

JAPANESE
SOCIETY
OF
RADIOLOGICAL
TECHNOLOGY

ISSN 2189-3071

Oct. 2025

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.33 No.2 通巻 85

第 85 回撮影部会

期日：2025 年 10 月 17 日（木）～10 月 19 日（日）

場所：札幌コンベンションセンター

公益社団法人 日本放射線技術学会 撮影部会

■巻頭言

千葉市立海浜病院（撮影部会長） 高木 卓 （1）

■第85回撮影部会 2025年10月17日（金）～10月19日（日） 札幌コンベンションセンター

■テーマ：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 『骨粗鬆症の診断と治療』

講師：札幌円山整形外科病院 骨粗鬆症センター長 高田 潤一 （2）

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（撮影部会委員） 前田 佳彦 （6）

北海道勤労者医療協会 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～」

静岡医療科学専門学校 安富 蔵人 （7）

（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 （10）

（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 （14）

（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 （16）

■テーマ：CT・MR合同分科会

司会：徳島文理大学（撮影部会委員） 山村 憲一郎

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～』

講師：札幌医科大学 循環器・腎臓・代謝内分泌内科学講座 中田 圭 （19）

ワークショップ 『心臓領域のMRI・CTの撮像技術の進歩』

座長：新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員） 金沢 勉 （20）

千葉市立海浜病院（撮影部会長） 高木 卓

（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 （21）

（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 （25）

（3）「CTにおける心筋評価の現在地」

熊本大学病院 榎本 隆文 （29）

（4）「MRIによる心筋評価（Myocardial Mapping）」

熊本大学病院（撮影部会委員） 森田 康祐 （33）

■第84回撮影部会 Q&A

テーマA 『マルチモダリティで考える乳がん検診と精密検査』

三河乳がんクリニック（撮影部会委員） 渡辺 恵美 （34）

テーマB 『高精細なCT画像が診断に与えるインパクト』

岐阜大学医学部附属病院（撮影部会委員） 三好 利治 （36）

テーマC 『婦人科MRI：疾患描出のポイント』

熊本大学病院（撮影部会委員） 森田 康祐 （39）

■編集後記

『撮影部会の歩みを支えてくださった皆様へ』

千葉市立海浜病院（撮影部会長）

高木 卓

第 85 回撮影部会（第 53 回秋季学術大会）では、一般分科会と MR・CT 分科会の合同で、教育講演およびワークショップを企画いたしました。ご参加いただく皆様には、臨床現場で役立つ最新の情報を提供するとともに、ディスカッションを通じて、その有用性や課題について議論が深まることを期待しております。今回、司会や講師としてご登壇いただく先生方に、心より感謝申し上げます。

前号の巻頭言にて、前撮影部会長の中前光弘先生（りんくう総合医療センター）も記されていたとおり、撮影部会を含む 7 つの専門部会は、2025 年度末をもって新たな専門部会へと再編されることが理事会において決定されておりました。しかし、2025 年度定時総会（4 月 12 日開催）にて、「専門部会再編に伴う現行専門部会の解散について」の議案が否決され、その後の理事会での検討の結果、7 つの専門部会は 2026 年度末まで従来通りの体制で活動を継続することとなりました。

今後、専門部会の体制がどのように変化していくかは未確定ではありますが、撮影部会がこれまで果たしてきた役割を引き継ぎ、会員の皆様の学術研究や臨床に資する情報の発信に努めてまいります。

私は 2008 年より「X 線 CT 撮影における標準化～GALACTIC～」に関わらせていただいたことを契機に、撮影部会との関係が始まりました。その後、撮影部会の委員に就任後も撮影部会の学会内での役割や活動について、特に疑問を持つこともなく活動を続けてまいりました。一学会員の立場としては、撮影部会は常に学会の中心にあり、放射線技術学の根幹である撮影（撮像）技術に関して、有益な情報を発信してくれる存在であると認識していました。一方で、委員として活動する中で感じたのは、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 と、多岐にわたるモダリティを担当しているにもかかわらず、委員の人数が 14 名と限られている現状です。参考までに、第 81 回総会学術大会の総演題数 372 題のうち、222 題（約 6 割）が撮影部会の担うモダリティに関するものでした。このような状況の中でも、撮影部会の会務が円滑に遂行されてきたのは、歴代および現任の委員の先生方の放射線技術学に対する熱意と使命感、そして時間と労力を惜しまぬご尽力の賜物であると強く感じています。

こうした現状を踏まえつつ、専門部会再編に伴う現行専門部会の解散についての議論を振り返ると、現状の把握や課題の検証が不十分であったこと、さらに再編の計画に曖昧な部分が多かったことは否めません。何より、専門部会の再編を検討するにあたっては、学会会員のニーズを的確に反映したものでなければならず、それが叶わなければ部会の継続や発展はおろか、学会からの会員離れすら招きかねないと危惧しております。

学会の専門部会規約第 3 条には、「部会は放射線技術学における基礎ならびに臨床応用に関する専門分野の研究促進、ならびに関連領域との交流を図り、学術の発展向上に資することを目的とする」とあります。この規約に則り、撮影部会は今後も臨床応用に関する専門分野の研究促進を通じて、学術の発展に寄与すべく、2 年間の継続活動に全力を尽くしてまいります。そして、会員のニーズに沿った新たな専門部会の構築に向けた議論にも、積極的に参画してまいります。

引き続き、皆様のご支援・ご協力を賜りますよう、よろしくお願い申し上げます。

『骨粗鬆症の診断と治療』

Diagnosis and Treatment of Osteoporosis

札幌円山整形外科病院 骨粗鬆症センター長

高田 潤一

I. 骨粗鬆症診断基準

骨粗鬆症の診断は、原発性骨粗鬆症の診断基準(2012 年度改訂版)にしたがって行う。この診断基準は日本骨代謝学会のホームページにおいて公開されている。

低骨量をきたす骨粗鬆症以外の疾患または続発性骨粗鬆症を認めず、骨評価の結果が下記のいずれかの条件を満たす場合、原発性骨粗鬆症と診断する。

1. 脆弱性骨折あり。

脆弱性骨折とは、軽微な外力によって発生した非外傷性骨折である。軽微な外力とは、立った姿勢からの転倒か、それ以下の外力をさす。

① 脆弱性骨折が椎体骨折または大腿骨近位部骨折のとき。

骨密度によらず骨粗鬆症と診断する。

② 脆弱性骨折その他の部位(肋骨、骨盤(恥骨、坐骨、仙骨を含む)、上腕骨近位部、橈骨遠位端、下腿骨)の骨折のとき。

骨密度が若年成人平均値(腰椎では 20～44 歳、大腿骨近位部では 20～29 歳)の 80%未満。

2. 脆弱性骨折なし。

骨密度が若年成人平均値の 70%以下または $-2.5SD$ 以下。

- ✓ 骨密度が $-2.5SD$ より大きく $-1.0SD$ 未満の場合を骨量減少とする。
- ✓ 注意点として、形態椎体骨折のうち、3 分の 2 は無症候性であることに留意するとともに、鑑別診断の観点からも脊椎 X 線像を確認することが望ましい。
- ✓ 骨密度は原則として腰椎または大腿骨近位部骨密度とする。腰椎においては L1～L4 または L2～L4 を基準値とする。複数部位で測定した場合にはより低い%値または SD 値を採用することとする。
- ✓ 高齢者において、脊椎変形などのために腰椎骨密度の測定が困難な場合には大腿骨近位部骨密度とする。

II. 骨折の危険性の高い骨粗鬆症

上記の原発性骨粗鬆症の診断基準(2012 年度改訂版)には、骨粗鬆症の重症度として次の 4 項目が記されている。

- ① 骨密度値が $-2.5SD$ 以下で 1 個以上の脆弱性骨折
- ② 腰椎骨密度が $-3.3SD$ 未満
- ③ 既存椎体骨折の数が 2 個以上
- ④ 既存椎体骨折の半定量評価法によるグレード 3

また、これらに加えて、大腿骨骨密度が低下している場合、大腿骨近位部骨折がある場合も重症度が高いと

評価される。このような例に対しては、早期から積極的な治療介入が必要となる。

III. 椎体骨折評価基準

椎体骨折の評価は、椎体骨折評価基準(2012 年度改訂版)にしたがって行う。この評価基準も日本骨代謝学会のホームページにおいて公開されている。

椎体骨折により生じる椎体変形は、胸椎・腰椎側面 X 線像を用いて下記のいずれかの方法にて行う。

1. 定量的評価法(Quantitative Measurement:QM 法)

脊椎側面 X 線像から、椎体前縁(A)、中央(C)、後縁(P)を計測する。

① C/A、C/P のいずれかが 0.8 未満、または A/P が 0.75 未満の場合。

② 判定椎体の上位または下位の A、C、P よりおのおのが 20%以上減少している場合。

2. 半定量的評価法(Semiquantitative Method:SQ 法)

椎体変形の程度に応じて、グレード 0 から 3 までに分類し、グレード 1 以上にあてはまる場合を椎体骨折と判定する。椎体高、椎体面積の低下や減少の程度を記す(表 1)。ただし、診療においては判定基準の図表を参照し、必ずしも計測が必要ということではない。

表 1: 各グレードの椎体高低下と椎体面積減少の程度

	グレード 1	グレード 2	グレード 3
椎体高 低下	20 - 25 %	25 - 40 %	40 % 以上
椎体面積 減少	10 - 20 %	20 - 40 %	40 % 以上

(椎体骨折判定基準を基に著者作成)

QM は脊椎 X 線撮影時のポジショニングの影響を受けやすく、さらに、計測が必要で評価に時間がかかることから、一部の臨床試験では使用されているものの、疫学、実臨床ではほとんど使用されていない。一方、SQ 法は計測が必要な QM 法より簡便なことから実臨床での有用性も高い。

また、上記の椎体変形を認めなくても以下のいずれかにあてはまる場合は、椎体骨折と判定できる。

① X 線写真上(正面像も含む)、明らかに骨皮質の連続性が断たれている場合。

② MRI 矢状面像の T1 強調画像で、椎体に限局してその一部が帯状あるいはほぼ全部が低信号の場合(STIR 像では同領域にほぼ一致して高信号を認める場合)。

3. 椎体骨折関連用語

① 形態骨折

骨粗鬆症分野で用いられる用語で、上記の判定基準を満たす椎体の変形。なお、ここでいう変形とは椎体の圧潰変形のことであり、変形性脊椎症などにみられる骨棘などの変形や側弯など脊柱の変形のことではない。

② 臨床骨折

新規骨折のうち疼痛などの臨床症状を伴い診断される骨折。

IV. 骨粗鬆症治療薬

薬剤選択の基本

治療薬の選択にあたっては、「骨粗鬆症性椎体骨折診療マニュアル」に示されている椎体骨折への有効性が A 評価である薬剤が中心となる(表 2)。

これらの A 評価の薬剤は、いずれも既存椎体骨折を有する骨粗鬆症に対して新規椎体骨折を有意に抑制する効果が示されている。ただし、A 評価の薬剤であればどのような骨粗鬆症に対しても同等の効果を示すというわけではない。A 評価とは、「プラセボを対照にしたランダム化比較試験で有意な抑制効果を示す論文がある」、または、「プラセボを対照として有意な抑制効果がすでに示されている薬剤を対照としたランダム化比較試験で非劣性または優越性を示す論文がある」薬剤に対する評価である。なお、骨粗鬆症の予防と治療ガイドラインは現在、改訂中である。

表 2: 主な骨粗鬆症治療薬の骨折抑制効果

種類	薬剤	椎体	非椎体	大腿骨
ビスホスホネート	アレンドロン酸	A	A	A
	リセドロン酸	A	A	A
	ミノドロン酸	A	C	C
	イバンドロン酸	A	B	C
	ゾレドロン酸	A	A	A
活性型ビタミン D3	エルデカルシトール	A	B	C
SERM	ラロキシフェン	A	B	C
	バゼドキシフェン	A	B	C
抗 RANKL 抗体	デノスマブ	A	A	A
副甲状腺ホルモン	テリパラチド(毎日)	A	A	C
	テリパラチド(週 1)	A	C	C
抗スクレロシン抗体	ロモソズマブ	A	A	A

A. 抑制する

B. 抑制するとの報告がある

C. 抑制するとの報告はない

(骨粗鬆症性椎体骨折診療マニュアルを基に著者作成)

参考文献

- 1) 日本骨代謝学会, 日本骨粗鬆症学会合同原発性骨粗鬆症診断基準改訂検討委員会. 原発性骨粗鬆症の診断基準(2012 年度改訂版) Osteoporosis Japan, 2013 (21): 9-21.

- 2) 日本整形外科学会骨粗鬆症委員会. 骨粗鬆症性椎体骨折診療マニュアル 日整会誌, 2020 (94):882-906.
- 3) 日本骨形態計測学会・日本骨代謝学会・日本骨粗鬆症学会・日本医学放射線学会・日本整形外科学会・日本脊椎脊髄病学会・日本骨折治療学会 椎体骨折評価委員会. 椎体骨折評価基準(2012 年度改訂版) Osteoporosis Japan, 2013 (21): 25-32.

