

Apr. 2021

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.29 No.1 通巻 76

第 76 回撮影部会

期日：2021 年 4 月 15 日（木）～18 日（日）

[Web 開催] 4 月 28 日（水）正午～6 月 3 日（木）正午

場所：パシフィコ横浜

■巻頭言

撮影部会委員 高木 卓 (1)

■第76回撮影部会 2021年4月15日(木)～18日(日) パシフィコ横浜

■テーマA：一般分科会

司会：りんくう総合医療センター（撮影部会長）中前 光弘

教育講演 『私達はここを診ている ～胸部X線画像の画像診断～』

講師：北里大学病院 横場 正典 (2)

ワークショップ 『基本に戻ろう！ 胸部X線画像をみんなで再学習』

座長：北里大学病院（撮影部会委員）関 将志 (4)

川崎市立川崎病院（撮影部会委員）三宅 博之

(1)「胸部X線画像はどうあるべきか 一全衛連の評価法から見えるもの」

丸の内病院 平野 浩志 (5)

(2)「撮影の前に知っておきたいこと ～システムや撮影条件の考え方～」

りんくう総合医療センター（撮影部会長）中前 光弘 (9)

大阪急性期・総合医療センター 榎山 和幸 (11)

(3)「画像処理の基本」

(4)「これからの胸部X線画像」

聖路加国際病院附属クリニック・予防医療センター 佐藤 稔 (14)

■テーマB：CT分科会

司会：千葉市立海浜病院（撮影部会委員）高木 卓

教育講演 『低線量CT：目的と意義』

講師：国際医療福祉大学成田病院 赤羽 正章 (18)

ワークショップ 『低線量CTの現状と展望』

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 (20)

静岡県立静岡がんセンター（撮影部会委員）瓜倉 厚志

(1)「低線量CTの新技术」

三重大学医学部附属病院 永澤 直樹 (21)

(2)「低線量CT撮影の物理特性」

中津川市民病院 原 孝則 (25)

(3)「検診領域における低線量CT撮影の現状」

滋賀医科大学医学部附属病院 牛尾 哲敏 (29)

(4)「成人CT撮影における線量低減の適応」

東京大学医学部附属病院 井野 賢司 (33)

(5)「小児における低線量CT撮影の適応」

国立国際医療研究センター 岩渕 勇人 (36)

■テーマC：MR分科会

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 『臨床MR画像のSNR測定法』

講師：群馬県立健康科学大学（撮影部会委員）林 則夫 (39)

ワークショップ 『推奨される頭部臨床画像のSNRの提案』

座長：大阪医科大学附属病院（撮影部会委員）山村憲一郎 (44)

新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員）金沢 勉

(1)「推奨される頭部臨床画像のSNRの提案 T1WI」

新潟大学医歯学総合病院 齋藤 宏明 (46)

(2)「推奨される頭部臨床画像のSNRの提案 T2WI」

国際医療福祉大学 茂木 俊一 (49)

(3)「推奨される頭部臨床画像のSNRの提案 FLAIR」

兵庫医科大学病院 桐木 雅人 (52)

(4)「推奨される頭部臨床画像のSNRの提案 DWI」

宮城県栗原市立栗原中央病院 吉田 礼 (56)

(5)「推奨される頭部臨床画像のSNRの提案 T2star」

熊本大学病院 森田 康祐 (59)

■Vol.28 No.2 通巻75号撮影部会誌報告

テーマA『グリッドレス撮影 ～完全攻略ガイド～』

川崎市立川崎病院（撮影部会委員）三宅 博之 (62)

テーマB『Dual Energy CT』

千葉市立海浜病院（撮影部会委員）高木 卓 (63)

テーマC『脂肪抑制法の技術解説』

群馬県立健康科学大学（撮影部会委員）林 則夫 (64)

■事業報告・事業計画

■お知らせ・編集後記

『我々の周囲はすべてが学びの場である(歩歩是道場)』

千葉市立海浜病院（撮影部会委員）

高木 卓

撮影部会会員の皆様、日本放射線技術学会会員の皆様、第 76 号撮影部会誌をお読みいただきましてありがとうございます。

前号の山品委員の巻頭言にもありましたが、昨年 2 月末より日本国内においても新型コロナウイルス感染症 (COVID-19) が拡大し、一旦は終息に向かったかに思えましたが、11 月には感染の第 3 波が到来し、今年の 1 月には 1 都 2 府 8 県に 2 度目の「緊急事態宣言」が発出される状況となり、未だ予断を許さない状況が続いています。新型コロナウイルス感染症にて亡くなられた方々及びご家族の皆さまに謹んでお悔やみを申し上げますとともに、被患された皆さまに心よりお見舞い申し上げます。また、新型コロナウイルス感染症の対応に迫われ「医療崩壊」という言葉が現実味を帯びているなか、最前線で患者さんの検査にご尽力されている会員の皆様に心から敬意を表するとともに、十分な感染対策のうえご自身の体調管理に努め、ご自愛頂くことを願っております。

このような状況下もあり、第 77 回日本放射線技術学会総会学術大会は現地開催だけでなく Web も含めた Hybrid 開催となります。このため撮影部会ワークショップでご講演を頂く先生方には、音声付きのスライドのご準備をお願いすることとなりました。講師の皆様のご協力に深く感謝申し上げます。この Hybrid 開催は、新型コロナ感染症対策もあり実施されますが、現地だけでなく Web を利用することで多くの皆さまに撮影部会ワークショップに参加いただける好機と捉えております。会場の収容人数の関係で会場に入れなかった場合や、他のセッションと重なり参加が出来なかった場合でも、改めて Web で参加出来ますし、撮影部会が企画するすべてのワークショップ(一般撮影, CT, MR)に参加する時間的な余裕も生まれます。現地だけでなく Web も含めご参加を頂きますと幸甚に存じます。

数年前ですが、幾つかの禅語に出会いました。その中の一つが「歩歩是道場(ほほこれどうじょう)」です。これは「維摩経」というお経の中の一説「修行は道場だけのものではなく、日々の生活や言動すべてである」に由来し、「我々の周囲はすべてが学びの場である」ことを意味します。「いつでも、どこでも、どのような環境においても、常に自分の周囲には学ぶべきこと、学べるものが存在している」と捉え、検査(撮影)においても、学術大会においても常に「学び」の意識を持ち続けることが大切さであると読み取ることが出来ます。コロナ禍において開催される総会学術大会や、新たな形式で開催される Web セミナー等においても、これまで以上に「学ぶ」こと、「議論」していくことは可能であり、変化に柔軟に対応することが必要だと思えます。しかし、本音を禅語で例えると違う言葉になります。「我逢人(がほうじん)」という言葉で、「人と人との出会いの尊さ」を表していて、「人と逢うこと、人に逢える場、人と逢う姿を大切にさい」と言う意味です。私もこれまで学会を通じて多くの人と出逢い、多くのことを学んできました。この経験は本当に貴重であり、これからも「出逢い」を大切にしていきたい、そのためには新型コロナウイルス感染症が一日も早く終息に向かい、横浜で多くの皆様とお会いすることを願わずにはられません。

『私達はここを診ている ～胸部 X 線画像の画像診断～』

We Are Focusing Here: Diagnostic Imaging of Chest X-ray

北里大学病院

横場 正典

1. はじめに

胸部 X 線画像検査は一般診療のみならず、職場での定期健康診断や就学時健康診断時でも施行される、身体の状態を把握するための最も基本的な検査の一つである。本邦では、欧米と異なり放射線専門医による胸部単純 X 線画像の読影はほぼなく、呼吸器非専門医であっても自らが読影し、判断する必要がある。胸部 X 線画像は定期健康診断では肺結核や肺がんの抽出が主体であり、就学時健診では側弯症や胸郭異常、肺がん検診では肺癌、特殊健康診断では塵肺の抽出を主眼において読影を勧め、日常診療では症状の原因精査や前医での有所見に対する精密検査としての胸部 X 線画像撮影および読影となるため、読影時の観察ポイントは各々でやや異なってくる。放射線技師の方々が胸部 X 線写真を撮影される際の参考としていただけるよう、一般的な呼吸器専門医が「迅速読影違法」や「綿密読影法」を使い分けつつ、どこに着目して胸部 X 線写真を読影しているのかを私の個人的な経験を交えて以下に記す。

2. 読影の前に

読影を始める前に知っておきたい情報として、被検者の年齢、性別、既往歴などの患者情報がある。肺野の透過性は加齢とともに変化し、発症しやすい疾病も年代によって異なる。また、男女によって乳房、乳頭の見え方が異なるため、透過性低下や結節影を異常陰影として判断するかの材料となる。肺炎や肺水腫も気腫化肺では典型的な画像所見は呈さない。呼吸器、循環器疾患の手術歴や外傷歴は読影後の判断(再検査時期の判断や CT 等のより精密な検査の指示の必要性)にも影響する。

3. 迅速読影法

胸部 X 線画像の全体を短時間で簡易的に読影する方法で、大量の健診写真を読影する際に主に用いられる。読影の手順としては『小三 J 法』や『人の肺(はい)法』がよく知られている。『小三 J 法』では気管と肺尖部を上か「小」の字をなぞるように読影し、次に上肺野、中肺野、下肺野を左右に「三」の字を書くように読影し、最後に縦隔を「J」を描くように読影するものである。一方、『人の肺(はい)法』では気管から左右気管支を「人」という字になぞらえて読影し、次いで大動脈から心陰影を含む縦隔を「の」の字を描くように読影し、最後に左右の肺尖部から肺全体を「ハ」と「い」の形に読影するものである。いずれも左右の肺、気管・気管支、肺野および胸郭全体を洩れなく読影するための心構えを覚えやすく提示されている。これによりまずは大まかに読影を行い、正常破格(normal variant)や異常所見を読影する。

3. 綿密読影法

撮影条件では P-A 像/A-P 像/側面像、体位、管球の高さ、濃度(線量)、吸気量など、注意すべきポイントはいくつかあるが、ひとつは斜位と心陰影の変化である。左第 4 弓が突出して見える場合には左前斜位がないか、右第 2 弓の突出が見られる場合に右前斜位がないかの確認を行っている。また、機器の変更に伴い、フィルム撮影から CR 撮影に変更された場合など、解像度やシャープネスの設定によっては異常陰影が見えにくくなったり、血管陰影が目立つようになったりするので注意が必要である。

肺野の異常は目につきやすいが、異常所見は 1 箇所とは限らないので全体を漏れなくシステムチックに見ていく必要がある。特に、縦隔陰影や横隔膜下などの陰影が隠れやすい場所を見逃さないようにする注意

が必要である。胸水の貯留は一般的には肋骨横隔膜角の鈍化で発見されることが多いが横隔膜面に限局した胸水貯留もあり、胃泡から横隔膜上縁までの距離を確認することが重要である。また、消化管穿孔で見られる free air の確認も横隔膜周囲を見る際に重要である。心臓横隔膜角周囲では心外膜脂肪がよく見られるが、時に肺内病変が心陰影裏面に隠れていることがある。縦隔陰影内に透過性が亢進した領域が見られる際には、その見え方によって横隔膜ヘルニアや縦隔気腫を疑う。

気管の偏位は気管を圧排するような疾患の存在や上葉の肺容積が減少する無気肺を疑わせる。また、気管支分岐角の開大はリンパ節増殖性疾患やリンパ節転移、左房拡大の可能性が考えられる。左下葉無気肺では心陰影裏面の血管影が不鮮明となり、胸部下降大動脈にシルエットサイン陽性所見が見られる。いずれもアンダーな撮影条件であると判読が困難となりやすい。

縦隔陰影内や横隔膜下、骨と重なり合う部位の読影には撮像方法がデジタル画像である場合にはエネルギーサブトラクション法が有用である。エネルギーサブトラクションでは軟部組織画像と骨画像の2枚の画像が得られ、他の正常構造物に重なっている異常陰影の検出に優れているので呼吸器非専門医にも活用を勧めている。健診や人間ドックでの胸部 X 線画像検査ではエネルギーサブトラクション法が用いられることは稀であり、その場合には画像を白黒反転させて読影することが有用である。

4. 比較読影

胸部 X 線画像を読影する際には、過去の画像所見と比較し、経時的に見ていくことが重要である。人間ドックであれば必ず過去の画像と比較しながら読影を行い、他医療施設からの精密検査依頼では過去に撮影された画像を可能な限り過去に遡って画像を送ってもらうようにする。前回読影結果を文字情報でのみ確認し、画像そのものを自らの目で確認しないと、大きさの変化に気づけないことがある。また、腺癌などでは中心部分が壊死を起すため、腫瘍影の大きさに変化が乏しい場合があるが、周辺の血管や葉間膜、胸膜を引き込む像が見られるようになることがあり、悪性新生物を疑って積極的に精密検査を被検者に勧める根拠となるが、このような病変周囲の変化も X 線画像を直接自分の目で確認することでわかる。

講演会当日はこれらについて画像とともに紹介する。

『基本に戻ろう！ 胸部X線画像をみんなで再学習』

Let's Get Back to Basics! Re-learning Chest X-ray Images Together

座長：北里大学病院（撮影部会委員）関 将志

川崎市立川崎病院（撮影部会委員）三宅 博之

肺がんによる罹患率・死亡率は年々増加しており，早期発見・治療において胸部単純X線写真の果たす役割は大きく，低侵襲かつ簡便であり，情報量も多いことからスクリーニング検査に最も適している。しかし，肺野結節影は約70%の病変で肺野の骨陰影に重複しているといわれており，骨，縦隔，血管などの重複が読影を困難にしている。そのためX線検査は，「胸部撮影に始まり，胸部撮影に終わる」といわれるように，最も基本的であると同時に最も読影に熟練を要するという二面性を持っている検査法である。

さらに近年，我が国のデジタルX線装置の割合は約96%となりデジタルX線単純撮影は一般的となった。デジタル化により容易に画像処理ができるようになり，従来のフィルムライクの画像からデジタル画像へと変わろうとしている。しかし，撮影の基本であるポジショニングや描出すべきポイント，撮影条件等は変わらない。そういった基本を大切にするからこそデジタルの技を活かせるのではないだろうか。そこで，本ワークショップでは基本に立ち返り，みなさまと共に胸部X線写真を再学習したい。

教育講演『私達はここを診ている ～胸部X線画像の画像診断～』

北里大学病院 横場 正典

ワークショップ『基本に戻ろう！ 胸部X線写真をみんなで再学習』

(1)「胸部X線画像はどうあるべきか - 全衛連の評価法から見えるもの -」

丸の内病院 平野 浩志

(2)「撮影前に知っておきたいこと ～ システムや撮影条件の考え方 ～」

りんくう総合医療センター（撮影部会長） 中前 光弘

(3)「画像処理の基本」

大阪急性期・総合医療センター 檜山 和幸

(4)「これからの胸部X線画像」

聖路加国際病院附属クリニック・予防医療センター 佐藤 稔

『胸部X線画像はどうあるべきか ―全衛連の評価法から見えるもの―』

What Should be Chest Imaging - I Show the Evaluation Method of Zeneiren -

丸の内病院

平野 浩志

1. はじめに

先人から「X線撮影は、胸部に始まり胸部に終わる」と教えられたように、受像器が CR, FPD によりデジタル化されても胸部X線撮影は奥が深い撮影技術である。

優れた胸部X線写真とは、1枚の画像の中で全ての肺野が観察できるものであるべきだと考える。つまり胸郭である肋骨、鎖骨との重なりや、縦隔に存在する胸椎、心臓、大血管、気道と重なっても肺の輪郭、肺の血管を十分に観察できる画像となる。

全国労働衛生団体連合会(全衛連)は、会員施設が実施する健康診断(健診)が高品質であることを保証するため、各施設における検査技術を審査・評価する「総合精度管理事業」の1つとして、胸部X線検査の撮影技術および読影技術について評価するとともに必要な指導を行っている。

全衛連の胸部X線検査専門委員会では、視覚評価法を用いた解剖学的指標と物理的指標による画像審査基準を作成し、医学的、物理的な画像のコントラスト、画像の輝度(濃度)、粒状性、画像処理と、撮影技術であるポジショニングを胸部X線画像から評価している。今回は、胸部X線画像はどうあるべきか、全衛連の審査基準を参考に基本に戻って皆様と一緒に考えたい。

2. 胸部X線正面像のチェックポイント

- 体が正面を向いているか。
- 鎖骨はほぼ対称か。
- 濃度の左右差はないか。
- 肩甲骨が肺野外に外れているか。
- 縦隔陰影領域が描写されているか。
- 心臓の動きによる肺血管のボケはないか。
- 横隔肋骨角がよく描出されているか。
- 心臓と肺の重なる部分の肺血管は見えるか。
- 横隔膜像の走行は追及できるか、切れてないか。
- 乳房陰影の部分で肺血管の追求ができるか。
- 鎖骨下濃度が適正で肺血管の追求が可能か。
- 肝臓と肺の重なる部分の肺血管が見えるか。
- 右心第2弓と横隔膜の交叉像がよく読めるか。
- 肺尖は広く描出されているか。
- グリットの縞目は気にならないか。



Fig-1 (全衛連推奨X線画像)

3. 画像評価

米国 Bureau of Radiological Health (BRH) の提唱による解剖学的指標と物理的指標による評価を基に、全衛連の胸部 X 線検査専門委員会では判定誤差を少なくするために表現を工夫した視覚評価を行い、医師による解剖学的指標と診療放射線技師およびメーカの技術者による物理的指標の合計点から総合評価を行う。

令和2年度 胸部X線画像審査基準

解剖学的指標による評価

	評 価 項 目		評 価 摘 要 区 分	点 数	
①	骨格系	肋骨 鎖骨 胸郭	a 良く見える	10 (9)	
b 見える			8 (7)		
c 見えにくい			6		
②	20点	胸椎	a よく見える	10 (9)	
b 見える			8 (7)		
c 見えにくい			6		
③	縦隔	心陰影 左肺動脈 下行枝	a 全体がよく見える	10 (9)	
10点			b 全体が見える	8 (7)	
			c 部分的に見える	6	
④	気道系	気管 主気管支	a 左主気管支下縁まで見える	10 (9)	
10点			b 分岐部・右主気管支下縁まで見える	8 (7)	
			c 上縦隔部の気管が見える	6	
⑤	肺実質	右横隔膜の 描出	a 右肺下縁が見える	10 (9)	
				b 肺血管が見える	8 (7)
				c 肺血管が見えにくい	6
⑥	30点	肺血管	a 右下肺外側末梢血管が側枝まで見える	20 (19)	
				b 右肺野中層部血管影の太さが分かる	18 (17)
				c 右下肺動脈の辺縁が明瞭に見える	16

物理的指標による評価

評価項目			評価摘要区分	点数
①	コントラスト 10点	心血管及び 肩甲骨と 肋骨外縁	a コントラストが明瞭	10 (9)
			b コントラストが適切	8 (7)
			c コントラストがやや不適切	6
②	肺野濃度 8点	肺全体及び 第6-7後肋間	a 全体が適切	8 (7)
			b 中肺野は適切	6 (5)
			c 中肺野がやや不適切	4
③	縦隔濃度 3点	心臓 胸椎	a 心臓・胸椎の濃度が適正	3
			b 心臓・胸椎の濃度がやや足りない	2
			c 心臓・胸椎の濃度が不適切	1
④	粒状性 4点	肺野	a 概ね適正	2
			c 荒い	1
心臓下縁		a 概ね適正	2	
		c 荒い	1	
⑥	鮮鋭度 3点	右下肺血管 のボケ	a 概ね良好	3
			b ややボケている	2
			c ボケている	1
⑦	DR圧縮処理 1点	適正性	a 概ね適正	1
			c 不適正	0
⑧	ノイズ低減処理 1点	適正性	a 概ね適正	1
			c 不適正	0
減点			第1胸椎両側横突起の欠如	-1
			肩甲骨排除不足	-1
			肺底部欠如	-1
			中心線からのズレ	-1
			過剰な画像処理	-1
			アーチファクト	-1

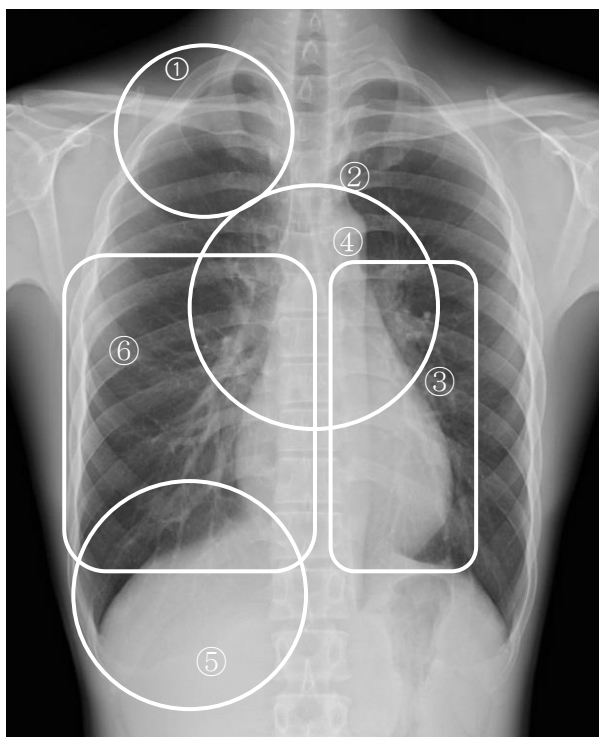


Fig-2 (解剖学的指標の評価ポイント)

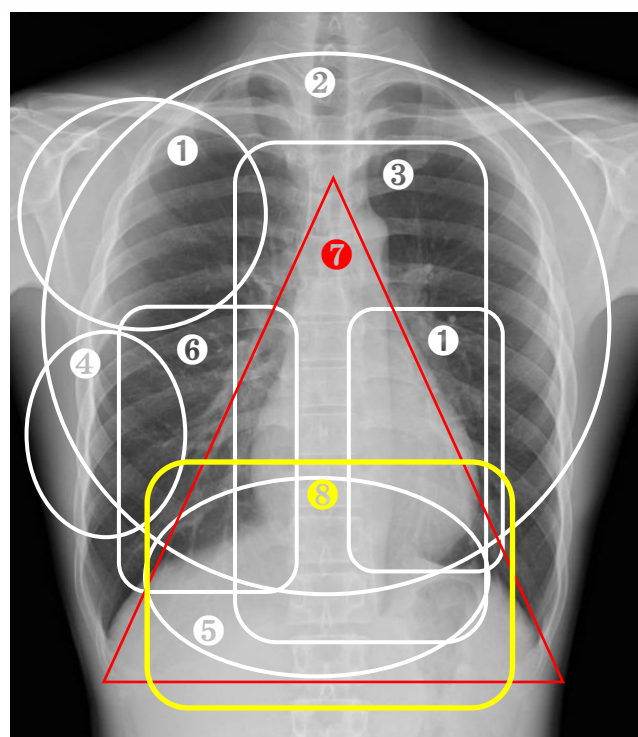


Fig-3 (物理的指標の評価ポイント)

全衛連の審査でA評価の画像



Fig-4 総合得点 99 点

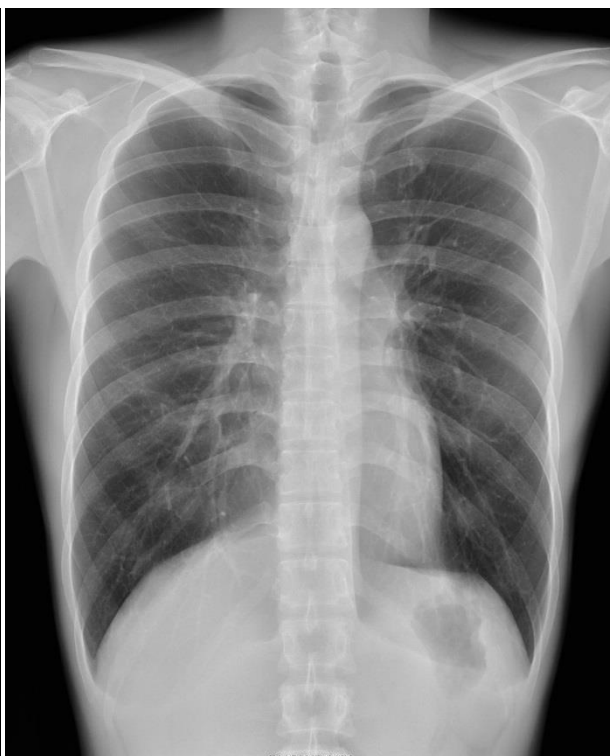


Fig-5 総合得点 97 点

評価のポイント

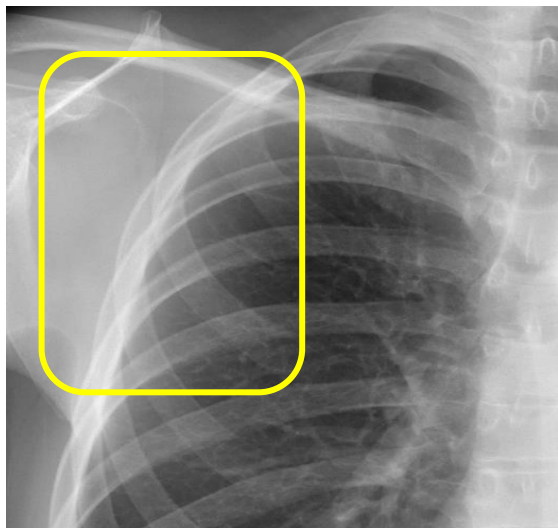


Fig-6

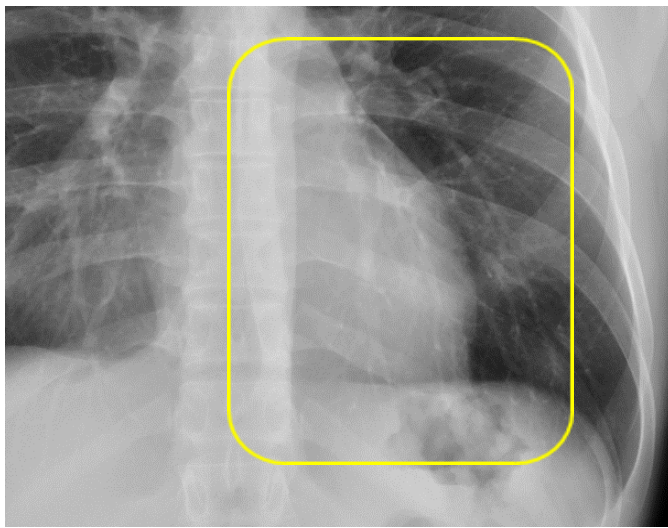


Fig-7

胸壁の描出と肋骨が重なった部分は、コントラストが付いて菱形に見える。肩甲骨と肋骨にもコントラストが付くこと。(Fig-6) 心臓と重なる血管影の連続性が追えること。更に血管が重なり合っても、コントラストを維持していること。(Fig-7) 横隔膜下の肝臓と重なる肺血管が末梢まで描出され、肺野の下壁が描出されれば、解剖学的指標で 10 点となる。(Fig-8, Fig-10) 下部胸椎の椎体の上縁、下縁が描出され、左の椎弓根が描出されれば、解剖学的指標は 10 点となる。(Fig-9) 右食道傍線が描出されれば、右肺の縦隔側の側壁の異常を発見できる。

