

Communication of the Imaging Group of the JSRT

# 画像通信

2024年10月

Vol.47 No.2(通巻 93)

## ☆ 教育セミナー

「X線画像系モダリティにおける空間分解能の理解」

岡山大学 福井 亮平

## ☆ JSRT 撮影部会, 画像部会, JART 骨関節撮影分科会合同企画 『X線撮影の標準化を考える』

1. 「股関節 X線撮影の現状について」

昭和大学病院 菊原 喜高

2. 「肩関節 X線撮影の現状について」

下田メディカルセンター 鈴木 義曜

3. 「撮影システムについて」

北里大学病院 関 将志

4. 「デジタルラジオグラフィシステムにおける画質と撮影線量の理解」

鈴鹿医療科学大学 東出 了

## ☆ JART 消化管画像分科会, JSRT 画像部会合同企画

『透視検査における画質とノイズ低減技術の変遷～画像ノイズの理解と抑制～』

1. 「ノイズに関わる因子と低コントラスト検出能への影響」

大阪大学大学院 山崎 明日美

2. 「消化管 X線検査における重要な低コントラスト所見」

東葛病院 安藤 健一

3. 「ノイズを低減する画像処理技術と画質評価」

東北大学病院 小野寺 崇

4. 「時間軸を対象としたノイズ低減技術と画質評価」

東海大学医学部付属八王子病院 青木 聡

5. 「透視検査における AI 技術を用いたノイズコントロール」

小倉記念病院 佐保 辰典

## ☆ 技術紹介

①「デジタル X線透視撮影システムにおける動き補正を用いた透視画像処理の開発」

富士フィルム株式会社 中村 正

②「医療 AI/創薬 AI 研究開発にすぐ使える医用画像データプラットフォーム『Callisto DataHub』」

カリスト株式会社 韓 昌熙(カリス)・山本 浩平

## ☆ 読者のページ

①「第 14 回 ROC セミナー ～Web 講義で学ぶ ROC・FROC と一対比較法の観察者実験～に参加して」

市立四日市病院 倉谷 洋佑

②「第 14 回 ROC セミナー参加記」

千早病院 古賀 瞳

## ☆ 大学/研究室/研究会紹介

「福島県立医科大学保健科学部 診療放射線科学科 高橋研究室の紹介」

福島県立医科大学 高橋 規之

## ☆ 国際会議案内・報告

「KSRSC 2024 (Korean Society of Radiological Science Conference 2024)での発表を経験して」

大阪大学大学院 金原 菜々香

## ☆ 画像部会 HP「研究情報サイトの紹介」

岐阜大学 教育学部技術教育講座 福岡 大輔

## ☆ 画像部会入会案内



JAPANESE  
SOCIETY  
OF  
RADIOLOGICAL  
TECHNOLOGY

公益社団法人 日本放射線技術学会  
画像部会

## 第 96 回 画像部会予告

日 時：2025 年 4 月 10 日(木)～13 月（日）の第 81 回日本放射線技術学会総会学術大会期間中 予定  
会 場：パシフィコ横浜（予定）  
内 容：「DR システムの非線形画像処理を評価する（予定）」

教育講演：

「DR システムの非線形画像処理を評価するためのキーポイント（仮題）」

シンポジウム：

- 1) DR における最新画像処理とデータ（仮題）
- 2) 非線形画像処理の評価の問題点（仮題）
- 3) TTF の解析方法とその問題点（仮題）
- 4) 胸部 X 線画像における非線形画像処理の評価（仮題）

## 臨床画像評価セミナーの開催予定

第 11 回臨床画像評価セミナー：2024 年 12 月 22 日(日)

会場：国立がん研究センター中央病院（東京都築地）

## 画像部会委員 氏名・所属・電子メール

---

|             |                      |  |
|-------------|----------------------|--|
| 東出 了（画像部会長） | 鈴鹿医療科学大学保健衛生学部       | raryo@suzuka-u.ac.jp                   |
| 小野寺 崇       | 東北大学病院診療技術部放射線部門     | onodera@rad.hosp.tohoku.ac.jp          |
| 佐保 辰典       | 小倉記念病院               | saho-t@kokurakinen.or.jp               |
| 篠原 範充       | 岐阜医療科学大学保健科学部放射線技術学科 | shinohara@u-gifu-ms.ac.jp              |
| 平原 大助       | 原田学園                 | rt.hirahara@harada-gakuen.ac.jp        |
| 山崎 明日美      | 大阪大学大学院              | yamazaki-a@sahs.med.osaka-u.ac.jp      |
| 山崎 純        | 紀南病院                 | j_yamasaki@kinan-hp.tanabe.wakayama.jp |
| 山本 めぐみ      | 広島国際大学保健医療学部         | m-yamamo@hirokoku-u.ac.jp              |
| 由地 良太郎      | 東海大学医学部附属八王子病院       | ryotaro.yuji@gmail.com                 |