『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. はじめに

骨密度検査は、健診から診療まで幅広く実施されている。骨粗鬆症を診断する際に、骨密度検査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。一方で、骨密度領域を専門にする診療放射線技師は極めて少なくローテーションで検査を担当する施設が大多数であると思われる。つまり、一定のニーズはあるが専門家が少ない実態と言える。

2. 企画背景

AI, Deep Learning の活用は、いまや診療における画像診断領域のトレンドになっている。骨密度領域では、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が、診療放射線技師の中で専門家が少なくまた関心の低さから情報不足に陥っている。本ワークショップの目的は、AI, Deep Learning の活用が骨密度領域に与えるインパクトを整理した上で骨密度検査の可能性を探ることである。骨密度検査の歴史、撮影技術の基本にもふれながら、AI, Deep Learning 時代の骨密度検査におけるパラダイムシフトについて会場の皆様と議論する。

3. 企画構成

①骨密度検査の歴史と撮影技術の基本～再現性を問う～

安富 蔵人（静岡医療科学専門学校）

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

池本 裕貴（東京医科大学八王子医療センター）

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

氏原 健吾（みさかえの園総合発達医療福祉センターむつみの家）

④リエゾン活動による骨粗鬆症評価

梶原 将弘（えにわ病院）

4. おわりに

本ワークショップの直前に高田潤一医師（札幌円山整形外科病院）による骨粗鬆症の診断と治療（教育講演）を企画している。骨粗鬆症の診断と治療のエビデンス×骨密度領域 AI, Deep Learning の活用を網羅的に学ぶ機会になることを期待する。

『骨密度検査の歴史と撮影技術の基本～再現性を問う～』

History of Bone Density Testing and Imaging Technology Basics

- Questioning Reproducibility -

静岡医療科学専門大学校

安富 蔵人

1. はじめに

本邦において、人口の急速な高齢化に伴い骨粗鬆症の患者は年々増加傾向にあり、社会的関心が高い。骨粗鬆症は何らかの原因により骨密度の減少または骨質の劣化により骨組織の微細構造に異常を生じることで、骨の脆弱性が増大し、椎体や前腕骨、大腿骨近位部などの骨折の危険性が増大する疾患である。その後に、転倒による骨折等が「寝たきり」や「要介護」の原因となる可能性が危惧される。これらは患者の予後や QOL に影響を与えるため、予防は社会的な重要課題である。骨粗鬆症の予防のためには、骨量減少の早期発見が重要であり、医療機関での検査や健康診断などによるスクリーニングが用いられる。

2. 骨密度検査の歴史

現在の侵襲的な骨密度検査の歴史は、1963 年に単一光子吸収測定 single photon absorptiometry (SPA) 法にはじまる。この定量法は、 ^{125}I を線源として 1970～1980 年代中頃まで主流であったが、普及がごく一部に限られた。1980 年代に入り、骨粗鬆症に社会的注目が集まるようになったことが相まって、測定時間の短縮および精度向上を目的として X 線を用いた dual-energy X-ray absorptiometry (DXA) 法、quantitative Computed Tomography (QCT) 法や micro densitometry (MD) 法などの測定法へと移行した。

日本骨代謝学会の骨粗鬆症診断基準では、骨密度測定は原則として「腰椎および大腿骨近位部」が測定部位とされ DXA 法が推奨される。しかし、これらの骨密度測定が実施困難な場合において、超音波を利用した定量的超音波測定法 (quantitative ultrasound: QUS) などがある。

3. 骨密度検査の方法および種類

現在における骨密度の評価方法には大きく分けて、X 線法と超音波法がある。現在の骨粗鬆症診断基準では DXA 法が推奨される。X 線および γ 線の光子数が物質内で減弱することを利用した光子吸収測定 photon absorptiometry (PA) 法である。高齢者において脊椎変形などにより腰椎検査の誤差や検査可否が問題となる場合には、大腿骨近位部検査を選択する。また、これらの検査測定が困難な場合には橈骨を用い、さらに難しい場合には第 2 中手骨の皮質骨を測定する microdensitometry (MD) 法などの骨塩定量検査が選択される。この際には、手部 X 線像のフィルム濃度を測定する X 線写真濃度測定 radiographic absorptiometry (RA) 法、CT 装置を用いる定量的 CT quantitative computed tomography (QCT) 法が分類される。同様に、末梢骨を測定対象とし、専用装置を用いるものを特に pQCT 法とする。

1) X 線および γ 線の光子を用いる方法

PA 法には、1 種類の光子を用いる単一光子吸収測定 (SPA) 法と、2 種類のエネルギーの異なる光子が用いる二重光子吸収測定 dual photon absorptiometry (DPA) 法とがある。測定時間の短縮と測定精度の向上

を目的として、単色化された X 線を線源とした現在の仕様へと移行した。その際に、名称も SPA 法が単一エネルギー X 線吸収測定 single-energy X-ray absorptiometry(SXA)法に、DPA 法が二重エネルギー X 線吸収測定 dual-energy X-ray absorptiometry(DXA)法となる。また、DXA 法のうち、末梢骨だけを測定対象とした装置を peripheral DXA(pDXA)となる。DXA 法の特徴となる X 線エネルギーの発生方式はスイッチングパルス方式または K エッジフィルタ方式が採用され、当初は出力 X 線束にペンシルビーム検出器には単体のシンチレーションが用いられていたため検査に要する撮像時間も長く、体動における測定精度に問題もあったが、現在の仕様ではペンシルビームからファンビームへ移行し、検出器の多列化および高感度化により撮像時間の短縮が図られ測定精度も向上がみられる。

2) 超音波を用いる方法

超音波法について、骨折リスク評価や骨粗鬆症のスクリーニングに用いられるが、骨粗鬆症の確定診断には用いられない。骨密度測定が実施困難な場合において、踵骨の骨塩定量検査である低周波数の超音波を利用した定量的超音波測定法 quantitative ultrasound(QUS)や、また最近では超音波多重分光法 Radiofrequency Echographic Multi-Spectrometry (REMS)がある。

QUS は、超音波伝搬速度(speed of sound:SOS)が測定部位の密度に比例することを利用した測定法であり、1996 年には測定部位を画像化した装置が開発されて、測定の再現性が向上した。本邦において 1991 年に導入され、放射線被ばくが無いことから現在では様々な場面で広く用いられる。QUS 法の対象部位は踵骨であり、多孔性網目構造の海綿骨になり骨梁と内部を満たす骨髓よりなる混合媒質である。このような不均質な媒質の内部を伝搬する音波は均質媒質とは異なった特性を示す。海綿骨に入射した超音波は詳しく観察すると速度の異なる 2 種類の縦波(高速波と低速波)に分かれて伝搬する。この踵骨に超音波を照射して測定するため、その際に超音波伝搬の信頼性が必ずしも高くはなく、X 線を用いた方法と比べても測定精度は劣る。

4. 臨床への応用および再現性について

注意事項としては、ある測定法による一つの部位の測定値は、他の測定法で得られた値、同一測定法で他の部位を測定した値および同一測定法、同一部位であっても異なる機種で測定した値とはそのまま比較することができないことである。また、得られた測定値が、前回値に対して有意な変化量であるか否かを判定する基準を定めることも必要である。得られた測定値が前回値に対して変化を意識し、増加もしくは減少しているか否かの判断基準は、in vivo での測定精度から決定できる。使用する測定精度は、変動係数 coefficient of variation(CV)で評価し、各々の医療機関における施設毎に行う必要がある。

5. まとめ

骨密度検査法は、生命予後に影響を及ぼす腰椎や大腿骨の骨折リスク評価に有用で骨粗鬆症診断や薬物治療の効果に用いられ装置各々の特徴や特性を把握し測定精度を高めることが重要となる。しかし、測定条件におけるポジショニングや解析方法の不具合が原因で、再検査や再解析を強いられるケースでも、僅かな BMD 値の変動を精度良く検出するため再現性に影響を及ぼす要因を再認識し、測定技術のスキルアップを図ることが重要と考える。

参考文献

- 1) 福永仁夫, 友光達志. 最新 骨塩定量法 ―基礎から臨床まで―. メディカルレビュー社. 2004:27-55
- 2) 出村慎一, 長澤吉則, 山次俊介, 佐藤進, 宮口和義, 野口雄慶, 松浦義昌. 健康・スポーツ科学のための動作と体力の測定法. 杏林書院 2019:110-115
- 3) 細井孝之, 松島常, 曾根照善, 吉川邦彦. 前立腺癌と男性骨粗鬆症―最新骨管理マニュアル 2013:25-35
- 4) 曾根照善. QUS の原理. Osteoporosis Japan .2013 (13) :21-23
- 5) 山崎香. QUS 装置. Osteoporosis Japan .2013 (13) :24-26
- 6) 友光達志. QUS の測定法. Osteoporosis Japan .2013 (13) :27-30
- 7) 安富蔵人. 診療放射線技術 改訂 15 版上巻. 南江堂. 2024:413-424

1. はじめに

骨粗鬆症は椎体、大腿骨近位部などの骨折が生じやすく、日常生活動作 (Activities of Daily Living: ADL) や生活の質 (Quality of Life: QOL) の低下が急速に進行するため、その対策が医療のみならず社会的にも重要な課題になっている。日本にて行われた大規模住民コホート研究 (Research on Osteoarthritis/Osteoporosis Against Disability: ROAD) ではその人数を 1,280 万人と推定している¹⁾。一方で、2021 年の厚生労働省の調査によると骨粗鬆症年間受診患者数は 63.7 万人であり²⁾、潜在的な骨粗鬆症患者は 1,230 万人以上存在すると推定される。このため、新たなスクリーニング法の開発が求められている。ここでは骨粗鬆症以外の疾患の鑑別目的で撮像された医用画像を用いて骨粗鬆症を鑑別できる予測モデル開発を行うため、Radiomics によるマルチモダリティ (腰椎正面単純 X 線画像, CT 腹部水平断画像, 腰椎 MRI 矢状断画像) の骨粗鬆症予測モデルを比較し、より高精度に骨粗鬆症を予測可能なモダリティと予測モデルを調査することを目的とする。

2. Radiomics

Radiomics の概念図³⁾を Fig.1 に示す。

有村らは Radiomics を「医用画像 (Phenotype: 表現型) から抽出した臨床情報と関連する特徴量を、オミックス情報の一つの Radiome (レディオーム) と考え、従来のオミックス情報にレディオミックス情報を加えて総合的に解析する。またはオミックス情報の一部の代替としてレディオミックス情報を解析することで、疾患の予防、診断、治療の予後の質の向上を目指す研究領域」⁴⁾と定義している。

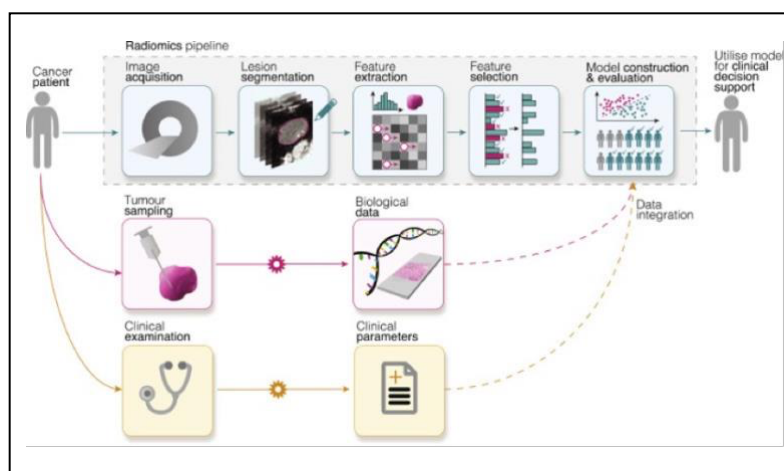


Fig.1 Radiomics の概念図 (文献[3] Fig. 3 を CC BY 4.0 に基づき転載。)

Radiomics には様々な手法が用いられるが、関心領域内にて画素値の濃淡をその一様性、方向性、コントラスト変化など、“不均一性”の指標となる数値を統計量として求める統計ベースの方法が用いられることが多い⁵⁾。統計ベースの方法として、その形状面の特徴を算出する Shape Feature、濃度ヒストグラムについての特徴を算出する Intensity Feature、Run Length や Zone Matrix を使用してより詳細な画素値の関係を定量化する Texture Feature など様々な手法が挙げられる。

3. マルチモダリティにおける骨粗鬆症予測モデル

各モダリティの医用画像について Radiomics 解析を用いて骨粗鬆症予測モデルを構築する検討は多く行われているが、モダリティ内での検討が多い現状がある⁶⁻⁸⁾。そこで本検討ではモダリティ内とモダリティ間の比較検討を同時に行い、より高精度に骨粗鬆症を予測可能なモダリティとモデルを調査した。

対象は 2020 年 10 月から 2021 年 9 月までに東京医科大学八王子医療センターにて骨密度検査を行った患者のうち、検査日前後 4 ヶ月以内に撮像された腰椎正面単純 X 線画像 (274 名)、CT 腹部水平断画像 (212 名)、および腰椎 MRIT₁WI・T₂WI 矢状断画像 (89 名) を対象にデータ収集を行なった。骨粗鬆症の判別基準は「骨粗鬆症の予防と治療ガイドライン 2015 年版」⁹⁾に基づき、YAM70%未満に設定した。

各モダリティで対象領域は第四腰椎とし、3D Slicer を用いて半自動的に抽出を行い (Fig.2)、得られた領域に対して MATLAB 2024a を使用し Radiomics 解析を行った。特徴量は IBSI (Image Biomarker Standardization Initiative) ガイドラインに基づき、206 種類 (Shape Feature 21 種, Intensity Feature 49 種, Texture Feature 136 種) を算出した。

算出した特徴量を使用した学習モデル構築の概要を Fig.3 に示す。高い性能を持った学習器を作成するため学習モデルへの媒体変数が多すぎることにより生じる過学習を避けることは重要である。そこで算出した特徴量に対して無効または冗長な変数を排除するため特徴選択を行なった。特徴選択には様々な手法があるが本検討では各データセットについて選択なし、カイ二乗検定、主成分分析、LASSO, Elastic Net の 5 種類の特徴選択手法 (次元削減法) について検討を行った。

5 種類の特徴選択手法にて選択された特徴量をそれぞれ説明変数に、各特徴量に対応する YAM70%を閾値とした陽性/陰性の 2 群を目的変数として骨粗鬆症予測モデル構築を行った。モデル構築には 6 種類の機械学習法 (Logistic Regression, RUS Boost, Support Vector Machine, ニューラルネットワーク, Naive Bayes, k-NN) を用いて特徴量選択手法との組み合わせ 5×6 の計 30 種類の予測モデルを構築した。

比較には分類器の評価指標である ROC-AUC および Confusion Matrix の Accuracy, Precision, Recall, F2-Measure を使用した。Accuracy は全体の精度を、Precision は陽性と判別したものの中で実際に陽性であった割合 (適合率) を表し、Recall は真に陽性であったものの中で実際に陽性と判別した割合 (再現性) を表している。

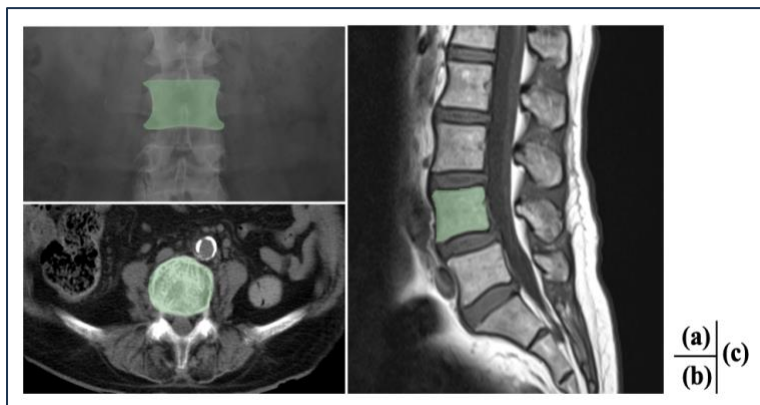


Fig.2 各モダリティにて使用した医用画像と半自動抽出した領域

- (a) 腰椎正面単純 X 線画像における対象領域
- (b) CT 腹部水平断画像における対象領域
- (c) MRIT₁WI・T₂WI 矢状断画像における対象領域

