】救急の体幹部撮影で低電圧撮影を行う場合、バックボードやモニタ類のコードがあるが、注意する点はあるか？

【返答3】患者の状態や時間が許すのであれば、必要のないコードやバックボードは外すことで、アーチファクトが抑えられる。造影剤を減量しなければならない場合でも、造影コントラスト向上がメリットである、デメリットとしては

ノイズが増加するので、逐次近似再構成を使用するなど、両者のトレードオフを理解して、臨床応用する。

【質問 4】Dual Energy CT の救急での活用法について

【返答 4】頭部領域では、虚血部分が判別しやすい。またビームハードニングを抑えた画像が作成できる。心大血管領域では造影剤減量に対応できること。Virtual non contrast 画像が作成できるので、単純撮影を省略できるかもしれない。急性腹症では腸管や脾臓の虚血に対して、評価しやすい画像が作成できる。外傷ではスピードが求められるので、再構成時間や画像処理時間が障害にならないければ応用できる。

【質問 5】GALACTIC ではスライス厚 5mm の推奨している部分があるが、現状としては妥当か？

【返答 5】ルーチンとしては 5mm の使用は問題ない。状況に応じて thin slice の追加が診断へ有効な情報提供となる。腹部では 3mm 以下や MPR の追加、外傷では extra の同定で thin slice が有効。

おわりに

今回ディスカッションでは会場からも活発な意見もあり、救急撮影の関心の高さがうかがえた。GALACTIC のスキンプランは各学会のガイドラインやエビデンスを基に構築されている。診療放射線技師からのエビデンス発信が、よりよい撮影条件の構築に繋がり患者の命、放射線技術の発展に繋がることを願ってワークショップ報告を終わりたい。



(公社) 日本放射線技術学会 撮影部会

2019 年度事業報告

1. 第 72 回撮影部会 (第 75 回総会学術大会) を開催した.

1) テーマ A (一般分科会)

開催日: 2019 年 4 月 14 日 (日) 8:50~11:50 (502 室)

教育講演 「IVR-CT ~その生まれと育ち~」

講師: 静岡県立静岡がんセンター 新慎 剛

司会: つくば国際大学 (撮影部会長) 梁川範幸

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

座長: 大阪市立大学医学部附属病院 (撮影部会委員) 市田隆雄

川崎市立川崎病院 (撮影部会委員) 三宅博之

- | | |
|--|---------------------|
| (1) 「Area Detector CT を使用した肝臓 IVR の実際」 | 静岡県立静岡がんセンター 伊藤孝宏 |
| (2) 「非血管 IVR での活用と放射線防護」 | 熊本大学病院 坂部大介 |
| (3) 「IVR-CT を用いた下肢動脈 CTA の撮影法ー末梢血管での活用ー」 | 大阪市立大学医学部附属病院 出田真一朗 |
| (4) 「頭部領域での活用」 | 埼玉大学国際医療センター 鈴木英之 |
| (5) 「心臓 (冠疾患) 治療での活用」 | 大阪大学医学部附属病院 永吉 誠 |
| (6) 「2 ルーム型ハイブリッド ER システムの導入経験」 | 済生会横浜市東部病院 稲垣直之 |

2) テーマ B (CT 分科会)

開催日: 2019 年 4 月 12 日 (金) 8:50~11:50 (503 室)

教育講演 『日常臨床における Dual energy CT の有用性』

講師: 広島大学病院 立神史稔

司会: つくば国際大学 (撮影部会長) 梁川範幸

ワークショップ 「Dual Energy CT の臨床応用ー標準化を目指してー」

座長: 国立がん研究センター東病院 (撮影部会委員) 野村恵一

藤田医科大学 (撮影部会委員) 井田義宏

- | | |
|--|-------------------|
| (1) 「Dual Energy CT の基礎特性」 | 久留米大学病院 黒木英郁 |
| (2) 「頭頸部領域における Dual Energy CT の臨床応用」 | 埼玉県済生会川口総合病院 富田博信 |
| (3) 「胸部, 循環器領域における Dual Energy CT の臨床応用」 | 三重大学医学部附属病院 永澤直樹 |
| (4) 「腹部領域における Dual Energy CT の臨床応用」 | 岐阜大学医学部附属病院 三好利治 |
| (5) 「整形外科領域における Dual Energy CT の臨床応用」 | 富山労災病院 野水敏行 |

3) テーマ C (MR 分科会)