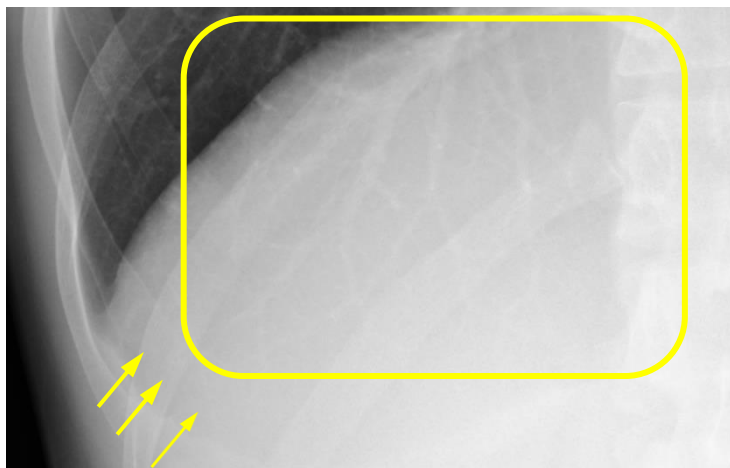


Fig-8

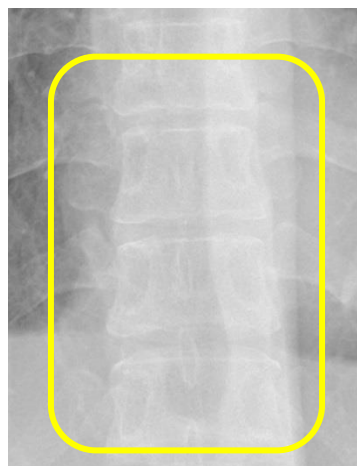


Fig-9

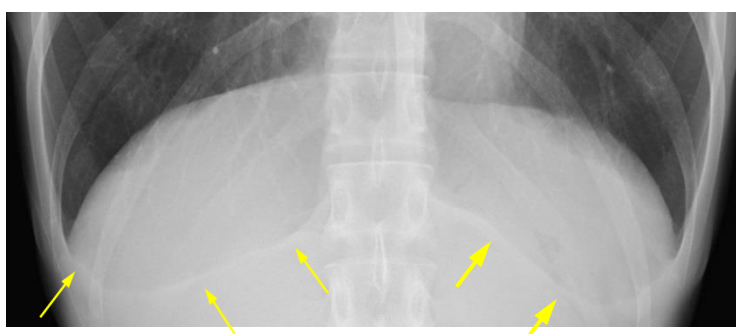


Fig-10

肺血管の見える方は、右中肺野中層部の血管影の太さが分かり、連続して血管が追える。右下肺外側末梢血管が側枝まで見える。また右下行肺動脈の辺縁が明瞭に見える。肺血管が浮き出て見えるコントラストが望ましい。(Fig-11) 過強調処理の場合、血管影が途中から急激に細くなり、ノイズが強調されている。(Fig-12) 血管影の連続性が寸断されている。粒々とノイズが目立つ。(Fig-13)



Fig-11



Fig-12



Fig-13

4. まとめ

重要なのは、粒状性を考慮した最適な X 線量での撮影である。画像処理パラメータを熟知して、過度の画像処理は行わない。診療放射線技師としてポジショニングを大切にしたい。また観察する環境および読影するモニタの特性と、その性能を維持するための精度管理も重要な要素である。デジタル時代『単にスイッチマンでなく、質の高い胸部 X 線画像の撮影(作成)に努めて欲しい』と願う。

『撮影の前に知っておきたいこと ～システムや撮影条件の考え方～』

Basic Knowledge of System Construction : Concept of EXposure Conditions

りんくう総合医療センター（撮影部会長）

中前 光弘

1. はじめに

近年、単純X線撮影は、検出器が Computed Radiography (CR) から Flat Panel Detector (FPD) に置き換わっている。また、診療情報の電子化も進み、電子カルテシステムや放射線情報システム (Radiology Information System, 以下 RIS) が導入され、X線画像は患者情報や撮影情報に関連付けられて、画像サーバーに保存され運用されている。

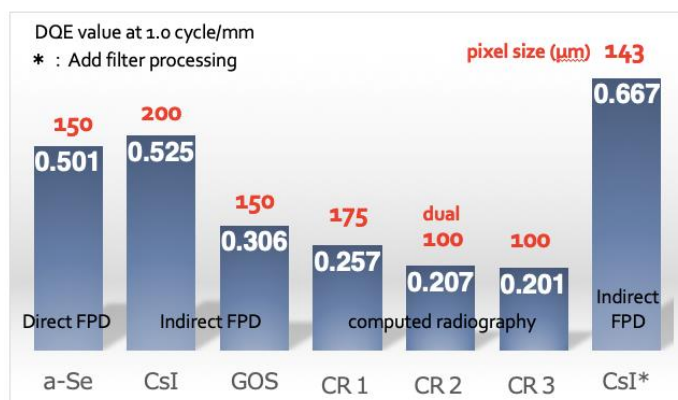
単純X線撮影は、発生したオーダーを撮影装置に連携し、ポジショニング後にプリセットされている条件で照射スイッチを押すだけの流れ作業になっている。ポジショニングの前に必要な技術があることも理解されていない。検査対象である被検者の情報をX線光子によって取得するための知識を有し、受像系（検出器）の違いによる画像化の特徴を理解することは、我々診療放射線技師にとって非常に重要なことである。

本稿では、体幹部、四肢など撮影部位によって単純X線撮影（一般撮影）の基本的な考え方が変わるため、今回のテーマである“胸部撮影”に的を絞って解説する。

2. システムについて

X線発生装置、X線管（焦点サイズ・総濾過・固有濾過・不可フィルタ）、自動露出機構（Automatic Exposure Control ; AEC）、散乱線除去グリッド（グリッド比・グリッド密度・中間物質・収束距離）、検出器（CR・FPD*）、などの選択の組み合わせで、システムとしての最適な撮影条件が決定する。

代表的な検出器の違いによる感度 (DQE) の比較を図1に示す¹⁾。同じ間接変換型の FPD でも蛍光体が GOS か CsI かによって感度が異なるため、AEC の設定も適正に行う必要がある。特に、CR から FPD に検出器のみを更新した場合は、X線発生装置メーカーのサポートを受けて、AEC 設定値の見直しが必要である。



岸本健治, 他; デジタル画像の画質と被ばくを考慮した適正線量の研究, 日放技学誌, 67(11), 2011より引用改変

図1 検出器の違いによる感度(DQE)の比較

3. 撮影条件について

3.1. 画質とは

コントラスト、粒状性、鮮鋭性が“画質の三要素”と呼ばれている。画質に影響を与える因子を表

*1: FPD は、直接変換型 (a-Se) と間接変換型に大別され、後者では蛍光体 (CsI・GOS) の種類が異なるものがある。

に示す²⁾。前項で紹介したシステム構成因子が、画質に大きく影響を及ぼしていることがわかる。

3.2. 管電圧

表示されている〇〇kVp だけではなく、付加フィルタや総濾過を加味した“線質”として考える必要がある。被写体コントラストに直結するために、フィルム/スクリーンのアナログシステムでは、高圧撮影がゴールデンスタンダードとされて来たが、デジタル化が進み、検出器が推移しているものの、まだまだ根強くその考え方が伝承されている。

銅の付加フィルタを使用することで、皮膚表面線量が大幅に軽減できるため、被ばく低減の観点から非常に有用である。一方で、被写体コントラストの低下が懸念されるが、画像処理で画像コントラストを改善できるデジタルシステムでは、積極的な使用を呼びかけているが、諸問題により活用されていない施設も少なく無い。

3.3. 撮影距離

一般的には、焦点-検出器間距離のことを意味するが、鮮鋭性に大きな影響を及ぼす因子である。X線管焦点サイズ、被写体-検出器間距離によって幾何学的な拡大率が決まり、検出器の感度、散乱線除去グリッドや使用する線質によって撮影時間が決まる。心陰影の動きを抑える上で 50ms 以内での撮影が望まれるため、総合的にシステムを構築する場合のキーポイントになる因子である。

3.4. 撮影条件の設定と補正

先にも述べたように、撮影条件は RIS 連携によって撮影装置に設定値が表示される。この撮影条件は、システムの構想が決定後、標準体型を想定して管理者が設定している。胸部撮影では、ほとんどの施設で AEC を使用しているが、自動露出機構を有していない場合は、検査部位、検査目的、個人差を加味した条件補正が必要になる(図2)。

4. まとめ

胸部に代表される“単純X線撮影”のシステム構成やプリセットされている撮影条件の考え方について解説した。診療放射線技師として最低限対応できないといけない業務であるが、メーカーに丸投げする施設も増えてきている。被ばく低減や画質の向上のためにも忘れてはいけない重要な知識であり、このワークショップを通して理解を深めていただきたい。

参考文献

- 1) 岸本健治, 他; デジタル画像の画質と被ばくを考慮した適正線量の研究, 日放技学誌, 67(11), 2011
- 2) 山下一也, 他著; 放射線検査学 (X線), 通商産業研究社, 東京
- 3) 吉田明著; 図説 X線検査の実際, マグブロス出版, 東京

表 画質を左右する因子

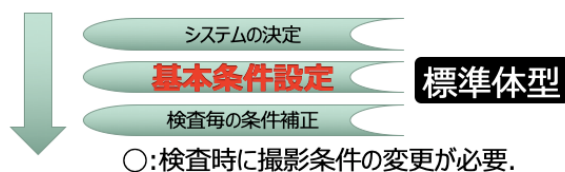
コントラスト		鮮鋭度	粒状性 (度)
被写体 コントラスト	画像コントラスト (フィルムコントラスト)	幾何学的因子 検出器の因子など	検出器の雑音
a.被写体 (厚さ, 密度, 実効原子番号) b.X線質 (管電圧, 付加フィルタ) c.造影剤 d.散乱X線 (グリッド, 可 動絞り, グレー デル効果)	a.検出器の種類 b.画素値 c.画像処理 (階調処理, DR圧縮処理 ^{*1})	a.X線管焦点 b.焦点-検出器間距離 c.被写体-検出器間距離 d.動き e.検出器 (種類, 構造) f.サンプリングアパー チャサイズ g.アンチエイリアスフ ィルタ h.画像処理 (周波数強調処理)	a.量子ノイズ ^{*2} b.検出器 (種類, 構造) c.光量子ノイズ ^{*3} d.電気系ノイズ e.量子化ノイズ f.ジッタ ^{*4} g.X線質 h.画像処理 (階調処理, 周波数強調処理)

*1: DR圧縮処理:ダイナミックレンジ圧縮処理。*2: X線量子の統計的ゆらぎ。

*3: 光の統計的ゆらぎ。*4: 電気信号の時間的揺れ

山下一也, 他著; 放射線検査学 (X線), 通商産業研究社より引用改変

区分	因子	
○ 検査部位	人体構造	臓器の種類, 厚さ
○ 検査目的	描出部位	胸郭 (肺野 vs. 胸椎)
○ 個人差	被写体の違い	性別, 年齢, 体格, 疾患
システム	発生装置	焦点サイズ, 総濾過, 整流方式, グリッド
	検出器	サンプリングサイズ, 蛍光体,



○:検査時に撮影条件の変更が必要。

吉田 明著: 図説 X線検査の実際, マグブロス出版 より引用

図2 撮影条件の設定と補正

『画像処理の基本』

Basics of Image Processing

大阪急性期・総合医療センター

檜山 和幸

1. はじめに

胸部画像の特徴は、画像内が高濃度領域と低濃度領域に分かれ、中間濃度の領域が少なく、それぞれの濃度領域で求められる画質が異なることである。高濃度領域の肺野では末梢血管影のような、コントラストが低く、なおかつ小さな構造物の描出が求められるため、コントラストが良く鮮鋭度の高い画質設定が必要である。それに対して、縦隔部は構造物が大きいので、それらの辺縁のエッジは比較的緩やかなため、肺野より到達線量が少ないなかで良い粒状性とコントラストの低い構造物の描出が求められる。また、縦隔部を構成する臓器のコントラストは肺野に比して個体差が大きいので、高コントラストな画質設定よりもダイナミックレンジを重視した広いラチチュードを持つ画質設定が求められる。

2. 画像処理の基本

胸部の画像処理は、ただ漠然と濃度やコントラストを変更するのではなく、臨床上の画像に求められる画質を十分に検討し、画像処理の効果や意味を理解して使用することが重要と考える。

各メーカーで様々な画像処理が可能となっているが、本稿では富士フイルム社製 digital radiography (DR) システムの主な画像処理について解説する。

2-1 階調処理

適切な濃度、コントラストとなるような画像に変換する処理を階調処理という。階調処理には 4 つのパラメータがある。

2-1-1 GT (階調タイプ: gradation type)

撮影部位ごとに適正な特性を与える基本階調 (非線形階調カーブ) のテーブル。各撮影部位、技法毎の理想的な画像が表現できるよう基本階調が設計されている。各部位に最適な階調が設定されている。

2-1-2 GA (回転量: gradation amount)

Gradation center (GC) で設定した濃度を中心にコントラストをコントロールするパラメータ。基本階調の傾き。通常は 1.0 程度に設定されている。GA の数値を上げると基本階調の傾きは大きくなり、コントラストは向上する。数値を下げると基本階調の傾きは小さくなり、コントラストは低下する。

2-1-3 GC (回転中心: gradation center)

設定された基本階調 (GT) を GA にて回転する際の回転中心 (濃度中心)。GA を変えても GC で設定した濃度領域は変化しない。通常 GC は観察する部位の重要な濃度域に設定されている。

2-1-4 GS (濃度シフト: gradation shift)

濃度をコントロールするパラメータ。基本階調をシフトすることにより濃度をコントロールする。基本階調は形を変えず平行移動する。GS の数値を上げると高濃度となり、数値を下げると低濃度になる。

2-2 周波数処理

画像の鮮鋭度をコントロールするために行われるのが周波数強調処理である。画像を空間周波数領域に変換すると、

低周波数成分から高周波成分まで連続した信号強度が得られる(通常、低周波成分が多く高周波成分が少ない)。この連続した情報のなかで、特定の周波数領域だけを処理していたのが従来の周波数強調処理であり、一般的に知られているアンシャープマスクを用いたエッジの検出と強調処理といえる。現在のマルチ周波数処理では、原画像に対してマスクサイズの異なった平滑化処理を行うことで(重みづけ平均による平滑化処理)、周波数応答特性が異なる非鮮鋭画像が作成され、この画像間を差分することにより各周波数帯域の信号を抽出している。これらの複数の周波数領域をそれぞれ強調することで、低周波成分から高周波成分までの信号強度を制御でき、従来と比較してバランスのとれた強調が可能となった。

2-3 ダイナミックレンジ圧縮処理

ダイナミックレンジ圧縮処理とは、画像の高濃度部、低濃度部の濃度を変化させ可視領域を拡大させる処理であり、特に X 線吸収差が大きな部位で有効となる。基本原理は、原画像から著しいぼけ像を作成し、ぼけデータの座標で圧縮テーブルを作成する。それによりかさあげ、あるいはレベルを下げる信号を作成し、原画像に加える。この手法により、関心領域は全く信号を変えず低露光域の白抜けや、高露光域の黒つぶれが起こることなく、高周波数成分の信号を維持したまま表現できる。現在の処理では、複数の非鮮鋭画像を用い差分することで低周波数領域から高周波数領域までの信号が抽出可能となり、大きい構造物から小さい構造物のエッジ抽出が改善し、ダイナミックレンジ圧縮処理を行う範囲がより正確に抽出できるようになった。

2-4 ノイズ抑制処理

ノイズ抑制処理は、信号成分のレスポンスを低下させず粒状感を改善することを目的として、ノイズと信号を分離してノイズ成分だけを選択的に抑制する処理である。ノイズと信号を分離する手法は、有効な画像信号は線構造やコントラストの強い点構造からなると考え、ノイズは、そのような構造をもたないランダムな成分とみなすことができる。そこで、各周波数帯域成分から線・点構造を抽出した後、元の信号から取り除くことによりノイズ成分を抽出している。しかし、一般的な処理と同様、処理条件の設定を間違えると信号のレスポンスまで低減してしまう可能性があるため、ノイズ抑制処理の動作を正しく理解して慎重に条件設定を行う必要がある。

3. ダイナミック処理による胸部縦隔部の描出について

画像診断では人体組織の X 線吸収差を画像の濃度差(コントラスト)で観察するため、画像処理で最も重要な処理は観察する画像(関心領域)の濃度とコントラストを適正に設定することである。

胸部画像では高圧撮影条件が使用され、肺野内のコントラストを維持するために階調処理や周波数処理を適正に設定し、縦隔部を描出するためにダイナミックレンジ圧縮処理を設定している。しかし、ダイナミックレンジ圧縮処理は被写体厚の違いによって処理の掛かり方が異なる。特に縦隔部や横隔部などの被写体厚の厚い場合では描出が不十分であったが、新しい画像処理であるダイナミック処理では、被写体厚に応じて自動でデジタル値を圧縮することでより縦隔部の描出が可能となった。

今回は実際に撮影された胸部臨床画像へのダイナミック処理の適応について、従来のダイナミックレンジ圧縮処理と比較検討したので以下に述べる。

評価対象は、当センターで胸部正面像を撮影した患者 34 名の画像を使用した。内訳は 60 キロ以下が 13 名、60 から 80 キロが 10 名、80 キロ以上が 11 名であった。それぞれの胸部正面像に対しダイナミックレンジ圧縮処理の無い未処理画像、ダイナミックレンジ圧縮処理を行った画像、ダイナミック処理を行った画像の 3 つの処理画像を作成した。作成した 3 つの画像処理を行った画像に対してシェッフェの一対比較法を用いて視覚評価を行った。

評価部位は右上肺末梢血管、左上肺血管、気管・左右主気管支、椎体や胸部大血管の縦隔部境界線、横隔部に重なる血管、肩甲骨下の皮膚面での粒状性、肩甲骨の鮮鋭度の 7 部位を評価した。

結果は、右上肺末梢血管や左上肺血管等の肺野部では、ダイナミックレンジ圧縮処理とダイナミック処理に有意差は見られなかった。一方で縦隔部や横隔部では、ダイナミックレンジ圧縮処理に比べダイナミック処理がより視覚評価が高く、体重別の比較では最も体重の多い 80 キロ以上の群でより有意差のある患者比率が大きくなった。

すなわち肺野部では視覚評価に有意差が見られなかったため、ダイナミックレンジ圧縮処理とダイナミック処理の

影響は受けないことが確認でき、縦隔部や横隔部はダイナミックレンジ圧縮処理では一律に処理が掛かっている反面、ダイナミック処理では被写体の厚みに対してコントラストとデジタル値を自動で調整するため視覚評価で有意な差があったと考えられる。そのため従来のダイナミックレンジ圧縮処理では対応できなかった縦隔部の描出が可能になり、従来处理以上に有用な画像処理と考える(図1)。



図1 胸部画像（80kg以上群の一例）

参考文献

- 1) 船橋正夫. ワークショップーよりよい撮影技術を求めて(その 72) デジタル撮影における X 線量の標準化にむけて CR 導入時の撮影条件設定の考え方. 放射線撮影分科会誌. 2004;43:12-15.
- 2) 船橋正夫. 総論・デジタル画像に求められる画像処理技術ー前編ー. 日本放射線技術学会雑誌. 2007;63(10):1189-1199.
- 3) 船橋正夫. 総論・デジタル画像に求められる画像処理技術ー後編ー. 日本放射線技術学会雑誌. 2007;63(11):1293-1302.
- 4) 関西地区 CR 研究会. CR 超基礎講座. 2017.
- 5) 関西地区 CR 研究会. 超基礎講座テキスト. 2012.
- 6) 岩崎信之. FCR 画像処理解説書. 第 3 版. 富士フイルムメディカル;2003.

『これからの胸部 X 線画像』

Future Perspective in Chest Imaging

聖路加国際病院附属クリニック・予防医療センター

佐藤 稔

1. はじめに

デジタル X 線単純撮影は、近年の我が国では一般的となり、容易に画像処理ができるようになった。従来のフィルムライクに作られた画像から真のデジタル画像へと変わろうとしている。しかし、撮影の基本であるポジショニングや描出すべきポイント、撮影条件等は変わらない。そういった基本を大切にするからこそデジタル技術を有効に活用できるものとする。

さまざまな画像処理された胸部 X 線画像を供覧し、画像処理の有用性はもちろん、画像処理アーチファクトや偽陽性画像などの画像検討も行い、これからの胸部 X 線画像の未来について、一緒に検討し再学習したい。

2. 胸部 X 線画像処理の臨床

胸部 X 線画像の画像処理には、各社で工夫されたノイズ低減処理・マルチ周波数処理・周波数強調処理などが既に施されてユーザに提供され、照射野自動認識や、胸部体型認識による自動トリミングなど、特別な操作ではなく、一般的なツールとして提供されている機能もある。

また以下の①から③と※については、特別な画像処理として、臨床画像と共に提示し検討する。

① Dual Energy Subtraction(Two Shot)画像

② Bone Suppression 画像

③ Temporal Subtraction 画像

※病変検出処理（誌面では割愛）

近年の技術進歩には、撮影装置側のハードウェア技術進歩と同時に、画像処理装置の進歩とソフトウェア技術の進歩も同時に進み、撮影曝射時間の短縮をはじめ、リアルタイム処理など画像表示の高速化・作業効率の省力化にも貢献している。

3. 画像提示

【図①】 Dual Energy Subtraction 画像（オリジナル画像・軟部組織画像・骨組織画像）

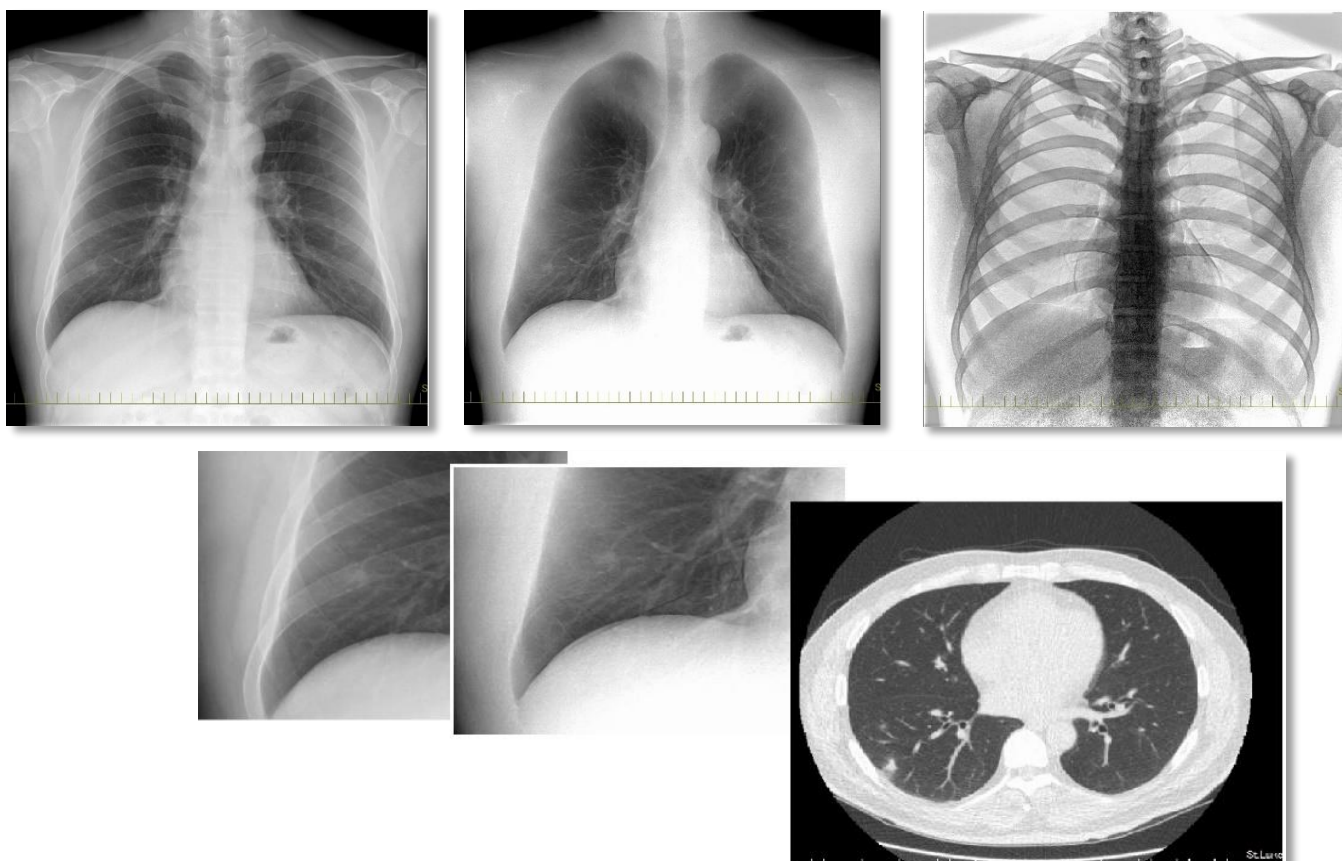
提示した画像は 1 度の息止めで 2 回曝射する方式での画像である。デメリットの 1 つに画像処理は、撮影装置に依存していて、対応可能な装置で撮影を行わなければならない。もう一つは、2 回曝射による照射線量の増加である。

【図②】 Bone Suppression 画像（オリジナル画像）・【図③】 Temporal Subtraction 画像

サーバ型ソフトウェアで処理を行う、撮影装置に依存しないため、種類の異なる複数の撮影装置からでも画像を送信すれば処理が可能である

【図④】 同日の胸部 CT 撮影と、後日の PET-CT 画像の比較画像

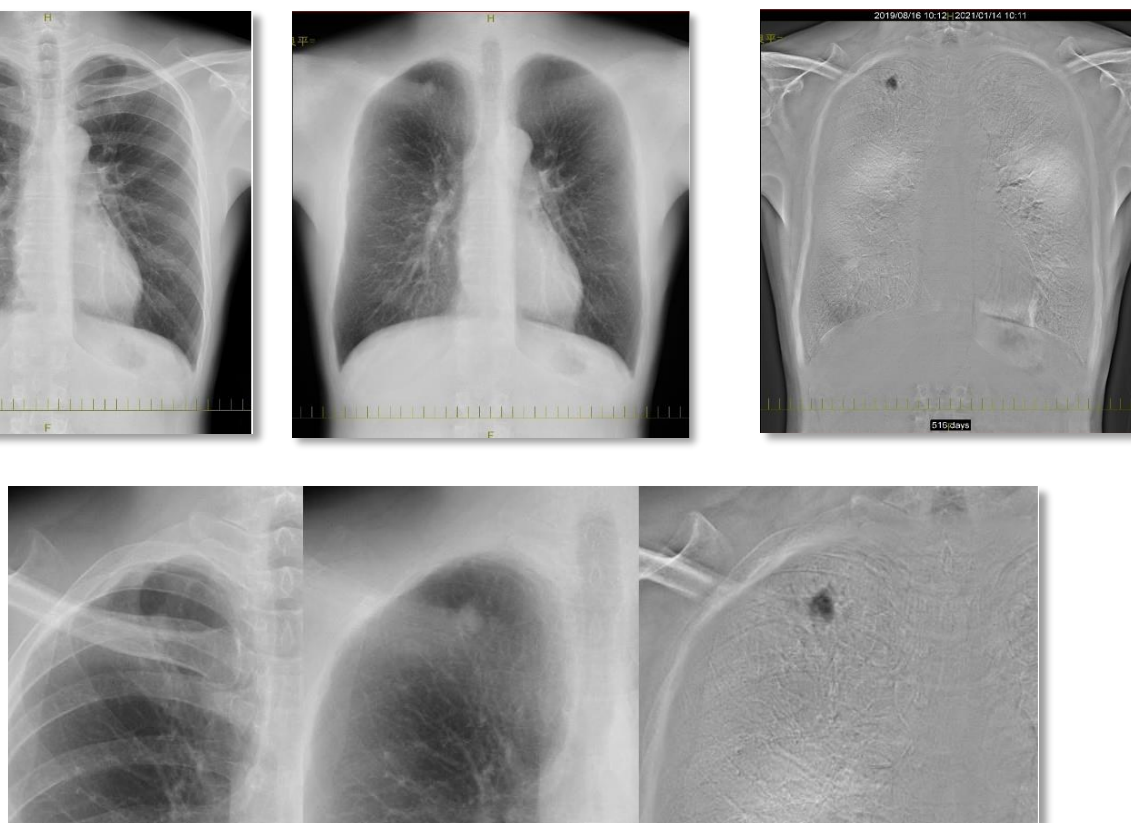
【図①】 Dual Energy Subtraction 画像（オリジナル画像・軟部組織画像・骨組織画像）