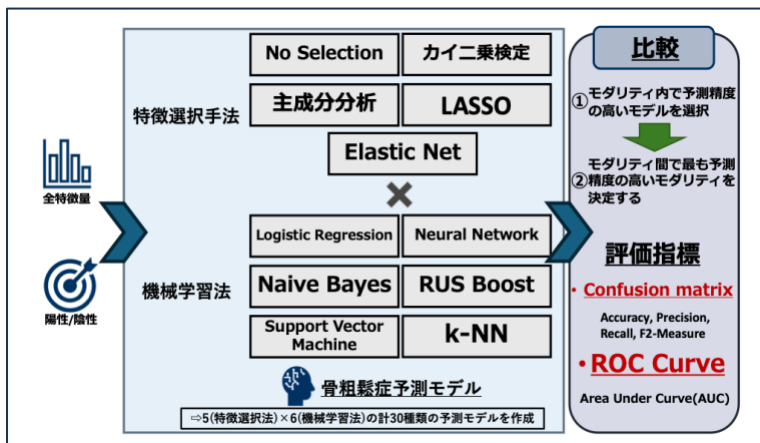


Fig.3 算出した特徴量を使用した学習モデル構築の概要

今回の検証ではスクリーニング範囲の拡大を目的とした検証であるため実際に陽性である群に対していかに陽性と予測することができるかがスクリーニング能力として重要となる。よって Recall が重視されると考え、F-Measure の中でもより Recall の比重を重くした F2-Measure を使用した。

ここでは結果として各モダリティ内での予測モデルの ROC-AUC 及び F2-Measure を比較した Heat Map を Fig.4 に示す。Heat Map では縦軸が機械学習手法を、横軸が特徴選択手法を示しており各組み合わせでの予測精度がプロットされており、視覚的に分かりやすいようカラー表示とした。

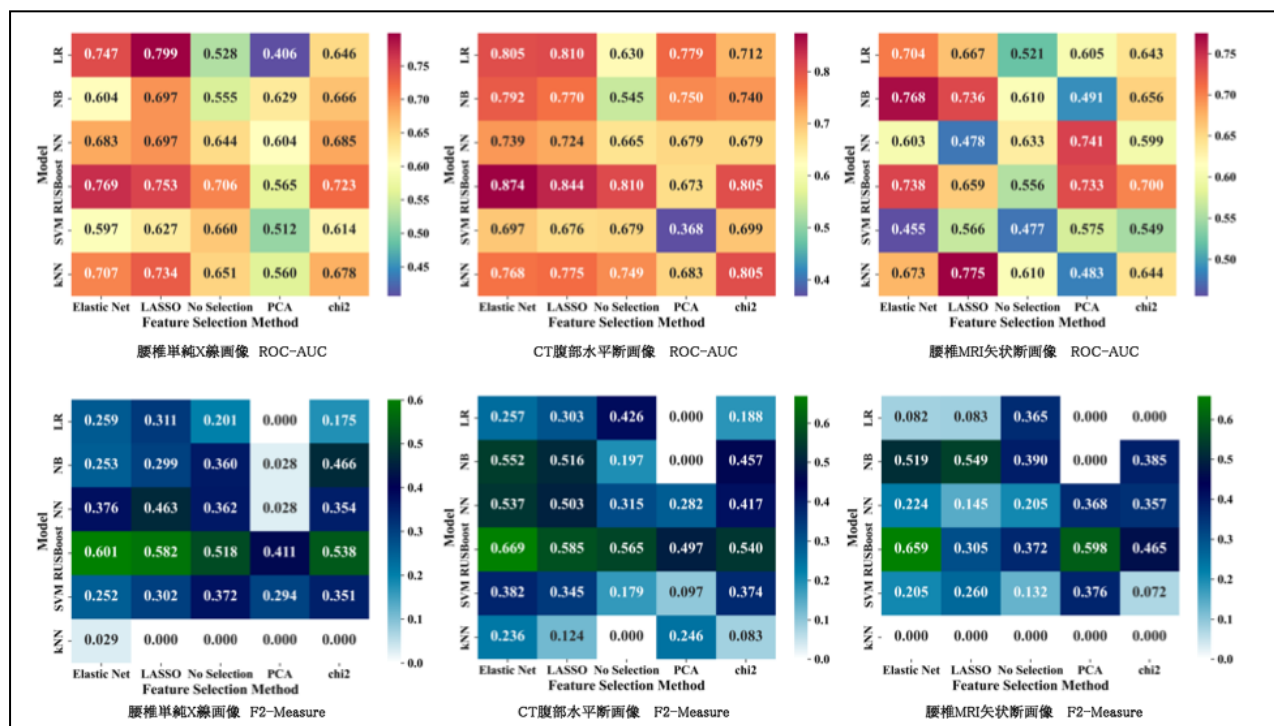


Fig.4 各モダリティにおける予測モデルの ROC-AUC と F2-Measure の Heat Map

各モダリティにおける評価指標が最も優れている特徴選択手法と機械学習法の組み合わせは腰椎正面単純 X 線画像 (Elastic Net×RUS Boost:ROC-AUC 0.769), CT 腹部水平断画像 (Elastic Net×RUS Boost:ROC-AUC 0.874), MRIT₁WI・T₂WI 矢状断画像では (Elastic Net×RUS Boost:ROC-AUC 0.738) であった。モダリティ間比較では腰椎正面単純 X 線画像 (Elastic Net×RUS Boost:ROC-AUC 0.769, F2-Measure 0.601), CT 腹部水平断画像 (Elastic Net×RUS Boost: ROC-AUC 0.874, F2-Measure 0.669), MRIT₁WI・T₂WI 矢状断画像では (Elastic Net×RUS Boost: ROC-AUC 0.738, F2-Measure 0.659) となった (Fig.5,6)。よって、CT 腹部水平断画像における Elastic Net×RUS Boost が最も高い予測精度を示した。CT 画像では X 線を使用しており、DEXA との相関が MRI と比較して導きやすいことに加えて、今回のデータセットでは CT 画像のみ Gap Less のスライスデータにより 2.5 次元の解析が行われている。よって Texture Feature では面内 8 方向だけでなく、体軸方向を考慮した 26 方向分の計算ができたことに起因していると考えられた。また、CT 画像においては Low Gray Level に関する特徴量が有用であることが示唆された。これは骨のミネラル低下に伴い多孔性が上昇し、DEXA-BMD 値との相関が取れたと考えられた。本研究において Radiomics 解析の中でも特徴量による解析を行うことで深層学習にてブラックボックス化されている何が骨粗鬆症予測に寄与しているのかという内訳について解明することができた。特徴量は人間が目で見ただけに感じる質を定量化し数値として評価することができるため、疾患と画像の関係性を理解する一助となり、深層学習における欠点部分を補うことが可能であると考えられた。

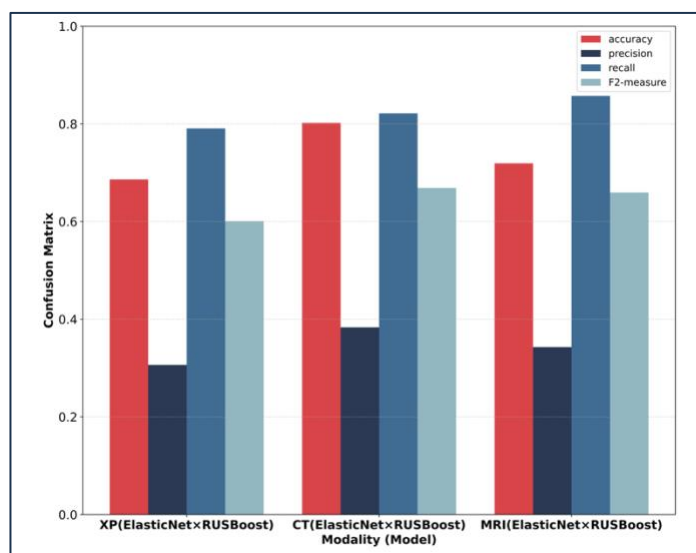


Fig.5 各データセットにおける Confusion Matrix

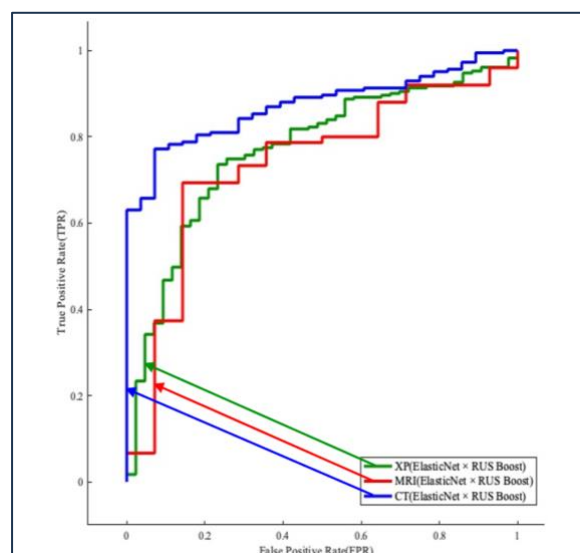


Fig.6 各データセットにおける ROC Curve

4. まとめ

本検討より骨粗鬆症以外の疾患鑑別目的で撮像された医用画像を用いて骨粗鬆症を推定することが可能であることを明らかにした。また、マルチモダリティの画像評価により広範囲でのスクリーニングが可能となり、マルチモダリティの画像があった際にどのモダリティを使用して予測すると確信度が高いのかを示したことでスクリーニングの精度も高めることが可能となった。これにより DEXA が行えない環境においても解析によって骨粗鬆症が疑わしいかを判断でき、その後 DEXA が行える病院に紹介するフローも見据えることが期待できる。

参考文献

- 1)Yoshimura N. Epidemiology of Osteoporosis: The ROAD Study. The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine;2019(56):344-8
- 2)政策統括官付参事官付保健統計室. 傷病分類編(傷病別年次推移表). 令和 2 年患者調査;2020
- 3)McCague C, Ramlee S, Reinius M, et al. Introduction to radiomics for a clinical audience. Clinical Radiology;2023(78):83-98
- 4)有村 秀幸, 角谷 倫之. レディオミクス入門. オーム社;2021:3
- 5)上野 嘉子. 【Women's Imaging 2017 Female Pelvis Imaging Vol.5 骨盤内女性臓器疾患における機能イメージングの可能性】骨盤内女性臓器疾患における機能イメージングの現状と展望 MRI による機能イメージング テクスチャ解析の臨床的有用性. INNERVISION;2021(32):48-50
- 6)佐藤 洋一, 朝本 学宗, 山本 乃利男, 他. 【整形外科領域のベンチャー・スタートアップ】「AI による胸部 X 線写真からの骨密度計測機器」の実用化に向けて. 整形・災害外科;2022(65):1393-1398
- 7)Cheng L, Cai F, Xu M, et al. A diagnostic approach integrated multimodal radiomics with machine learning models based on lumbar spine CT and X-ray for osteoporosis. J Bone Miner Metab;2023(41):877-889
- 8)Zhen T, Fang J, Hu D, et al. Comparative evaluation of multiparametric lumbar MRI radiomic models for detecting osteoporosis. BMC Musculoskeletal Disorders;2024(185):1-10
- 9)骨粗鬆症の予防と治療ガイドライン作成委員会編. 骨粗鬆症の予防と治療ガイドライン 2015 年版. ライフサイエンス出版;2015

1. はじめに

日本骨粗鬆学会の骨粗しょう症の予防と治療ガイドラインでは、「二重エネルギー X 線吸収測定法 (Dual-energy X-ray Absorptiometry : DXA) を用いて、腰椎と大腿骨近位部の両者を測定することが望ましい」と記載されている。

このため 2023 年 5 月に DXA 法による骨密度測定が可能で深層学習を用いた自動セグメンテーションアプリケーションが搭載された X 線透視診断装置を導入した。

そこで DXA による骨密度検査が可能な、従来の骨密度測定アプリケーションが搭載された X 線透視診断装置と、骨密度に深層学習を用いた自動セグメンテーションアプリケーションが搭載された X 線透視診断装置で、腰椎並びに大腿骨近位部の骨密度測定値を比較して、深層学習を用いた自動セグメンテーションアプリケーションの有用性について検討したので報告する。

2. 方法

使用装置は骨密度測定アプリケーションが搭載された SONIALVISION G4 (島津製作所) と、骨密度測定に深層学習を用いた自動セグメンテーションアプリケーションが搭載された SONIALVISION G4 LX edition (島津製作所) で、過去に骨密度検査を実施した 50 件の画像を 4 名の診療放射線技師が、従来の処理 (Standard) と深層学習を用いた自動セグメンテーション処理 (AI Assist) を同一患者に実施して、腰椎と大腿骨近位部の骨密度 (Bone Mineral Density: BMD) 並びに若年齢比較パーセント (Young Adult Mean: YAM) の相関関係を評価した。次に Standard 処理後に手動修正で解析作業を行い、AI Assist によるセグメンテーション処理を実施して同様に相関関係を評価すると同時に、Standard 処理に手動で修正解析した作業時間の実証を行った。

3. 結果

AI Assist が解析した腰椎と大腿骨近位部の骨密度値を横軸に、Standard 解析後に診療放射線技師が修正した腰椎と大腿骨近位部の骨密度値を縦軸に、有意水準を 0.05 として相関係数を計算し強い相関が認められた。続いて、装置間における YAM 値の比較結果を示します。横軸が AI assist による YAM 値、縦軸が Standard 手動修正後の YAM 値に、有意水準を 0.05 として相関係数を計算しこちらも強い相関が認められた。最後に Standard 処理後に修正が必要となる画像を手動修正し、解析作業に要する時間の実証平均は、腰椎が 71 秒、大腿骨近位部が 66 秒であった。

4. まとめ

AI Assist は経過観察に重要となる安定した自動セグメンテーションを実現しており、骨棘を認める患

者でも骨輪郭の一致や、骨密度が低い箇所での骨領域抽出の精度向上で、診療放射線技師の骨領域における手動修正解析時間の削減に寄与した。

AI Assist を使用することにより個人差による計測精度のバラツキがなくなり、診療放射線技師個人の技術に依存しなくなることにより測定精度の向上につながった。

骨密度検査における深層学習を用いた自動セグメンテーションは、質の向上に欠かせない技術と確信すると同時に、今後のさらなる深化に期待する。

参考文献

- 1) 骨粗鬆症の予防と治療ガイドライン 2015 年版．一般社団法人日本骨粗鬆症学会，2015
- 2) 友光 達志. 根 照喜. DXA による骨量測定—腰椎と大腿骨近位部— ．ライフサイエンス出版，2017

1. はじめに

わが国が超高齢社会に突入して以来、高齢者数とともに要介護人数も増え続けている。要介護となる原因は様々あるが、近年、転倒・骨折が 3 番目に多くなっており、転倒予防の必要性が増している。とりわけ高齢者は、骨粗鬆症およびそれに起因する脆弱性骨折のリスクが高く、日常生活のなかで容易く骨折する可能性がある。骨粗鬆症の推定患者数は 1200 万人を超えるといわれており¹⁾、軽微な外傷により脆弱性骨折をきたすと、その後の QOL の低下や生存率の低下にも直結する。しかしその反面、骨粗鬆症の治療率は 19%に留まっている²⁾。また、骨粗鬆症検診の受診率も全国平均で 5%程度とがん検診と比べて低く²⁾、骨粗鬆症の危険性が認知されていない。骨粗鬆症の薬物治療に関しては、2 年間で継続率が 46%と半数まで減少することから、服薬アドヒアランスについても課題となっている³⁾。これらの背景には、疾患への認識不足や患者と医療者間のコミュニケーション不足が共通要因として挙げられる。こうした課題の対応策として、多職種による連携のもとで患者への指導・教育を通じて骨折予防をするリエゾン活動がある。今講演では、骨粗鬆症による脆弱性骨折予防のためのリエゾン活動と、その成果や評価について述べていく。