開催日: 2019 年 4 月 13 日 (土) 14:00~17:00 (501 室)

教育講演 『脳神経領域 (小児含) における MRI 検査』

講師: 東京慈恵会医科大学附属第三病院 豊田圭子

司会: 群馬県立県民健康科学大学 (撮影部会委員) 林 則夫

ワークショップ 「MRI 撮像の標準化を目指したパルスシーケンスの再考」

座長：群馬県立県民健康科学大学（撮影部会委員）林 則夫

鳥取大学医学部附属病院 山下栄二郎

- | | |
|---|-------------------|
| (1) 「脳神経領域における基本撮像とその実践」 | 鳥取大学医学部附属病院 山下栄二郎 |
| (2) 「心血管領域MR I の現状と課題」 | 熊本大学医学部附属病院 森田 康祐 |
| (3) 「MR I 撮像の標準化を目指したパルスシーケンスの再考（乳腺領域）」 | 亀田総合病院 加藤 義明 |
| (4) 「脊椎MR I における基礎から応用シーケンスまで」 | 東海大学医学部附属病院 渋谷 周平 |

2. 第 73 回撮影部会（第 47 回秋季学術大会）を開催した。

1) テーマ A （一般分科会）

開催日：2019 年 10 月 19 日（土）13:00～16:00 （第 6 会場）

教育講演 「診断用 X 線装置管理と日本工業規格（一般・血管・乳房用装置）」

講師：医療法人邦友会 小田原循環器病院 宮崎 茂

司会：奈良県立医科大学附属病院（撮影部会長）中前光弘

ワークショップ 『みんなで考える装置管理』

座長：川崎市立川崎病院（撮影部会委員）三宅博之

北里大学病院（撮影部会委員）関 将志

- (1) 「一般撮影用 X 線装置の管理を考える（主に X 線発生装置と受像系について）」

小田原循環器病院 今井宜雄

- (2) 「ANGIO 装置に求められる QC と今後の展望」 大阪急性期・総合医療センター 川瀬佳希

- (3) 「乳房撮影の装置管理 日常管理によるリスク軽減」 大阪ブレストクリニック 藤井直子

- (4) 「超音波診断装置の日常点検について」 東京慈恵会医科大学附属柏病院 山川仁憲

- (5) 「医用モニタにおける管理の必要性とその方法」 獨協医科大学埼玉医療センター 諏訪和明

2) テーマ B （C T 分科会）：日本救急撮影技師認定機構 後援

開催日：2019 年 10 月 18 日（金）15:00～18:00 （第 2 会場）

教育講演 「外傷診療戦略における C T」

講師：りんくう総合医療センター 大阪府泉州救命救急センター 臼井亮介

司会：りんくう総合医療センター（撮影部会委員）西池成章

ワークショップ 『救急診療における CT 検査の役割を再考する』

座長：千葉市立海浜病院（撮影部会委員）高木 卓

国立がん研究センター東病院（撮影部会委員）野村恵一

- (1) 「急性期脳卒中の C T 撮影を再考する」 秋田県立循環器・脳脊髄センター 大村知己

- (2) 「心大血管救急における C T 撮影技術を再考する」 札幌医科大学附属病院 小倉圭史

- (3) 「急性腹症における C T 検査を再考する」 勤医協中央病院 船山和光

- (4) 「外傷 C T 検査を再考する」 福山市民病院 三村尚輝

3. 2019 年度市民公開シンポジウムの開催

「頭痛い！こんな症状は要注意ですよ」－早く見つけて元気に長生き－

開催日：令和元(2019)年 11 月 17 日(日) 13:30～16:30

会場：メルパルク京都5階

参加者：51 名

内容：司会：甲山精二（甲南医療センター）， 菊元力也（洛和会音羽病院）

1. 基調講演

「頭が痛い時はどうする？～早期に発見すれば外科手術で社会復帰～」

奈良県立医科大学 脳神経外科 竹島靖浩

2. シンポジウム

- | | | |
|------------------------------|------------------|-------|
| 1) 「あなたは大丈夫？」～MRI で早く見つける技術～ | 大阪医科大学附属病院 | 山村憲一郎 |
| 2) 「ここまでわかる画像検査」～CT による手術支援～ | 札幌医科大学附属病院 | 平野 透 |
| 3) 「切らずに治す」～脳血管内治療を支える放射線技術～ | 神戸市立医療センター中央市民病院 | 谷内 翔 |