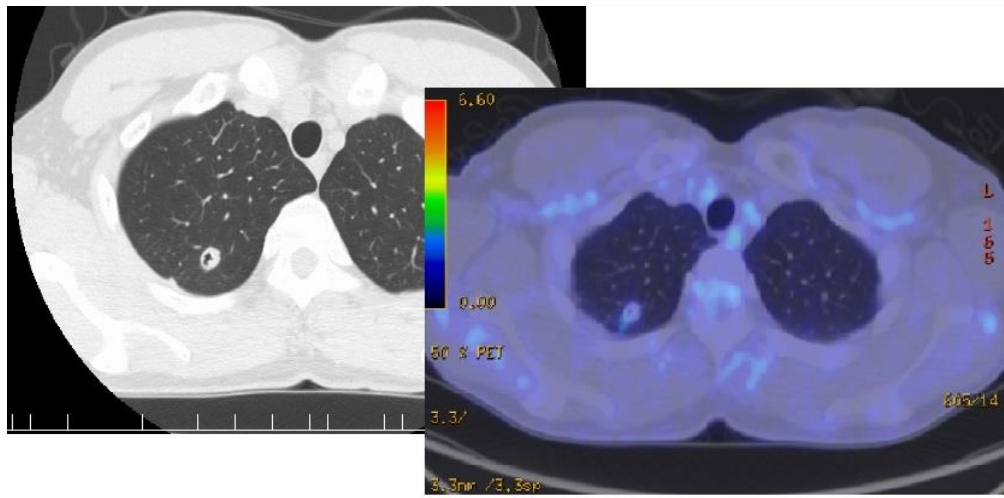
【図②】 オリジナル画像・Bone Suppression 画像



【図③】 Temporal Subtraction 画像



【図④】 胸部 CT 撮影・PET-CT 画像



今回画像の提示はできなかったが、Dual Energy Subtraction(One Shot)といわれる、1度の息止と1回曝射で撮影を行い画像処理可能な装置がある。X線発生装置側が2種の撮影条件で曝射するのではなく、Flat Panel Detector (FPD) 側でエネルギー弁別を行ない画像処理する方式で、今回提示している2回曝射方式のデメリットの1つ心陰影のブレがないといわれている。

4. 胸部 X 線画像の未来

実用化も近い病変検出画像処理も、精度が低いオリジナル画像を用いれば偽陽性やアーチファクトで十分な効果が発揮できないと考える。いかに精度の高いオリジナル画像を安定して提供できるかが、結果的に未来へ残る1枚の価値のある写真へつながると考える。

読影医師からは、常に比較読影を行なう事が非常に重要であるといわれている。画像処理においても特に Temporal Subtraction 画像では、前回画像と今回画像とのサブトラクション処理の差を白や黒で強調させるので、呼吸タイミングやポジショニング（体のねじれ）・髪の毛等の影響が、偽陽性を生じる事がある為、十分注意する必要がある。

未来のシステムとして、以下の支援システムに分けて考えた。一部実装されているソフトウェアもあるが、一部は空想の域というものも含まれ、これらについてはあくまでも個人的な希望である。

① 撮影支援システム

- ・顔認証技術で患者・受診者の取り違い防止
- ・画像認識技術を活用してパラメータ（AP・PA・左右や部位など）自動選択
- ・ライブカメラ機能の応用でポジショニングを録画・経過観撮影時に再現画像表示
- ・ライブカメラ情報と撮影画像から、左右マーカ自動追加
- ・体格 3D 計測技術で撮影条件・推奨パラメータ自動選択
- ・体動センサ技術・画像認識技術の応用で呼吸状態認識、曝射タイミング支援
- ・音声認識や体動検知技術・視線感知の応用で、スイッチレス曝射
- ・X線管球の精度管理・FPDの精度管理や自動記録・自己診断機能

② 読影支援システム

- ・顔・視線認識機能・視線追従機能を応用し、読影画像の見逃し・わき見防止支援
- ・顔・視線認識機能・視線追従機能を応用し、自動ページング・自動画像展開・マウスレス支援
- ・病変検出画像からの自動所見作成（レポート作成支援）
- ・HIS-RIS から PACS 連携を拡張して、治療情報・血液・検体検査・内視鏡レポートなど連携対象の検査画像からの関連検査情報をリンク表示させる診断・読影支援
- ・PACS と複数の画像処理サーバが連携して、様々な画像処理があたかも 1 つの世界で展開
- ・ライブカメラ情報を利用、撮影現場の状況が撮影画像に添付・撮影の「みえる化」
- ・ライブカメラ情報や PACS・HIS を応用利用、医師の教育・カンファレンス画像や、技師の教育・撮影画像の再現性などの情報共有がシームレスに行える「教育連携支援」

5. まとめ

撮影支援システムや、読影支援システムなど、さまざまな技術の発展や応用など、検査・診断・治療の環境が今後大きく変化・進化していくと思われる。

しかし、人と人とがかかわり、検査する、される関係に変わりはなく、精度の良い写真を読影医師・担当医師に届ける事の意義も変わりがない。

撮影される患者側・受診者側の気持ちや撮影環境はもちろん、最先端の支援システムが導入されても、撮影をしている自分を客観的にとらえる事がさらに重要になっていくと考える。

未来を予想するのは難易度がかなり高いが、私たちが提供する 1 枚の写真が、「未来へ残る大切な1枚」、比較読影に「価値のある1枚」となる事を忘れず、『心技体』バランス良く、最大限のパフォーマンスで 1 枚の写真が提供できるように精進していきたいと考えている。

参考文献

- 1) 関将志, 撮影装置および FPD 技術の現状と将来展望, INNERVISION, 35(1);19-22(2020)
- 2) 陣崎雅弘 1, 橋本正弘 2, 画像検査プラットフォーム「SYNAPSE SAI viewer」が導く読影の効率化と精度向上, 月刊新医療, 47(9);30-33(2020)
- 3) キヤノンメディカルシステムズ HP (<https://jp.medical.canon/>)
- 4) キヤノンライフケアソリューションズ HP (<https://lifecare.medical.canon/>)
- 5) コニカミノルタ ヘルスケア HP (<https://www.konicaminolta.jp/healthcare/index.html>)
- 6) 東陽テクニカ メディカルシステム HP (<https://www.toyo.co.jp/medical/>)
- 7) 富士フイルム HP (<https://www.fujifilm.com/jp/ja/healthcare>)
- 8) GE ヘルスケア HP (<https://www.gehealthcare.co.jp/>)
- 9) PHILIPS ヘルスケア HP (<https://www.philips.co.jp/healthcare/solutions/radiography>)
- 10) SIEMENSヘルスケア HP (<https://www.siemens-healthineers.com/jp/corporate-info>)

『低線量 CT: 目的と意義』

Low-dose CT: Its Purpose and Significance

国際医療福祉大学成田病院

赤羽 正章

1. 初めに

The road to hell is paved with good intentions. 地獄への道は善意で舗装されている。CT の撮影条件を改訂して線量を下げると、善い行いをした気分になるものだ。しかし線量低減は適切に行われなければ、患者はむしろ損をする。単純に mA や目標 SD を変更して線量を下げるだけならば、非専門家でもできる話である。本当に善い行い、すなわち患者に利益をもたらすような低線量 CT の臨床応用は、線量低減による画質低下と診断能低下の関係が必ずしも直線的で無いことを利用する複雑で複合的な作業であり、診療放射線技師と放射線科医と医学物理士と装置メーカーや関係各所から構成される専門家集団でなければできない仕事である。

2. 低線量 CT の目的: 何のために線量を下げるのか

線量を下げる目的は何か。X線 CT 検査は、得られる情報による便益、すなわち予後や QOL の改善と、被ばくによる発がんリスク、すなわち放射線誘発癌による予後や QOL の悪化とのバランスで正当化される。したがって線量低減が利益をもたらすためには、画質や診断能の低下よりも、被ばく低減による発がんリスク減少の方が、より大きく予後や QOL を変化させなければならない。通常の CT 検査による発がんリスクは元々かなり小さいのであるから、そのわずかなリスクを更に減らすことで得られる予後改善は非常に小さい。となれば、線量低減による情報減少～診断能低下は、皆無と言えるほど小さくせねば、線量低減を正当化することは難しいはずだ。「画質は低下したが、診断には支障無さそうだ」という簡素な議論をもって、差し引きで得をしたことに確信を持てだろうか。線量低減のために撮影条件を変更するなら、診断能担保の確認には鋭敏で正確な手法が用いられるべきである。

3. 「低線量 CT」とは何か

低線量撮影とは何か。それぞれの検査が最適化されていて、旧来ないし標準よりは線量が下がっている、ということなら、それは適正線量撮影であって低線量撮影ではない、と考えることもできるが、そうすると適切な低線量撮影は存在しないことになってしまう。巷で言われる「低線量 CT」の意図するところは、2 種類あるように見受けられる。一つは「検査目的限定型」で、線量低減により情報は減少し、全体の診断能も低下するが、限定した検査目的の診断能を担保することで便益とリスクのバランスを取り、最適化が達成されるもの。もう一つは「個別化型」で、放射線感受性の高い群について、一般群よりも被ばくによる発がんリスクが高いため、便益とリスクのバランスが取れる線量が一般群よりも低くなるはずだ、という観点で最適化が達成されるもの。後者の「個別化型」は患者毎の放射線感受性に応じて適正線量は変わるはず、という観点であるから、本来は「個別化型適正線量 CT」であるべきで、「個別化型低線量 CT」はその先駆けとして部分的に実施している形である。

4. 低線量 CT の意義：誰がメリットを享受しうるのか

線量を下げれば画質は低下し、画質が低下すれば診断能も悪化するのは必定だが、その関係は必ずしも直線的でない。また、CT 画像の中には、低線量でも診断できることと高線量でないと診断できないことが混在している。こうした背景から、検査で得るべき情報が絞り込まれている場合、線量を低減しても診断能を保てるチャンスが生まれる。これが、検査目的限定型低線量 CT の目指すところである。結石や高濃度造影剤や空気などの高コントラストで構成される病変や解剖学的構造描出は、このようなチャンスに恵まれやすい。特に、高線量で無ければ診断に支障を来すような病変が存在する事前確率が低い場合、つまり慢性疾患や悪性腫瘍などの既往がない場合、検査目的を絞り込みやすい。例えば、無症状者を対象とした肺癌 CT 検診や、突然発症の尿路結石 CT など、こうした条件に適合し、広く活用されている¹⁾。別の観点では例えば、同一部位を短期間に繰り返し撮影する場合、1 回当たりの画質が多少低下しても別の回の通常線量画像を参照し情報を補うことで診断能を保つことが期待できる。初回以降の経時的変化観察が検査目的の検査や、造影 dynamic CT における特定の時相などは、そのような考え方で低線量撮影を活用しうるだろう。

放射線感受性の高い集団では、積極的な線量低減が正当化・最適化されやすい。小児～若年者においては、高齢者と同じ検査目的であったとしても、より低い線量で便益とリスクのバランスが成立する可能性が高いだろう。より極端な事例としては、毛細血管拡張性運動失調症や Nijmegen(ナイミーヘン)症候群のような放射線感受性の極めて高い患者群については、相当な低線量でないと便益とリスクのバランスが成り立たないかもしれない。個々の患者の放射線感受性に応じて線量を最適化できるようになれば、放射線感受性の非常に低い群では積極的に高線量で高画質な撮影を適用するなど、逆方向の個別化も運用されうるだろう。

線量当たりの情報量は、検出器の線量効率や再構成方法によって変わる。線量低減して失われる情報が少なければ、より積極的に下げられることは間違いない。線量効率の高い検出器、逐次近似再構成、AI/deep learning 活用再構成など、線量当たりの情報量を高める技術の発展に対し、それを評価して良いものを積極的に導入する動きを保つことが、普遍的なメリットに繋がる。

5. まとめ

善い行いをしたような気分にならずに、何のために線量を下げようとしているのか、線量を下げ得られたリスク減少が、失われた情報に見合うものか、見失わないように仕事をしていきたい。

参考文献

- 1) ICRP, 2017. Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135. Ann. ICRP, 46 (1)

『低線量 CT の現状と展望』

The Current Status and Future Prospects of Low-dose CT

座長：国立がん研究センター東病院（撮影部会委員）野村 恵一

静岡県立静岡がんセンター（撮影部会委員）瓜倉 厚志

1. はじめに

X 線 Computed Tomography (CT) 検査は他の X 線検査よりも被ばく線量が高いことが国連科学委員会より報告されている。CT 装置の臨床応用が始まってから 40 年余りが経過し、ハード、ソフト共に被ばく低減技術の開発が進み、多くの技術が現在の CT 装置に搭載されている。被ばく線量を低減する方法では管電流を下げることが一般的であるが、被写体を透過する光子数が減少するため画像ノイズが増加する。その策として登場した逐次近似再構成技術の与えたインパクトは大きく、オプションではなく標準搭載とする装置メーカーもあり業界全体での被ばく低減への意識は高い。日常診療で小児から成人、様々な疾患に対して CT 検査が行われている中で、低線量 CT 技術の応用そして線量の最適化が今後も求められる。

2. CT 検査の被ばく低減技術

CT 装置には多くの被ばく低減に関連する技術開発が行われてきた。前述した逐次近似再構成以外にも検出器の改良によるノイズ低減、Dual Energy 撮影のフィルタを転用し X 線スペクトルを高エネルギーにシフトさせる線質調整機構、自動管電流変調機構および感受性の高い臓器に対して、選択的に X 線照を低減する機能、アクティブコリメータによる画像に寄与しない X 線の削減、低電圧撮影といった技術が搭載、また撮影現場での対応としてビスマスシールドを使用した水晶体被ばくの低減の報告もある。それぞれの技術を組み合わせることで低線量での CT 撮影が可能となっている。

また医療現場の線量への取り組みも近年変化が見られ、2020 年 4 月より線量管理が義務化、線量管理ソフトを用いた CT 線量指標の見える化、本邦の Dose Reference Levels 2020 との比較によるスキャンパラメータの再考も行われるようになり、今後の撮影条件並びに被ばく線量最適化が効果として期待される。

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線量 CT における要素技術や画質特性の理解を深め、臨床応用については検診、成人、小児における低線量 CT の適応やプロトコルについて議論を行う。いまある低線量技術を理解し、必要最低限の被ばくで最大限診療に有用な情報を提供することが診療放射線技師に期待されている部分である。本ワークショップにご参加いただき活発なご意見をいただくとともに、CT 検査の低線量技術応用の一助になれば幸いである。

『低線量 CT の新技術』

Technological Innovation in Low-dose CT

三重大学医学部附属病院

永澤 直樹

1. はじめに

低線量 CT の実現には診療放射線技師の撮影技術だけでは達成することは難しく、機器メーカーの技術開発が大きく比重を占めている。本稿では、低線量 CT を実現するための新しい技術を紹介する。

2. Integrated Circuit Detector

CT スキャナの検出器は、人体を透過した X 線ビームをコンピュータで処理できるデジタル信号に変換するものであり、従来のアナログディテクタは入射 X 線を可視光に変換するシンチレータ層、可視光を電流に変換するフォトダイオードアレイ、および別の電子ボード上にある、信号をデジタル化するアナログ-デジタルコンバータ (ADC) で構成されている。電子部品の数が多かったり、導電経路 (アナログケーブル) が長かったりすると消費電力を増加させることになり、信号の減衰や導電経路のクロストークにより結果的に検出器によって電子ノイズが生成される。

Integrated Circuit Detector (IC 検出器: デジタルディテクタ) は、フォトダイオードアレイと ADC を 1 つの IC チップに組み合わせたため、導電経路が大幅に短縮化される。シンチレータからの光は、ADC を収容する相補型金属酸化膜半導体 (CMOS) ウェハの上部にある裏面照射型フォトダイオードに到達し、ウェハの反対側でデジタル信号が生成される。IC 検出器はデジタル化された信号をほぼ損失なく転送することができる^{1,2)} (Fig.1-3)。

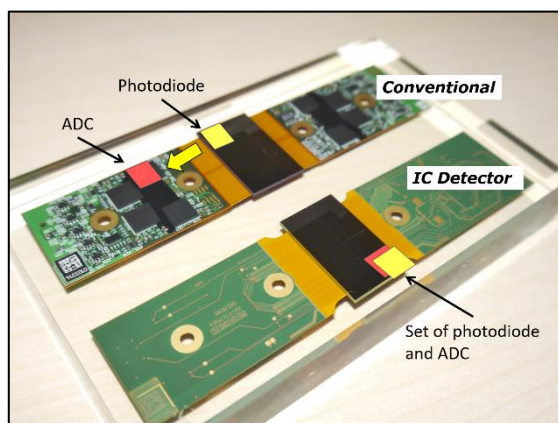


Fig.1 Siemens 社製検出器

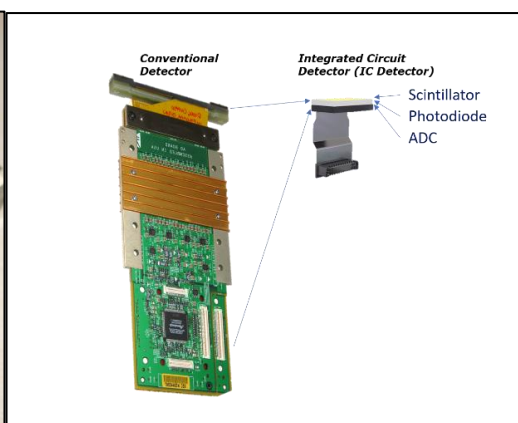
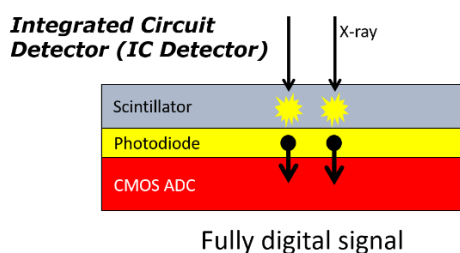
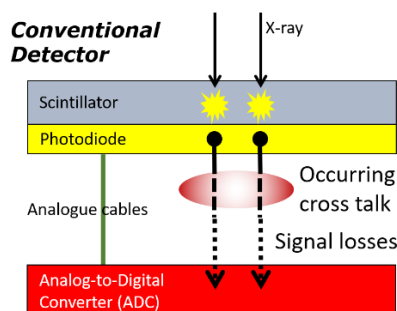


Fig.2 GE 社製検出器



Fully digital signal

Fig.3
検出器の模式図

SOMATOM Definition Flash (SIEMENS)において、アナログディテクタからデジタルディテクタ (Stella Detector) に換装する前後で行ったノイズ評価を Fig.4 に示す. IC ディテクタで約 17% の線量低減を行っても従来のアナログディテクタと同等の SD になることが示唆された.

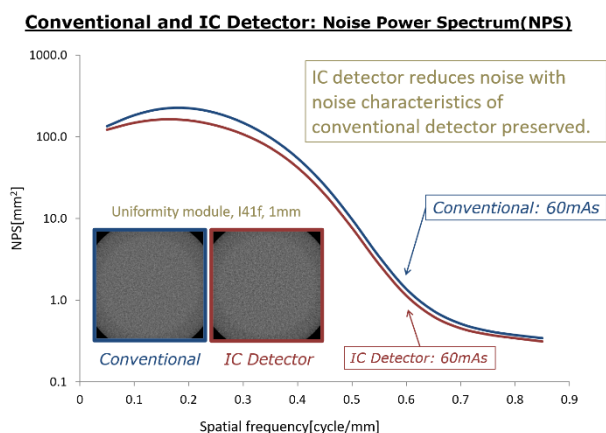


Fig.4 Noise power spectrum 解析

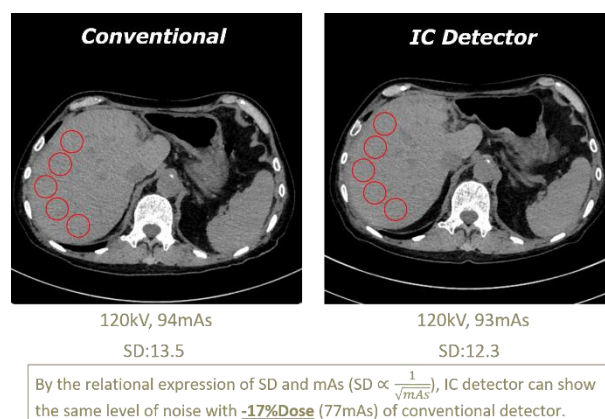


Fig.5 肝臓 CT における SD 解析

3. Tin-Filter

X 線は X 線発生装置から射出後、ボウタイフィルタを通過することで人体撮影 (主に軟部) に最適な均一性および線質にコントロールされる. ボウタイフィルタによってコントロールされた X 線は低エネルギー領域を含んでいるが、肺野や骨などの高コントラスト領域を描出する際にはあまり必要とされないエネルギー帯である. Tin-Filter は 0.4mm 厚程度の錫 (スズ, Tin, Sn) でできておりボウタイフィルタの後に配置される. ボウタイフィルタを通り抜けた X 線からさらに低エネルギー領域を取り除くことで肺野や骨などの高コントラスト領域を撮影する際に低被ばくを実現する技術である^{3,4)}(Fig.6).

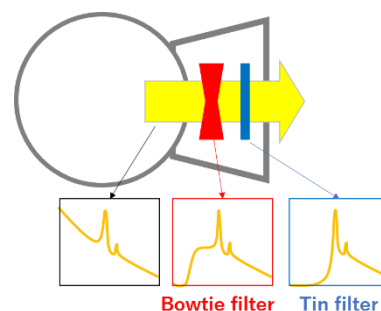


Fig.6 フィルタと X 線の線質

SOMATOM go (SIEMENS) に搭載された Tin-Filter について胸部ファントムを撮影し、模擬腫瘍の CNR を検討した (Fig.7). どの線量においても Tin-Filter の方が CNR が高い値を示すことがわかった. (Fig.8)

A ground-glass nodule (GGN) module : -800 HU, $\Phi 5\text{mm}$

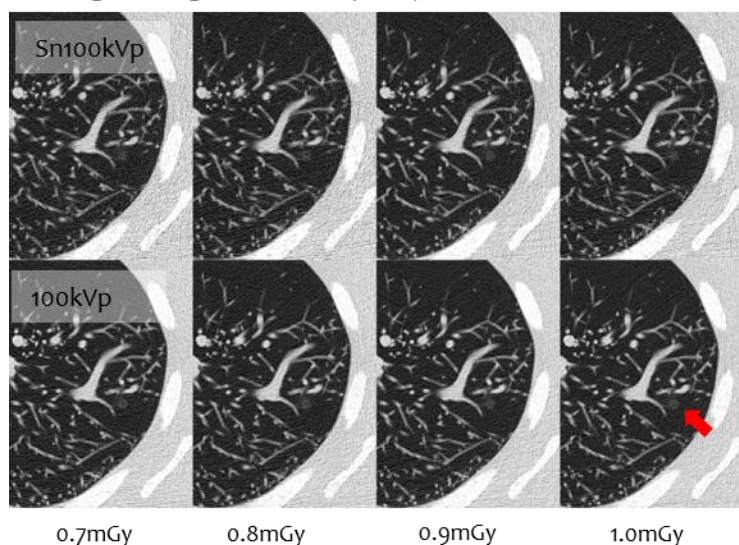


Fig.7 Sn100kV および 100kV で撮影した模擬腫瘍

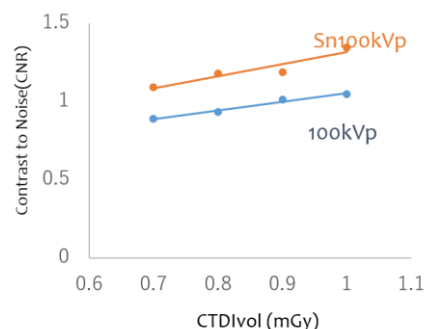


Fig.8 CNR 解析

Tin-Filter は画質にあまり寄与しない低エネルギー領域の X 線をカットすることで低被ばくを実現する技術であるが、X 線量を約 9 割カットするため SOMATOM go の場合、最大出力線量であっても被写体には 1mGy 程度しか届かない。

4. Deep learning image reconstruction (DLR, DLIR)

Deep Learning の技術は様々な分野で利用されているが、医用画像分野においても CT 画像で利用され始めている。高度にノイズが低減された画像 (CANON ではフル逐次近似再構成画像, GE では高線量の FBP 画像) を教師画像として学習させることで、低線量画像から高線量画像のようにノイズを低減させる⁵⁻⁷⁾。

Revolution CT apex edition (GE) で撮影された DLIR 画像について NPS を評価した (Fig.9,10)。DLIR 画像は従来の FBP や ASiR-V(50%) に比べ全体的にノイズ量が低減していることがわかる。ASiR-V 等の逐次近似応用再構成画像は高周波領域で FBP に比べノイズが強めに低減される特徴 (ブロッカー, オイルペインティング) があるが、DLIR はどの強度においても FBP と同等のカーブ形状を示し、どの周波数においても FBP に類似しつつノイズが低減された画像が得られていることがわかる。

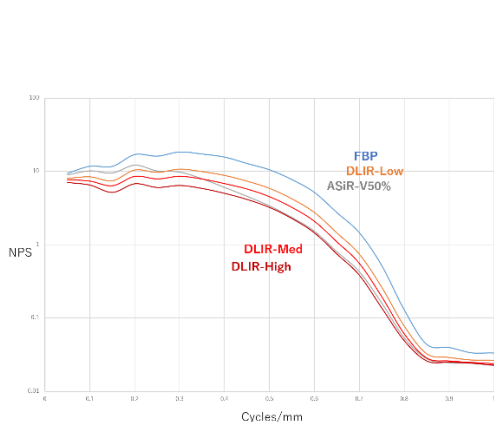


Fig.9 Noise power spectrum 解析

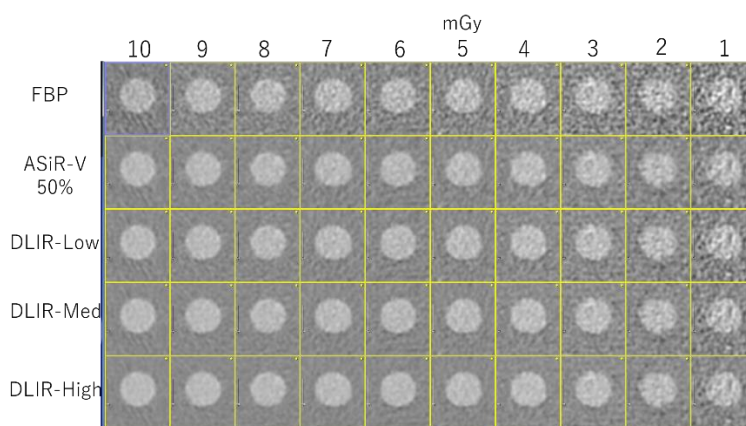


Fig.10 線量毎, 再構成法毎のファントム画像

5. 線量管理システムによる線量低減

これまでの項と少し毛並みの違う話になるが、診療放射線技師や医師の目を鍛える方法もある。逐次近似応用再構成画像においてもこの技術が臨床に導入された当初は従来の FBP と画像の質感が異なることより受け入れられるまで時間を要したが今ではどの撮影ガイドラインにも逐次近似応用再構成の使用が求められる時代になった。

線量管理システムを用いて現状の線量分布を把握し、そこから少しずつ線量条件を下げていく (DRLs に類似した手法) ことで段々と目を慣らしノイズに対する耐性をつけていくと線量低減が可能になると思われる。

6. まとめ

低線量 CT を実現するための新技術について紹介した。新装置を導入しないと、これの新技術の恩恵に預かることはできないが、我々診療放射線技師ができることはこれらの新技術を理解していつ導入されても対応できるように準備することと、線量管理システムを用い、線量分布を把握し、適正条件を見直していくことだと思われる。

参考文献

- 1) Morsbach, F., Bickelhaupt, S., Rätzer, S., Schmidt, B., et al. Integrated circuit detector technology in abdominal CT: added value in obese patients. *American Journal of Roentgenology*, 202(2), 368-374.
- 2) Euler, A., Heye, T., Kekelidze, M., et al. Assessment of image quality and low-contrast detectability in abdominal CT of obese patients: comparison of a novel integrated circuit with a conventional discrete

circuit detector at different tube voltages. *European radiology*, 25(3), 687-693.

- 3) Haubenreisser, H., Meyer, M., Sudarski, S., et al. Unenhanced third-generation dual-source chest CT using a tin filter for spectral shaping at 100 kVp. *European journal of radiology*, 84(8), 1608-1613.
- 4) Greffier, J., Pereira, F., Hamard, A., et al. Effect of tin filter-based spectral shaping CT on image quality and radiation dose for routine use on ultralow-dose CT protocols: A phantom study. *Diagnostic and Interventional Imaging*.
- 5) Greffier, J., Hamard, A., Pereira, F., et al. Image quality and dose reduction opportunity of deep learning image reconstruction algorithm for CT: a phantom study. *European Radiology*, 1-9.
- 6) Racine, D., Becce, F., Viry, A., et al. Task-based characterization of a deep learning image reconstruction and comparison with filtered back-projection and a partial model-based iterative reconstruction in abdominal CT: A phantom study. *Physica Medica*, 76, 28-37.
- 7) Tatsugami, F., Higaki, T., Nakamura, Y., et al. Deep learning-based image restoration algorithm for coronary CT angiography. *European radiology*, 29(10), 5322-5329.