2. リエゾン活動の概要

まず代表的なリエゾン活動として、脆弱性骨折後の二次骨折予防のための骨折リエゾンサービス(以下 FLS)がある。FLS は脆弱性骨折受傷後の患者をデータベース化して登録し、リエゾンナースと呼ばれる専任のコーディネーターを通して評価および情報提供をすることで、二次骨折予防や骨粗鬆症治療の継続を図ることを目的としている。そのモデルは 5IQ と呼ばれ、Identify「患者の同定」から始まり、Investigate「患者の評価」、Inform「家族や他施設への情報提供」、Intervene「治療介入」、Intergrade「管理、フォローアップ」の 5 つの I をシステム化し、それらをさらなる Quality「医療および治療の質の改善」につなげていくことで、骨粗鬆症治療の継続とともにサービスの改善をすることを重視している。その後わが国でも 5IQ を基にしたクリニカルスタンダードが制定され、二次骨折予防や骨粗鬆症治療の基盤となっている。

大腿骨近位部骨折の半数は脆弱性骨折の既往のない人から発生するが⁴⁾、FLS は二次骨折を予防するための制度であり、初回骨折である一次骨折の予防は含まれていない。こちらの予防には別の介入が必要となるのだが、その取り組みとして作られた制度に、骨粗鬆症リエゾンサービス(以下 OLS)がある。OLS は FLS を内包しつつ、脆弱性骨折の既往の有無にかかわらず、骨粗鬆症が疑われるすべての高齢者を観察対象とし、一次骨折予防をするわが国独自の取り組みである。OLS を推進するための担い手として、日本骨粗鬆症学会は骨粗鬆症マネージャーを認定しており、先述のリエゾンナースのようなコーディネーターの役割を務め、患者への生活指導や転倒・骨折リスク管理のほか、市民への骨粗鬆症検診や健康診断受診への啓蒙活動など医療機関外における予防的アプローチにも従事する。

リエゾン活動には、对患者だけではなく対医療機関の連携を図る役割もある。骨折治療を行うのは主に急性

期病院であるが、治療経過に応じてリハビリ病棟のある回復期病院や施設に転院することも少なくない。その際、治療やリハビリ内容といった診療に必要な情報を引き継ぐために病院間の連携が必要となる。さらに、退院後に患者がかかりつけ医のもとへ戻る際にも、病院と診療所との間での情報共有が求められ、継続的な患者の観察および治療介入を実施する。また、受診先の診療所が、整形外科領域が専門外である場合や人的資源が限られる場合には、骨粗鬆症診療の指導を合わせて行い、診療意図の共有を図ることもリエゾン活動の一環として重要なことである。

3. FLS による骨粗鬆症治療の成果

FLS の成果として、骨折リスクの改善、骨密度測定実施率の増加、骨粗鬆症治療開始率および継続率の向上、死亡リスクの低下、費用対効果の向上が挙げられる。Yoel らは、大腿骨骨折患者の二次骨折リスクが FLS 介入により 48%減少したと報告している⁵⁾。Osaki らは、FLS 介入時、骨密度測定実施率 21%増加、骨粗鬆症治療開始率 85.7%で非介入時に比べ有意に上昇し、12 か月後の治療継続率は 87.1%だったと報告している⁶⁾。死亡リスクに関しては、スペインでは FLS 介入により 12 か月後死亡リスクが非介入時と比較して有意に低下したと報告されている⁷⁾。費用対効果に対する評価は、スコットランドにおいて、FLS に管理されている 1000 人に対し、18 の骨折を予防し、21000 ポンドの医療費削減につながったとの計算結果が報告されている⁸⁾。このように、骨粗鬆症治療の継続率が向上し、骨折リスクおよび死亡リスクの改善が認められたことから、FLS は二次骨折予防とともに骨粗鬆症治療の推進において重要な役割を果たすことが期待できる。

4. 当院の FLS

当院の FLS は、専任の医師・看護師を中心に薬剤師、理学療法士、診療放射線技師、メディカルソーシャルワーカーらを含めた多職種チームを組み、大腿骨近位部骨折手術患者を対象に 2022 年より開始した。導入後 1 年間のデータにおいて、対象者は 88 例、平均年齢が 82.88 歳だった。その間の骨粗鬆症治療開始率は 21.6%から 85.2%に増加し、入院時の骨密度測定実施率は 95.4%だった。また、退院後の初回受診率が 80.2%で、特に地域連携先の病院を退院した患者の受診率が 86%と高かった。12 か月間の FLS 継続率は 44.3%(39 例)だった。

5. おわりに

従前は高い骨折リスクにもかかわらず骨粗鬆症治療や二次骨折予防が十分に実践されてこなかったが、FLS を基盤とした多職種・多面的な介入の実施により、治療開始率および継続率の向上に加え、再骨折リスクや死亡リスクの低下といった効果が表れている。その一方で一次骨折予防は、OLS という枠組みはあるものの観察対象となる集団が広範であるため、医療機関のみで指導や管理をするには限度がある。そのため、医療機関のみならず地方自治体など行政も含めた地域全体での転倒防止や骨密度検診の普及・啓発活動の強化、市民への情報発信が今後の重要な課題となる。

参考文献

- 1) 吉村典子.わが国における運動器疾患の疫学研究 大規模コホート ROAD STUDY より.化学と生物;2019.Vol57.No 11:692-96
- 2) 萩野浩.骨粗鬆症リエゾンサービスの現状と課題.整形災害外科;2019.12.62 巻 13 号:1565-70

- 3) S Nakatoh, K Fujimori, S Ishii, et al. Insufficient persistence to pharmacotherapy in Japanese patients with osteoporosis: an analysis of the National Database of Health Insurance Claims and Specific Health Checkups in Japan. *Arch Osteoporos*; 2021 Sep 13; 16(1):131
- 4) P J Mitchell. Fracture Liaison Services: the UK experience. *Osteoporos Int*; 2011 Aug 22 (3):487-94.
- 5) Yoel U, Alkobi Weiss H, Goldbart A, et al. The impact of a fracture liaison service with in-hospital anti-osteoporosis treatment on subsequent hip fracture and mortality rates—a single-center retrospective study. *Osteoporos Int*; 2025 Feb 36(2):299-309
- 6) M Osaki, R Okuda, Y Saeki, et al. Efficiency of coordinator-based osteoporosis intervention in fragility fracture patients: a prospective randomized trial. *Osteoporos Int*; 2021 Jan 32(3):495-503.
- 7) D González-Quevedo, V Pérez-Del-Río, D Moriel-Garceso, et al. A 2-year follow-up of a novel Fracture Liaison Service: can we reduce the mortality in elderly hip fracture patients? A prospective cohort study. *Osteoporos Int*; 2022 Aug 33(8):1695-1702.
- 8) AR. McLellan, S. E. Wolowacz, E. A. Zimovetz, et al. Fracture liaison services for the evaluation and management of patients with osteoporotic fracture: a cost-effectiveness evaluation based on data collected over 8 years of service provision. *Osteoporos Int*; 2011 Jul 22(7):2083–98

『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～』

札幌医科大学 循環器・腎臓・代謝内分泌内科学講座

中田 圭

心臓磁気共鳴画像(心臓 MRI)は、日常臨床の意思決定に直結する「患者に役立つ情報」を、非侵襲的に、かつ再現性高く提供できるモダリティである。心不全診療では、Cine による心機能評価、組織の水分量を反映する T1/T2 mapping, ECV(細胞外容積率)の定量、ならびに LGE(遅延造影)による瘢痕・線維化の把握を統合することで、浮腫の有無、びまん性線維化の程度、既往梗塞や心筋炎の痕跡を可視化できる。これらは利尿薬や心不全治療薬の導入・強化、造影の適応判断、再入院の回避策の立案に直接資する。

心筋症では、肥大型心筋症、拡張型心筋症、心アミロイドーシスなどにおいて、遅延造影の分布と T1mapping・ECV を標準化することで、遺伝学的精査やデバイス治療、化学療法・免疫療法の適応をより確からしく支えられる。虚血性心疾患では、Cine、浮腫を反映する T2 強調画像、遅延造影の 3 点セットだけでも、微小循環障害や既往梗塞の推定に役立ち、再血行再建や薬物療法の優先順位づけに寄与する。特別な装置や長時間のプロトコルを必要とせず、既存運用の工夫で到達できる臨床価値である。

札幌医科大学では、放射線技師が中心となり、撮像前のカンファレンスで撮影内容の確認を行い、部位取り・位相数・心拍依存性を踏まえた標準プロトコルを運用している。さらに、CVI42 ソフトウェアによる半自動解析により技師間の撮影後の計測時間や負担の軽減に努めている。それをもとにした半構造化レポートを整備し、読影医との双方向のフィードバックで再構成や再計測の基準を共有している。これにより、再撮影率の低減、読影時間の短縮、そして「治療に効く所見」を診療現場のタイミングで提示する体制を実現している。

最も重要なことは、医師が適切に解釈できる画像を“作る”段階に、放射線技師の裁量と判断が不可欠だという点である。心臓 MRI の読影に精通した医師は依然として少なく、撮像設計・品質管理・定量の一貫性が担保されなければ結論は揺らぎ得る。したがって放射線技師は、画像の「つくり方」と「伝え方」に関する共通言語を院内外で整え、臨床の問いに即して撮像の目的と優先順位を揃える推進役を担う。とくに遅延造影では画質が診断の成否を左右するため、反転時間の適正化、心拍変動・呼吸体動への実践的対策、体位やコイル配置の最適化、再構成過程での吟味など、現場で積み重ねる撮影上の工夫を体系化して共有する。札幌医科大学をはじめとした関連病院では、定期的なケースレビューやハンズオン型の勉強会、チェックリストと代表症例の継続更新を通じて、技師間の標準化とスキルアップを並行して進めている。最小限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。

本講演では、心臓磁気共鳴画像の最新エビデンスと撮像・再構成の実践的な工夫を核に、目的別プロトコルと品質保証・品質管理の要点、読影に直結する提示の型を「明日から現場で使える」手順として提示し、放射線技師が画像構築と解釈支援を通じて日常臨床へ実装する具体的ステップを示す。

『心臓領域の MRI・CT の撮像技術の進歩』

座長：新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員）金沢 勉

千葉市立海浜病院（撮影部会長）高木 卓

1. はじめに

心臓領域の画像診断は、循環器疾患の診断・治療方針決定に不可欠な役割を担っている。特に近年の CT および MRI の撮像技術は著しく進歩しており、従来の形態評価にとどまらず、機能、血流、組織性状に対しても評価が可能となり大きく進歩している。本ワークショップでは、これら両モダリティの技術進歩について、特に「冠動脈」と「心筋イメージング」に焦点を当てて進めていく。

2. CT における技術進歩

CT は、高い空間分解能と高速撮像を特徴に、冠動脈疾患評価の第一選択として広く用いられている。近年の技術進歩に伴い、形態評価に加えて機能・組織性状評価も可能となった。具体的には、冠動脈評価において、狭窄度の形態学的評価に加えて、CT 画像データから非侵襲的に冠血流予備量比を算出する CT-FFR が実用化され、解剖学的情報と血行動態に関する機能的情報を同時に提供できるようになった。

さらに、心筋イメージングにおいても著しく進化しており、ダイナミック心筋パーフュージョン CT による心筋虚血評価や、遅延造影 CT による障害心筋の同定が可能となりつつある。近年、期待されるフotonカウンティング CT は、優れたエネルギー分解能により、石灰化プラークの影響を低減しつつ、より詳細なプラーク性状評価の可能性が期待される。

3. MRI における技術進歩

MRI は、放射線被ばくがなく、高い組織コントラストが得られるという特徴により、特に心筋の組織性状評価においてその有用性を発揮している。従来からの遅延造影 (LGE) による瘢痕・線維化を描出する高い組織コントラストに加え、近年は T1/T2 マッピングといった定量的評価技術の確立がなされてきた。これにより、LGE では捉えきれないびまん性の心筋線維化や浮腫を客観的・定量的に評価することが可能となり、心不全の早期診断や予後予測への応用に対して大きく期待が寄せられている。

4. ワークショップの構成

- | | |
|-------------------------------------|----------------------------|
| 1) 冠動脈 CT 検査の最新情報 | 福井 利佳 (東京女子医科大学附属足立医療センター) |
| 2) MRI による心筋評価 (遅延造影) | 山崎 良 (天理よろず相談所病院) |
| 3) CT による心筋評価 | 榎本 隆文 (熊本大学病院) |
| 4) MRI による心筋評価 (Myocardial Mapping) | 森田 康祐 (熊本大学病院) |

『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』

Clinical Usefulness of Workflow Improvement Technologies in Coronary CT

東京女子医科大学附属足立医療センター

福井 利佳

1. はじめに

冠動脈 CT は、冠動脈疾患の検査前確率が中等度とされる症例に対して高い陰性的中率で閉塞性冠動脈疾患を除外できる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」によると、臨床的尤度を加味した検査前確率が中等度以上と判断されると非侵襲的画像検査が検討され、施設の利用状況に応じて、冠動脈 CT が推奨される¹⁾。また、近年では冠動脈 CT の画像データから非侵襲的に冠血流予備量比 (fractional flow reserve: FFR) を算出する FFR_{CT} が実用化され、形態評価に加えて血行動態に関する機能的情報を得ることができるようになった²⁾。そのため、今後さらに冠動脈 CT の需要が高まることが予想される。しかし、冠動脈 CT にはいくつかの課題が存在し、その一つにワークフローの煩雑さがある。

冠動脈 CT において、被検者の心拍状態に応じて至適な撮影プロトコルを選択し、冠動脈が最も静止する至適心位相で画像再構成を行うことは検査の成功を大きく左右し、被ばく低減や画質向上につながる。一方、このような作業は煩雑で時間と手間を要するとともに、オペレーターの経験にしばしば依存する。また、冠動脈評価に影響するモーションアーチファクトを必ず解消できるとは限らない。これに対し、冠動脈 CT のワークフローを大幅に改善できる技術が近年登場している³⁾。本講演では、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について解説する。

2. 自動至適撮影プロトコル選択機能

冠動脈 CT の撮影時に、被検者の心拍状態 (心拍数 [HR] や心拍変動の程度・回数、不整脈の発生頻度など) に応じて至適撮影プロトコルを選択することは、検査の成功の鍵を握っているが、オペレーターの経験に左右されることも少なくない。GE ヘルスケア社製 256 列 CT に搭載されている自動至適撮影プロトコル選択機能 (Auto Gating) は、被検者の撮影直前の息止め時の心拍情報を基に、至適撮影プロトコルを自動設定してくれるアプリケーションである。平均 HR および心拍リズムに応じて、X 線照射する心位相の範囲や不整脈対応機能などを任意に設定可能であり、各施設で自由にカスタマイズできる。