3. 総合質疑・応答

4. セミナーの開催

- (1) 第 84 回 乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会（教育委員会・東北支部共催）

開催日：2019 年 8 月 3 日，4 日

会場：東北大学病院

受講生：44 名（会員 24 名，非会員 20 名）

- (2) 第 9 回デジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー（教育委員会・関東支部共催）

開催日：2019 年 8 月 24 日

会場：横浜社会福祉センター（横浜市）

受講生：62 名（会員 42 名，非会員 20 名）

- (3) 第 4 回 CT 応用セミナー（教育委員会・北海道支部共催）

開催日：2019 年 9 月 21 日，22 日

会場：札幌医科大学附属病院

受講生：23 名（会員 22 名，非会員 1 名）

- (4) 第 85 回乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会（教育委員会・中四国支部共催）

開催日：2019 年 11 月 16 日，17 日

会場：島根大学医学部附属病院

参加者：44 名（会員 20 名，非会員 24 名）

申込期間：2019 年 8 月 19 日（月）10:00 ～ 8 月 31 日（土）17:00

- (5) 第 1 回実地で学ぶ MRI 安全管理セミナー（教育委員会・東京支部共催）

開催日：2019 年 11 月 30 日

会場：日立製作所柏工場

参加者：20 名（会員 14 名，非会員 6 名）

5. 部会誌（電子版）の発行

春 4 月と秋 10 月の 2 回，学術大会に合わせて発行.

内容：部会プログラムに合わせた教育講演，ワークショップのなどの予稿技術資料，前回のワークショップの報告Q&A，ラジオグラフィの広場など最新の撮影技術を掲載し，部会員にとって有益な情報雑誌とした。

6. 撮影部会会員専用のメールマガジンの発信

撮影部会主催のセミナー募集やイベント開催案内など，最新情報を提供した。

9回配信（3月20日22日，6月13日，7月3日12日16日，10月7日，11月5日：2回）

7. 研究奨励賞の選考を行った（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术论文ならびに学術大会，撮影部会における発表の中から担当委員が審査を行い，高い得点を得た優れた内容の研究を技術奨励賞，技術新人賞の候補者として複数名選考し，表彰委員会に推薦した。

8. 梅谷賞の推薦を行った（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を表彰委員会へ推薦した。

9. 宿題報告ならびにシンポジウムの推薦を行った（学術委員会）

第77回総会シンポジウムのテーマおよび座長，第78回総会宿題報告者を各分科会から学術委員会へ推薦した。

10. 部会委員会の開催

第1回：4月11日（木） パシフィコ横浜

第2回：7月15日（月・祝） 学会東京事務所

第3回：10月16日（水） 大阪府立国際会議場

11. 第84回日本循環器学会学術集会へのサポート

撮影部会委員を中心に企画案を作成し，JSRTから日本循環器学会へ提案した。また，JSRT会員から司会ならびにシンポジストの推薦を行った。

12. 市民からの質問に回答した。（広報渉外委員会）

サンドイッチの爪楊枝が体内に入って手術したニュースを読んで，CT検査で判らないのかとの質問があり，CT分科会で回答案を検討し広報渉外委員長へ答申した。

13. 専門技師・技術者制度への参画ならびに安定的な運用をサポートした。

- 1) MR専門技術者 認定制度
- 2) CT専門技師 認定制度
- 3) 肺がんCT検診認定技師 認定制度
- 4) 日本救急撮影技師 認定制度

- 5) 日本血管撮影・インターベンション専門診療放射線技師 認定制度
- 6) 乳房撮影専門技師 認定制度

以上

2020 年度事業計画

1. 第 74 回撮影部会（第 76 回総会学術大会）を開催する.