『低線量 CT 撮影の物理特性』

Physical Properties of Low-dose Computed Tomography

中津川市民病院

原 孝則

1. はじめに

放射線を利用した診療は患者に多大な利益をもたらす一方、健康影響をもたらす潜在的な危険性が懸念されることから、ある特定の疾患を診断するために必要な画質に関する要件は、放射線科医や何らかの客観的な尺度によって最低限の線量で保証(最適化)されなければならない¹⁾。昨年、医療被ばく研究情報ネットワークにより、最新の国内実態調査に基づいた診断参考レベル(DRLs2020)が示され、computed tomography(CT)においても低線量化への確実な歩みを伺い知ることができる結果が示された²⁾。このような医療社会的背景による低線量 CT 撮影への取り組みは、放射線診療において考慮されるべき重要な要素の一つであるものの、それは診断画質を担保する上に成り立つことであることから、不用意な線量の低下は患者に不利益となる可能性を有している。

本稿は低線量 CT 撮影において問題となるノイズ、アーチファクトの基礎的な物理特性に関して、その理論的背景を含めて解説し、プロトコル構築へと発展させるための考え方について述べる。

2. CT 画像のノイズ

CT における画像ノイズは量子(フォトン)のゆらぎが主体であり、確率分布の一種であるポアソン分布に従うとされている。ポアソン分布は X 線量子数の平均値を q 、その標準偏差を σ_q とすると、その関係は次式にて表される。

$$q = \sigma_q^2 \quad (1)$$

また、物体厚を d 、入射 X 線量を I_{in} 、透過 X 線量を I_{out} とすると、CT における投影データは次式にて表される。

$$\mu = -\frac{1}{d} \ln \left(\frac{I_{out}}{I_{in}} \right) \quad (2)$$

CT の画像再構成は物体におけるスライス断面内の線減弱係数(μ)の分布を求めることで、式(2)の I_{out} / I_{in} は比率演算であることから、線量の大小にかかわらず平均値は同じ値となる。

ここで、100 個の X 線量子が検出器の 1 素子に到達し、そのすべてが吸収される理想系を仮定すると、検出器各素子に吸収される平均の X 線量子数の変動は、ポアソン分布に従い 10% の統計的なゆらぎの中にあり、これが実際の検出器では、量子検出効率や各検出器素子の隔壁によって検出器面に吸収されないものも一定の

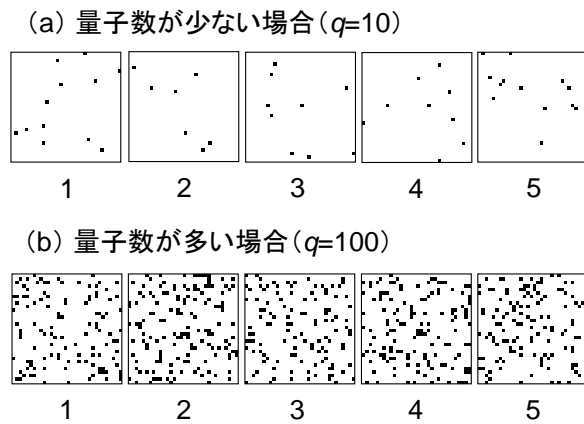


Figure 1 X 線量子のゆらぎの概念図

少ない量子数(a)は多い量子数(b)よりも平均量子数に対する変動は大きくなる.

それぞれの変動割合は, (a)=32%, (b)=10%

割合で存在するため, さらに大きな変動となる. このことから検出器に到達する X 線量子数(線量)が少ない場合において変動の割合が大きく, 逆に多い場合において変動の割合が小さくなる(Figure 1). よって, 臨床において何らかの理由で CT の検出器に到達する線量が少ない場合に, I_{out} / I_{in} の平均値に対するゆらぎが大きくなることでノイズは増加する.

3. 光子不足によるストリークアーチファクト

X 線管の回転によって撮像を行う CT の画像に発生する縞模様(直線状又は帯状に生じるアーチファクト:ストリークアーチファクト, ライン状アーチファクトとも言う)は, 孤立した測定値の矛盾によって引き起こされる. この矛盾は, 一般に患者の心臓の動きなどのデータ収集に関連する問題, 機械的な誤動作等に起因する³⁾. 更に, ある投影角度のある投影位置において, データが異常な値になったときにも生じるが, これらは低線量 CT 撮影において問題となる線量(光子)不足によるストリークアーチファクト(後述)と関係しない. なお, 一枚の再構成画像に含まれる時間成分を表す物理指標である CT の時間分解能は, 撮影中のある投影データの角度と位置に人為的に異常値を与えることで, 時間領域にインパルス信号(ストリークアーチファクト)を得て, これより X 線管の回転時間または画像に寄与する投影データの時間的な感度分布(temporal sensitivity profile: TSP)を評価する⁴⁾.

光子不足によるストリークアーチファクト(光子不足アーチファクト)は, X 線の過度な出力(線量)不足によって発生する⁵⁾. CT の低線量化に伴う検出器におけるゆらぎの影響は, 検出信号のゆらぎ(分散)を σ_d^2 , データ収集システム(data acquisition system: DAS)の電気的ノイズ(ノイズフロア)を σ_e , X 線の量子ノイズを σ_q とすると, その関係は次式にて表される.

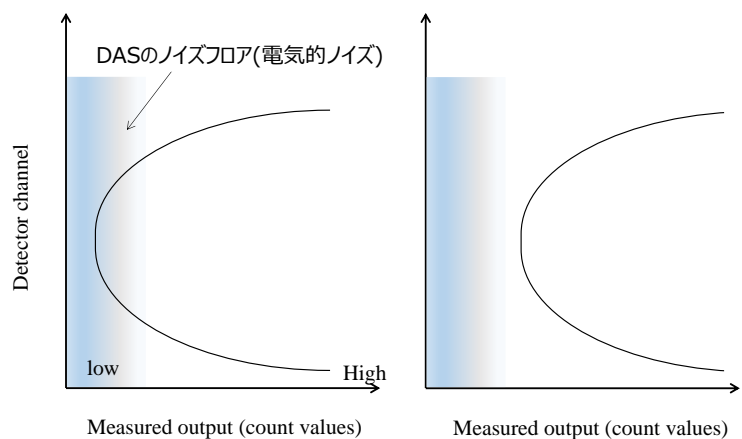


Figure 2 ストリークアーチファクト発生の原因の模式図

少ないカウント(a)は多いカウント(b)よりも検出器システムにおけるノイズフロアの影響は大きくなる.

$$\sigma_d^2 = \sigma_e^2 + \sigma_q^2 \quad (3)$$

σ_q は、平均量子数とその分散とが等しくなるポアソン分布に従うことから、検出器で測定値された出力を x 、測定信号を X 線量子数に関連付けるシステムのゲイン係数を ω とすると、その関係は次式にて表される。

$$\sigma_d^2 = \sigma_e^2 + \omega x \quad (4)$$

式(4)は、CT の線量低下によって検出器で測定される出力値が低い程、検出信号のゆらぎに対してデータ収集システムの電氣的ノイズ(ノイズフロア)が相対的に大きくなることを表す。これは臨床において患者の腕がスライス面内に存在するなどの不適切なポジショニング、骨などの複雑な高吸収体、または極端に大きな被写体等によって、検出器に到達する透過 X 線量子数が顕著に不足することにより、それが少なくなるような方向において、ノイズフロアの影響が顕著になることで、方向性を持って発生する(Figure 2)。また、CT のノイズは式(2)に示す様に、投影データの計算に X 線透過率の対数変換値が用いられることから、相対的に増幅され、さらに非零非負制限も加わりノイズが再構成画像に強く影響を及ぼし、結果として画質は劣化する⁶⁾。

Figure 3 は直径 200 mm の円筒容器の中央にアクリル円柱(40 mm ϕ)を固定し、希釈したヨード造影剤の溶液を用いて、アクリル円柱と水溶液のコントラストが、およそ 15 HU となるよう調整した専用ファントムを(a)0.25 mGy、(b)5.6 mGyにて撮影し、同等の画像ノイズとなるように(a)と(b)にそれぞれ 1800 枚、35 枚の画像を加算処理した結果である。ROI 計測より、それぞれの画像ノイズの標準偏差(standard deviation: SD)は 3.27, 3.28 と同レベルにあるにもかかわらず、画像の視認(形状再現およびテクスチャー)が異なることから、極端な低線量によって、検出器素子や DAS の電氣的ノイズが物体の形成精度(再構成)に影響を及ぼしたことは結果より明らかである。

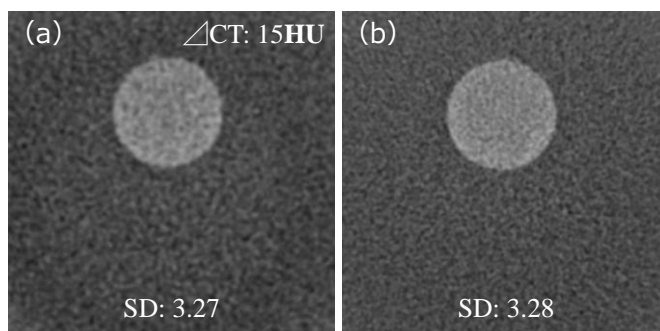


Figure 3 検出信号のゆらぎの概念図

透過 X 線量子数が顕著に不足する(a)0.25 mGy は(b)5.6 mGy よりもノイズフロアの影響が顕著である。

WW: 75, WL: 115

検出器素子や DAS の電氣的ノイズが物体の形成精度(再構成)に影響を及ぼしたことは結果より明らかである。

ノイズフロアの影響は、各 CT 装置固有であり、低線量化に向けた画一的なプロトコル設定などの取り組みは一樣でなく、CT 装置に応じて適切に考慮されるべきである。

4. まとめ

低線量 CT 撮影(透過 X 線量子数の不足)によって生じる CT 画像の基本的な問題に関して、その理論的背景を含めて解説した。透過 X 線量子数の不足に伴う画像再構成の精度やアーチファクトの問題は、ノイズフロアの影響に依存し、その本質的な解決は高感度の検出器を有する CT 装置の使用である。

参考文献

- 1) 日本アイソトープ協会. CT における患者線量の管理: ICRP Publication 87. 2004.
- 2) 医療被ばく研究情報ネットワーク, 他. 日本の診断参考レベル 2020 年度版. 2020.
- 3) Hsieh J: Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances. Bellingham, WA: SPIE; 2003.
- 4) Ichikawa K, Hara T, Urikura A, et al. Assessment of temporal resolution of multi-detector row computed tomography in helical acquisition mode using the impulse method. Phys Med 2015;31(4):374-81.
- 5) JISB7442 : 2013 産業用X線CT装置－用語, 日本規格協会. 2013.
- 6) Iwamoto S, Shiozaki A. Statistical influence of logarithmic transform of projection data with noise and a simple correction method. Med Imag Tech 2006;24(3):209-15.

『検診領域における低線量 CT 撮影の現状』

Current Status of Low-dose CT Screening for Health Examinations

滋賀医科大学医学部附属病院

牛尾 哲敏

1. はじめに

我が国はCTの保有台数が先進国の中でも非常に多く、日常臨床にCT検査が多用されている。しかし、CT検査における被ばく線量は決して少ないとは言えず、検査の正当化と最適化を考える必要がある。特に検診を目的としたCT検査においては、対象者が健常者であるため被ばく線量は可能な限り低くすること（低線量）、低線量でありながら検診の目的を達成する画質を担保すること、が求められる。そのため、通常のCT検査と検診のCT検査の違い（目的、画質など）を理解しておくことが重要となる。

特に肺がんCT検診においては、多くの施設や自治体ですでに実施されているが、それらが「低線量」で実施されていない場合も見受けられる。また近年CT装置の進化により、様々な被ばく低減技術（逐次近似応用、逐次近似再構成など）が装置に搭載されつつあり、検診領域においては被ばく低減の観点からその技術を有効活用することが必須と言える。各社の多様化する装置の進化と被ばく低減技術の挙動（画質特性）を理解し、撮影条件の最適化に努めることも忘れてはならない。

なお検診目的の低線量CT撮影の撮影条件（被ばく線量）に関して、現在の診断参考レベル2020年版（DRLs2020）に検診CTの項目はなく、撮影条件に関しては施設基準や経験値をもとに構築されていることが推測される。本稿では、肺がんCT検診認定機構の取り組みを中心に、肺がんCT検診、大腸CT検診の現状と低線量撮影に向けた考え方を述べる。

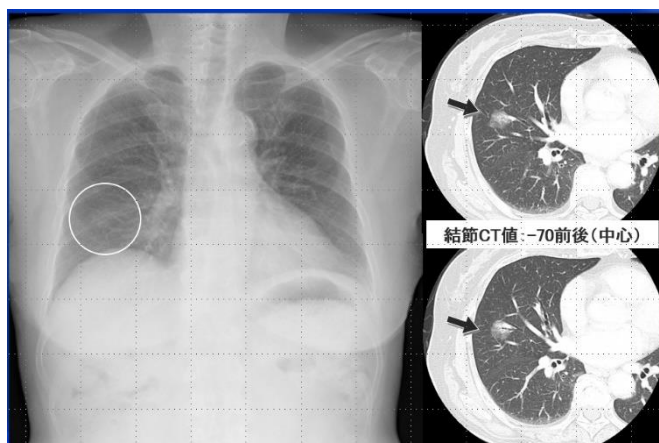


Fig.1 XP と CT の描出能の違い（肺癌）

2. 検診 CT の必要性和考え方

日本人の主な死因別死亡率の推移をみると、「がん」による死亡率が非常に高く、がんの中では肺がんによる死亡率が1位、大腸がんが2位となっている。肺がんの死亡数を減少させるためには、手術で治癒可能な早期がんの状態で見つける事が重要となるが、従来から行われている胸部レントゲン撮影で早期肺がん（すりガラス陰影）を見つける事は困難なことが多く、CT検査（検診）が有用であることは明ら

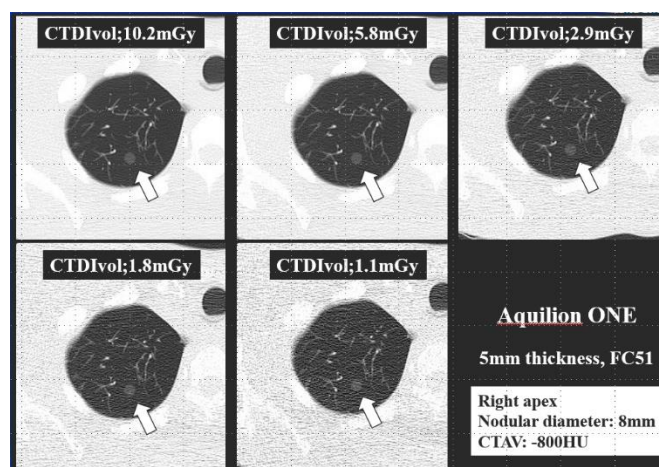


Fig.2 低線量化と肺癌模擬結節の描出能（白矢印）

かである (Fig.1). このことから日本においては、肺がん CT 検診が任意型検診として普及しているが、健常者を対象とする検診 CT では被ばく低減が最重要課題でもあり、検診の目的を肺野型肺がんの描出に絞れば、低線量でも肺がん描出は可能である (Fig.2). しかし、低線量 CT の撮影条件の明確な定義がなかったのも事実で、さらには低線量では縦隔情報が読影にくいことは当然であるなど、通常 CT と検診 CT の「違い」を理解したうえで低線量 CT 検診を推進していく必要がある。

なお、撮影条件を定義する際には、「〇〇mA 以下を低線量」と表現するのではなく、装置表示の吸収線量 (CTDI_{vol}) で標準化しなければ異なる装置間での適正な評価が出来ない (Fig.3)。

また、低線量 CT は画像ノイズが多くなるため、画像を見やすくする工夫として、再構成関数の変更や逐次近似 (応用) 再構成法搭載の有無を確認し、挙動を確認のうえ積極的に導入を検討すべきである。Fig.4 に低線量 CT の肺野評価時の再構成関数と結節のプロファイルを示す。低線量画像はノイズが多く、肺野関数 (高周波関数) よりも標準関数を用いる方が、結節は視認しやすくなる。 (FBP 画像で評価した場合)



Fig.3 装置毎の撮影条件と吸収線量の違い

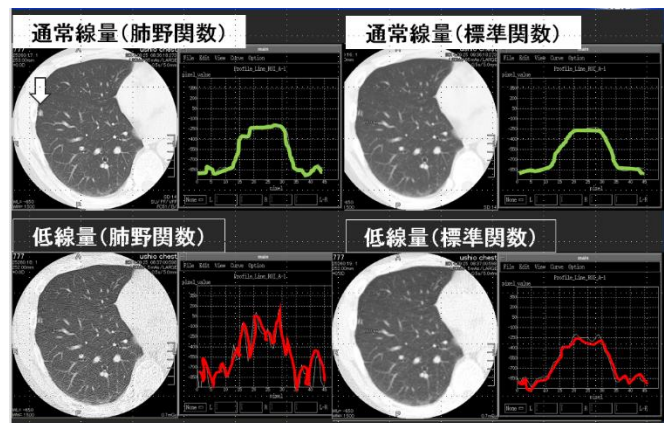


Fig.4 低線量 CT の肺野評価と再構成関数 (結節のプロファイルカーブを比較: 白矢印)

3. 肺がん CT 検診の現状

日本においては、1990 年に舘野之男 (放射線医学研究所) らにより提唱され、1993 年東京都予防医学協会の「東京から肺がんをなくす会」が低線量肺がん CT 検診を開始した。2007 年に CT 検診認定制度合同検討会が設置 (日本医学放射線学会, 日本呼吸器学会, 日本呼吸器外科学会, 日本肺癌学会, 日本 CT 検診学会, 日本放射線技術学会からの委員で構成), 2009 年には特定非営利活動法人肺がん CT 検診認定機構が設立され、医師・診療放射線技師の認定制度を開始し、低線量肺がん CT 検診を推進する運びとなった。CT を検診に導入する事への問題点もあるため、認定制度により、検診の安全・安心・精度管理を担保することを役割として担っている。このような背景のもと、日本では任意型の検診として肺がん CT 検診が広く普及している。

米国では 2002 年から肺がん CT 対胸部レントゲン写真の無作為化比較試験 National Lung Screening Trial (NLST) が実施され、2011 年に肺がん CT 検診

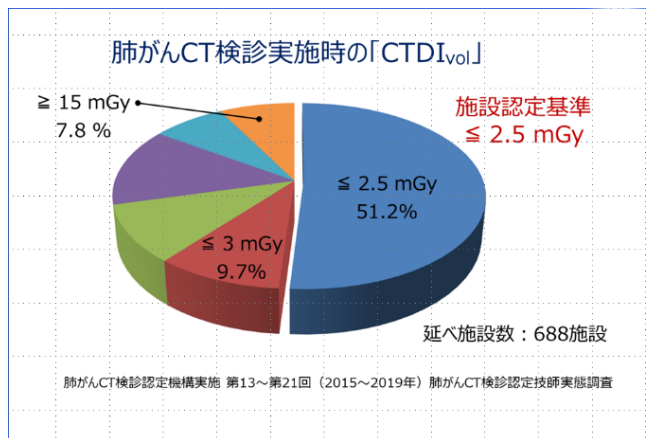


Fig.5 肺がん CT 検診の撮影線量 (吸収線量)

により重喫煙者の死亡を 20% 低減させることが報告された。また 2014 年には肺がん CT 検診に公的医療保険が適応されることになり、低線量 CT 検診の定義(被ばく線量)が明確にされた(CTDI_{vol}:3mGy 以下, 米国標準体型)。なお, 米国における肺がん CT 検診のがん検診有効性評価ガイドラインは推奨グレード:B(対策型検診として推奨する)であるが, 日本では推奨グレードは I(証拠不十分, 対策型検診としては推奨しない)との評価で, 米国との検診 CT に対する意識の隔たりを感じる。

一方, 日本では 2018 年 4 月から肺がん CT 検診認定機構による施設認定制度が開始し, 検診 CT に対する施設基準, 撮影条件が確立され, 低線量 CT の定義として CTDI_{vol}:2.5mGy 以下(日本人標準体型)が提唱され, 肺がん CT 検診の標準化に向け一歩前進したと言える。

さらに 2018 年 9 月には欧州最大の研究(Dutch-lung cancer screening trial:NELSON)の結果が報告され, 低線量肺がん CT 検診により男性で 26%の肺がん死亡低減と発表された。

このように, 世界の動向からも低線量肺がん CT 検診の有効性は確立されつつあるが, 日本の肺がん CT 検診においては低線量化への意識が低いことが, 肺がん CT 検診認定機構アンケート調査で明らかとなった(Fig.5)。

延べ 688 施設からの回答で, 約半数の施設で被ばく線量が 2.5mGyを超えていることから, 今後は更なる低線量での検診 CT の実施が急務と言える。また多くの施設で肺野評価に高周波関数が用いられていること(Fig.6), 逐次近似応用再構成の有効活用(Fig.7)なども明らかとなっており, 低線量 CT 画像のノイズ抑制への工夫が望まれる。

4. 大腸 CT 検診の現状

大腸がんの死亡数は肺がんに次いで 2 位で, 罹患数は 1 位(男女計)である。肺がん同様に早期に発見すれば高い確率で完全に治癒が可能であることから, 検診の普及(受診率アップ)が望まれる疾患である。近年, CT 装置の普及と高性能化により, CT Colonography(CTC)を検診に導入する施設が増加し, 大腸内視鏡に比べ簡単に大腸検査を受けることが可能となっているが, デメリットとして放射線被ばくがあげられる。CTC は炭酸ガス注入後に仰臥位と腹臥位の 2 体位の撮影を行うために被ばく線量の増加が懸念されるが, 腸管壁のみの評価であれば, エアにより腸が拡張しているためある程度の低線量化は可能である。一方, 腸管外病変もあわせて評価する場合には極端な低線量化は診断能低下の要因となるために注意が必要である。そのため検診 CTC の目的を明確にすることが重要となる。現状, 検診 CTC の低線量化に向けた明確なガイドラインはなく, 被ばく低減のために逐次近似(応用)再構成などを有効活用する事で, 従来の FBP 画像に比べ低線量でありながら高画質の画像取得が可能となっている。このように, 撮影条件決定においては CT 装置の性能が被ばく線量低減に大

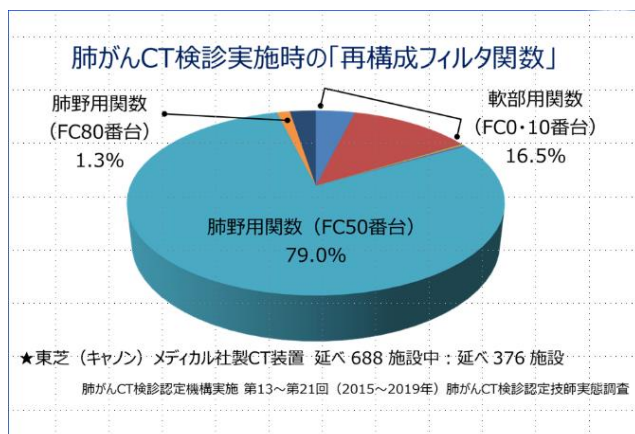


Fig.6 肺がん CT 検診の再構成関数（肺野評価）

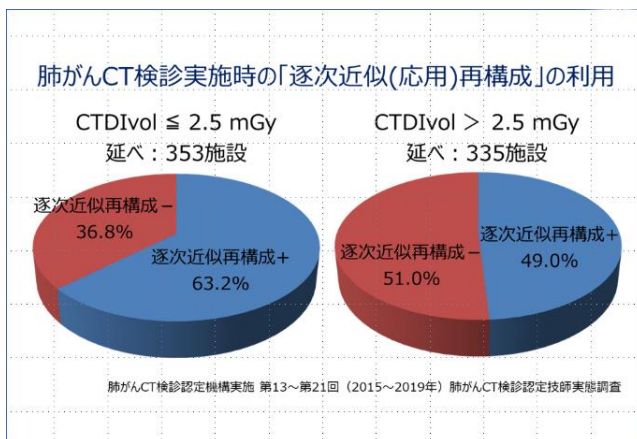


Fig.7 肺がん CT 検診と逐次近似応用再構成

きく影響を及ぼすため、自施設装置によるファントム撮影と画質チェックをおこない、検診 CT としての被ばく線量の最適化(低被ばく化)が望まれる。

なお 2020 年より特定非営利活動法人日本大腸 CT 専門技師認定機構が発足し、CTC の普及と精度向上への取り組みが始まろうとしている。

5. 検診 CT の問題点

①CT 装置は進化し多様化していくが、既存の CT 装置への還元は難しく、装置更新のサイクルが長いこと恩恵を受けにくい。②検診 CT が普及しても受診率が増加しないとがん死亡数が低減しない。③肺がん CT 検診は低線量で実施しなければならないが、現状は低線量での実施率が低い。④大腸がん CT 検診(CTC)の低線量化は装置依存性が高い。⑤認定制度による精度管理と安全で安心できる検診 CT の普及と実施。

これらが今後の検診 CT の課題と考える。

参考文献

- 1) 山口 功, 村松禎久, 花井耕造, 他. 低線量肺がん CT 検診の知識と実務 改訂 3 版 株式会社 オーム社 2019 年
- 2) 野崎良一, 他. CT Colonography 実践ガイドブック 株式会社 医学書院 2015 年
- 3) INNERVISION 2019 January 特集:被ばく低減に向けた低線量 CT 検診の到達点
- 4) 日本 CT 検診学会 低線量 CT による肺がん検診の肺結節の判定基準と経過観察の考え方 第 5 版

『成人 CT 撮影における線量低減の適応』

CT Dose Reduction for Adult Patients

東京大学医学部附属病院

井野 賢司

1. はじめに

放射線検査は常にリスクベネフィットを考えて行うべきであり、被曝というリスクを上回るベネフィットがあるときにのみ正当化される。

2. 当院の小児循環器領域造影 CT 検査

放射線被ばくの感受性が高い小児 CT 検査の被ばく線量評価の重要性については各施設で周知され、2015 年に発表された「最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定」(DRLs 2015)¹⁾や Image Gently²⁾などを参考とした撮影線量の適正化への取り組みなどが報告されている。当院では SD40 (5.0mm) という超低線量で撮影している。使用機器として Aquilion ONE™ / ViSION Edition (キヤノンメディカルシステムズ社製) を用いて 80kV, SD40(5mm, FC03), 275ms, ECG-gated 1beat Target volume scan 40%, FIRST_STR としている。低線量で撮影される小児循環器 CT 撮影の不適切なポジショニングは CT 画像の劣化と被ばく線量の増加などが示唆される。(Fig.1)