自動至適撮影プロトコル選択機能には、X 線照射前の不整脈を検出して予定されていた照射を回避する機能 (Adaptive Gating) (図 1a) や、X 線照射中

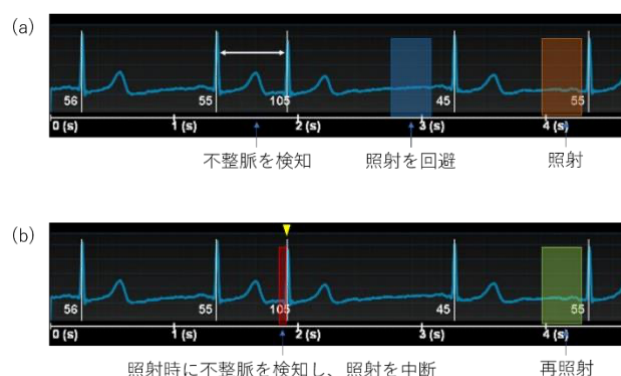


図 1: 不整脈対応機能。

Adaptive Gating は、X 線照射前の不整脈 (白矢印) を検出すると、予定されている不要な X 線照射 (青帯) を回避し、次の心拍で X 線照射 (オレンジ帯) を行う機能である (a)。Smart Arrhythmia Management は、X 線照射中に不整脈を検出した時点で照射を中止し、その後の心拍で X 線の再照射を行う機能である (b)。

の不整脈を検出した時点で照射を中止し、その後の心拍において再照射する機能 (Smart Arrhythmia Management) (図 1b)などの不整脈対応機能も備えており、オペレーターの知識や経験が豊富でなくても検査の質を担保できる。

3. 自動至適心位相選択機能

冠動脈 CT において至適心位相の検索も検査の成功に重要である。至適心位相と考えられる複数の心位相 (しばしば拡張中期や収縮末期) で画像再構成し、目視で静止心位相を検索する方法が一般的であるが、この検索は長時間を要し、オペレーターによる差異が生じるという問題点がある。近年、指定した心位相の範囲を 2% 間隔で画像再構成し、冠動脈にフォーカスした動態分析を行い、各冠動脈につきモーションアーチファクトが最も少ない心位相を至適心位相として自動的に画像再構成を行う自動至適心位相選択機能 (Smart Phase) が 256 列 CT に搭載された⁴⁾。全過程をバックグラウンド処理で行うため、検索時間を短縮でき、オペレーター間の差異もなくなる。このアプリケーションの使用により、熟練したオペレーターによる手動検索と比較して、冠動脈 CT の画質を維持しながら、至適心位相の検索時間が約 60% 短縮したとの報告もある⁴⁾。

心拍変動の大きい症例では至適心位相が拡張中期や収縮末期でないことがしばしばあり、至適心位相の予想が難しく、至適心位相の検索に難渋することも少なくない。図 2 にて、心拍変動が大きく、自動至適心位相選択機能が有用であった症例を供覧する。撮影時心拍数は 50-92bpm であり、撮影後、自動至適心位相選択機能を使用し、至適心位相として R-R 間隔 93% の画像が再構成された。再構成された画像において、冠動脈三枝にモーションアーチファクトはまったく認められず、十分に診断可能な画像が自動選択された (図 2)。至適心位相として想定される心位相はしばしば拡張中期か収縮末期であるため、手動で検索する場合、それら以外で至適心位相を選択するには長時間を要することが容易に想像される。また、経験の浅いオペレーターでは、この心位相の選択にたどり着かないおそれもあり、この自動至適心位相選択機能は非常に有用と考えられる。さらに、面検出器 CT では心拍変動症例で問題となるバンディングアーチファクトが発生しないため、面検出器 CT と自動至適心位相選択機能の併用は、心拍変動症例における冠動脈 CT の画質とワークフロー改善に大きく寄与すると言える。

撮影時 HR : 50-92 bpm

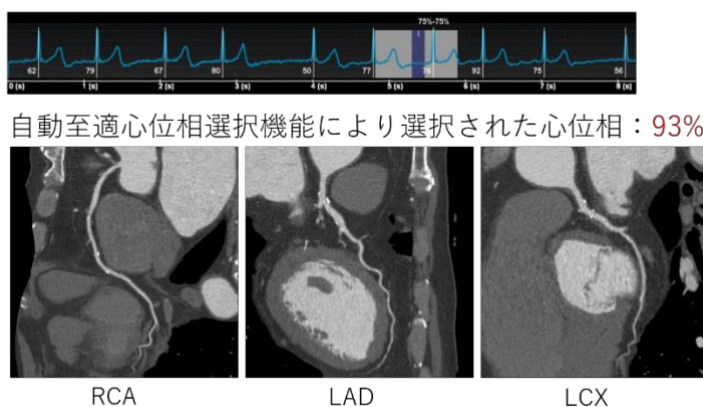


図 2: 心拍変動症例における自動至適心位相選択機能の有用性
撮影時 HR は 50-92 bpm. 自動至適心位相選択機能により R-R 間隔 93% が至適心位相として選択され、冠動脈三枝においてモーションアーチファクトのない画像が得られている。

4. Motion correction algorithm (MCA)

自動至適心位相選択機能を使用してもモーションアーチファクトを必ず解消できるとは限らない。その解決策として、約 15 年前に第 1 世代の MCA (MCA 1, SnapShot Freeze) が登場した。MCA 1 は、ターゲットの心位相とその前後一定時間のデータセットの計 3 つの心位相の画像を用いて、冠動脈の各ボクセルにつき 3 次元的ベクトル動態解析を行い、モーションアーチファクトの要因 (各冠動脈の速度や移動方向など) を同定し、冠動脈のモーシ

ョンアーチファクトを抑制する画像再構成アルゴリズムである⁵⁾。実際、冠動脈 CT において MCA 1 は冠動脈の大幅な画質改善に有用と報告されている⁶⁻⁹⁾。

最近では、第 2 世代の MCA (MCA 2, SnapShot Freeze 2) も導入されており、これは冠動脈だけでなく、心臓全体を対象として同様の 3 次元的ベクトル動態解析を行い、モーションアーチファクトを抑制する画像再構成アルゴリズムである¹⁰⁾。つまり、MCA 1 は冠動脈のみのモーションアーチファクトを改善するのに対し、MCA 2 は冠動脈のみならず、心筋や弁などの動きも抑制できる。MCA 2 は MCA 1 と比較して、冠動脈 CT における冠動脈のモーションアーチファクトをさらに抑制し、画質を有意に改善するとの報告もある^{11, 12)}。

自動至適心位相選択機能と MCA 2 の併用により、冠動脈 CT 撮影後のワークフローが大幅に改善する。図 3 は、撮影時 HR が 74-76 bpm であり、収縮末期から拡張中期の照射心位相範囲で冠動脈 CT が撮影された症例である。撮影後、自動至適心位相選択機能により R-R 間隔 79% が至適心位相として選択され、左前下行枝 (LAD) と左回旋枝 (LCX) ではモーションアーチファクトは明らかでないが、右冠動脈 (RCA) は分断されているように見え、モーションアーチファクトが顕著であった。従来、このような場合には、RCA だけ別の至適心位相を検索する必要があり、すべての冠動脈を評価するのに複数の心位相で解析する必要があった。R-R 間隔 79% の画像に対して MCA 2 を付加すると、RCA でもモーションアーチファクトが消失し、冠動脈三枝とも十分診断可能な画質が得られた。自動至適心位相選択機能により選択された心位相に対して MCA 2 を付加することで、バックグラウンド処理された画像をそのまま解析に使用できるため、至適心位相を再検索する時間と手間を省略できる。また、単一の心位相ですべての冠動脈を解析でき、解析および読影に要する時間も短縮できる。

5. まとめ

心拍動によるモーションアーチファクトへの対応が不可欠である冠動脈 CT では、至適撮影プロトコルの選択や冠動脈静止画像の取得には、オペレーターの十分な知識や豊富な経験が必要であり、他の CT 検査より一般的にハードルが高い。自動至適撮影プロトコル選択機能、自動至適心位相選択機能、および MCA はこれらのワークフローの煩雑さを解消し、経験の少ないオペレーターにおいても、質の担保された冠動脈 CT 検査を簡便に施行できる。また現在では、自動至適心位相選択機能と MCA の技術を活用することにより、心電計を使用せずに冠動脈 CT が撮影できる最新の装置も登場している。電極装着の事前準備が不要となるため、救急の場面においても有用性が高い。これらの技術の発展が、冠動脈 CT のルーチン化および画質向上に寄与し、冠動脈 CT の需

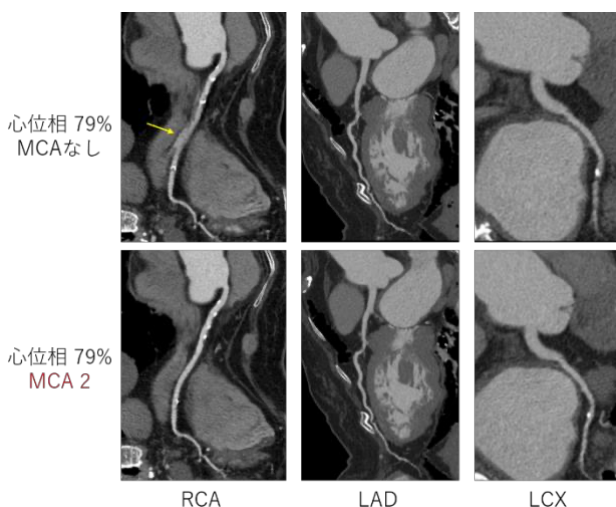


図 3: 自動至適心位相選択機能と MCA 2 の併用における画質およびワークフロー改善

撮影時 HR は 74-76 bpm. 自動至適心位相選択機能により R-R 間隔 79% が至適心位相として選択された。MCA なしの場合、LAD と LCX ではモーションアーチファクトは明らかでないが、RCA は分断されているように見え、モーションアーチファクトが顕著である (→)。MCA 2 を付加すると、RCA でもモーションアーチファクトが消失している。本機能により選択された至適心位相に対して MCA 2 を付加することで、バックグラウンド処理された画像をそのまま解析に使用できるため、至適心位相を再検索する時間と手間を省略できる。また、単一の心位相ですべての冠動脈を解析でき、解析および読影に要する時間も短縮できる。

要がさらに高まることを期待する。

参考文献

- 1) 2022 年 JCS ガイドライン フォーカスアップアップデート版 安定冠動脈疾患の診断と治療.
- 2) Rajiah P, Cummings KW, Williamson E, et al. CT fractional flow reserve: a practical guide to application, interpretation, and problem solving. *Radiographics* 2022;42(2):340-358.
- 3) Fukui R, Harashima S, Samejima W, et al. Acquisition and Reconstruction Techniques for Coronary CT Angiography: Current Status and Trends over the Past Decade. *Radiographics*. 2025;45(7):e240083.
- 4) Wang H, Xu L, Fan Z, et al. Clinical evaluation of new automatic coronary-specific best cardiac phase selection algorithm for single-beat coronary CT angiography. *PLoS One* 2017;12(2): e0172686.
- 5) Machida H, Tanaka I, Fukui R, et al. Current and novel imaging techniques in coronary CT. *Radiographics* 2015;35(4):991-1010.
- 6) Lee H, Kim JA, Lee JS, et al. Impact of a vendor-specific motion-correction algorithm on image quality, interpretability, and diagnostic performance of daily routine coronary CT angiography: influence of heart rate on the effect of motion-correction. *Int J Cardiovasc Imag.* 2014;30:1603–1612.
- 7) Machida H, Lin XZ, Fukui R, et al. Influence of the motion correction algorithm on the quality and interpretability of images of single-source 64-detector coronary CT angiography among patients grouped by heart rate. *Jpn J Radiol.* 2015;33:84–93.
- 8) Sheta HM, Egstrup K, Husic M, et al. Impact of a motion correction algorithm on image quality in patients undergoing CT angiography: a randomized controlled trial. *Clin Imag.* 2017;42:1–6.
- 9) Wen B, Xu L, Liang J, et al. A preliminary study of computed tomography coronary angiography within a single cardiac cycle in patients with atrial fibrillation using 256-row detector computed tomography. *J Comput Assist Tomogr.* 2018;42:277–281.
- 10) Liang J, Sun Y, Ye Z, et al. Second-generation motion correction algorithm improves diagnostic accuracy of single-beat coronary CT angiography in patients with increased heart rate. *Eur Radiol.* 2019;29:4215–4227.
- 11) Yamaguchi S, Ichikawa Y, Takafuji M, et al. Usefulness of second-generation motion correction algorithm in improving delineation and reducing motion artifact of coronary computed tomography angiography. *J Cardiovasc Comput Tomogr.* 2024;18(3):281-290.
- 12) Wu Z, Han Q, Liang Y, Zheng Z, et al. Enhancing diagnostic performance and image quality in coronary CT angiography: Impact of SnapShot Freeze 2 algorithm across varied heart rates in stent patients. *J Appl Clin Med Phys.* 2024;25(8):e14412

1. 遅延造影とは

遅延造影 (Late Gadolinium Enhancement: LGE) とは、心臓 MRI 検査において心筋の状態を評価するためのゴールドスタンダードとされており、心疾患の診断や治療方針の決定において重要な役割を果たしている。

核医学検査と比較して高分解能な画像を取得できるため、心筋のバイアビリティ評価や心筋疾患の診断や評価に有用である。

LGE MRI は、ガドリニウム造影剤 (Gd) を静脈内に注入した後、約 10～15 分後に撮影を行う。

Gd は細胞外液性造影剤である。正常心筋では、間質は比較的狭く、細静脈またはリンパ管を通じた排出路が非常に効率的であるため、Gd は間質内に数分しか留まらない。一方、線維化した心筋組織は、間質空間を大幅に拡大する状況、または Gd の排出を遅らせる状況に陥っており、Gd の washout が遅くなる¹⁾。これらの差を利用し、病変部位が正常組織と比較して高信号として描出させる。

2. 撮像方法

a) MRI では、Inversion Recovery (IR) 法を用いて、正常心筋の信号強度を抑制することで、高コントラストな画像を取得している。一般的には、Look-Locker 法を用いて 1 回の磁化反転 (IR パルスの照射) 後に複数のデータを取得し、正常心筋の信号が最も低くなる TI を求める (null-point の決定)。ただし、Look-Locker 法は十分な T1 回復が行われないうちに撮像を続けるため、本来よりも TI が短くなる (T_1^* 効果) ことを理解しておく必要がある (図 1)。さらに、心筋内の造影剤量は刻一刻と変化するため、撮像するタイミングによって最適な TI が変化することに注意が必要である。

以上のことから、遅延造影の正常心筋の TI は以下のようなスキームで決定される。

- ① Look-Locker 法を用いて正常心筋の null-point を決定
- ② 遅延造影時に①で決定した null-point に 50msec 程度加算
- ③ ①から時間が経過するほど加算する数字を増やす