会場：パシフィコ横浜（横浜市）

1) テーマ A （一般分科会）

開催日：2020 年 4 月 12 日（日） 8:50～11:50 （502 室）

教育講演 『人工知能で医療が変わるのか？ ～未来予想図～』

講師：株式会社リジット 山本修司

司会：奈良県立医科大学附属病院（撮影部会長）中前光弘

ワークショップ 『乳腺構成自動判定システムの現状と課題』

座長：聖路加国際病院（撮影部会委員） 小山智美

北海道大学大学院（撮影部会委員）山品博子

（1）「客観性と再現性を保つ乳房構成自動解析ソフト」

ブレスト・ヘルスケア株式会社 難波洋文

（2）「乳腺密度測定ツールについて」

シーメンスヘルスケア株式会社 橋本尚美

（3）「当社の乳腺量計測機能について」

富士フイルムメディカル株式会社 宮野武晴

（4）「AI による乳腺濃度推定」

E I Z O 株式会社 加藤 裕

（5）「ディープラーニングを用いた乳房濃度算出値の機種間比較に関する検討」

湘南記念病院 乳がんセンター 川崎あいか

2) テーマ B （CT 分科会）

開催日：2020 年 4 月 10 日（金） 15:00～18:00 （F201+F202）

教育講演 『低管電圧プロトコルを用いた CT 検査の役割』

講師：熊本大学大学院 船間芳憲

司会：静岡県立静岡がんセンター（撮影部会委員）瓜倉厚志

ワークショップ 『低管電圧 CT』

座長：千葉市立海浜病院（撮影部会委員）高木 卓

国立がん研究センター東病院（撮影部会委員）野村恵一

（1）「小児における低管電圧 CT 検査について」

あかね会土屋総合病院 舩田隆則

（2）「体幹部の低管電圧 CT」

山梨大学医学部附属病院 相川良人

（3）「心臓・大血管の低管電圧 CT」

華岡青洲記念心臓血管クリニック 山口隆義

（4）「異なる体格に対する低管電圧の効果：被ばく線量を中心に」

東京慈恵会医科大学附属病院 庄司友和

（5）「低管電圧 CT の撮像パラメータについて」

静岡県立静岡がんセンター 瓜倉厚志

3) テーマ C （MR 分科会）

開催日：2020 年 4 月 10 日（金） 8:50～11:50 （503 室）

教育講演 『循環器内科医の画像診断』

講師：大阪医科大学 神崎裕美子

司会：大阪医科大学附属病院（撮影部会委員）山村憲一郎

ワークショップ 『画像解析を紐解く』

座長：新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員）金沢 勉

大阪医科大学附属病院（撮影部会委員）山村憲一郎

- | | | |
|--------------------------|--------------------|------|
| (1) 「急性期で活かすASL」 | 小樽市立病院 | 大浦大輔 |
| (2) 「PDFFシーケンスの仕組み」 | キヤノンメディカルシステムズ株式会社 | 尾崎正則 |
| (3) 「心大血管領域における4DFLOW」 | 磐田市立総合病院 | 寺田理希 |
| (4) 「心筋T1, T2マッピングの撮像技術」 | 三重大学医学部附属病院 | 高瀬伸一 |

2. 第75回撮影部会（第48回秋季学術大会）を開催する.