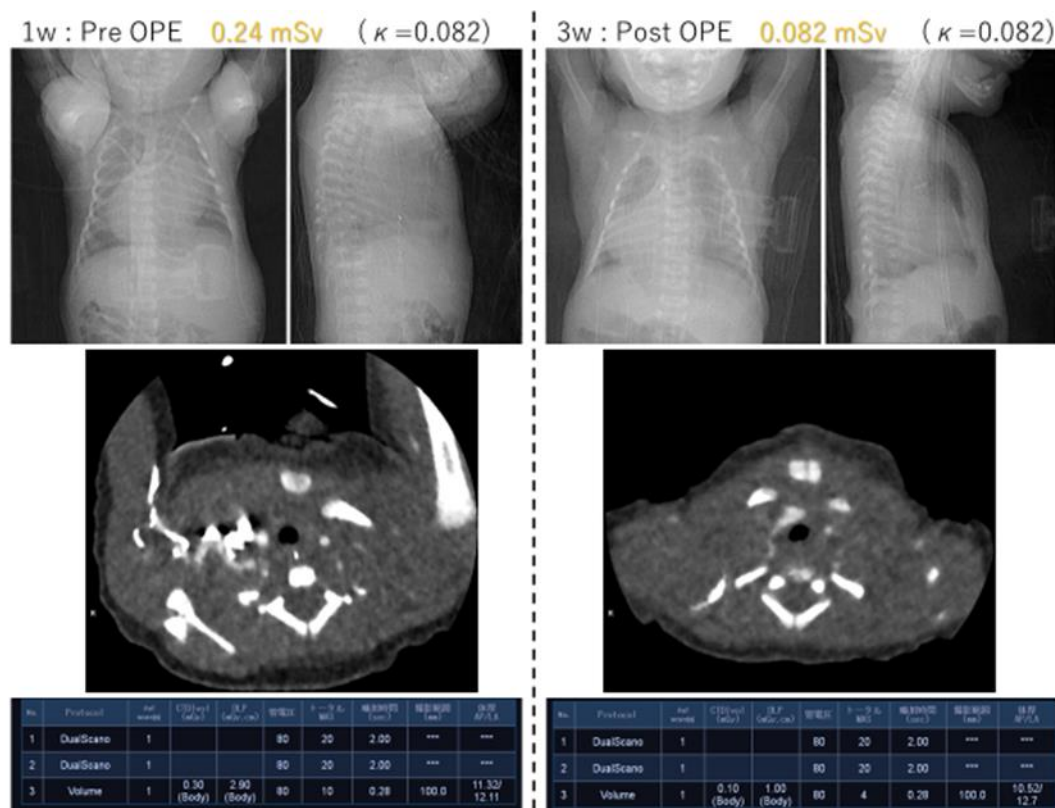


Fig.1 PA-IVS 症例 1-3w 4.0-3.3 kg

出生 1 週間後に挙上不十分な状態のポジショニングで ED=0.247mSv の症例が、二週間後の術後評価時に十分な両上肢の挙上のポジショニングをすることにより ED=0.082mSv に低減された。「適切なポジショニング」により撮影線量が低減されている。

3. 成人の胸部、腹部、骨盤 CT 検査にて体前面のリスク臓器の被ばくの回避

近年の CT 装置には臓器感受性を考慮した CT 自動露出機構が搭載されている。当院の装置に搭載されている機構 (Organ Effective Modulation: OEM) を臨床で使用するには、基礎特性を十分理解した上で使用することが必須である。使用装置は Aquilion PRIME(ver.6.0) を使用した。寝台上に CTDI 測定用ファントム(32cm ϕ)を固定し各点の CTDI₁₀₀を測定した。測定点はファントム中心部、ファントム周辺部 (0° を基準にファントムを 10° ずつ 8 回時計回りに回転させた計 36 点)およびファントム内部の各点において測定を行い、ファントム内における面内の線量分布を求め OEM なしと OEM ありを比較した (Fig.2)。

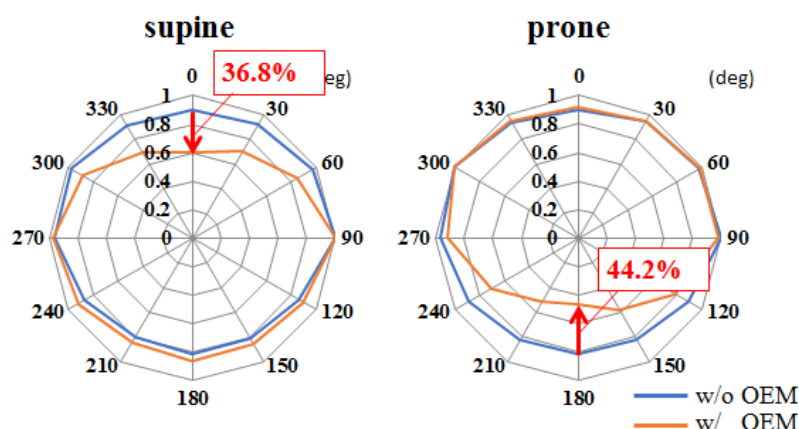


Fig.2 Dose reduction rate by scout image direction

OEM の基礎特性としてファントム面内の線量分布を求め、その有用性を検討した。面内の線量分布は OEM ありでファントム前面に対応する 270°~90°で低減効果があった。SUPINE では線量低減の最大値は 0°の位置で約 36.8%低減され、ファントム後面に対応する 90°~270°に関しては線量値に大差は見られなかった。

また、成人の胸部、腹部、骨盤 CT 検査にて線量低減が求められる場合には体前面のリスク臓器の被ばくを回避するテクニックである Organ Effective Modulation (OEM)を使用して CTDI_{vol}で平均 8.3%線量低減させている。³⁾ (Table 1)

	patients (M:F)	height (cm)	weight (kg)	BMI (kg/m ²)	CTDI _{vol} (mGy)	Total mAs
non-OEM	101 (56:45)	161.1 ± 9.5	58.1 ± 12.5	22.2 ± 3.3	6.26 ± 2.02	1337 ± 471
OEM	95 (54:41)	162.0 ± 9.1	55.9 ± 10.7	21.2 ± 3.1	5.74 ± 1.46	1194 ± 366
p-value		0.48	0.19	0.03	0.04	0.02

Table 1 OEM を使用した胸部、腹部、骨盤 CT 検査と使用しなかった患者の 2 つのグループに分けられ OEM 群の方が CTDI_{vol}は有意に低下している。

4. 妊婦を対象とした胎児骨格 CT

胎児期に骨系統疾患が疑われた場合に、出生前診断の目的で胎児骨格 CT が行われることがある。当院では SD25 (5.0mm) で撮影している。使用機器として Discovery CT750 HD FREEdom Edition (GE ヘルスケア・ジャパン) を用いて 120kV, SD25 (5mm, std) としている。当院で撮影された胎児骨格 CT の 8 症例の中央値を以下に示す。(Table 2)

CTDI vol (mGy)	DLP (mGycm)	Scan Range (mm)
2.74 ± 0.52	111.21 ± 22.39	348.75 ± 66.04

Table 2 当院で撮影された 8 症例の中央値

また、PIJON⁴⁾では MBIR を用いた超低線量設定胎児 CT⁵⁾⁶⁾で検査された行われた胎児骨格 3DCT についても紹介されている。

5. まとめ

被ばくリスクも、診断に差し支えない画質が担保できる範囲で、目的に応じて線量低減されることが求められている。

参考文献

- 1) 医療放射線防護連絡協議会, 日本小児放射線学会, 日本医学物理学会・他: 最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定. <http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRLhoukokusyo.pdf>
- 2) Strauss KJ, Goske MJ, Kaste SC, et al. Image Gently: Ten steps you can take to optimize image quality and lower CT dose for pediatric patients. AJR 2010;194: 868-873.
- 3) Akai H, et al. Reducing CT radiation exposure with organ effective modulation: A retrospective clinical study. , Eur J Radiol. 2016 Sep;85(9):1569-73.
- 4) こどもの医療被ばくを考えるサイト PIJON <https://www.ncchd.go.jp/center/activity/pijon/index.html#pijontop>
- 5) Miyazaki O, Sawai H, Yamada T, et al. Follow-Up Study on Fetal CT Radiation Dose in Japan: Validating the Decrease in Radiation Dose. AJR Am J Roentgenol. 208:862-867. 2017.
- 6) Imai R, Miyazaki O, Horiuchi T, et al. Ultra-Low-Dose Fetal CT With Model-Based Iterative Reconstruction: A Prospective Pilot Study. AJR Am J Roentgenol. 208:1365-1372. 2017.

『小児における低線量 CT 撮影の適応』

Indications for Low-dose CT Imaging of Pediatric CT

国立国際医療研究センター

岩渕 勇人

1. はじめに

X 線 CT 検査は、短時間で全身の情報を得ることができ、検査対応がシビアな小児に対しても非常に有用な検査といえますが、他の放射線検査に比べ被ばく線量が大きいことが課題となります。小児は成人に比べ放射線に対する感受性は数倍高く、体格が小さいため同条件下で撮影した場合に臓器の被ばくが 2 倍から 5 倍となるため撮影部位や撮影方法などを熟考の上で検査を施行する必要があります。また、小児は成長に伴い体格や臓器間コントラストが変化するため年齢に応じた撮影条件の設定も重要となります。さらに、新生児や乳幼児では抑制や鎮静が必要な場合や息止めが困難なため安静呼吸下での撮影を行うことも多い。

本稿では、小児における低線量 CT 撮影に関して当院での運用をベースに撮影方法、被ばく線量について記述する。

2. 正当化と最適化

小児は成人よりも寿命が長く、放射線感受性も高いため放射線被ばくによる発がんリスクが増大する。そのため、この検査が本当に必要な検査なのか、いすべき検査なのか、超音波や MRI 等の被ばくを伴わない検査で代用不可能かなどを熟考した上で検査を施行することが望ましく、依頼医や放射線科医とのコミュニケーションが必要である。

小児被ばくの最適化に関しては成人と同様に ALARA (As Low As Reasonably Achievable) の原則に基づき行われる必要がある。2015 年に医療被ばく研究情報ネットワーク (Japan Network for Research Information on Medical Exposure: J-RIME) より公表された「最新の国内実態調査に基づく診断参考レベルの設定」は、放射線検査における診断や治療の目的を担保した上で放射線被ばくの最適化を行えるツールとして挙げられる。昨年、2020 年には日本の診断参考レベル (2020 年版) が報告され、最新の DRL 値へ改訂された。小児 CT の診断参考レベル (Diagnostic Reference Level: DRL) を Table 1,2 に示す。

Table 1 年齢幅による区分 (DRLs2020)

	< 1 歳		1 < 5 歳		5 < 10 歳		10 < 15 歳	
	CTDIvol [mGy]	DLP [mGy・cm]	CTDIvol [mGy]	DLP [mGy・cm]	CTDIvol [mGy]	DLP [mGy・cm]	CTDIvol [mGy]	DLP [mGy・cm]
頭部	30	480	40	660	55	850	60	1000
胸部	6 (3)	140 (70)	8 (4)	190 (95)	13 (6.5)	350 (175)	13 (6.5)	460 (230)
腹部	10 (5)	220 (110)	12 (6)	380 (190)	15 (7.5)	530 (265)	18 (9)	900 (450)

Table 2 体重幅による区分(DRLs2020)

	< 5 kg		5 < 15 kg		15 < 30 kg		30 < 50 kg	
	CTDIvol [mGy]	DLP [mGy・cm]	CTDIvol [mGy]	DLP [mGy・cm]	CTDIvol [mGy]	DLP [mGy・cm]	CTDIvol [mGy]	DLP [mGy・cm]
胸部	5 (2.5)	76 (38)	9 (4.5)	122 (61)	11 (5.5)	310 (155)	13 (6.5)	450 (225)
腹部	5 (2.5)	130 (65)	12 (6)	330 (165)	13 (6.5)	610 (305)	16 (8)	720 (360)

16 cm ファントムによる値を示し、括弧内に 32 cm ファントムに基づく値
腹部の撮影範囲は上腹部から骨盤部まで

3. 撮影方法

プロトコルを選択する際は、患者の年齢や体格、スキャン範囲、造影検査での撮影時相などを考慮し、必要以上に細かいスライス厚やピッチファクタの設定は被ばくを増大させる可能性があるため避ける必要がある。スキャンパラメータの設定における被ばく低減手法の一例として、スキャンパラメータの変更による被ばく線量への影響を Table 3 に示す。

Table 3 スキャンパラメータ設定による被ばく線量低減手法

スキャンパラメータ	被ばく線量低減手法
X線エネルギー(kVp)	低kVp
管電流(mA)	低mA
回転速度(s)	回転速度が速い
スキャン範囲(cm)	スキャン範囲が短い

前述したように被ばく低減手法は複数あるが、過度な低線量 CT 撮影は画像ノイズの増加による画質の劣化を伴うこともある。造影検査の場合、低管電圧撮影により造影剤コントラストが向上するため、検出能の向上と被ばく低減が期待できる。そのため、目的に応じたスキャンパラメータの設定や再構成関数の選択、逐次近似再構成法などの被ばく低減と画像ノイズの向上を目的とした再構成技術を活用し、診断能を担保した適切な線量低減を行う事が望ましい。

また、スキャンパラメータ以外でも適切なポジショニングを行う事で線量の増大を防ぐこともできる。さらに、逐次近似再構成を有しない従来の CT 装置であっても、造影 CT 検査の撮影時相を目的に合わせて限定することで大幅な被ばく線量低減になる。このように、最新の CT 装置、再構成法を用いなくても低線量 CT 撮影を行う事が出来る。

そして、CTDI_{vol} や DLP、SSDE といった線量指標についても理解しておく必要がある。スキャンプラン設定時に CT 装置上に表示される線量指標についても各メーカー、ソフトウェアバージョンによって異なり、CTDI_{vol} が最大値表示なのか、平均値表示なのか、選択される CTDI ファントムのサイズが 32 cm なのか、16 cm なのかを熟知した上で適切な撮影条件の設定が求められる。

4. まとめ

小児は放射線感受性が高く放射線被ばくによる発がんリスクも考慮し、被ばくを伴う CT 検査は必要最低限にすべきであり、診断能を担保した上で可能な限りの低線量撮影が望ましい。そのためには、装置の特性やスキャンパラメータに関する知識、物理特性など様々な知識が必要となる。そして最新の CT 装置、再構成法を用いなくても医師とコミュニケーションを図り撮影範囲や撮影時相を必要に応じて限定することで低線量 CT 撮影を行う事が出来る。

参考文献

- 1) 小児 CT ガイドライン－被ばく低減のために－, 日本医学放射線学会 (2005)
- 2) 宮寄治, 小児 CT における正当化と最適化, 日本放射線技術学会, 2014 (38), 15-18
- 3) 画像診断ガイドライン, 日本医学放射線学会 (2016)
- 4) X 線 CT 撮影における標準化－GALACTIC－(改訂 2 版), 日本放射線技術学会
- 5) 高木卓, 胸腹部領域の撮影における目的別撮影条件, 日本放射線技術学会, 2014 (62), 27-30

『臨床 MR 画像の SNR 測定法』

How to Measure SNR for Clinical MR Images

群馬県立健康科学大学

林 則夫

1. MRI の研究を始めるにあたって

土井邦雄先生が日本放射線技術学会雑誌にご寄稿された「研究の意義とテーマの見つけ方」において、「研究は、個人にとっても、大学、病院、企業や学会にとっても極めて重要です。」と述べられている¹⁾。さらにこのご寄稿では、「研究の意義は、多くの研究者たちとともに新しい知識を積み重ねる努力に貢献することだと思います。」と述べられている¹⁾。このことは、臨床で MRI 業務に従事する診療放射線技師にとっても重要なことであると考えられる。最近の MRI 装置を使用すれば、さまざまな装置やシーケンス、解析手法が簡便に利用することができる。しかし、それぞれの特性や評価及び臨床上的の問題点や有用性については、現場で MRI 検査を行っている診療放射線技師が研究を積み重ねて、新しい知見を積み重ねていく必要がある。研究を行う上では、研究計画を立てることや、類似する先行研究の調査など重要である^{2,3)}。そのうえで、臨床研究を行う際に問題となるのが評価方法の選択であると考えられる。X 線撮影検査で使用される computed radiography (CR)装置や flat panel detector (FPD)装置の評価を行う際には、modulation transfer function (MTF)やウィナーズスペクトルなどを用いることで、装置の空間分解能や粒状性の評価が可能である。また CT 検査でも同様に、MTF や noise power spectrum (NPS)により評価が可能である。一方、MRI 検査では、MTF などを用いた評価手法も考案されているが、評価方法としては signal-to-noise ratio (SNR)や contrast-to-noise ratio (CNR)を用いた評価が主流である。SNR 測定に関しては日本放射線技術学会誌も含めて、MR 画像を対象としたさまざまな SNR 測定法が提唱されている⁴⁻¹³⁾。MRI における画像評価で非常に重要な評価方法である SNR について、このように様々な方法が報告されているが、どのように測定方法を選択すべきか、またそれぞれの測定方法の利点や欠点(測定に使用できる条件と使用すべきでない条件)について情報を整理することが必要となる。

2. SNR を利用した撮像パラメータの最適化

MRI 検査の最適化とは何かと考えると、各 MR 装置において各 MRI 検査の検査目的に応じた数多くの撮像パラメータを最適化することと考える。それでは、それらのパラメータを調整して得られた画像が診療に適した画像であるかを評価するためには何をすればよいかと考えてみる。X 線撮影検査では、画質と被ばく線量を最適化するために、診断参考レベルや exposure index (EI)などが使用されている。CT 検査においても、computed tomography dose index (CTDI)や dose length products (DLP)などの指標により撮影線量を把握しながら、CT 画像の standard deviation (SD)値などを用いて撮影パラメータを最適化している。一方、MRI 検査では、MR 装置操作画面に表示される specific absorption rate (SAR)や初期セットされた撮像パラメータに対する相対的な SNR の比率が表示されるが、CT 検査のように SD 値などをベースとした、撮像パラメータの最適

化は行われていない。JSRT 撮影部会では、種々の画像診断検査における標準検査法やガイドラインの策定が行われている。MRI においても、MRI 検査の標準化を目指して、何度かワークショップが開催されている。その中、JRC2021 における撮影部会ワークショップでは「推奨される頭部臨床画像の SNR の提案」と題して、一般的な頭部 MR 検査の最適化について、SNR をベースに討論が行われる予定である。SNR が、MRI 検査の撮像パラメータの最適化にどのように寄与できるのか、どのように SNR を用いて評価するのかについて、議論の余地はあると思うが、まずは標準化の難しい MRI 検査において、一つの方向性を示すことができる可能性がある。

3. MR 画像の SNR 測定法

SNR の測定には様々な報告があるが、パラレルイメージングを使用した場合と使用していない場合に分けて考える必要がある。まず、パラレルイメージングを使用しない場合の代表的な SNR 測定方法について示す。これらの方法については、多くの資料や文献で説明されている^{6,8,14-16)}。特に小倉らの報告が、この 3 手法の測定方法とその結果について注意すべき点などについて、非常にわかりやすくまとめられている⁹⁾。

- 空中信号法

被写体およびファントム外のアーチファクトの影響が少ない空中に region of interest (ROI)を設定し、ROI 内の平均値を求めて、次式より SNR を算出する

$$SNR = \frac{ROI(B)の平均値}{ROI(A)の平均値/\sqrt{(\pi/2)}} \cdots(1)$$

- 同一関心領域法

被写体およびファントム内の信号変化が少ない場所に ROI を設定し、平均値および標準偏差を求め、次式より SNR を算出する

$$SNR = \frac{ROI(A)の平均値}{ROI(A)の標準偏差} \cdots(2)$$

- 差分法

2 枚の画像の差分を行い、差分画像を得る。原画像のファントムまたは被写体内に ROI を設定し平均値を得て、差分画像から標準偏差を求める。その値を用いて次式より SNR を算出する。

National Electrical Manufacturers Association (NEMA)ではこの手法が推奨されている¹⁷⁾。

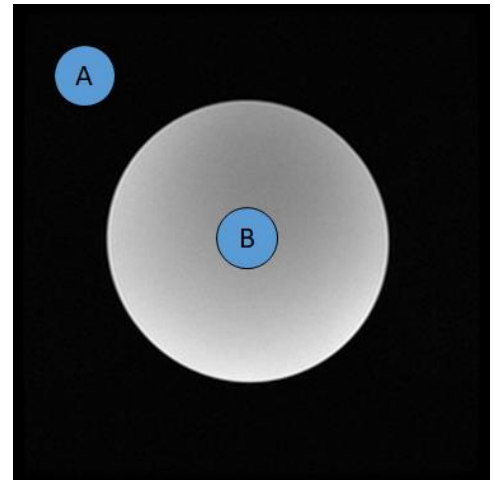


Fig. 1 空中信号法の ROI 設定方法

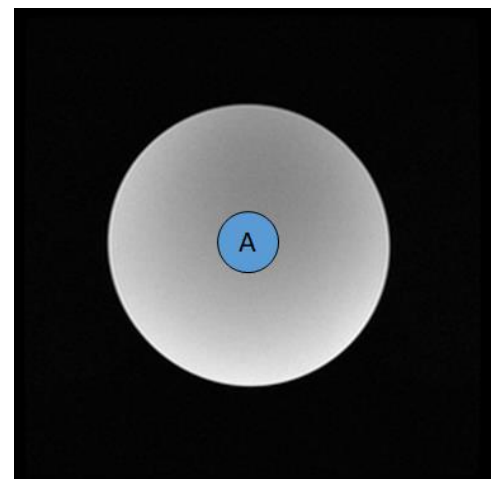


Fig. 2 同一関心領域法の ROI 設定方法

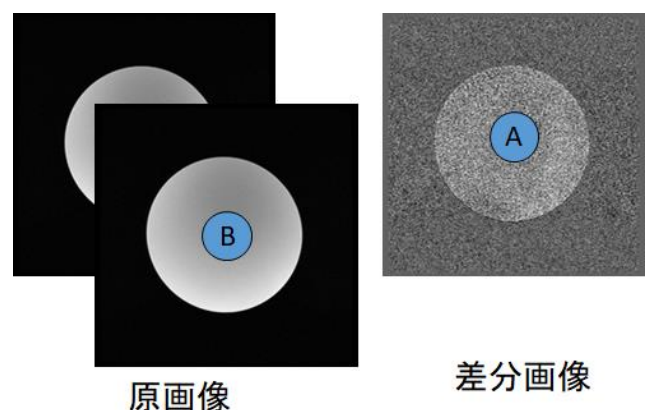


Fig. 3 差分法法の ROI 設定方法

$$SNR = \frac{ROI(B)の平均値}{ROI(A)の標準偏差/\sqrt{2}} \cdots(3)$$

パラレルイメージングが普及する以前から、差分法が推奨されているものの、2枚の画像が必要になることから空中信号法や同一関心領域法が使用されてきた。現在も、ファントムでは安定性の高い差分法が推奨されるが、パラレルイメージングを使用しないMR画像の評価には空中信号法が簡便で使用可能である。しかし、最近のMR装置を利用した臨床画像の取得にパラレルイメージングを使用しないことは頻度として非常に低くなっていることから、次項で述べるピクセルシフト法または同一関心領域法が推奨される。

4. パラレルイメージングにおける注意事項

MRI検査における高速撮像法は終わりのない課題である。検査目的に依存するが、現在は1検査当たり15分程度で行うことが可能になっている。しかし、高速SE法が登場する前はT₂強調像取得に同じ程度の時間を要していた。高速撮像は、様々な恩恵を与える代わりに、様々な制約や新たなアーチファクトおよび諸問題を生じさせる。パラレルイメージングも例外ではなく、この技術の登場によりMRI検査時間が劇的に改善された。さらに3D収集なども日常臨床で使用可能なレベルで可能になった。その代償というわけではないが、パラレルイメージングはこれまでの画像評価を大きく覆す特徴を有している。その代表的なものが、雑音の位置依存性である。パラレルイメージングが登場するまでは、k空間に充填されたMRデータを逆フーリエ変換して画像化するため、雑音は画像に一様に分布していた。したがって、前項で述べた空中信号法のように、信号値を測定する部位と雑音を測定する部位が異なっても、SNRを測定することができた。しかし、パラレルイメージングにより雑音の位置依存性が生じるために、この方法を使用できなくなった。この点について、宮地らは日本放射線技術学会誌にて、空中信号法などの信号値と雑音の測定部位が異なるSNR測定法について、パラレルイメージングを使用して収集したMR画像の評価に使用すべきでないと提言している⁷⁾。さらにこの提言の後に今井らは、パラレルイメージングを用いたMR画像を対象としたSNR測定法を提言している⁹⁾。その1つである「差分マップ法」は、前項で提言した差分法に類似する方法であるため割愛する。

もう一つの「連続撮像法」は以下のようにして測定する。連続撮像法では、同一撮像条件で同一断面に対して数十回連続撮像を行い、得られた一連の画像から同一ピクセル位置の信号値と標準偏差を求めて次式よりSNRを算出する⁹⁾。

$$SNR = \frac{\text{全収集画像における各ピクセルの平均値}}{\text{全収集画像における各ピクセルの標準偏差}} \cdots(4)$$

連続撮像法は、他のSNR測定法と比較してピクセルごとにSNRが求まるため、ファントムやアーチファクトの境界部も詳細な評価が可能である⁹⁾。一方、数十回の撮像が必要なため、ヒトを対象としたSNR測定では使

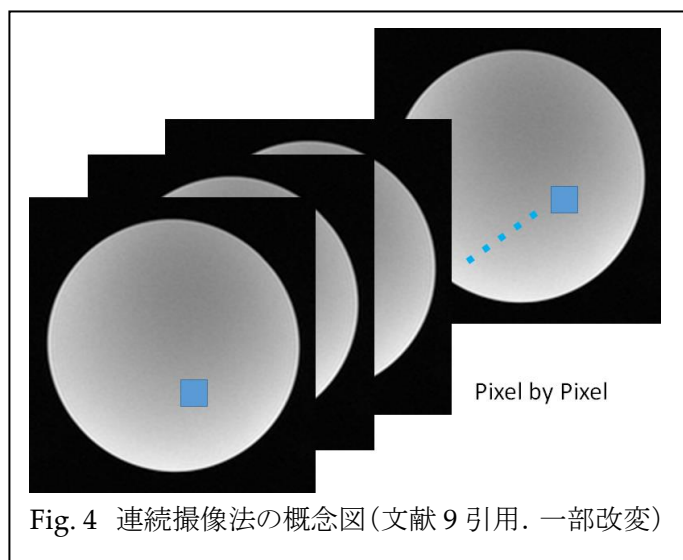


Fig. 4 連続撮像法の概念図(文献9引用、一部改変)

用することが困難である。

連続撮像法のほかに、パラレルイメージング使用時において信号値と雑音を同一位置で測定する差分法や同一関心領域法は使用可能である。両方ともに、画像内に ROI を設定するため、被写体の境界部を含まないようにして、信号ができるだけ均一な場所に設定する必要がある。

5. 臨床画像における注意事項

差分法は同一撮像条件で 2 回撮像する必要がある。したがって、臨床画像での使用は連続撮像法と同様に難しい。そこで、清水らは位相画像を用いた SNR 測定法を提案している¹³⁾。この方法は、パラレルイメージングでも使用可能であり、2 回の画像収集を必要としないことから、臨床画像に対しても評価可能である。一方、位相画像を出力できることが条件になる。したがって、すべての MRI 装置で使用できず、また位相画像を保管する必要があり、後ろ向きに臨床画像を解析するためには、picture archiving and communication systems (PACS)等に位相画像を保管する必要がある。パラレルイメージング使用時の臨床画像で使用できる方法として同一関心領域法とは別に、1 枚の画像から差分法のように標準偏差マップを作成して SNR を用いる方法(ピクセルシフト法)を Steckner らが提案している¹²⁾。このピクセルシフト法では、1 枚の画像から縦、横、斜め方向に 1 ピクセル画像をシフトさせて、そのピクセルシフトさせた画像と元の画像の差分を行い、3 種類の差分画像から雑音画像を作成して SNR を測定する方法である。1 枚の画像から差分法に類する方法で SNR を求めることが可能である。したがって、パラレルイメージングが標準的に使用される今日の臨床 MR 画像を対象とした SNR 測定には、同一関心領域法またはピクセルシフト法が推奨される。しかし、いずれも臓器等の境界成分や ROI 内のコントラスト変化の影響を受けるため、ファントムを対象とした際の差分法や連続撮像法と比べて SNR 測定精度が悪いことを把握しておく必要がある。

また臨床画像ではファントムと異なり、単一臓器内であったとしても信号変化が一定であるピクセル数は少ない。したがって、測定で使用する ROI が小さくなる。これは上述したように、他の組織の境界が ROI 内に混入した場合は、雑音成分が過大に評価されてしまい SNR が低く測定されてしまうため仕方がない面もある。一方、ROI サイズを小さくすると統計ノイズが大きくなってしまう。小倉らの報告では、同一関心領域法を用いた場合、ROI のピクセル数が 50 以下では統計的変動により雑音が増大すると述べている⁸⁾。その影響は、ファントムを使用した場合の差分法と比較して最大 15%と述べている。臨床 MR 画像を対象に測定する場合は、多くの施設で簡便に評価可能である同一関心領域法が広く用いられている。その一方、ROI サイズと統計ノイズの関係や、その影響が結果に及ぼす影響が考慮されていないことも多い。同一関心領域法を用いて SNR 測定を行い、ROI のピクセル数が 50 以下になってしまう場合は、その SNR 測定値に統計ノイズが多く含まれていることに留意することが重要である。