撮像スキームが煩雑であり、TI の設定が短いと正常心筋と病変部のコントラストが逆転する場合もあるなど、判断が難しい撮像法である。

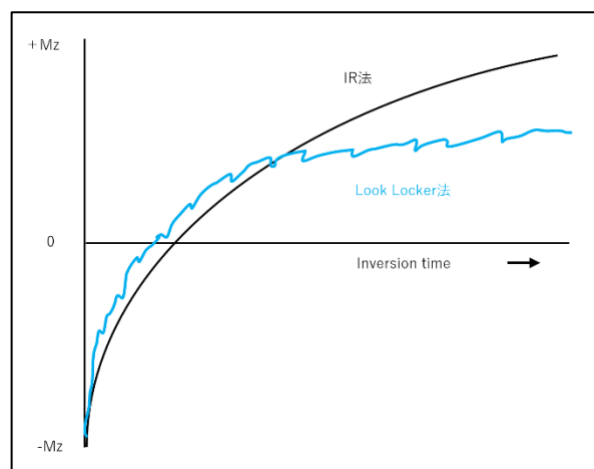


Fig.1 Look Locker 法の信号強度変化
十分な縦緩和回復の前にパルスを連続で照射するため、 T_1 値が過小評価される

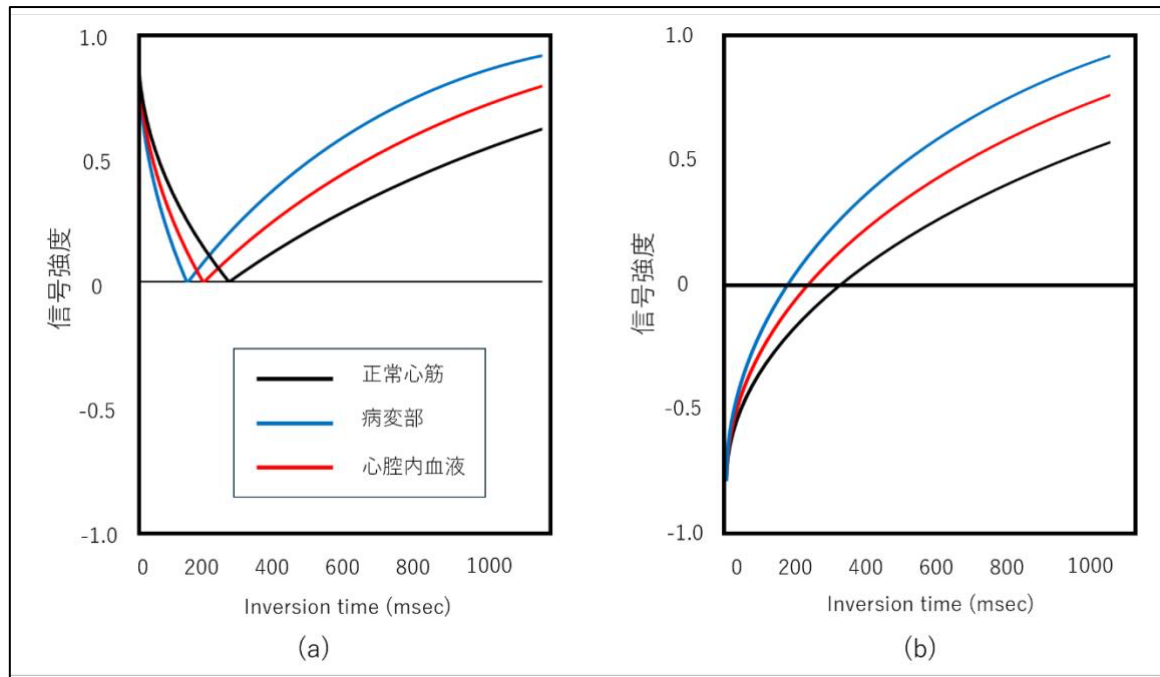


Fig.2 IR 法と PSIR 法の信号強度変化

MR では信号強度は絶対値として表示されるため、TI の設定が短いと病変部と正常心筋の信号強度が逆転する(a).

一方、PSIR 法は位相画像を利用してマイナスの値も表示するため、逆転現象が起こらない(b).

b) この煩雑さを解消する撮像法として Phase Sensitive Inversion Recovery(PSIR)法が開発された。PSIR 法は 2 心拍で撮像を行い、同じ心位相で IR 法とプロトン密度強調像を取得する。通常、MRI の信号値は絶対値だが、PSIR 画像では信号の極性を補正する機能を有しているため、TI の設定が多少不適切でもコントラストの逆転が起きない(図 2(b))。

c) 遅延造影は T1 強調像であり、脂肪と病変部の造影剤濃染は共に高信号として表示されるため判別が困難である。不整脈源性右室心筋症(Arrhythmogenic Right Ventricular Cardiomyopathy: ARVC)に代表される脂肪変性を伴う疾患では病変を過大評価する可能性がある。近年では、Dixon 型の遅延造影が開発されており、脂肪画像と水画像を同時に取得できるため、脂肪の影響を受けない²⁾。

d) 遅延造影とは厳密には異なるが、遅延造影の早期相(Early Gadolinium Enhancement: EGE)を撮像している施設もある。標準的な撮像法が確立されているわけではないが、LGE と同様の撮像法で、造影剤投与後 3 分程度で画像を取得する。LGE とは異なる病態・性状を見れる可能性があると言われて³⁾。心筋と心腔内のコントラストが高くなるため、心筋梗塞による微小な循環障害(MVO)の評価が可能である。MVO は LGE では淡くなることが多いことから、これらの領域は回復の見込みがあるかもしれない(線維化された組織は通常回復しない)。個人的には、病態を深く診るために追加撮像すると面白い撮像法と考える。

3. TI の設定方法について

上述の通り、LGE にはいくつかの撮像法があるが、正常心筋の信号をいかに抑制するのか、が共通のポイントである。PSIR 法は幾分寛容とはいえ、精度向上のためには null point の決定方法を堅牢にしておくことが求められる。本記事では、2 つの方法を紹介する。

a) T_1 map からの推定法

近年、Modified Look Locker Inversion Recovery(MOLLI)法が開発されている。この方法は下記の式を用いることで、 T_1^* 効果の影響を受けないようにしているため、精度よく T_1 値が測定できる。

$$T_1 = T_1^* \times (1 - \text{補正係数})$$

原理上、null point は $0.693 \times T_1$ 値で計算できるため、簡便に正常心筋の null point を求めることができる。計算式を以下に示す。

$$TI = -T_1 \times \ln \left[\left(e^{-\frac{\text{実効TR}}{T_1}} + 1 \right) / 2 \right]$$

PSIR 法での使用する場合は、2R-R 間隔が実効 TR となるため注意が必要である。当院では心拍数と T_1 値を入力すると null point が計算されるシートを用意し活用している。

b) Auto TI 法

Look Locker 法で撮像した短軸像から、AI を用いて左室心筋と左室心腔内のセグメントを行い、それぞれの信号変化を追跡して信号変化率が最も高い時間を null point とする方法である⁴⁾。ただし、あくまでも Look Locker 法の信号変化を追跡している結果であるため、 T_1^* 効果を考慮した offset 値を加算する必要がある。

4. まとめ

LGE は高分解能、高コントラストで病変を描出できるため、心臓検査の中心的な役割を担っており、様々な心筋症の評価に有用とされている。びまん性疾患の 1 つであるアミロイドーシスの PSIR 法では強度画像と PSIR 画像のコントラストが逆転するといった特異的な特徴を示すため、診断の一助となっている。

ただし、正常心筋が存在しないびまん性疾患では LGE の評価は限定的となる。これらの課題を解決するものとして、 T_1 map や細胞外腔容積(Extracellular Volume Fraction; ECV)といった定量的な方法が登場している。

LGE はその撮像原理から正常心筋の信号を如何にして抑制するのかが、オペレータの腕の見せ所ともいえる。本稿で紹介した信頼性の高い TI の求め方が皆様の診療の一助となることを期待する。

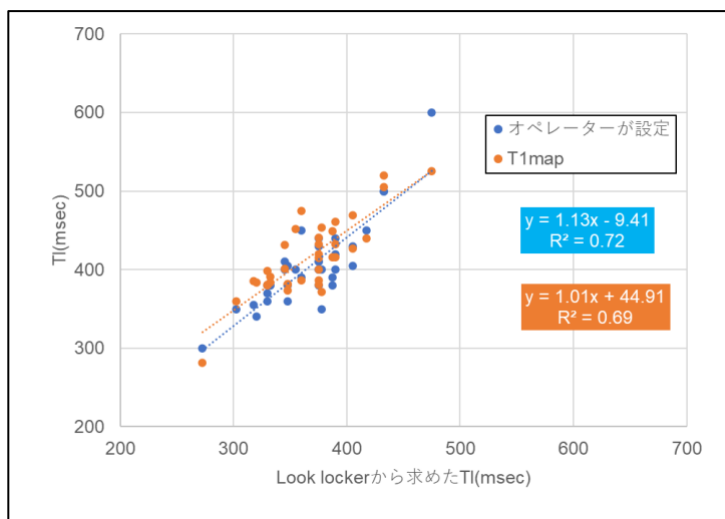


Fig.3 Look Locker 法で求めた TI との比較

オペレータの設定の方が傾き、切片共にブレが大きい。

一方、 T_1 マップから求めた方法は傾きがほぼ 1、かつ切片が 50 であり、理論通りに TI が求められていることがわかる。

- 1) Aquaro, Giovanni Donato, et al. "Diagnostic and prognostic role of late gadolinium enhancement in cardiomyopathies." *European Heart Journal Supplements* 25.Supplement_C (2023): C130-C136.
- 2) Kellman, Peter, et al. "Multiecho dixon fat and water separation method for detecting fibrofatty infiltration in the myocardium." *Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine* 61.1 (2009): 215-221.
- 3) Matsumoto, Hidenari, et al. "Peri-infarct zone on early contrast-enhanced CMR imaging in patients with acute myocardial infarction." *JACC: Cardiovascular Imaging* 4.6 (2011): 610-618.
- 4) McDermott, Sharon, et al. "Ai-based cardiac scan automation: a prospective comparison of highly automated scan workflows in 32 patients." *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance* 26 (2024).

『CT における心筋評価の現在地』

Current Perspectives on Myocardial Evaluation with CT

熊本大学病院

榎本 隆文

1. はじめに

心臓 CT 検査は、冠動脈病変の評価に優れており、特に病変の除外診断において有用性が高い検査である。近年ではガイドラインにおいても虚血性心疾患の診断における第一選択の検査として推奨されており、その検査適応が拡大している¹⁻³⁾。心不全や心筋症診断における心臓 CT 検査の主な役割は、虚血性心疾患の除外である。心筋の詳細な組織評価には心臓 MRI が有用であり、診断ガイドラインでも推奨されている⁴⁻⁷⁾。心臓 MRI は組織コントラストが高く再現性が高いため、心臓の形態評価および機能評価に優れる。また、遅延造影や T1 および T2 マッピングといった撮像にて、心筋組織性状を評価することが可能であり、心不全の基礎疾患として心筋症を疑った場合の鑑別に有用である。しかし、体内植込みデバイスを有する患者や透析患者では、検査が制限される。一方、心臓 CT 検査ではこうした制限がなく、検査手法がシンプルであることなどから、心筋評価への応用が注目されている。近年、心不全診療の重要性が高まる中、CT での遅延造影撮影に関するメタ解析やレビュー論文が多数報告されており、検査手法の標準化に向けた動きも加速している⁸⁻¹¹⁾。本稿では、これらの背景を踏まえ、CT における心筋評価の現在地について包括的に概説する。

2. CT での心筋評価

CT での心筋評価には、主に 2 つの方法が用いられる。1つは、心筋灌流 CT (Myocardial Perfusion CT) である。心筋の造影剤動態を連続的に撮影することで心筋血流の評価を行う。冠動脈狭窄に伴う心筋血流低下を描出するためには、アデノシンや ATP、ジピリダモールなどの冠血管拡張薬を用いた薬理学的負荷が行われる。もう1つの方法は、心筋遅延造影 CT (Late Iodine Enhancement : LIE) での、心筋性状評価である。MRI における遅延造影 (Late Gadolinium Enhancement : LGE) に相当し、心筋の線維化や梗塞部位の描出が可能である。遅延造影 CT は単独で施行されることは少なく、冠動脈 CT や負荷心筋灌流 CT と組み合わせることで、虚血性とは非虚血性パターンの鑑別が可能となる。その他、心筋の動態評価により壁運動の解析も可能であるが、これについては心エコーや MRI が標準的な手法とされており、CT は一般的には用いられていない。いずれの検査手法においても、MRI と比較してコントラスト分解能が劣り、アーチファクトの影響を受けやすいことから、撮像法や再構成法の工夫が不可欠である。

3. 心筋遅延造影 CT の概要

心筋遅延造影 CT による心筋評価は古くから研究されてきたが、近年の CT 装置の技術革新と高画質化により、臨床応用は急速に拡大している。従来、CT では画像ノイズやアーチファクトの影響から、遅延造影の評価が困難とされていたが、逐次近似再構成法や Deep Learning 再構成法の普及により、こうした課題は徐々に克服されつつある。CT による LIE は定性的な評価であり、MRI による LGE に比べてコントラストは劣るものの、類似した画像が取得可能で、冠動脈 CT との組み合わせによって心筋症の鑑別に有用である。また MRI と同様に、細胞外容

積分画(Extracellular Volume Fraction : ECV)による定量的な評価も可能である. CT による心筋評価は, MRIと比較して様々な利点がある(Fig.1). まず, 体内植込み型デバイス(ペースメーカーや ICD など)を有する患者にも適応可能であり, MRI では制限される透析患者に対しても施行可能である. また, MRI と比較し撮像プロトコールがシンプルで検査が容易である.

	CT	MRI
撮影時間	短時間	長時間
空間分解能	高解像度	面内のみ良好
コントラスト	低いが調整可能	コントラスト良好
被ばく	あり	なし
金属デバイス	アーチファクトあるが検査可能	制限あり
透析	制限なし	制限あり
検査の特徴	冠動脈やその他の部位も評価可能	心機能解析が可能

Fig.1 CTとMRIの特徴比較

心筋遅延造影 CT 画像は, 低コントラスト画像であるため, 主に撮影条件・再構成条件・造影剤注入条件の工夫が必要である. 撮影条件は, 低管電圧(70~100kV)の使用によりヨードの造影効果が向上し, 視認性が改善される. また, 一定以上の撮影線量(2~6mSv 程度)が必要とされるが, Deep Learning 再構成やフォトンカウンティング CT の導入により, さらなる線量低減が期待されている¹¹⁾. デュアルエナジーCT では低エネルギー仮想単色 X 線画像を利用することで, 造影コントラストを高めることが可能であり, 遅延造影 CT は, CNR(Contrast-to-Noise Ratio)の向上が鍵となる¹²⁾. 画像再構成条件については, FULL 再構成が推奨され, 軟部用関数の使用により画像ノイズを抑制できる. 造影剤注入に関しては, LIE では 500~600mgI/kg 程度の注入が望ましいが, 冠動脈 CT における造影剤量(270~350mgI/kg)では不足するため, 追加投与が必要となる. 注入方法には一括注入法と分割注入法があり, CT のスキャン方式に応じて選択される. 分割注入法は冠動脈 CT への影響を抑えつつ, LIE を実施する際に有効である.