1) テーマA （一般分科会）：未定

2) テーマB （MR分科会）：未定

3. 2020年度 市民公開シンポジウムの開催（広報・渉外委員会、近畿支部）：科研費申請

「見えない“乳がん”を見つけたすー早期治療を支える画像検査の技術ー」

開催予定日：2020年11月22日（日） 13時～17時（予定）

会場：メルパルク京都

第一部：乳がんを正しく知ろう！（60分）

乳がんの発見から治療まで ～乳がんは治る！～

市立吹田市民病院

渡邊 法之

第二部：早期発見のために、役立つ画像検査！（120分）

1) マンモグラフィって痛くないの？ ～痛みも被ばくも軽減できる撮影技術～

順天堂大学医学部附属静岡病院

中村登紀子

2) 超音波検査って大丈夫なの？ ～病変を見落とさない撮像技術～

大垣市民病院

澤 幸子

3) MRI 検査のあれこれ？ ～最新技術を駆使した撮像方法～

第二大阪警察病院

野原百合子

4) PET 検査ってなに？ ～検査の概要と乳房専用装置～

医療法人仁泉会 MIクリニック

桃井 理紗

5) フリートーク

体験ブースを併設：忘れないで自己触診！

4. セミナーを開催する. （教育委員会、各地方支部共催）

① 乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会の開催

（教育委員会、撮影部会・地方支部・日本乳がん検診精度管理中央機構共催）

(イ) 第86回乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会（近畿支部）

開催日：2020年（未定）

会場：奈良県（未定）

定員：48名

(ロ) 第87回乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会（北海道支部）

開催日：2020年10月

会場：北海道（未定）

定員：48 名

② デジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナーの開催（近畿支部）

第 10 回デジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー

開催日：2020 年 8 月 30 日（日）

会場：大阪ハイテクノロジー専門学校（大阪市）

定員：100 名

③ CT 応用セミナーの開催（中四国支部）

第 5 回 CT 応用セミナー

開催日：2020 年 9 月 12 日，13 日（土，日）

会場：広島大学病院

定員：30 名

④実地で学ぶ MRI 安全管理セミナーの開催（関東支部）

第 2 回実地で学ぶ MRI 安全管理セミナー

開催日：2020 年 11 月 28 日（土）

会場：日立製作所柏工場

定員：20 名

5. 部会誌（電子版）の発行

春 4 月と秋 10 月の 2 回，学術大会に合わせて発行.

内容：部会プログラムに合わせた教育講演，ワークショップのなどの予稿技術資料，前回のワークショップの報告 Q & A，ラジオグラフィの広場など最新の撮影技術を掲載し，部会員にとって有益な情報雑誌とする.

6. 撮影部会会員専用のメールマガジンの発信

撮影部会主催のセミナー募集やイベント開催案内など，最新情報を提供する.

7. 研究奨励賞の選考（表彰委員会）

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

8. 梅谷賞の推薦（表彰委員会）

教育，著作，発明および考案に著しい業績を挙げたグループを表彰委員会へ推薦する.

9. 宿題報告ならびにシンポジウムの推薦（学術委員会）

第 78 回総会シンポジウムのテーマおよび座長，第 79 回総会宿題報告者を各分科会から学術委員会へ推薦する.

10. 部会委員会の開催（3回）

第1回：4月9日（木） パシフィコ横浜（横浜市）

第2回：10月14日（水） 東京ファッションタウンビル（東京都江東区）

第3回：11月29日（日） 学会東京事務所（東京都文京区）

なお、7月に各分科会単位でWeb会議の開催を予定する。

11. 第85回日本循環器学会学術集会へのサポート

撮影部会委員を中心に企画案を作成し、JSRTから日本循環器学会へ提案する。また、JSRT会員から司会ならびにシンポジストの推薦を行う。

12. 市民からの質問に回答する。（広報渉外委員会）

会員や一般市民からの問い合わせに対して、回答案を広報渉外委員長へ答申する。

13. 専門技師・技術者制度への参画ならびに安定的な運用をサポートする。

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

以上

■ 第73回撮影部会の予定

日時：2020年10月15日（木）～17日（土）

会場：東京ファッションタウンビル

テーマA：「未定」

テーマB：「未定」

■ Q&A コーナー ・ 広 場 について

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

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

連絡先 〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鋸屋町 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： 中前 光弘（奈良県立医科大学附属病院）

委員： 市田 隆雄（大阪市立大学医学部附属病院）

金沢 勉（新潟大学医歯学総合病院）

関 将志（北里大学病院）

西池 成章（りんくう総合医療センター）

林 則夫（群馬県立県民健康科学大学）

山川 仁憲（東京慈恵会医科大学附属柏病院）

三宅 博之（川崎市立川崎病院）

瓜倉 厚志（静岡県立静岡がんセンター）

小山 智美（聖路加国際病院）

高木 卓（千葉市立海浜病院）

野村 恵一（国立がん研究センター東病院）

山村憲一郎（大阪医科大学附属病院）

山品 博子（北海道大学）

●編集後記●

会員の皆様、総会学術大会はパシフィコ横浜で開催される予定でしたが、Web開催に変更となりました。

テーマA[一般]ではテーマを乳腺について取り上げました。教育講演では株式会社リジット 山本 修司 先生に、『人工知能で医療が変わるのか？～未来予想図～』と題してご講演していただきます。ワークショップでは「乳腺構成自動判定システムの現状と課題」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B[CT]では低管電圧CTについて取り上げました。ワークショップでは「低管電圧CT」と題して、5名の先生方にご講演いただきます。テーマC[MR]では画像解析について取り上げました。教育講演では阪医科大学 神崎 裕美子 先生に、『循環器内科医の画像診断』と題してご講演いただきます。ワークショップでは「画像解析を紐解く」と題して、4名の先生方にご講演いただきます。

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

記：三宅

撮影部会誌 よりよい撮影技術を求めて Vol.28 No.1 通巻74 2020年4月 発行

発行人：中前 光弘

発行所：公益社団法人 日本放射線技術学会

〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鋸屋町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

ホームページアドレス <http://www.jsrt.or.jp>