6. 推奨条件算出に使用する SNR 測定への期待と今後の課題

パラレルイメージングを利用した臨床 MR 画像を対象に、現時点でも精度の高い SNR 測定法は存在しない。その中でも、臨床で使用できる同一関心領域法またはピクセルシフト法を用いることが推奨される。SNR は日常点検や装置の保守管理だけでなく、撮像パラメータの最適化における検討の際に重要な指標となることは間違いない。しかし、臨床画像は保守管理用のファントム撮像と環境が異なり、多くの制約が存在する。その中で、適切に使用できる SNR 測定法を理解することは、MRI 検査従事者として重要である。前にも述べたが、MRI 検査における高速撮像法の開発は日々行われている。パラレルイメージングが登場した後も、圧

縮センシングや深層学習などの新しい技術の登場により、より高速で高画質な MRI 検査が可能になってくる。それと同時に、新しい技術特有の画像の持つ特徴が存在した場合、SNR 測定法も、その新技術に応じて新たに検討および開発される必要がある。われわれ MRI 従事者としては、それらの新技術と評価法の研究開発に対して常に関心を持つことが重要であり、それらの情報の多くは学会や学術論文から知ることができる。

新技術の開発が早い MRI 分野において、最新の推奨条件を常に提言していくことは難しい課題であるが、行っていくべき課題でもあると考える。SNR は、測定法に特徴があるが、それぞれの手法で測定できること、その精度などを理解することで、様々な場面で有効な評価指標となる。JRC2021 における撮影部会ワークショップ「推奨される頭部臨床画像の SNR の提案」でも、それぞれの講師の先生方が、異なる施設で異なる MRI 装置を用いて、各強調画像の推奨条件算出に向けた検討を SNR ベースで検討された。今後、この提案がどの方向に行くか定まっていないが、個々の MRI 従事者が、技術と知識を持ち寄って検討すれば、この難しい課題の解決も、振り返れば単純な課題であったと言える日が訪れるかもしれない。多くの課題が存在する MRI 撮像条件の標準化であるが、本講演が MRI 撮像条件の標準化に向けた討論における一助になり、ひいては MRI 研究の発展につながれば幸いである。

参考文献

- 1) 土井 邦雄. 研究の意義とテーマの見つけ方. 日本放射線技術学会雑誌 2019; 75(5): 504-6.
- 2) 高橋 順士. 文献検索方法. 日本放射線技術学会雑誌 2019; 75(7): 693-8.
- 3) 有村 秀孝. 研究計画の立て方. 日本放射線技術学会雑誌 2019; 75(6): 580-2.
- 4) Henkelman R. M. Measurement of signal intensities in the presence of noise in MR images. Med Phys 1985; 12(2): 232-3.
- 5) Kaufman L., Kramer D. M., Crooks L. E., et al. Measuring signal-to-noise ratios in MR imaging. Radiology 1989; 173(1): 265-7.
- 6) 小倉 明夫, 宮井 明, 前田 富美恵, 他. MR 画像の SNR 測定に関する基礎的検討. 日本放射線技術学会雑誌 2003; 59(4): 508-13.
- 7) 宮地 利明, 今井 広, 小倉 明夫, 他. Parallel MRI における画像 SNR 評価法の問題点. 日本放射線技術学会雑誌 2006; 62(1): 145-8.
- 8) 小倉 明夫, 宮地 利明, 小林 正人, 他. 臨床 MR 画像における SNR 測定法に関する考察. 日本放射線技術学会雑誌 2007; 63(9): 1099-104.
- 9) 今井 広, 宮地 利明, 小倉 明夫, 他. 差分マップ法および連続撮像法による Parallel MRI 画像の SNR 測定. 日本放射線技術学会雑誌 2008; 64(8): 930-6.
- 10) 林 則夫, 峰広 香織, 作田 啓太, 他. 臨床 MR 画像を対象とした SNR 測定法の検討: 同一関心領域法における SD map の補正法の開発. 医用画像情報学会雑誌 2009; 26(1): 8-12.
- 11) Steckner M. C., Liu B., Ying L. A new single acquisition, two-image difference method for determining MR image SNR. Med Phys 2009; 36(2): 662-71.
- 12) Steckner M. C. A simple method for estimating the noise level in a signal region of an MR image. Med Phys 2010; 37(9): 5072-9.
- 13) 清水 幸三, 山谷 裕哉, 野義 明宏, 他. 位相画像を用いた MRI の SNR 測定法に関する基礎検討. 日本放射線技術学会雑誌 2015; 71(8): 678-84.
- 14) 宮地利明編. 標準 MRI の評価と解析. オーム社, 東京, 2012:
- 15) 土橋俊男, 飯塚明寿, 石黒秋弘, 藤田功, 編. これだけは習得しよう MRI 検査. PILAR PRESS, 東京, 2010:
- 16) 笠井俊文 土井司, 共編. MR 撮像技術学 改訂 3 版. オーム社, 東京, 2017:
- 17) Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging: NEMA MS 1-2008 (R2014) National Electrical Manufacturers Association, Virginia, 2014:

『推奨される頭部臨床画像の SNR の提案』

Suggestions of Recommended SNR for Clinical Brain MRI

座長：大阪医科大学附属病院（撮影部会委員）山村憲一郎

新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員）金沢 勉

MR には数多くのパラメータが存在する。初めて MR 装置を導入したとき、例えば頭部検査における T2 強調画像はどのようなパラメータで撮像するであろうか？装置を取り替えたものであれば、従来の画像をもとにパラメータを選択するであろうし、追加される装置であっても同様に、その施設の他の装置に合わせた画像になるようなパラメータをさがすと思われる。しかし、初めてその施設に導入された MRI 装置だったらどうだろうか？とりあえず、ベンダーの用意した頭部検査の T2 強調画像のパラメータを使用して画像を得られると思われる。その施設の置かれる状況によると思われるが、得られた画像を放射線科医や各診療科の医師を交えたディスカッション（または鶴の一声）でパラメータを変更するだろう。

このとき、得られた画像の SNR は他の施設に比べて適度な SNR を出しているのか、今まで考察したことがなかったと思われる。SNR は同じパラメータを設定したとしても、ベンダーの違いや同じベンダーであってもバージョンの違いで異なる事が多いと思われる。さらに検査に使用するコイルやその信号処理方法によっても、最終的な SNR は異なると思われる。

今回、頭部 MRI 検査に用いられる各シーケンス (T1 強調画像, T2 強調画像, FLAIR, DWI, T2*強調画像) において、各シーケンスの SNR を提案することで、各施設の諸事情に合致した撮影パラメータを求められるのではないかと思われたことから本ワークショップを企画した。

各シーケンスの SNR にバラツキがあるものの、ワークショップの演者の皆さんのお力でうまくまとめていただいた。パネリストの本文にも書かれているように、SNR の測定法には同一関心領域法を用いた。測定点としては白質・灰白質・橋とした。各シーケンスごとにデータを集めるのは非常に困難なため、パネリスト間で各シーケンスの SNR を共有し、得られたデータを詳しく検討していただいた。DWI 以外のシーケンスの SNR は白質より灰白質の方がバラツキが多く、白質の SNR を推奨の提案として用いられた。同一関心領域法では信号変化の少ない領域に ROI を設定するのが重要であるが、灰白質は信号強度の均一な領域が狭いためバラツキが多くなったと思われる。DWI に関してはパネリストの提案を参照していただきたい。どのシーケンスも現在臨床で診断に供されている画像であるため、得られた SNR は診療上十分な値を示していると考えられる。これらを各シーケンスの推奨 SNR の値の提案として述べられている。

MRI は組織コントラストが大きな魅力であり、他のモダリティに比して MRI の強みであるが、このコントラストを十分に引き出すには、本企画で提案する SNR を担保する必要があると考える。本企画が今後各施設の状況を反映した適切な SNR を持ったパラメータをカスタマイズすることができる一助となれば幸いである。

教育講演

臨床画像の SNR 測定法

群馬県立健康科学大学 林 則夫

ワークショップ — 推奨される頭部臨床画像の SNR の提案 —

- 1) 推奨される頭部臨床画像の SNR の提案:T1WI
- 2) 推奨される頭部臨床画像の SNR の提案:T2WI
- 3) 推奨される頭部臨床画像の SNR の提案:FLAIR
- 4) 推奨される頭部臨床画像の SNR の提案:DWI
- 5) 推奨される頭部臨床画像の SNR の提案:T2star

新潟大学医歯学総合病院 齋藤 宏明

国際医療福祉大学 茂木俊一

兵庫医科大学病院 桐木雅人

栗原市立栗原中央病院 吉田礼

熊本大学病院 森田康祐

『推奨される頭部臨床画像の SNR の提案: T1WI』

Suggestions of Recommended SNR for Clinical Brain MRI: T1WI

新潟大学医歯学総合病院

齋藤 宏明

1. はじめに

臨床画像の画質を判断する指標に信号雑音比 Signal to Noise Ratio (SNR)がある。一般には SNR は高いほど画質が良いと理解されるが、MRIにおいては撮像時間やアーチファクトとのトレードオフの関係にある。しかし、臨床画像でどの程度の SNR であれば診断に適切な画像となるかについての議論は少ない。MRI では撮像方法や条件が多岐にわたるため、適切な閾値を設けることが困難であることは想像がつく。

ここでは頭部の全脳を対象にした単純 T1WI について取り上げる。日常的に撮像されている T1WI の SNR について複数の測定結果を供覧し議論につなげたい。

2. SNR 測定の概略

対象は 70 名 (52.7±8.9 歳, 24-71 歳)の頭部画像である。使用された MRI 装置は 1.5 T が 3 台(2 メーカー), 3 T が 11 台(4 メーカー)であった。側脳室前角レベルの脳白質 white matter (WM)と灰白質 gray matter (GM)に対して、WM で 50 pixel 程度に、GM は WM を含まないよう region of interest (ROI)を配置し、同一関心領域法で SNR を測定した¹⁾。

3. T1WI の取得方法と SNR

T1WI を取得する方法として、spin echo (SE)法, fast spin echo (FSE)法, gradient echo (GRE)法, inversion recovery (IR)併用 FSE 法, IR 併用 GRE 法などが挙げられる。得られる信号の強さは各方法によって異なるため推奨される SNR も変化することが推測される。今回の測定データのうち SE 法で撮像されていたものは約 7 割を占めていた。測定データ全体の傾向として、GM の SNR は WM に比べバラツキが大きく見られた。撮像条件の調整時に他施設の SNR を比較するには GM ではなく WM での比較が良さそうである。

3.1. SE 法

1.5 T 装置ユーザーは当たり前のように撮像できている SE 法による T1WI であるが、3 T ではちょっとした工夫が必要であることが知られている^{2,3)}。1.5 T では 1 回の繰り返し時間:TR の中で全てのスライスを収集することが多かったが、3 T では 1 TR で

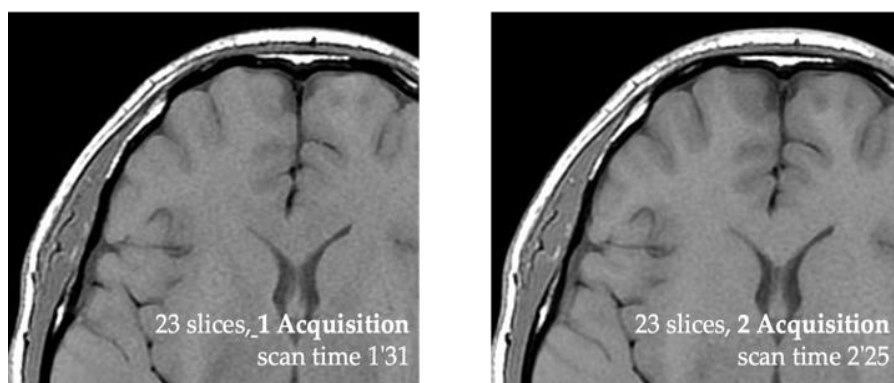


Fig.1 3T SE 法での分割収集による画質改善

全てのスライスを収集するのではなく、2 回以上に分割して収集を行うことでクロストークや magnetization transfer (MT) 効果が低減し良好なコントラストになるとされている。Fig.1 に示すように、2 回の分割収集とすることで画質改善がなされている。このように分割収集を行う 3 T では収集時

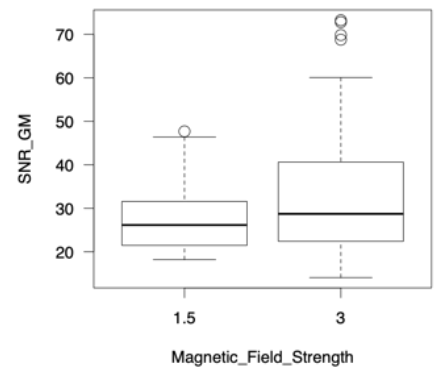
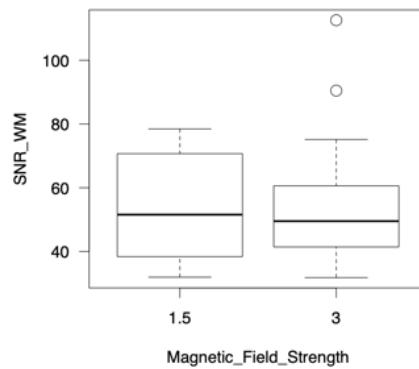


Fig.2 SE T1WI の磁場強度による SNR の比較

の積算回数を 1 回としなければ 1.5 T と同等の撮像時間とならないが、Fig.2 に示すように 1.5 T と 3 T で WM, GM ともに SNR に有意差は見られなかった。前述の工夫が一般的となり、3 T でも SE が使用できていることを示すものと思われる。これらの結果から SE に関しては、WM の SNR を 40 以上、GM は 20 以上を目指してはどうだろうか。

3.2. IR 法

IR は縦磁化の非選択的な反転によって強い T1 コントラストを得ることができる (Fig.3)。その一方で、得られる信号強度は低くなりがちである。WM に比し T1 値の長い GM では、IR を併用しない場合に比べ SNR が低下することが予測される。このため IR では、データ収集後に縦磁化の回復する時間 (shot interval) をあけるなどして、GM の SNR を担保すれば安定した画質を得られる可能性があると考えられる。このとき、WM とのコントラストにも留意する。

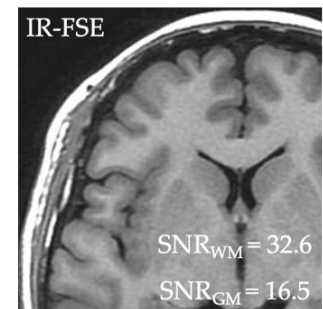


Fig.3 IR-FSE の一例

3.3. FSE 法

FSE 法は SE 法に比べ撮像時間を短縮でき、様々なアプリケーションを併用できる利点をもつ。その一方で、複数のエコーを 1 つの k-space へ充填するため、SE では見られなかった blurring やエコータイム (TE) の平均化、MT 効果の増大などの問題がある⁴⁾。T1WI では短い TR を設定するため 1 TR で多くのスライスを収集することができず分割収集となる。また echo train

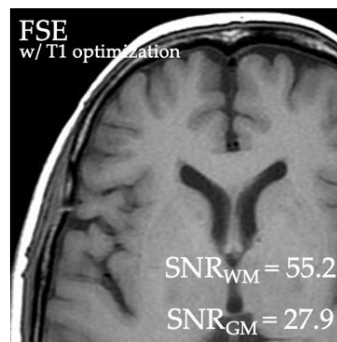


Fig.4 +90° パルス併用 FSE の一例

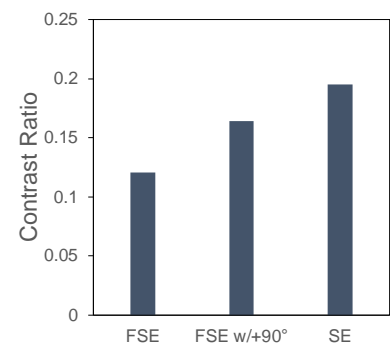


Fig.5 +90° パルスによるコントラスト改善効果

length (ETL) を大きく設定するほど 1 TR での収集スライス数が減少するため撮像時間の短縮につながるとは限らない。頭部 T1WI ではコントラストが重視される点と、ETL による大幅な撮像時間の短縮は見込めないことを考慮すると、FSE 法を使用するメリットは少ないように思われる。

近年では、3D FSE による T1WI で利用されてきた refocus flip angle を低く設定し、収集の最後に +90° pulse を印加する手法⁵⁾を 2D T1WI へ応用し高速化と画質を改善しようと試みもなされている (Fig.4) . ファントム撮像でも GM-WM 間のコントラストの改善効果が確認されている (Fig.5) .

3.4. GRE 法

GRE 法は SE 系に比べ大幅に TR を短縮し高速に撮像できるため 3D 撮像でよく利用される. 日常診療では、解剖学的な脳容積測定 (VSRAD, 等), time of flight MRA, 造影剤投与後の thin slice 撮像に用いられる. 単純 2D T1WI を扱う本稿では割愛する.

4. まとめ

日常的に使用している単純 2D T1WI の SNR を同一関心領域法で測定した. SNR は広い範囲に渡っていたが 10 を下回るものはほぼ見られなかった. ここには信号収集方法の差異, SNR 測定に起因する誤差, わずかなアーチファクトの影響も考えられる. MR 画像は優れたコントラストが魅力であるが, その魅力を発揮するには SNR を担保する必要がある. 本稿が撮像技術の標準化に向けた一助となれば幸いである.

参考文献

- 1) 小倉明夫, 宮地利明, 小林正人, 他. 臨床 MR 画像における SNR 測定法に関する考察. 日放技学誌 2007; 63(9): 1099-1104.
- 2) 梶迫正明, 宮地利明, 谷口正洋, 他. 1.5T と 3T におけるスピンエコー法のクロストークの影響に関する検討. 日放技学誌 2011; 67(7): 779-784
- 3) 浦山慎一. 3T MR Physics. 日磁医誌 2008; 28(4): 231-243
- 4) 荒木 力. 決定版 MRI 完全解説. 秀潤社, 東京, 2008
- 5) Park J, Mugler JP, Horger W. et al. Optimized T1-Weighted Contrast for Single-Slab 3D Turbo Spin-Echo Imaging with Long Echo Trains: Application to Whole-Brain Imaging. MRM 2007; 58: 982-992

『推奨される頭部臨床画像の SNR の提案: T2WI』

Suggestions of Recommended SNR for Clinical Brain MRI: T2WI

国際医療福祉大学保健医療学部 放射線・情報科学科

茂木 俊一

1. はじめに

T2 weighted image (T2WI)は magnetic resonance imaging (MRI)の中でも「基本中のキホン」の画像であり、そのコントラストから豊富な情報を有している。頭部 MRI においては、ラクナ梗塞、拡大血管周囲腔、大脳白質病変は画像所見が類似していることから、T1WI、T2WI、FLAIR の 3 種類の画像を用いることで、2 種類のみを用いた場合よりも診断能が向上すると報告されている¹⁾。また多系統萎縮症(MSA-C)の診断において、進行とともに T2WI において十字型の高信号(cross sign)を示すと報告されている²⁾。このように、T2WI が診断の決め手になる疾患も多くあり、頭部 MR 撮像において T2WI は重要な役割を果たしている。しかし頭部撮像は MR-angiography、拡散強調画像、FLAIR 等他にも重要なシーケンスがあるため、臨床では時間的な制約も多い。また装置のベンダー、機種、静磁場強度、撮像条件も各施設で様々である。今回はワークショップのテーマである「臨床画像の SNR (signal to noise ratio)」を指標として、T2WI においてどの程度違いがあるか調査し、その結果について議論したい。

2. 対象と SNR 測定方法

対象は画像診断所見がない 70 名(52.7±9.1 才(29-71 才))。MRI 装置は 1.5T が 3 台(2 メーカー)、3T が 11 台(4 メーカー)であった。撮像条件は各施設の臨床条件で行い、すべての撮像は 2D- fast spin echo (FSE)法で横断面であった。SNR 測定法は parallel imaging を併用しているため、他の撮像シーケンスと同様の同一関心領域法を用いた^{3),4)}。T2WI において、側脳室レベルの大脳白質 white matter (WM)と灰白質 gray matter (GM)および橋 (pons)の各部位で、50 pixel 以上かつ他の組織が入らないよう慎重に region of interest (ROI)を設定し、信号値および標準偏差より SNR を測定した。

±

3. 結果および考察

各装置間における SNR を、白質における SNR を Fig. 1、灰白質における SNR を Fig. 2、橋における SNR を Fig. 3 に示す。3 組織中で灰白質と橋はばらつきが大きかった。灰白質は領域が狭い部分があり、ROI 内に脳脊髄液や白質などが混入し、正確に灰白質のみを測定できないことが考えられた。また橋は特に 3T で SNR が低くなる傾向があり、頭蓋底領域における磁場不均一や脳脊髄液からのフローアーチファクト、parallel imaging に起因するアーチファクト等の影響を 3T でより受けやすく、信号のばらつきにより SNR が低下したためと考えた。それに対して白質ではこのような影響が少なく、どの装置においても安定的に SNR を測定でき、装置間の SNR 比較においては最適な部位であることが示唆された。

白質における機種間の SNR の平均値±標準偏差は 22.3±2.6(最大値 29.2, 最小値 19.1)で、磁場強度や装置間での明らかな差はみられなかった。この結果から同一関心領域法で大脳白質の SNR を測定した場合は、1.5T 以上の MRI 装置で SNR が”20”前後あれば臨床上問題ない画像であることが示唆された。Fig. 4 に白質に

おける最も SNR が低い T2WI (3T-5 装置)を示す. 最も SNR が高い装置は撮像時間が 1 分 54 秒(3T-4), 最も低い画像は 51 秒であり, SNR の差はそのためと思われる. しかし, 最も低い装置の T2WI でも視覚的に全く臨床上問題ない画像であることが供覧できる.

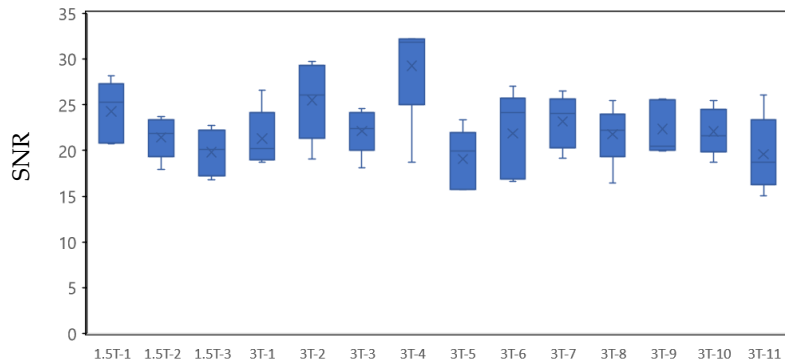


Fig.1 各装置間における白質の SNR

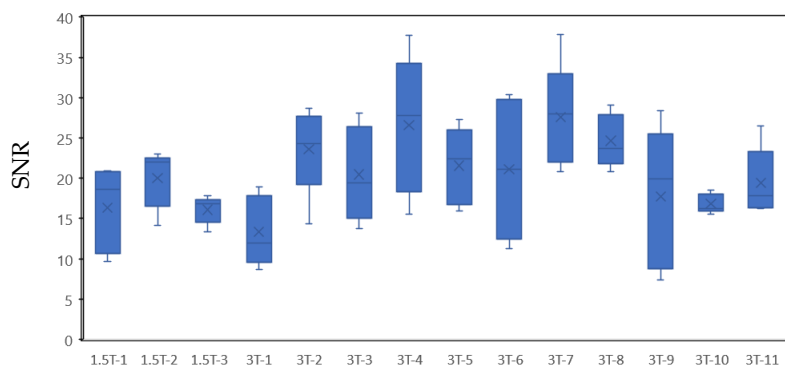


Fig.2 各装置間における灰白質の SNR

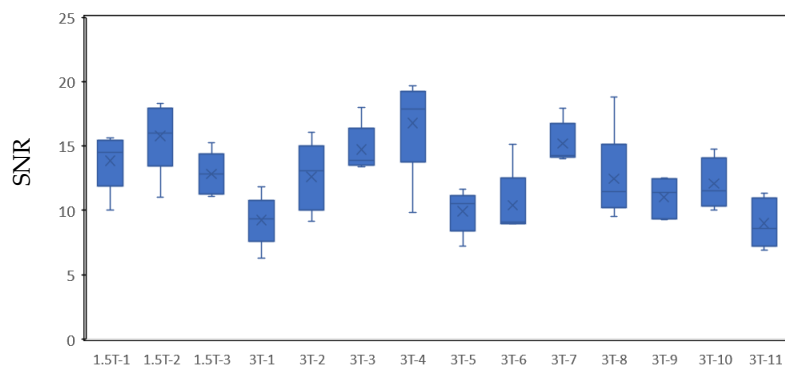


Fig.3 各装置間における橋の SNR

各施設にてルーチンプロトコルを作成する際は, ベンダー推奨の条件を基に各施設の運用体制等を加味し, その施設で最適と思われる条件に設定することが一般的である. そのため, 各施設で画質を優先するか, 時間を優先するかなどを検討し, 最終的に担当技師や放射線科医の視覚的な判断に委ねられることがほとんどであり, 主観的な評価に頼らざるを得ない. 今回提示した SNR の値が自施設の T2WI における客観的評価の 1 つとして一助になれば幸いである.

今回の結果は限られた装置台数での比較となるので, 1.5T は対象が 3 台のみであること, 1.5T 以下の MRI 装置は評価を行っていない事, 2D-FSE 法による T2WI のみの評価であり, 3D-FSE や radial scan 系のシーケンスなどは評価を行っていない事, 各施設のパラメータの詳細に関しても評価は行っていない. 今後の検討課題としたい.

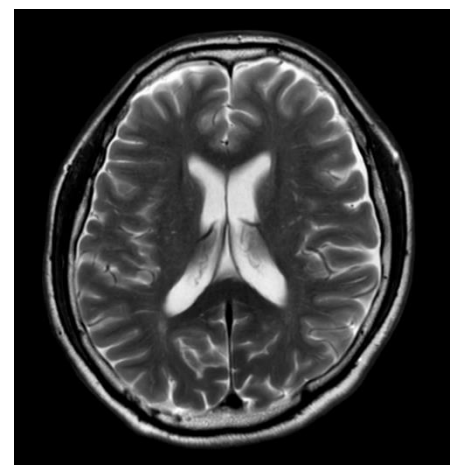


Fig.4 3T-5 装置における T2WI

4. まとめ

冒頭にも記載したが、頭部 MRI は T2WI 以外に MR-angiography, 拡散強調画像, FLAIR 等重要なシーケンスが多く、どれも省けないため、T2WI には「それほど時間はかけたくない」のが現状と思う。また脳脊髄液のフローの影響や、ほとんどが FSE 法のため体幹部ほどではないが体表の脂肪の影響も受け、アーチファクトも問題となる。また指示が入らず体動が大きい患者の撮像も多い。これらのことも、頭部 T2WI はなるべく短時間で撮像を行いたい理由であるが、当然撮像時間が短ければ SNR は低下する。繰り返し時間 (TR), エコータイム (TE), エコートレイン数, k-space 充填法などの調整でコントラストのみならず SNR も変動するため、様々な工夫を行ったうえでそのシーケンスが臨床上十分な SNR が担保できているか、今回の検討が各施設における T2WI のパラメータセッティングの一助になれば幸いである。

参考文献

- 1) Sasaki M, Hirai T, Taoka T, et al. Discriminating between silent cerebral infarction and deep white matter hyperintensity using combinations of three types of magnetic resonance images: a multicenter observer performance study. *Neuroradiology* 2008; 50: 753-758
- 2) 柳下彰. 神経内科疾患の画像診断. 秀潤社, 東京, 2013
- 3) 小倉明夫, 宮地利明, 小林正人, 他. 臨床 MR 画像における SNR 測定法に関する考察. *日放技会誌* 2007; 63(9): 1099-1104.
- 4) 林 則夫, 峰広香織, 作田啓太, 他. 臨床 MR 画像を対象とした SNR 測定法の検討—同一関心領域法における SD map の補正法の開発. *医用画像情報会誌* 2009; 26(1): 8-12.