一方, CT でも ECV を用いた定量評価が可能であり, これは心筋線維化の定量指標として注目されている. ECV は非造影画像と遅延造影画像の CT 値差を用いる「サブトラクション法」と, スペクトラル画像から得られるヨード密度画像を用いる「ヨード法」の 2 通りの算出法があり, ヨード法は高精度で, 位置ずれ・心拍の影響を受けにくい¹³⁾(Fig.2). 心筋遅延造影 CT 画像は低管電圧撮影が視覚的に有効とされるが, サブトラクション法では ECV への影響は未解明な点も多く, 非造影画像の撮影条件との整合性に注意が必要である. 撮影タイミングについては, MRI に比べ CT では遅延時間が短く, 5~15 分程度が一般的である.

■ サブトラクション法

- 主にシングルエナジーCTで使用.
- 造影前後のCT値差から算出.

$$ECV_{sub}(\%) = (1-Hct) \times (\text{心筋造影効果 [HU]} / \text{心腔造影効果 [HU]}) \times 100$$

■ ヨード法

- デュアルエナジーCT, フォトンカウンティングCTで使用.
- 造影後のヨード密度画像から算出.

$$ECV_{iodine}(\%) = (1-Hct) \times (\text{心筋ヨード密度値 [mgI/mL]} / \text{心腔ヨード密度値 [mgI/mL]}) \times 100$$

Hct : ヘマトクリット値

Fig.2 CTでの ECV 算出方法

造影剤投与後 5 分以上の遅延を推奨する報告が多く, 当院でも 7 分後の撮影を採用している. なお, CT では遅延撮影までの時間がデッドタイムとなるため, 施設の運用状況に応じた柔軟な撮影タイミングの設定が必要である. また ECV 算出にはヘマトクリット値が必要であり, 検査当日の採血値が理想的であるが, 当日の採血がない場合も多い. 検査別日の値を使用する場合は多少の誤差を認識する必要がある. また, 非造影画像の心内腔の CT 値からヘマトクリット値を推定する Synthetic ECV という手法も提案されている¹⁴⁾. ECV の測定方法は, 手動での計測後に Excel など算出する方法と, 専用アプリケーションを使用する方法があり, 後者では非剛体位置合わせ機能を備えたものも存在する. 測定部位としては, 左室中間部中隔~基部での測定が再現性に優れており, 心筋症の評価においても推奨される. このように, CT による心筋評価は LIE と ECV を組み合わせて行い, 様々な工夫を加えることで MRI と同等の情報を得ることが期待されている.

4. 心筋遅延造影 CT の臨床応用

心臓 CT 検査では、冠動脈 CT に心筋遅延造影 CT を追加することで、虚血性心疾患と非虚血性心疾患の鑑別が可能となる。虚血性心疾患では、冠動脈狭窄のみならず梗塞の有無や梗塞の範囲、バイアビリティの評価を行うことができる。遅延造影される壁が厚いほど、心筋のバイアビリティは低くなり、50%以上の壁厚の遅延造影では心筋バイアビリティがないという報告もある¹⁵⁾。一方、非虚血性心疾患では、心筋の線維化やダメージの存在を可視化することができる。虚血性心疾患では、遅延造影は冠動脈の支配領域に沿って見られるが、非虚血性心疾患では、冠動脈領域とは一致せず、心筋の中層から心外膜下に分布し、線状や斑状の所見を呈することがある。拡張型心筋症や肥大型心筋症など、びまん性の収縮障害をきたす心筋症において、遅延造影のパターンが鑑別において重要である。ECV を用いることで、心筋症の鑑別や治療効果判定、予後指標に有用であるといった報告がある。心アミロイドーシスのように ECV が極端な高値を示す症例においては、高い診断能を有するため特に有用である (Fig.3)。大動脈弁狭窄症 (Aortic Stenosis : AS) 患者や心房細動患者では、しばしば心アミロイドーシスを合併するため、潜在する心アミロイドーシスの検出に対し、術前の CT 検査に遅延造影を追加する試みが報告されている¹⁶⁾。心アミロイドーシスの存在は、術後の予後不良因子としても報告されているため、その検出は極めて重要である。また、乳がん患者に対し、アントラサイクリン系薬剤の投与前後で CT による ECV 測定を行い、心筋毒性を検出した報告もある¹⁷⁾。がん患者においては、ステージングや治療効果判定に加え、遅延造影による心筋毒性の評価といった目的にも CT が用いられる可能性があり、今後はこれらを一元的に評価できる検査への需要が高まることが考えられる。

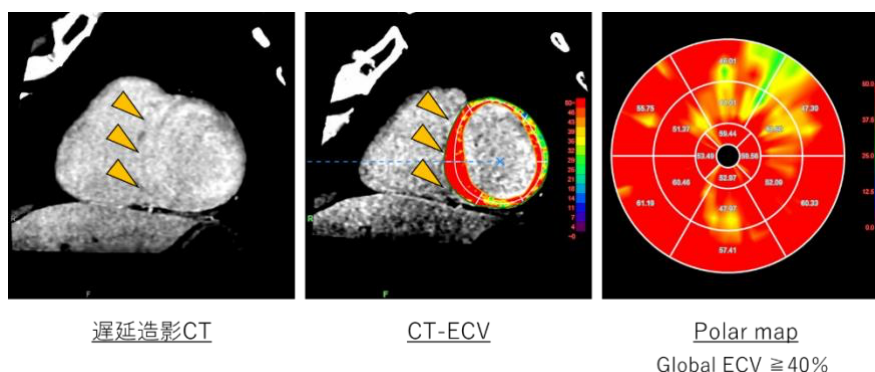


Fig.3 心アミロイドーシス

5. 最後に

CT における心筋評価の現在地について述べた。近年の心臓 CT 検査の技術的進歩により、LIE や ECV を用いた心筋評価が可能となり、MRI の代替または補完する手法としての有用性が注目されている。今後、CT による心筋評価がより広く普及し、臨床現場での位置づけがさらに明確化されることが期待される。CT による心筋評価を適切に実施するためには、撮影・再構成・解析に関するプロトコールの更なる標準化が必要であり、施設間での実施体制やスキルの共有がより大切になるであろう。

参考文献

- 1) Knuuti J, Wijns W, Saraste A, Capodanno D, Barbato E, Funck-Brentano C, et al. 2019 ESC Guidelines for the diagnosis and management of chronic coronary syndromes. *Eur Heart J*. 2020;41(3):407–477.
- 2) Gulati M, Levy PD, Mukherjee D, Amsterdam E, Bhatt DL, Birtcher KK, et al. 2021 AHA/ACC/ASE/CHEST/SAEM/SCCT/SCMR guideline for the evaluation and diagnosis of chest pain: Executive summary. *J Am Coll Cardiol*. 2021;78(22):e187–e285.
- 3) 日本循環器学会. 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. 日本循環器学会. 2022.
- 4) Heidenreich PA, Bozkurt B, Aguilar D, Allen LA, Byun JJ, Colvin MM, et al. 2022 AHA/ACC/HFSA guideline for the management of heart failure: Executive summary. *J Am Coll Cardiol*. 2022;79(17):e263–e421.
- 5) McDonagh TA, Metra M, Adamo M, Gardner RS, Baumbach A, Böhm M, et al. 2021 ESC Guidelines for the diagnosis and treatment of acute and chronic heart failure. *Eur Heart J*. 2021;42(36):3599–3726.
- 6) 日本循環器学会, 日本心不全学会. 心筋症診療ガイドライン(2018 年改訂版). 日本循環器学会. 2018.
- 7) 日本循環器学会, 日本心不全学会. 心不全診療ガイドライン(2025 年改訂版). 日本循環器学会. 2025.
- 8) Kato S, Misumi Y, Horita N, Yamamoto K, Utsunomiya D. Clinical Utility of Computed Tomography–Derived Myocardial Extracellular Volume Fraction. *JACC: Cardiovascular Imaging*. 2024 May;17(5):516–28.
- 9) Zhang H, Guo H, Liu G, Wu C, Ma Y, Li S, et al. CT for the evaluation of myocardial extracellular volume with MRI as reference: a systematic review and meta-analysis. *European Radiology*. 2023 Jun 28;33(12):8464–76.
- 10) Han D, Lin A, Kuronuma K, Gransar H, Dey D, Friedman JD, et al. Cardiac Computed Tomography for Quantification of Myocardial Extracellular Volume Fraction. *JACC: Cardiovascular Imaging*. 2023 Oct;16(10):1306–17.
- 11) Oyama-Manabe N, Oda S, Ohta Y, Takagi H, Kitagawa K, Jinzaki M. Myocardial late enhancement and extracellular volume with single-energy, dual-energy, and photon-counting computed tomography. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*. 2024 Jan;18(1):3–10.
- 12) Oda S, Emoto T, Nakaura T, Kidoh M, Utsunomiya D, Funama Y, et al. Myocardial Late Iodine Enhancement and Extracellular Volume Quantification with Dual-Layer Spectral Detector Dual-Energy Cardiac CT. *Radiology: Cardiothoracic Imaging*. 2019 Apr;1(1):e180003.
- 13) Emoto T, Oda S, Kidoh M, Nakaura T, Nagayama Y, Sakabe D, et al. Myocardial Extracellular Volume Quantification Using Cardiac Computed Tomography: A Comparison of the Dual-energy Iodine Method and the Standard Subtraction Method. *Academic Radiology*. 2021 May;28(5):e119–26.
- 14) Treibel TA, Fontana M, Steeden JA, Bhuvana AN, Punwani S, Captur G, et al. Automatic quantification of the myocardial extracellular volume by cardiac computed tomography: synthetic ECV by CCT. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2017;11(3):221–6.
- 15) Kim RJ, Manning WJ. Viability assessment by delayed enhancement cardiovascular magnetic resonance. *Circulation*. 2004 Jun 1;109(21):2476–9.
- 16) Oda S, Takashio S, Nagamatsu S, Yamashita T, Uchimura R, Kidoh M, et al. Myocardial extracellular volume quantification using CT for the identification of occult cardiac amyloidosis in patients with severe aortic stenosis referred for transcatheter aortic valve replacement. *Amyloid*. 2019 Apr 3;26(2):97–8.
- 17) Egashira K, Sueta D, Kidoh M, Ishimori N, Takaoka H, Sakamoto K, et al. Cardiac computed tomography-derived myocardial tissue characterization after anthracycline treatment. *ESC Heart Fail*. 2022;9(3):1792–1800.

『MRI による心筋評価 (Myocardial Mapping)』

熊本大学病院 (撮影部会委員)

森田 康祐

1. はじめに

心筋症は、心筋の構造的・機能的異常をきたす多様な疾患群であり、その正確な鑑別診断は予後改善や治療方針決定に不可欠である。近年の技術革新により、心臓 MRI は形態・機能評価に加え、心筋の組織性状を非侵襲的に評価する能力が飛躍的に向上した。本講演では、心筋症診断における心臓 MRI の役割について、特に定量的評価を可能にする T1 マッピングおよび T2 マッピングの基礎と臨床応用を中心に、当院での経験と最新の知見を交えて概説する。

2. T1 マッピングについて

T1 マッピングは、心筋の T1 緩和時間をピクセルごとに定量化する技術である。これにより、LGE では捉えきれないびまん性の心筋線維化や浮腫、アミロイドなどの異常蛋白沈着、脂肪・鉄沈着といった組織変化を客観的・定量的に評価できる。特に心アミロイドーシスでは著明な T1 値の延長と ECV (細胞外容積分画)¹⁾の増加を示し、早期診断や重症度評価に貢献する。逆に、Fabry 病や鉄沈着症では T1 値は短縮する。撮像法には MOLLI²⁾や Saturation Recovery 法など複数の種類があり、手法や磁場強度、撮像条件によって基準値が異なるため、各施設で正常値を把握し、撮像・解析手法を標準化することが不可欠である。本技術は、HFpEF や MINOCA (非閉塞性冠動脈心筋梗塞) といった病態の背景にある心筋異常を明らかにする強力なツールとなりうる。

3. T2 マッピングについて

T2 マッピングは、心筋の T2 緩和時間を定量化する技術であり、主に心筋浮腫を鋭敏に検出するために用いられる。急性心筋炎の国際的な画像診断基準である Lake Louise Criteria³⁾にも主要項目として組み込まれており、従来の T2 強調画像よりも客観的で再現性の高い評価が可能となった。急性期の心筋炎や心筋梗塞では T2 値が延長し、病変の活動性評価に有用である。また、MINOCA の鑑別診断において、心筋炎が原因であるか否かを判断する上で重要な役割を担う。撮像シーケンスには bSSFP ベースや GraSE、FSE ベースなどがあり、それぞれ特性が異なる。当院での経験上、正常心筋の T2 値はおおよそ 40-45ms であるが、これも T1 マッピング同様、施設ごとの基準値設定が臨床応用の鍵となる。

参考文献

- 1) Philip Haaf, Pankaj Garg, David A. Broadbent, et al. Cardiac T1 Mapping and Extracellular Volume (ECV) in clinical practice: a comprehensive review. J Cardiovasc Magn Reson. 2016;18(1):89.
- 2) Daniel R Messroghli, Aleksandra Radjenovic, Sebastian Kozerke, et al. Modified Look-Locker inversion recovery (MOLLI) for high-resolution T1 mapping of the heart. Magn Reson Med. 2004 Jul;52(1):141-6.
- 3) Ferreira VM, Jeanette Schulz-Menger, Godtfred Holmvang, et al. Cardiovascular Magnetic Resonance in Nonischemic Myocardial Inflammation: Expert Recommendations. J Am Coll Cardiol. 2018;72(24):3158-3176.