---

画像部会についてご意見やご希望等がありましたらご連絡ください。

画像部会に関する情報は、以下の web ページをご利用ください。

日本放射線技術学会：<http://www.jsrt.or.jp>

画 像 部 会：<http://imgcom.jsrt.or.jp>

# X線画像系モダリティにおける空間分解能の理解

岡山大学 保健学域 福井 亮平

## 1. はじめに

X線画像の画質は主にコントラスト、ノイズ、および空間分解能（鮮鋭度）の3要素により表現される。特に、近年の画像微細化の流れを受けて、使用している装置や画像の空間分解能を測定し理解しておくことは大変重要である。空間分解能は、どの程度まで細かい物体を分離して認識できるかという限界を数値化した指標である。過去には、X線テストチャートなどを用いて視覚的な識別能を評価基準とした手法が用いられていたが、人間の視覚特性を通じた感覚的な評価は観察対象や観察者の特性の影響を受けるため定量的ではない<sup>1)</sup>。また、主観的要素を取り除いた Rudinger&Spiegler 法などの空間領域における評価法が行われていた<sup>2)</sup>。しかし、写真（画像）の濃度分布をそのまま使用するため検出器の特性を大きく受ける問題があった。そこで、現在では空間分解能を表す定量的尺度の解像特性を表す指標として、空間周波数領域で評価を行うレスポンス関数である変調伝達関数（modulation transfer function, MTF）を用いることが一般的となっている。例えば、一般撮影領域では IEC62220-1 シリーズで CR, FPD, マンモグラフィ、および動画像についての MTF 測定法について規定されている<sup>3-5)</sup>。最近では乳房トモシンセシスの精度管理に関する規格（IEC61223-3-6）も発刊された<sup>6)</sup>。また、X線 CT については非線形処理を使用する機会が増え、評価対象の検出タスクを想定し評価するタスクベースな手法で空間分解能が測定されている<sup>7)</sup>。本稿では、X線を用いたモダリティにおける空間分解能の定量的な測定手法とその注意点について解説する。

## 2. 単純 X 線画像の空間分解能

単純 X 線撮影領域では CR や FPD が X 線検出器として使用される。これらは X 線を検出し画像を表示するまでにさまざまな構成要素から成り立っており、各構成要素について MTF が定義できる<sup>8)</sup>。この中で、サンプリング以前のアナログ成分（検出器受光部とサンプリングアパーチャを主とする成分）の MTF を特に presampled MTF と呼ぶ<sup>9)</sup>。Presampled MTF はサンプリング間隔の影響を受けず、エリアシング誤差を含まないため他のデジタルシステムと比較可能である。ここでは、presampled MTF を実測した際の手順を示す。

### 2-1 使用機器

X線発生装置は島津社製 RADspeed Pro を使用した。X線検出器には CR および FPD を選択した。CR システムは FCR XL-2（読み取り装置）および ST-VI（Imaging Plate）、FPD は CALNEO Smart C47 を使用した。どちらも富士フイルム社製の検出器である。CR のピクセルサイズは 0.2 mm、FPD は 0.15 mm であった。画像は階調処理やフィルタ処理が加えられていない RAW データとして出力した。使用した検出器から出力される画像の階調数は CR が 12 bit、FPD が 14 bit であった。線量計は Radcal model 9015 (10X5-6) を使用した。

ここで、RAWデータと呼ばれる画像データには3つのタイプがある<sup>8)</sup>。1つはIEC62220で「RAW DATA」とされるディテクタ補正がされていないデータである。また、このデータに補正が施されている「ORIGINAL DATA」と呼ばれるデータがあり、これは入出力特性として扱いやすい。3つ目は対数変換後の画像データであり、このデータを各画像解析に使用する場合には有効露光量変換と呼ばれる線形化処理を行う必要がある。本稿では、これらを全て「RAWデータ」として記載する。

Table 1 IEC62220-1-1:2015で規定されている線質

| 線質   | 管電圧<br>[kV] | 半価層<br>[mmAl] | 付加フィルタ厚<br>[mmAl] | 光子数<br>[1/mm <sup>2</sup> ・μGy] |
|------|-------------|---------------|-------------------|---------------------------------|
| RQA3 | 50          | 3.8           | 10.0              | 20673                           |
| RQA5 | 70          | 6.8           | 21.0              | 29653                           |
| RQA7 | 90          | 9.2           | 30.0              | 32490                           |
| RQA9 | 120         | 11.6          | 40.0              | 31007                           |