『推奨される頭部臨床画像の SNR の提案: FLAIR』

Suggestions of Recommended SNR for Clinical Brain MRI: FLAIR

兵庫医科大学病院

桐木 雅人

1. はじめに

現在の頭部 magnetic resonance imaging (MRI) 診断に欠かすことができないシーケンスの一つである T₂ fluid attenuated inversion recovery (FLAIR) は、梗塞、白質病変、出血等、多くの疾患の診断に有用とされている。MRI 画像の空間分解能や撮像時間等の撮影条件の設定は各施設で様々であり、それによって診断医に提供している臨床画像の画質も施設ごとで異なる。そこで、多施設の臨床画像を参照し、それらの画質にどの程度の違いがあるかについて、画質指標である信号雑音比 signal to noise ratio (SNR) の観点から調査した。加えて、同一撮像条件に設定した場合のベンダー間の違い、装置のバージョンの違い、使用コイルの違い、静磁場強度の違い等による FLAIR 画像の SNR への影響についても言及し、さらに、撮像パラメータと組織間コントラストの関係についても紹介していきたい。

2. 臨床画像における SNR 測定と多施設比較

Parallel imaging を用いた臨床 MR 画像の SNR 測定法の一つに同一関心領域法がある。この方法は、信号変化の少ない領域に関心領域 region of interest (ROI) を設定し、その標準偏差に対する信号強度の比を求めるものである。本測定法は、統計的変動を抑えるために ROI の大きさを 50 pixel 程度に設定するのが良いとされている¹⁾。この方法を用いて、多施設で撮像された全 75 症例 (53.3±9.1 歳) の頭部 FLAIR 画像のうち、側脳室前角レベルにおける白質と灰白質および橋における SNR を測定した (Fig. 1)。得られた SNR の中央値は白質、灰白質および橋でそれぞれ 22.6, 28.3, 14.6 であった。3 つの組織のうち、灰白質では SNR の値が最もばらつき、橋では最も低い SNR を示した。同一関心領域法による SNR 測定の精度担保には信号変化の少ない均一な領域に ROI を設定することが重要である²⁾。しかし、灰白質は白質や橋と比べて信号強度が均一な領域が狭いため測定精度が低くなり値にばらつきが生じたと考える。橋に関しては、脳脊髄液 cerebrospinal fluid (CSF) や動静脈の流れに起因するアーチファクト、アレイコイルの展開時に発生するノイズ等の影響を受けやすいため、SNR が低い値を示したと考える。以上のことから、頭部臨床 MR 画像における同一関心領域法を用いた SNR 測定では、比較的信号強度の均一性が高い白質に ROI を設定することで測定精度を担保することができると考える。また、Fig. 1 の白質における SNR の最大値および最小値は 33.7 および 12.7 であった。各施設、装置でそれぞれ撮像パラメータに違いがあり撮像されている実際の臨床画像の SNR 値にある程度の幅があることが示された。

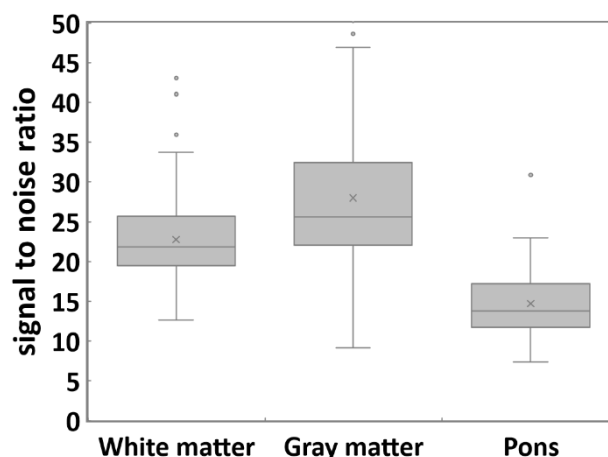


Fig. 1 白質、灰白質、橋における信号雑音比 (SNR) .

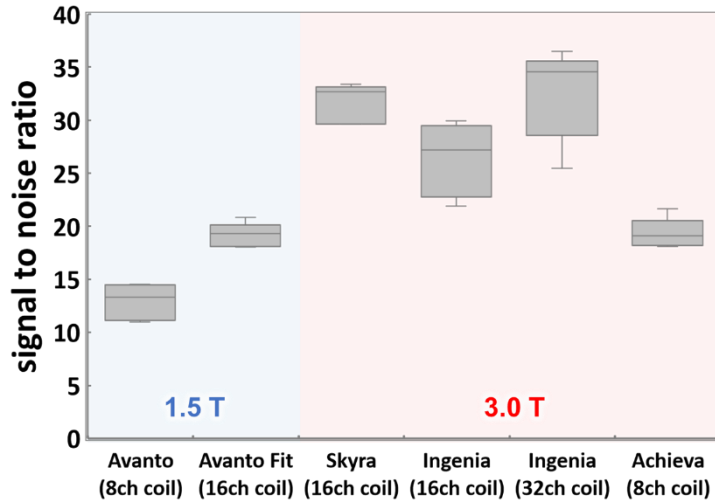


Table 1 頭部 FLAIR 撮像条件

TR [ms]	9000
TI [ms]	2500
TE [ms]	117
FOV [mm]	220
Matrix	256×256
FA [deg]	90
Slice thickness [mm]	5.0
Slice gap [mm]	0.5
ETL	15
BW [Hz/pixel]	150
SENSE (phase)	2
Scan time	2:42~3:18

Fig. 2 各装置で撮像したFLAIR画像の白質における SNR の比較.

また、同一ボランティア(27歳)を複数装置で各5回ずつ撮像し、得られたFLAIR画像から測定した白質におけるSNRをFig. 2に示す(なお、撮像条件は日本磁気共鳴専門技術者認定機構が推奨する頭部推奨撮像条件³⁾に準拠して設定した(Table 1))。最も低いSNRを示したのは、アナログベースの受信コイルシステムの1.5 T MR装置(MAGNETOM Avanto 1.5 T, Siemens Healthcara 社, Erlangen, Germany)であった。この装置で撮像したFLAIR画像の白質におけるSNRの平均値は12.9であり、多施設比較によって得られた白質のSNRの最小値と同等のノイズレベルを示した。Fig. 3はこの装置で撮像したFLAIR画像であり、白質/灰白質のコントラストが保たれており診断に影響を及ぼさない程度のノイズレベルの画質である。このことから、現在撮像されている頭部臨床FLAIR画像は、多くの施設で非常に高いSNRレベルの画質であることが予想される。この高いSNRを空間分解能の向上やコントラストの改善、撮像時間の短縮あるいはCSF flowアーチファクト低減のため分割撮影など、検査目的に応じて他の画質改善への要素に利用することで、さらに診断に寄与できる画像を提供することができると考える。

3. CSF の null point と FLAIR のコントラスト

IR法を用いた高速スピンエコーシーケンスにおいて、目的組織がnull pointとなる反転時間(TI_{null})は、 T_1 値、繰り返し時間(repetition time:TR)、エコー間隔(echo space:ES)およびエコートレイン数(echo train length:ETL)を用いて次式(1)で表される⁴⁾。

$$TI_{null} = T_1 \left[\ln 2 - \ln \left\{ 1 + \exp \left(-\frac{TR - ES \cdot ETL}{T_1} \right) \right\} \right] \quad (1)$$

CSFの T_1 値は1.5 Tで4200~4700 ms、3.0 Tで4500~4900 msである⁴⁾。仮にFLAIRをTR=10000 ms, ES=10 ms, ETL=15で撮像した場合の TI_{null} の理論値は、1.5 Tで2526.9~2712.7 ms、3.0 Tで2641.3~2780.4 msとなり、TIを2700 ms程度に設定することでCSFの信号を抑制できる。このように、撮像パラメータによってCSFの TI_{null} は変化するため、撮像条件を設定する際にはTIの設定に注意が必要である。

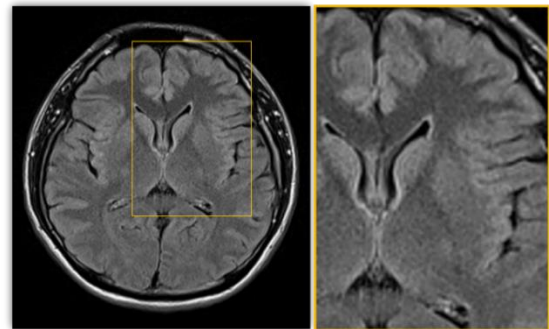


Fig. 3 1.5 T MR装置(アナログシステム)で撮像された頭部FLAIR画像.

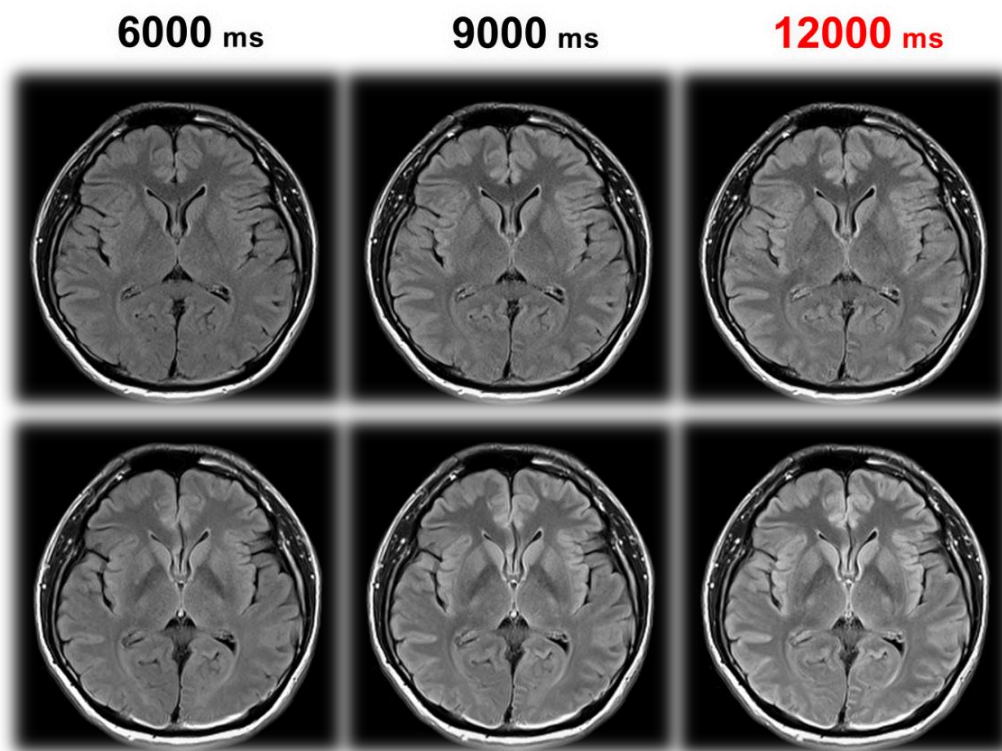


Fig. 4 TRの違いによるコントラストの変化（上段：1.5 T，下段：3.0 T）。

また，FLAIR 画像のコントラストは TR によって大きく異なる．Fig. 4 に TR を 6000, 9000, 12000 ms に変化させたときの頭部 FLAIR 画像を示す．各画像より白質および灰白質に ROI を設定し次式 (2) より白質に対する灰白質の contrast ratio (CR) を算出した．

$$CR = \frac{SI_{Gray\ matter} - SI_{White\ matter}}{SI_{Gray\ matter} + SI_{White\ matter}} \quad (2)$$

TR が延長するにつれて CR が増加し (Fig. 5)，TR=12000 ms で最も白質と灰白質のコントラストが高くなった．TR の設定はコントラストを考慮して，1.5 T で 10000 ms 以上，3.0 T で 12000 ms 以上が推奨されており⁵⁾，撮像時間との兼ね合いを踏まえた上で，より長い TR の設定が必要である．

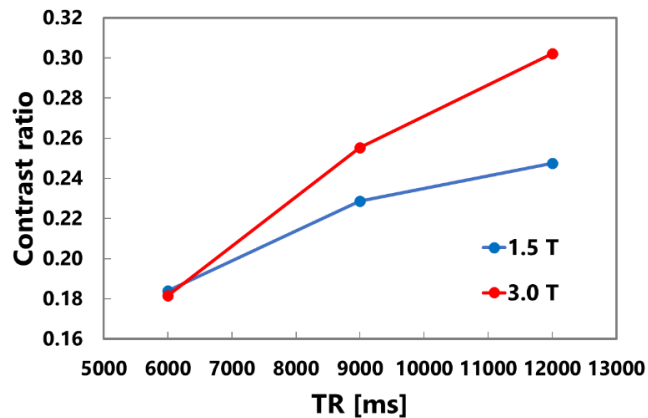


Fig. 5 TRの違いによるコントラスト比 (CR) の変化．

4. まとめ

頭部臨床 FLAIR 画像において，現在では非常に高い SNR レベルの画質で撮像されていることが本調査によって示された．多施設比較で得られた白質の SNR の最小値 (13 程度) のノイズレベルにおいても，ノイズに埋もれることなく白質/灰白質コントラストが保たれており，診断に寄与できる画質であるといえる．高い SNR を示した装置では，空間分解能の向上やコントラストの改善，あるいは撮像時間の短縮等，検査目的や診断医の意見に応じて撮影条件を工夫していただきたい．この内容が診療に役立つ情報になれば幸いである．

5. 参考文献

- 1) 小倉明夫, 宮地利明, 小林正人, 他. 臨床 MR 画像における SNR 測定法に関する考察. 日放技会誌 2007; 63(9): 1099-1104.
- 2) 林 則夫, 峰広香織, 作田啓太, 他. 臨床 MR 画像を対象とした SNR 測定法の検討—同一関心領域法における SD map の補正法の開発. 医用画像情報会誌 2009; 26(1): 8-12.
- 3) 日本磁気共鳴専門技術者認定機構, 頭部推奨撮像条件 .
<http://plaza.umin.ac.jp/~JMRTS/info/info3.html>.
- 4) Kita M, Sato M, Kawano K, et al. Online tool for calculating null points in various inversion recovery sequences. Magn Reson Imaging 2013; 31(9):1631–1639.
- 5) 日本脳ドック学会. 脳ドックガイドライン 2019 改訂第 5 版. 札幌:響文社, 2019.

『推奨される頭部臨床画像の SNR の提案: DWI』

Suggestions of Recommended SNR for Clinical Brain MRI: DWI

宮城県栗原市立栗原中央病院

吉田 礼

1. はじめに

拡散強調画像 diffusion weighted imaging (DWI)は、全身における様々な病変の精査において広く用いられている。DWI は、特に頭部領域において急性期脳梗塞を始めとした様々な病変の検出だけでなく、診断において重要な役割を果たしている。一方、DWI は他の撮像シーケンスと比較して信号対雑音比 signal-to-noise ratio (SNR)が低下することから、SNR を十分に考慮したパラメータの設定が重要となる。

そこで本ワークショップでは、推奨される頭部臨床画像における DWI の SNR について述べる。

2. 本ワークショップにおける DWI の定義

DWI の定義として、一般的に用いられる撮影について述べる。

- スライス断面: Axial
- b-factor: 1000 mm²/s
- マトリクスやスライス厚、繰り返し時間(TR)やエコータイム(TE)などの撮像パラメータについては、各施設で最適化する
- DTI などの特殊撮影は含まない

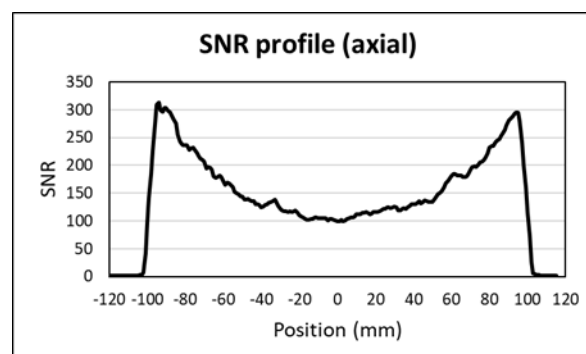


Fig. 1 マルチコイル (axial) の SNR プロファイル

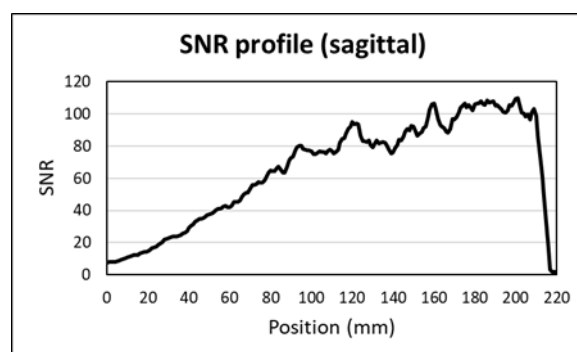


Fig. 2 マルチコイル (sagittal) の SNR プロファイル

3. 頭部における DWI の特徴

頭部 MRI 撮影では、腹部などの flexible coil と異なり既定の形状のコイルの中に頭部を設定し検査することから、コイル感度は被写体サイズやコイルの配置に大きく依存せず、コイルの性能に依存する。また DWI は他のシーケンスと比較して得られる信号強度が低いため、SNR を考慮したスライス厚やマトリクスの設定が必要である。

4. 使用コイルと感度分布

以前は頭部用コイルとしてクアドラチャ(QD)コイルが一般的だったものの、現在はパラレルイメージングが普及したことからマルチコイルが主流となっている。マルチコイルはコイル表面に近い部分の感度が上昇し、コイル中心付近で感度が低下する (Fig. 1)。また sagittal 断面の感度分布は、コイル内ではほぼ均一であるものの、コイル開口部付近で急峻に低下する(Fig. 2)。

5. MRI における SNR と DWI

MRI においてノイズはランダムであり、絶対値再構成される前の複素領域ではガウス分布を示す。一方、画像の背景の無信号部分については、絶対値再構成された負の信号が正の信号として符号反転表示されることからレイリー分布を示す¹⁾。また信号発生部分については、信号がノイズに対して十分に高い場合 ($SNR > 2$) においてノイズはガウス分布を示すものの、 SNR は低い場合 ($SNR < 2$) には信号レベルとノイズレベルが重畳することによりノイズはライス分布を示す²⁾。そのため信号とノイズを識別するためにできるだけ SNR を 4 以上に設定することが必要であるとの報告³⁾がある。また apparent diffusion coefficient (ADC) 測定のための最適パラメータの SNR 依存性について脳実質に近似した条件で検討を行い、ADC の b-factor を $1000 \text{ mm}^2/\text{s}$ に設定した場合、 SNR をおよそ 13 以上に設定することにより ADC の精度が向上するとの報告⁴⁾がある。

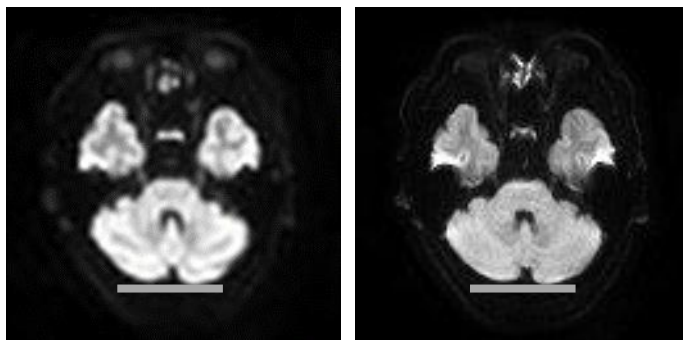


Fig. 3a 64*64 マトリクス

Fig. 3b 256*256 マトリクス

6. 頭部臨床画像の DWI の SNR の計測部位の検討

他のシーケンスにおける SNR の計測部位については、静脈のフローアーチファクトや磁化率の変化の影響から白質が適切であるとの報告であるが、DWI については、フローアーチファクトによる影響が小さいこと、脳実質のうちコイルの感度が最も低いコイル中心付近に存在すること、ROI の設定範囲が広めに設定可能であること、ROI を設定した場合の ROI 内のコイルの感度変化が小さいことから、橋を計測部位とした。

ただし DWI は他のシーケンスよりも設定マトリクスが小さめであることから、サンプリング点を増やすために ZIP 再構成 (zero filling interpolation) は最大限の設定にすることで ROI 内におけるサンプリング数が多くなり、結果、計測精度の向上が期待できる (Fig. 3a-c)。

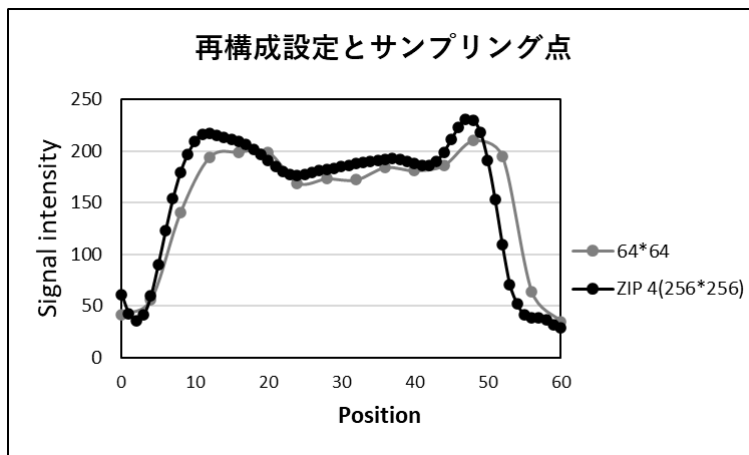


Fig. 3c 64*64 と 256*256 (ZIP 4) 再構成とサンプリング点の比較

7. DWI における SNR 計測の多施設比較

多施設比較において SNR は磁場強度や装置に依存せず幅広い数値を示した (Fig. 4a, b)。その理由としては、各施設で撮像条件が異なることや ROI の SNR の計測精度が問題となることが考えられた。一方、S 装置の RS (readout segmented EPI DWI) については、通常の single-shot EPI より SNR が低下することから、他の装置よりも SNR が低下したと考えられた。しかし、すべての施設で計測された SNR はほぼ 10 を超えていて、各施設の SNR の平均値も 13 程

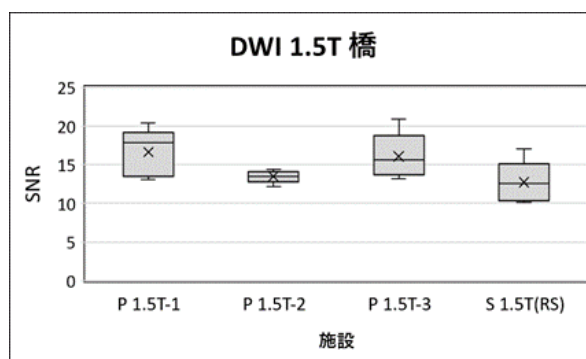


Fig. 4a 各施設比較 (1.5 T)

度以上を示していたため、各施設の設定で臨床上の使用には問題ないと考えられた。

8. まとめ

DWI における SNR 計測の多施設比較の結果から、各施設で頭部臨床画像の DWI の SNR を 10 以上に設定することには問題ないと思われる。しかし ADC map から得られ

る ADC 値は病変の鑑別診断に重要な役割を果たすことを考慮した場合、推奨される頭部臨床画像の DWI における SNR は 10 以上、上位の目標数値として 13 以上を提案したいと考える。本提案を参考に各施設で DWI の SNR を計測し、SNR を考慮した最適な撮像条件の設定に役立てていただければ幸いである。

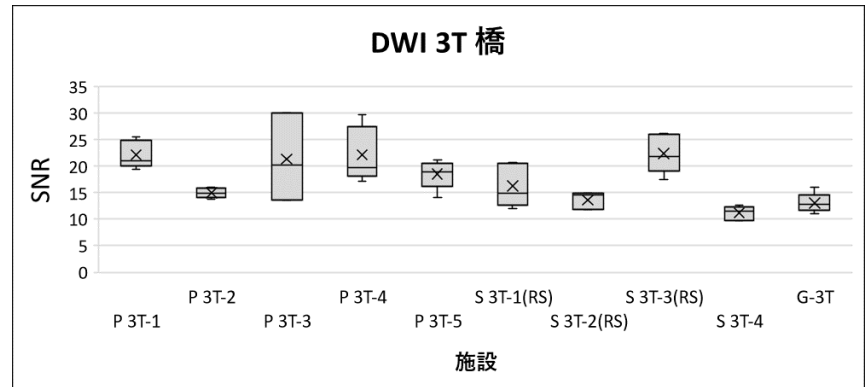


Fig. 4b 各施設比較 (3 T)

- 1) Reeder SB. Measurement of signal-to-noise ratio and parallel imaging. In: Parallel Imaging in Clinical MR Applications. Springer. 2007; 49-61.
- 2) Gudbjartsson H, Patz S. The rician distribution of noisy MRI data. Magn Reson Med. 1995; 34(6):910-914.
- 3) Watts R, Wang Y. k-space interpretation of the Rose Model: noise limitation on the detectable resolution in MRI. Magn Reson Med. 2002 Sep;48(3):550-554.
- 4) Saritas EU, Lee JH, Nishimura DG. SNR dependence of optimal parameters for apparent diffusion coefficient measurements. IEEE Trans Med Imaging. 2011; 30: 424-437.

『推奨される頭部臨床画像の SNR の提案: T2star』

Suggestions of Recommended SNR for Clinical Brain MRI: T2 Star Image

熊本大学病院

森田 康祐

1. はじめに

頭部(脳)MRI ルーチン検査において T2star 強調画像^{1),2)}を撮像している施設はどの程度であろうか. MRI という臨床ツールで様々な病態情報を得ることが可能ではあるが, その撮像内容は施設内でも多くのルーチンプロトコルが存在している. その中で一般的なスクリーニング検査のプロトコルに T2star 強調画像を利用するかしないかは施設の判断によるだろう. T2star 強調画像から得られる情報は出血の有無につきと思われる. 勿論, T2star 強調画像でなくても出血の判断が可能であるという意見を否定するわけではない. 今回のワークショップ内で議論されるべき SNR という指標を用いて, ルーチンプロトコルの1つとなる T2star 強調画像について他の撮像と同様に磁場強度や施設間の違いを交えて進めていきたい. 特別な解析を行うわけではないため各施設で評価できる情報の1つとなれば幸いである.

2. SNR 測定

SNR 測定法は他の撮像シーケンスと同様の同一関心領域法を用いた. 対象 MRI 装置は 1.5T が 3 台 (2 メーカー), 3T は 11 台 (4 メーカー)を対象とした. 対象は画像診断所見がない 70 名 (1.5T:15 名, 3T:55 名, 52.7 ± 9.1 才 (29-71 才)). SNR の測定は Image J を使用し, 部位は大脳白質と橋とした (Fig. 1). 算出した結果の分類は大脳白質, 橋をそれぞれ磁場強度, ベンダー間, MRI 装置ごとに分けて提示した. 今回得られた画像断面は横断面とした. 施設のデフォルト断面が冠状断面の施設があったため参考値として示している.