『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（撮影部会委員）山品 博子

三河乳がんクリニック 渡辺 恵美

1. はじめに

本ワークショップでは、デジタル乳房トモシンセシス(Digital Breast Tomosynthesis: DBT), 超音波, MRI, 乳房専用 PET という 4 つの画像モダリティを軸に、乳がん検診と精密検査における技術的工夫, 実臨床での課題, 教育体制についての講演および総合討論が行われた。

2. 各演者の内容

富樫 聖子先生（トモシンセシスによる検診）

DBT併用により、マンモグラフィ単独と比較し、要精検率を低く保ちながら、がん発見率と陽性反応適中度が向上した結果¹⁾を示され、被ばく・撮影／読影時間・データ量といった運用面の課題に対して合成 2D画像²⁾や6mm厚画像³⁾を活用した結果が紹介された。

黒藤 邦夫先生（超音波併用検診）

札幌市での同時併用総合判定方式による超音波併用マンモグラフィ検診の実践例とその成績⁴⁾が示され、特に制度的な枠組みのもとでの教育体制(研修システムや資格更新など)による支えが不可欠であることが強調された。

林 藍花先生(乳房MRI)

乳房MRI検査の押さえておくべき点として、標準的撮像法、各シーケンスの有用性、脂肪抑制の安定性確保、Ultrafast DCEやシリコン強調画像の臨床応用が紹介され、再建後乳房やインプラント例への対応の実際も報告された。

板垣 孝治先生(乳房専用PET)

乳房専用PETについての概要、各種ガイドラインからのPET検査の立ち位置、高解像度による腫瘍描出の優位性、胸骨近傍の可視化、さらに今後の臨床応用が期待されるFES-PETなど、次世代の検査法としての展望が語られた。

3. 総合討論

教育講演でご講演を賜った獨協医科大学の久保田一徳教授もご登壇くださり、各演者の先生と以下の内容で総合討論を行った。

- トモシンセシスの検診導入時の課題
- 美容形成外科的豊胸術後の乳房の検診についての課題
- 腋窩リンパ節や胸骨近傍といったブラインドエリアへの各モダリティの対応
- MRI・PETにおけるブラインドエリア 特に胸骨側の描出
- MRI・PET腕の挙上/非挙上 腋窩リンパ節の描出 - 教育体制全般

4. おわりに

本ワークショップでは、各モダリティの特性とそれに伴う技術的課題に加えて、診療の質を支える現場の創意工夫と、それを次世代へつなぐ教育体制の重要性が共通テーマとして浮かび上がった。マルチモダリティをより効果的に活用するためには、現場の連携と教育の仕組みが不可欠であることが再確認された。

参考文献

- 1) Ban K, Tsunoda H, Togashi S, et al. Breast cancer screening using digital breast tomosynthesis compared to digital mammography alone for Japanese women. *Breast Cancer*;2012, 28(2):459-464.
- 2) 坂佳奈子, 細谷小百合, 富樫聖子, 他. トモシンセシスを用いた乳がん検診での 2D 撮影省略の可能性. *日本乳癌検診学会誌*, 2022, 31.1:75-80.
- 3) 坂佳奈子, 森本恵, 富樫聖子, 他. 乳房トモシンセシスにおける 1 mm 厚断層画像と 6 mm 厚合成画像の読影比較検証. *日本乳癌検診学会誌*, 2023, 32.2:215-220.
- 4) 黒蔵邦夫, 岡崎稔, 岡崎亮, 他. 札幌市における乳房超音波検査を併用した乳がん検診の取り組み (札幌方式) と結果. *日本乳癌検診学会誌*, 2025, 34(1):97-103.



テーマ B：CT 分科会

『高精細な CT 画像が診断に与えるインパクト』

Impact of High-Resolution CT Imaging on Enhancing Diagnostic Accuracy

座長：千葉市立海浜病院（撮影部会委員）高木 卓

岐阜大学医学部附属病院病院（撮影部会委員）三好 利治

1. 教育講演, ワークショップ

2025 年 4 月 12 日に「高精細な CT 画像が診断に与えるインパクト」をテーマに教育講演と第 83 回撮影部会テーマ B:CT が開催された。

教育講演では、市川勝弘先生(金沢大学)より「CT 画像の高解像化-SNR から見るその効果-」について、市川先生の研究室で開発・製造された、高解像度 CT の実用化に至るまでの経緯やその基礎技術についてお話しいただいた。その装置で得られた臨床画像は新しい診断への可能性を期待する画質であり、高解像度画像の将来的な臨床活用について理解を深めることが出来た。

ワークショップでは、茅野伸吾先生(東北大学病院)より「中枢神経領域における高精細 CT の応用と展望」、木寺信夫先生(名古屋市立大学病院)より「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」、仲宗根進也先生(大阪大学医学部附属病院)より「胸部・肺における高精細 CT 画像の可能性」、瓜倉厚志先生(茨城県立医療大学)より「腹部領域の高精細 CT」、橋口修卓先生(長崎大学病院)より「高精細 CT を用いた骨微細構造解析への可能性」についてご講演を頂いた。高解像度画像の臨床にける有用性を整理するとともに、部位、疾患毎により有効かつ効率的な運用方法、診断における有用性や技術的難点についても議論を行った。

2. 会場でのディスカッション

Question: 高精細 CT (特に 2048 ピクセルなど) を使用していると、512 画像の際にピクセル内で包含されていた動きによるアーチファクトが見えてしまう経験がある。シンポジストの皆さんはそのようなアーチファクトをどのように感じられ、どのような対策をされているのか？

茅野先生： 今回担当の頭部ではそれほど問題にはならないが、臨床経験として、肺では左の舌区で顕著に動きを感じる経験はある。また、高精細 CT も経年変化や多くの衝撃でベッドの精度が劣化することがあると考えており、その経年劣化が動きによるアーチファクトの一因になるのではないかと考えている。

木寺先生： 冠動脈のみならず全領域の高解像度画像では、ただの動きではなく、拍動や蠕動といった防ぐことのできない細かい動きが影響している画像を経験している。再構成関数に対する影響を気にしながらローテーションタイムを上げて高速撮影を行うことが重要と考えている。

仲宗根先生： 臨床で 2048 を使用することはあまりないのですが、ピクセル数を大きくするほど動きの影響を受けていますし、特徴的な画像が出やすいということもあるため、1024 で高速撮像を行うことで臨床応用している。現在は高解像度画像を取得したい場合、より高速化が可能な PCCT での検査に移行しつつある。

橋口先生： 整形外科分野では、高解像度であるがゆえに、ちょっとした動きや、痛みによる動きがより鮮明に見えてしまうことがあるため、整形領域では固定の精度も重要になってくると考えている。

市川先生： 高精細 CT の開発を行っていて、動きに悩まされることがありました。開発中の高精細 CT では 0.2 mm の動きで画像がかなりボケた感じを受けた。0.2 mm と言うのは、動き補正のソフトウェアのパラメータを見ると 0.2 mm の動きがある結果が出ていて、高精細になると 0.2 mm の動きでも繊細に表現されてしまいボケた画像になってしまうことが分かった。最新の CT 装置では動き補正が行える機能が出てきているので、今後は補正によって解決していくのだと考える。

Question: 造影による血管系のような高コントラストがこの高精細 CT のメリットだと思うのですが、この高精細 CT に対する造影手法はどのように考えていくのが良いかお教えいただけますでしょうか？

茅野先生： 最近の CT 装置では X 線の実効エネルギーが高い傾向にありますし、高精細 CT の頭部 CTA では、画質や微細血管の描出を担保するために造影剤の注入速度や造影剤の総量は高くなる傾向にあるのが事実です。

木寺先生： 循環器に絞ってお話すると、何がしたいかがやはり重要で末梢血管を描出するのであればフラクショナルドーズを上げて CT 値の確保を優先する必要があります。しかし、常にそれが必要なわけではなく、対象が大きいものであれば、フラクショナルドーズを下げて分解能の高さで視認性を向上するというように、目的に応じて次の手を考えている。

仲宗根先生： 当院では、造影検査に関しては高精細 CT から PCCT に移行しており、末梢の造影効果が悪い場合には低エネルギーの画像を出力して、診断している。このため、造影剤を増やす傾向ではなく、PCCT の低エネルギー画像を利用する形で対応している。

橋口先生： 整形外科分野では造影はありませんが、当院でも高精細 CT で造影検査を多く行っている。アダムキュービッツ動脈や皮弁形成の術前 CT で活用している。しかし、高精細モードで撮影しようとすると、X 線管球に負荷が掛かり、線量が頭打ちになったりするため、ピッチの調整である程度の線量を与えつつ、造影剤量を増やさないと見えるものも見えないということは経験している。

市川先生： いくつか公表された論文の中に、PCCT は低エネルギーの感度が EID-CT の十倍よりもっとすごい感度持っているとされている。このため低エネルギー画像を正確に表現出来る。PCCT は低エネルギーに対するヨードの感度が圧倒的であり、これが高解像度と必ず重なってくる。造影剤がないと、PCCT は SNR が厳しいと言っていますが、造影剤がある状況で PCCT を用いれば、かなり臨床的有用性が高いと思っている。また、先ほども申し上げたが、細かい血管を描出するのであれば拍動などの動きに対する動き補正は必須になってくるので、動き補正によって血管描出もよくなっていくことが考えられる。

瓜倉先生： 今回お示した体幹部の研究では、従来の CT と比べるために同じような造影条件になっていました、一般研究発表で大動脈を 300 HU 等に規定する発表などがあるが、細か血管を見たいのであれば、大動脈を 600 や 650 HU というレベルを目標として造影剤を投与するなど対象に合わせた造影条件は当然必要だと考える。

Question: 高精細 CT では、現状色々な制限がかかる中でも、工夫されながらお使いになってると思いますが、高精細 CT に対して、パネリストの先生方にお一人ずつ将来展望のコメントがいただきたいと思います。

茅野先生： EID-CT としての高精細 CT に関して言えば、やはりノイズとの戦いとなるため、再構成手法でカ

バーしていくのか、ハードの方でカバーしていくのかは、ベンダーさんをお願いするところだと思う。いずれにしても EID-CT としての高精細 CT で克服すべき課題としては、やはりノイズとの戦いと考えている。

木寺先生： 今後の PCCT に臨むものは、SNR の改善、あとは薄いスライスの運用方法の構築、あと小焦点での出力限界がかなりあるので、そこのハード面の向上を求めたい。

仲宗根先生： PCCT での高精細画像を前提として、プラスでスペクトラル情報を付加することで、さらなる診断能の向上を期待している。当院では PCCT 導入以降、DECT も使用するようになった背景もあり、高精細 CT にスペクトラル情報が通常使用できることに期待していきたい。

瓜倉先生： インフラ(PACS 等)が整備されないと、どんなに高性能な CT が出てきても臨床で使用するのは難しくなる、高精細 CT 画像に対するインフラ整備は重要な項目であり、その部分の改善はとても大事である。

橋口先生： 高精細 CT の解析パラメータを採血データとかと同様にある程度正確な画像マーカーとして用いられる可能性があるのではないかと考えている。提供する画像だけでなく、そこから得られるデータが、今後診療に役立つことに期待している。そういう意味で、高精細 CT での情報の正確化に期待している。

3. おわりに

今回のワークショップでは、高精細 CT 画像の装置特性を再確認するとともに、撮影以外の注意点も大きく影響していることが分かり、高精細 CT の臨床使用と有用性について、現状と将来について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。



『婦人科 MRI : 疾患描出のポイント』

座長 : 熊本大学病院 (撮影部会委員) 森田 康祐
新潟大学医歯学総合病院 (撮影部会委員) 金沢 勉

本ワークショップ開催前に、婦人科における疾患 (子宮・附属器) について、どのように描出できれば診断が容易になるかなど、婦人科 MRI 検査に重要な撮像を含めた診断に関する講演を大阪医科大学 中井豪先生にご講演いただいた。その後、ワークショップにて各演者の発表に対し、会場および座長から活発な質疑応答が行われた。

モーション対策 : 鎮痙剤 (ブスコパン) は副作用や禁忌への懸念から使用していない施設が多いものの、画質向上効果は認識されていた。シングルショット T2 強調画像シーケンスに DLR (Deep Learning Reconstruction) を組み合わせる手法は、モーションに強く画質も良好である可能性が示唆され、今後の活用が期待される。

3D シーケンス : 3D-T2 強調画像は、コントラスト低下やモーションアーチファクトに敏感というリスクから、ルーチンでの使用は限定的 (子宮奇形評価など) な施設が多い。しかしながら、後から任意の断面を作成できる利点も認識されているため、施設ごとのルーチンプロトコルの理解が重要である。

脂肪抑制 T1 強調画像 : 施設により 2D SE (Spin Echo) 法、3D Dixon 法 (Gradient Echo) など様々な手法が用いられている。Dixon 法は一度に複数コントラスト (In/Out/Water/Fat) が得られ時間短縮に繋がる一方、微小出血等の評価には従来の SE 法が良いという意見や、読影医の好み・慣れも影響している傾向であった。DLR との組み合わせで画質が改善される可能性も示唆された。

ダイナミック撮像シーケンス : O-RADS など推奨される早期相 (15 秒以内) は非常に短いという認識があり、施設ごとのプロトコル (20 秒や 30 秒、長い施設では 60 秒) で運用されている。時間分解能と画質 (信号雑音比など) とのバランスが課題であり、今後の検討が期待された。

オリエンテーション : 子宮体癌の筋層浸潤評価や頸癌の間質浸潤評価において、子宮の傾きに合わせた体軸・矢状断・冠状断を正確に設定することが極めて重要であると再確認された。

サブトラクション : 造影前後 (単純 T1 強調画像と造影後 T1 強調画像) ではゲインが揃わないため、サブトラクション画像としてはあくまで参考として扱うのがいいのではないかとコメントがあった。しかしながら T1 強調画像で高信号領域の造影効果を捉えられるため、臨床的意義はあるのではないかとコメントも挙げた。

菲薄化した筋層 : 腫瘍による圧排伸展なのか、直接浸潤なのかの鑑別は困難な場合があり、特に全周性に菲薄化している場合は基準となる厚みがなく評価が難しい。対側の厚みや他シーケンス (DWI など) との比較が重要である。病理医も同様の課題を抱えているということもあり、読影時にも悩ましい課題であるとコメントをいただいた。

尿管評価：術前の尿管位置確認は、MRI より CT など他のモダリティで行われることが多い。広汎子宮全摘術などでは術中に剥離・確認するため、MRI での精密な位置同定の優先度は高くないとのコメントをいただいた。

フュージョン画像：DWI と T2 強調画像のフュージョンは、現時点では積極的に活用している施設は少ない傾向であった。しかしながら、画像読影時にあると役立つこともあると多くのコメントをいただいた。

DLR：DLR は画質向上 (SN 比改善, アーチファクト低減) や時間短縮に大きく貢献する技術として期待されている。ただし、デノイズ効果が得られる一方で画像がのっぺりするといった質感の変化もあり、導入にあたっては読影医との十分なすり合わせ、画質評価、プロトコル調整が不可欠であるとの認識が共有された。また、画像枚数が増えることによる読影負担増も考慮すべき点として挙げられた。



■ 第 85 回撮影部会の予定

日時：2025 年 10 月 17 日（木）～19 日（日）

会場：パシフィコ横浜

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」

テーマ B：CT・MRI 分科会合同

「心臓領域の MRI・CT の撮像技術の進歩」

■ 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、札幌コンベンションセンターで開催される第 53 回日本放射線技術学会秋季学術大会に向けお忙しい日々をお過ごしのことと存じます。

テーマ A では、教育講演として円山整形外科病院骨粗鬆症センター長の高田 潤一 先生に『骨粗鬆症の診断と治療』と題してご講演していただき、ワークショップでは「骨密度領域における AI, Deep Learning を活用した撮影技術」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・MRI 分科会の企画です。教育講演では札幌医科大学 循環器・腎臓・代謝内分泌内科学講座の中田 圭 先生に、『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～』と題してご講演していただきます。ワークショップでは「心臓領域の MRI・CT の撮像技術の進歩」と題して、4 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。撮影部会で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.33 No.2 通巻85 2025年10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

ホームページアドレス <http://www.jsrt.or.jp>