## 2-2 線質の決定

入出力特性や画像データを取得する前に、半価層を測定することで X 線質を決定する必要がある。単純 X 線撮影で推奨される基準線質は RQA3～RQA9 として IEC62220-1-1 に記載がある (Table 1)<sup>3)</sup>。代表して1つの線質だけを選択する場合

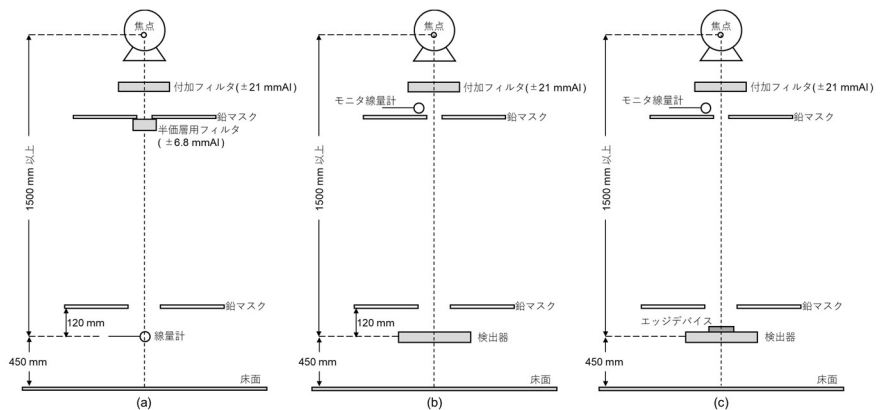


Fig. 1 各測定配置

には RQA5 を使用する。RQA5 の線質で半価層を測定する場合の配置を Fig. 1(a) に示す。付加フィルタおよび半価層測定用のアルミニウムフィルタの純度は 99.0% が推奨されている。照射野は線量計の高さで 160×160 mm 以上とするが、鉛マスクは測定結果に影響しなければ取り除いても良いとされている。線量計は後方散乱の影響を避けるため、床面から 450 mm 以上離す。このような測定配置を作ることが最初のハードルとなることもあるため、測定開始前に入念な計画が必要である。例えば、各物品を上下方向に配置することが困難であれば、横方向に X 線照射するような配置を適用しても良い。半価層の測定では、まず半価層測定用のフィルタを入れない状態で線量 ( $E_0$ ) を測定する。次に、目標の半価層 6.8 mm よりもやや小さいフィルタ厚 ( $t_a$ ) の線量 ( $E_a$ ) と大きい厚み ( $t_b$ ) の線量 ( $E_b$ ) を測定する。これらの測定結果を次式に代入して内挿することで半価層を求めることができる。

$$\text{Half value layer} = \frac{t_b \ln(2E_a/E_0) - t_a \ln(2E_b/E_0)}{\ln(E_a/E_b)} \quad (1)$$

半価層が 6.8 mm とならなかった場合には、付加フィルタの厚みを増減させて、同様の測定を半価層が 6.8 mm になるまで繰り返し、6.8 mm となった時の付加フィルタ厚を以降の測定で使用する。今回使用した装置では付加フィルタ厚は 21 mmAl のままで可能であった。

## 2-3 入出力特性

MTF の測定はシステムが線形であることが前提であり、線量とピクセル値の関係を確認する上で入出



力特性の測定は重要である。入出力特性が Log システムの場合には、有効露光量変換によりピクセル値を線形化する作業も必要である。入出力測定を行う際の配置を Fig. 1(b)に示す。配置は半価層測定時とほぼ同じであるが、画像データが必要となるため X 線検出器を使用する。照射野サイズは 160×160 mm とされているが、normalized noise power spectrum の試料を得るために照射野サイズは測定に影響しない程度に変更すべきである。入出力特性はタイムスケール法を用いるが、mAs 値の増減だけではダイナミックレンジの広い検出器の、特に低露光側の測定は難しい。そこで、距離法を併用して測定するか、付加フィルタ厚を増減させて測定し、2 本の特性曲線を繋ぎ合わせることで広いダイナミックレンジを測定した入出力特性を得ることができる。各線量で得た画像データを出力し、ImageJ により画像中心に 100×100 ピクセルの region of interest (ROI) を設定して平均ピクセル値を算出した。横軸を相対露光量、縦軸をピクセル値として得られた入出力特性を Fig. 2 に示す。