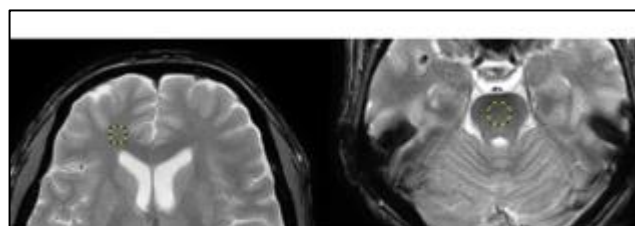


Fig.1 大脳白質(左)と橋(右)の ROI 設定の

3. 結果と考察

磁場強度間の結果を Fig. 2 に示す. 磁場強度による大きな差はなかったが, 大脳白質よりも橋で SNR が低下する傾向となった. この原因として脳底部という構造による磁化率の影響を大きく受けたと推測される. Fig. 3 にベンダー間の SNR の大脳白質のみの結果を示す. 右が 1.5T, 左が 3T のベンダー間の結果である. 大脳白質での SNR では大きな差はなかつ

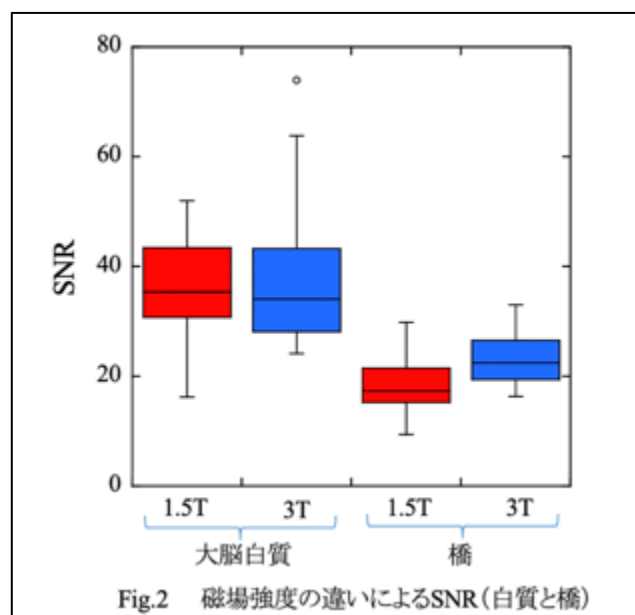
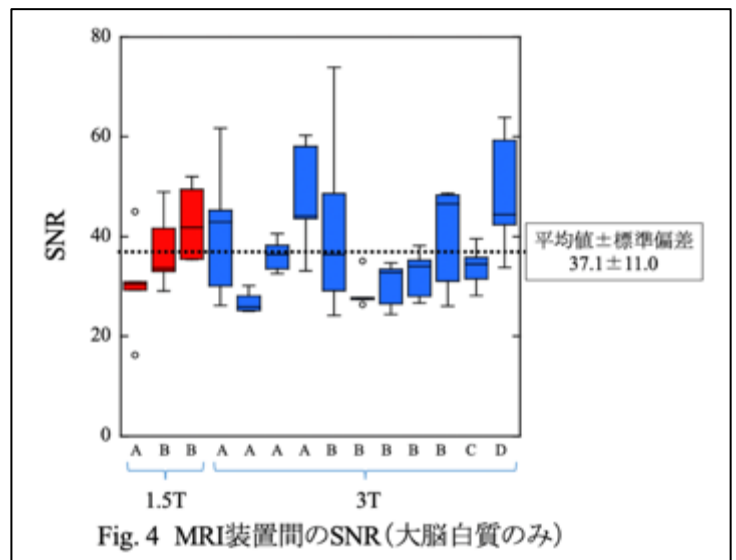
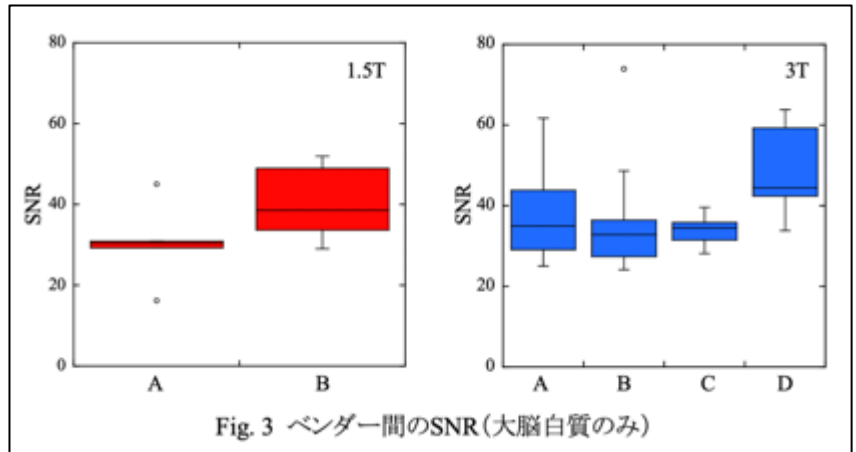


Fig.2 磁場強度の違いによるSNR (白質と橋)

た. 各 MRI 装置間の SNR の結果を Fig. 4 に示す. ベンダー数の違いはあるものの SNR は磁場強度やベンダー間での差は認められなかった. 各施設のルーチンプロトコルを作成する時にベンダー推奨の条件設定から各施設の運用目的にあった条件設定に取り組むと思う. 今回の結果から大脳白質の SNR を同一関心領域法で測定した場合, 1.5T 以上の MRI 装置であれば 20 以上が推奨されると言える. しかし, 1.5T

以下の MRI 装置に関しては評価できていない. さらに各施設の詳細なパラメータに関しても評価対象としていない. この点に関しては, 各施設でのスライス厚や受信バンド幅の設定などコイルや MRI 装置スペックに起因するため同一にすることは不可能であることは了承いただきたい. また, 今回の結果から 1.5T 装置の結果より 3T 装置での SNR が低い結果もあり, 同一関心領域法で大脳白質の SNR を測定するだけでも自施設の T2star 強調画像の SNR がどの程度なのか比較の一助になれば幸いである.



4. 臨床での T2star 強調画像をどう利用するか

脳 MRI 検査のスクリーニングにおいて T2 強調画像, T1 強調画像, FLAIR, MRA, DWI が多くの施設で必須と言われるシーケンスと思われる. ここに T2star 強調画像をどう利用するかは様々な参考資料がある中で釈迦に説法になるが, 出血の検出に他ならない. 臨床的意義を考えた時に今回推奨する SNR がどれほど有効な検証法になるかは定かではないが, 少なくともある程度(カットオフ値まではわからないが) SNR が担保できていなければ病態を捉えることは不可能である. さらに重要となるのが組織コントラストである. 今回は SNR がターゲットであったため組織コントラストには言及しなかったが, SNR と組織コントラストの2つの因子のバランスを調整しながら画質調整を行う必要がある. コントラストは TR, TE, プリパルス, エコートレイン数, k-space 充填法などを調整していく上で SNR も変動するため, 今回の SNR の評価は一つの目安となるのではないと思う. 臨床で使用する T2star の利用としては前述したように出血に検出に用いるのだが, 大きな出血は他のモダリティでも検出可能な場合もある. MRI 検査に求められる T2star は, 微小出血(microbleeds)や血管内リンパ腫などのように微細で組織コントラストが必要な病態をとらえることに有用なことが多いこともあり, 期待されている. このような病態の診断には今回論じている 2D の T2star 強調画像では対応できない. このような変性疾患や腫瘍などの精査の場合, 3D の T2star, いわゆる磁化率強調画像(susceptibility weighted image : SWI)³⁾が重要となる. おそらく検査時間の延長などを考えてルーチンプロトコルには 2D の T2star 強調画像を組み込むことが多いが, 近年の MRI 撮像

技術の発展により SWI(3D)でさえ2分も要せず撮像できてしまう。このような技術的な進歩に伴い3D 撮像が身近なものになっていく過程で 2D の T2star は SWI(3D)に置き換わっていく可能性も十分にあるのではなかろうか。また定量を考えた場合 T2star map などのシーケンスが今後 T2star として使用される可能性も考えられる。当然のように頭部だけではなく肝臓や腎臓、関節や脊髄などの T2star 値を定量的に評価し診断することによって病態の経過観察や予防や予後評価に大きな貢献をするのではなかろうか。今回の検証から頭部を含め他の部位において、コントラスト評価や正常と病変の評価における指標の提案に期待される^{4),5)}。

参考文献

- 1) Govind B Chavhan, Paul S Babyn, Bejoy Thomas et.al. Principles, techniques, and applications of T2*-based MR imaging and its special applications. RadioGraphics 2009; 29:1433–1449.
- 2) Haacke EM, Tkach JA, Parrish TB. Reduction of T2* dephasing in gradient field-echo imaging. Radiology 1989;170:457-462.
- 3) Haacke EM, XuY, ChengYC et al. Susceptibility weighted imaging (SWI). Magn Reson Med 2004;52:612-618.
- 4) GossuinY, Muller RN, Gillis P. Relaxation induced by ferritin: a better understanding for an improved MRI iron quantification. NMR Biomed 2004;17: 427–432.
- 5) Meng Yue Tang, Tian Wu Chen, Xiao Ming Zhang, Xiao Hua Huang, GRE T2*-Weighted MRI: Principles and Clinical Applications. Biomed Res Int. 2014; 312142.

『グリッドレス撮影 ～完全攻略ガイド～』

川崎市立川崎病院（撮影部会委員一般分科会長）三宅 博之

新型コロナウイルス感染症の感染拡大に伴い、第48回秋季学術大会が理事会にて開催中止が決定された。例年、秋季学術大会で開催されるワークショップの内容を撮影部会誌に掲載しているが、大会開催中止をうけ、現在医療機関で一般的に使用されている撮影技術の再学習を企画した。グリッドレス撮影はグリッドを持ち運ばず撮影できることで撮影業務の負担軽減となり、多くの施設でポータブル撮影や救急撮影において使用されている。「一般分科会 テーマA」では、グリッドレス撮影について取り上げた。5社のメーカーに依頼しグリッドレス撮影の基礎として散乱線補正処理の技術的な解説について執筆していただいた。各メーカーとも原理から散乱線量の推定、画像処理法など詳細な内容となっていた。

グリッドレス撮影を使用している施設では病棟でのポータブル撮影および救急撮影が主流と思われる。しかしグリッドレス撮影の原理を理解して撮影されている方はどのくらいいるのだろうか。画像処理過程は、散乱線の推定、散乱線の減算処理、ノイズ抑制処理で構成されているが、メーカーによって画像処理アルゴリズムや設定項目に違いがある。普段何気なく使用しているが、その特性を正しく理解しない使用しなければ、肺野が黒く潰れた画像、意図しないコントラストの画像、ノイズの多い画像などが表示される可能性がある。また、散乱線補正処理が登場した当初は胸部撮影、腹部撮影のみと限定された撮影部位であったが、現在は画像処理方法が進歩し、グリッドレス撮影の適応範囲も拡大しているため、より正しい理解が必要である。前号の特別企画に掲載した内容を会員が使用しているメーカーまたは今後導入予定のメーカーについてその内容をさらに理解を深めることができた方が多いと思う。

撮影部会では会員により正しい情報を提供し、各自の研究に役立てていただくために、今後もいろいろな企画を提供する予定である。最後に撮影部会誌に原稿を寄稿していただいた各メーカーのご担当者に深謝致します。

『グリッドレス撮影 ～完全攻略ガイド～』

(1)「Canon CXDI ～完全攻略ガイド～」

キャノンライフケアソリューションズ株式会社 向笠 恭司

(2)「Intelligent Grid ～完全攻略ガイド～」

コニカミノルタジャパン株式会社 川名 祐貴

(3)「グリッドレス撮影機構‘SkyFlow Plus’～完全攻略ガイド～」

株式会社フィリップス・ジャパン 橋本 裕輝

(4)「Virtual Grid ～完全攻略ガイド～」

富士フイルムメディカル株式会社 網本 直也

『Dual Energy CT』

千葉市立海浜病院（撮影部会委員 CT 分科会長）高木 卓

1. はじめに

2005 年に dual energy CT (DECT) の臨床機が発表されてから 15 年以上が経過し、現状ではメーカー各社から独自の方式による装置が開発されている。DECT からは仮想単色 X 線画像や物質弁別画像に代表される様々な画像が作成され、更に専用のアプリケーションが多く開発され臨床で利用されている。今回の紙面企画では、装置メーカー4 社にご協力頂き、DECT の最新情報について報告頂いた。

2. DECT の最新情報について

キヤノンメディカルシステムズ株式会社の津島氏からは、2019 年にリリースされた rapid kV switching と auto exposure control を併用した Spectral scan と deep learning を用いた Spectral Reconstruction を併用した Spectral Imaging System について報告頂いた。rapid kV switching 方式では各エネルギー別に収集されるデータが半分以下の view となるため、不足するデータの復元に対向エネルギーデータの活用と deep learning を用いた復元処理が行われている。このため、1 つの X 線発生機構と収集機構にて dual energy 撮影が可能であり、ヘリカル撮影に加え最大 160mm の Spectral Volume Scan も可能であり、心臓 CT への適応も期待される。

シーメンスヘルスケア株式会社の藤原氏からは、dual energy 撮影における線量最適化への取り組みや、エネルギー分離のための Selective Photon Shield の有用性、DECT 普及のためのワークフローの改善や最新のアプリケーションについてご報告頂いた。DECT で生成される多量のデータセットをユーザーのマニュアル操作を介さずに効率的に処理可能な Rapid Results-zero click Dual Energy は、画像解析から axial/ sagittal/ coronal 画像の作成、画像の PACS 送信までも自動化されており、救急領域も含め日常臨床での DECT の活用が期待される。

GE ヘルスケア・ジャパン株式会社の久保氏からは、X 線反応速度・アウトターグローに優れたガーネット検出器を搭載した Fast kV switching 方式のデータ取得方法や画像解析、アプリケーションについてご報告頂いた。Fast kV Switching 方式が採用されていることで、低管電圧、高管電圧の raw データから、水、ヨードそれぞれのビームハードニング補正を行うことで精度の高い物質弁別が可能である。最新アプリケーションの GSI Liver Fat では multi material decomposition を使用し肝臓領域の脂肪含有率を計測可能であり、CT による非アルコール性脂肪性肝疾患 (NAFLD) の早期発見が期待される。

フィリップスジャパン株式会社の小川氏からは、dual-later detector 方式の DECT について、画像再構成手法、作成される様々なスペクトラル画像について多くの臨床画像も含めてご報告頂いた。dual-later detector 方式は通常の管電圧 120kVp の撮影で空間的、時間的にも完全に一致した dual energy の raw データが得られるため、レトロスペクティブに様々なスペクトラル画像を作成できるメリットある。スペクトラル画像を用いることで診断の感度の向上、追加検査の必要性が減ったとの報告や、後ろ向きの研究を行うことが可能であることから DECT の可能性を広げていくものと期待される。

3. おわりに

DECT が臨床で利用されるようになってから 15 年以上が経過し、今後も DECT の導入が進んでいくものと予想される。メーカー毎に DECT に対するアプローチも様々であり、アプリケーションの進化についても再認識することが出来た。今回は紙面企画でしたが、次会は学会場で会員の皆様と一緒に学び議論出来ることを切に願う。

『脂肪抑制法の技術解説』

群馬県立健康科学大学（撮影部会委員 MR分科会長）林 則夫

MRIはその高い組織分解能により、全身を対象に臨床応用されるようになり、日本全国に多くの装置が導入されている。特に、MRでは他のモダリティにはない水と脂肪のコントラストを明確にすることができ、そのどちらかの信号を抑制することも可能である。通常臨床で使われる抑制技術は脂肪抑制法である。臨床現場で脂肪抑制を用いられるのは、脂肪組織やこれに埋もれた病変、造影後の病変のコントラスト向上の目的に用いられるほか、MR撮像の原理から付随する動きや化学シフトの抑制など多くの場面が存在する。脂肪抑制法はMR検査に必須となる方法でありながら、メーカーや装置間でその方法が異なり、さらに呼称もさまざまなことから、ユーザがその呼称に混乱することもある。昨今、同一施設に異なるメーカーの装置が存在することはよく目にする状況であるなか、脂肪抑制法を使用した撮像で、A社装置ではなかったアーチファクトがB社装置では出現したとき、各社の脂肪抑制法の原理をわからぬまま利用していたとすると、画像を提供する側が臨床医や放射線科医に説明できない可能性も十分に考えられる。

臨床現場で用いられる脂肪抑制法は1. 組織のT1緩和時間の差を利用した方法、2. 水と脂肪の周波数の差を利用した方法、3. 水と脂肪の位相差を利用した方法に大別される。各社はこれらの方法に加え、特徴を十分に発揮させるため様々な工夫をこらしている。検査を施行する側としては、大別された方法に加え各社の工夫の長所・短所を把握する必要があると思われる。MRには多くのパラメータが存在するため、目的にあった脂肪抑制法を選択できても、パラメータの設定等で思わぬ画像になってしまうこともあるかもしれない。

現在、猛威をふるう新型コロナウイルス感染症の感染拡大防止のため、従来頻繁にあった各種研究会や学会が延期・中止の憂き目に会い、それに伴って会員相互の情報交換ができない状況になっている。撮影部会MR分科会のワークショップでは、最も身近でありながらいまさら聞けない脂肪抑制法について、国内で販売する5社に解説いただき、自身の施設で扱う、または、今後扱う可能性のあるメーカーの特徴や手法のポイントについて学習できる機会があればと企画した。

各社に解説いただいた記事を読ませていただき、上述のように3つの基本的な脂肪抑制に加え、各社の特徴的な手法と最新の手法も解説いただいている。各社の呼称と手法がマッチングし、かつ、呼称をspellingしていただいていることから、呼称の理由・由来も理解しやすいと思われ、解説を聞くだけではあまり理解できなかった内容についても、本記事では何度も読み返すこともできるため、各社の特徴がよく理解できる記事であると思われる。

初学者は自身の使用するメーカーにおける脂肪抑制法の教科書として用いることができると思われ、ハードユーザーにおいても自身の使用していないメーカーの脂肪抑制法の新しい発見があるかもしれない。新型コロナウイルス感染症が拡大する以前の日常とは程遠い状況であるが、いまこそ基本に立ち返るとともに、各社MRメーカーの脂肪抑制技術を把握し、臨床の現場において患者や撮影部位の状況に応じて、最適な脂肪抑制法を選択でき、MRに存在する多くのパラメータを的確に変更できる一助になれば幸いである。

1) 脂肪抑制法のポイント

シーメンスヘルスケア株式会社 三津田 実

2) フィリップスにおける脂肪抑制法 ～mDIXON XD を中心に

株式会社フィリップス・ジャパン 森脇 聡

3) 当社独自の脂肪抑制法とディープラーニングを用いた最新技術

キヤノンメディカルシステムズ株式会社 加藤 美結

4) 日立における MRI 脂肪抑制技術

株式会社日立製作所 八杉 幸浩

5) GE ヘルスケア製 MRI 装置の脂肪抑制について

GE ヘルスケアジャパン株式会社 酒井 政人

最後に執筆していただいた皆様に深く感謝いたします。

(公社) 日本放射線技術学会 撮影部会

2020 年度事業報告

1. 第 74 回撮影部会 (第 76 回総会学術大会) を開催した.

新型コロナウイルス (COVID-19) 感染拡大予防の観点より会場をパシフィコ横浜 (横浜市) から web に変更し、5 月 23 日 (土) ~ 6 月 15 日 (金) まで開催した.

1) テーマ A (一般分科会)

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: りんくう総合医療センター (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) 「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)

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)

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)「PDF 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）は、新型コロナウイルス（COVID-19）感染拡大予防の観点から開催を中止した。

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）

「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」

開催日：2020 年 11 月 22 日（日） 13 時～17 時

会 場：メルパルク京都

司 会：りんくう総合医療センター（撮影部会長）中前光弘，洛和会音羽病院 菊元力也

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

4. セミナーを開催する。（教育委員会、各地方支部共催）

① 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

＊新型コロナウイルス（COVID-19）感染拡大予防の観点から開催を中止した。

② 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

＊新型コロナウイルス（COVID-19）感染拡大予防の観点から開催を中止した。

③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 安全管理セミナーは、新型コロナウイルス（COVID-19）感染拡大予防の観点から開催を中止した。代替え企画として、MRI 安全管理セミナーを webinar にて開催した。

開催日：2021 年 1 月 10 日（日） 13 時 30 分～16 時 30 分

会場：WebEx-Events

参加者：59 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：4 月号は，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やQ & Aを掲載した。10月号は、第48回秋季学術大会が中止となったため最新の撮影技術を紹介する企画を考え関連メーカーに投稿を依頼して掲載した。部会員にとって有益な情報雑誌となった。

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。

7. 研究奨励賞の選考（表彰委員会）

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

8. 梅谷賞の推薦（表彰委員会）

教育、著作、発明および考案に著しい業績を挙げたグループを表彰委員会へ推薦した。

9. 宿題報告ならびにシンポジウムの推薦（学術委員会）

第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した。

10. 部会委員会の開催（2回）

第1回：5月17日（日）

第2回：2月8日（月） WebEx

なお、6月3日にMR分科会のweb会議を開催した。

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った。

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、回答を広報渉外委員長へ答申した。

13. 専門技師・技術者制度への参画ならびに安定的な運用をサポートする。

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

13. 撮影部会委員会 乳房撮影ガイドライン普及班（班長：小山 智美）.

- (1) 第86回乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会（近畿支部共催）の開催
会期：2020年9月19日（土）～20日（日）
会場：奈良県西和医療センター（生駒郡三郷町）定員：50名
＊COVID-19 感染拡大防止のため開催中止
- (2) 第87回乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会（北海道支部共催）の開催
会期：2020年10月10日（土）～11日（日）
会場：北海道対がん協会札幌がん検診センター（札幌市）定員：50名
＊COVID-19 感染拡大防止のため開催中止

以上

2021 年度事業計画

1. 第 76 回撮影部会（第 77 回総会学術大会）を開催する.

会場：パシフィコ横浜（横浜市）

1) テーマ A （一般分科会）

開催日：4 月 16 日（金）午後

教育講演 『私達はここを診ている ～胸部 X 線画像の画像診断～』

講師：北里大学病院 呼吸器内科 横場正典（非会員）

司会：りんくう総合医療センター 中前光弘（撮影部会長）

ワークショップ 『基本に戻ろう！ 胸部 X 線画像をみんなで再学習』

座長：北里大学病院 関 将志（撮影部会委員）

川崎市立川崎病院 三宅博之（撮影部会委員）

(1) 『胸部 X 線画像の画像評価』 丸の内病院 平野浩志（JSRT 会員）

(2) 『胸部撮影にとって重要なこと ～撮影条件，線量評価～』

りんくう総合医療センター 中前光弘（JSRT 会員）

(3) 『画像処理の基本』 大阪急性期・総合医療センター 檜山和幸（JSRT 会員）

(4) 『これからの胸部 X 線画像』

聖路加国際病院附属クリニック・予防医療センター 佐藤 稔（JSRT 会員）

2) テーマ B （CT 分科会）

開催日：4 月 17 日（土）午後

教育講演 『低線量 CT：目的と意義』

講師：国際医療福祉大学成田病院 赤羽 正章

司会：千葉市立海浜病院 高木 卓（撮影部会委員）

ワークショップ 『低線量 CT の現状と展望』

座長：国立がん研究センター東病院 野村 恵一（撮影部会委員）

静岡県立静岡がんセンター 瓜倉 厚志（撮影部会委員）

(1) 「低線量 CT の新技術」 三重大学医学部附属病院 永澤 直樹

(2) 「低線量 CT 撮影の物理特性」 中津川市民病院 原 孝則

(3) 「検診領域における低線量 CT 撮影の現状」 滋賀医科大学医学部附属病院 牛尾 哲敏

(4) 「成人 CT 撮影における線量低減の適応」 東京大学医学部附属病院 井野 賢司

(5) 「小児における低線量 CT 撮影の適応」 国立国際医療研究センター 岩渕 勇人

3) テーマ C （MR 分科会）

開催日：4 月 18 日（日）午後

教育講演 『臨床 MR 画像の SNR 測定法』

講師：群馬県立健康科学大学 林 則夫

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 『推奨される頭部臨床画像の SNR の提案』

座長：大阪医科大学附属病院（撮影部会委員）山村憲一郎

新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員）金沢 勉

- | | |
|-----------------------------------|-------------------|
| (1)「推奨される頭部臨床画像の SNR の提案: T1WI」 | 新潟大学医歯学総合病院 齋藤 宏明 |
| (2)「推奨される頭部臨床画像の SNR の提案: T2WI」 | 国際医療福祉大学 茂木 俊一 |
| (3)「推奨される頭部臨床画像の SNR の提案: FLAIR」 | 兵庫医科大学病院 桐木 雅人 |
| (4)「推奨される頭部臨床画像の SNR の提案: DWI」 | 栗原市立栗原中央病院 吉田 礼 |
| (5)「推奨される頭部臨床画像の SNR の提案: T2star」 | 熊本大学病院 森田 康祐 |

2. 第 77 回撮影部会（第 49 回秋季学術大会）を開催する.

1) テーマ A （一般分科会）：「骨密度」

開催日：2021 年 10 月 17 日（日） 午前

教育講演 『骨粗鬆症の検査と治療法（仮）』

講師： 熊本大学 整形外科 宮本健史

司会： りんくう総合医療センター（撮影部会長）中前光弘

ワークショップ 『いろいろな骨密度検査を学びなおそう』

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)「教えて DXA 法」 | 甲南医療センター 甲山精二 |
| (2)「教えて超音波装置を用いた検査法」 | 北里大学 安富蔵人 |
| (3)「教えて透視撮影装置を用いた検査法」 | 安城更生病院 小田耕司 |
| (4)「最新の骨密度検査法」 | 近畿大学奈良病院 三阪知史 |

2) テーマ B （MR 分科会）：「脳卒中」

開催日：2021 年 10 月 15 日（金） 午後

教育講演 『未定』

講師： 聖マリアンナ医科大学 脳神経内科 秋山久尚

司会： 川崎市立川崎病院 （撮影部会委員）三宅博之

ワークショップ 『脳卒中治療と画像診断の最前線』

座長： 群馬県立県民健康科学大学 （撮影部会委員）林 則夫

千葉市立海浜病院 （撮影部会委員）高木 卓

- | | |
|--------------------------|-------------------|
| (1)「脳卒中治療における放射線技師の役割」 | りんくう総合医療センター 西池成章 |
| (2)「脳卒中における画像診断の最前線・CT」 | 札幌白石記念病院 笹森大輔 |
| (3)「脳卒中における画像診断の最前線・MRI」 | 福井大学医学部附属病院 石田翔太 |
| (4)「脳卒中治療と画像診断の最前線・IVR」 | 大阪市立大学医学附属病院 席田雄介 |

3. 2021 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

「痛（いと）うないですか？ “腰” ～放射線技術を駆使した原因究明と手術支援～」

開催予定日：2021 年 11 月 14 日（日） 13 時～17 時（予定）

会 場：メルパルク京都

第一部：腰痛を知ろう！（60分）

腰痛の原因と治療，付き合い方と予防法

奈良県立医科大学 重松 英樹

第二部：診断のための画像検査と手術支援（120分）

1）単純X線撮影は何度も撮るの？ ～撮影意義と被ばく低減技術～

京都大学医学部附属病院 上間 千秋

2）MR Iで何がわかるの？ ～診断に必要な検査の概要と撮像技術～

京都桂病院 池 和秀

3）CTで立体画像？ ～手術を支援する3D技術～

奈良県立医科大学附属病院 間井 良将

4）フリートーク

4. セミナーを開催する。（教育委員会，各地方支部共催）

①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11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：2021年6月（予定）

会場：WebEx-Events

定員：100名（予定）

②CT 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：2021年9月11日，12日（土，日）

会場：広島大学病院

定員：30名

＊新型コロナウイルス（COVID-19）の感染予防の観点から中止となった場合は，代替えの Webinar 企画を開催する。

③実地で学ぶMRI 安全管理セミナーの開催（東京支部）

第3回実地で学ぶMRI 安全管理セミナー

開催日：2021年11月（未定）

会場：GEヘルスケアジャパン TiPS（東京都八王子市）

定員：20名

＊新型コロナウイルス（COVID-19）の感染予防の観点から中止となった場合は，代替えの Webinar 企画を開催する。

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 15 日（木） パシフィコ横浜（横浜市）

第 2 回：10 月 14 日（木） 熊本城ホール（熊本市）

第 3 回：11 月 28 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 86 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) C T 専門技師 認定制度

3) 肺がん C T 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

14. 撮影部会委員会 乳房撮影ガイドライン普及班（班長：小山 智美）。

（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 88 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：2021 年 9 月（予定）

会場：りんくう総合医療センター（大阪府泉佐野市）

定員：50 名

（ロ）第 89 回乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会（東北支部）

開催日：2021 年 10 月（予定）

会場：東北大学病院（仙台市）

定員：50 名

以上

■ 第77回撮影部会の予定

日時：2021年10月15日（金）～17日（日）

会場：熊本城ホール

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（りんくう総合医療センター）

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、パシフィコ横浜における総会学術大会に向けお忙しい日々をお過ごしのことと存じます。

テーマA[一般分科会]ではテーマを胸部について取り上げました。教育講演では北里大学病院 横場正典 先生に、『私達はここを診ている ～胸部X線画像の画像診断～』と題してご講演していただきます。ワークショップでは「基本に戻ろう！ 胸部X線画像をみんなで再学習」と題して、4名の先生方にご講演していただきます。テーマB[CT分科会]では低線量CTについて取り上げました。教育講演では国際医療福祉大学成田病院 赤羽 正章 先生に、『低線量CT：目的と意義』と題してご講演いただきます。ワークショップでは「低線量CTの現状と展望」と題して、5名の先生方にご講演いただきます。テーマC[MR分科会]ではSNR測定法について取り上げました。教育講演では群馬県立健康科学大学 林 則夫 先生に、『臨床MR画像のSNR測定法』と題してご講演いただきます。ワークショップでは「推奨される頭部臨床画像のSNRの提案」と題して、5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.29 No.1 通巻76 2021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>