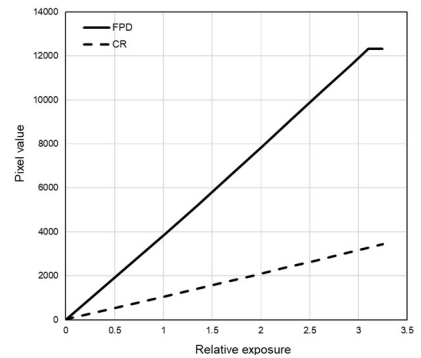


Fig. 2 入出力測定の結果

#### 2-4 ESF と LSF の取得

IEC62220-1-1 ではタングステンエッジを用いたエッジ法による MTF 算出が推奨されている。MTF の算出手順を Fig. 3, エッジの撮影配置を Fig. 1(c)に示す。エッジ撮影時の撮影線量は、直接線の入る領域のピクセル値が最大ピクセル値の約 50~80%程度となる線量を選択する。今回は CR では 70 kV, 320 mA, 500 ms, FPD では 70 kV, 320 mA, 250 ms で撮影した。エッジ法ではタングステンエッジを 2~3°ほど傾けて撮影する。これにより、様々なピクセルアライメントの影響を統合することで位置不変性を成立させている。また、エッジは検出器の軸に対して垂直と水平方向に配置してそれぞれ撮影することで、検出器の方向依存性の有無についても確認しておく。

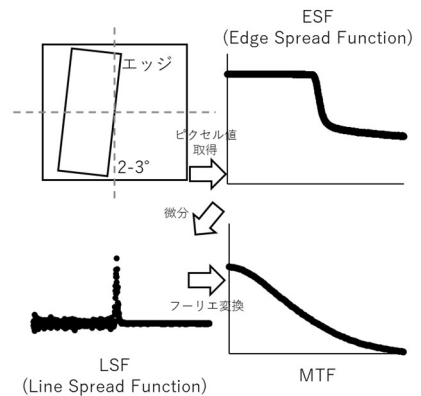


Fig. 3 エッジ法の算出手順

得られたエッジ像から edge spread function (ESF) を得るためにピクセルサイズの間隔でサンプリングした場合、エリアシング誤差を含んだ測定となる (Fig. 4a)。そこで、Fig. 4(b)に示すようにエッジの角度に沿って仮想的な配列へ再投影することで、合成 ESF を得ることができる。エッジはピクセルの配列に対して斜めに置かれているため、この合成 ESF の実効サンプリング間隔は十分に小さく、エリアシング誤差を回避できる。ただし、こうして得た合成 ESF のデータ間隔は不均等なため、例えばピクセルサイズの 10~20%程度の bin を設定して均等なデータ間隔にする必要がある<sup>10)</sup>。合成 ESF はピクセル値で構成されているが、入出力特性で得られた直線式から有効露光量変換することで線形性を満たすことができる。得られた合成 ESF を微分 (隣接差分) するこ

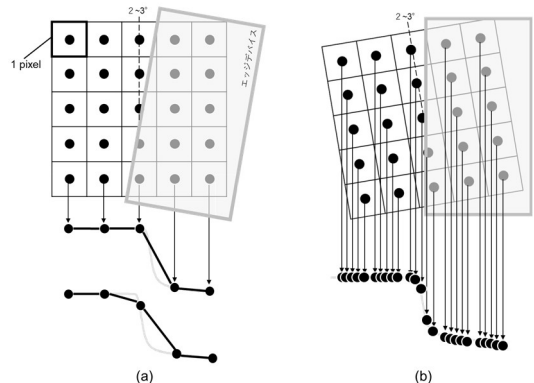


Fig. 4 合成 ESF の取得

とで line spread function (LSF) を得る。しかし、隣接差分により LSF の高露光側のノイズが増幅されるため (Fig. 5)、これを低減する必要がある。例えば、合成 ESF を複数本取得し、これらを平均化することでノイズは低減可能である。

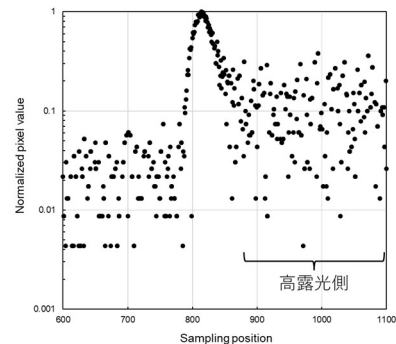


Fig. 5 LSF のノイズ増幅

## 2-5 MTF と画像

LSF をフーリエ変換し、出力される複素数データの絶対値を算出、0 cycle/mm の値で正規化することで presampled MTF が算出される (Fig. 6)。

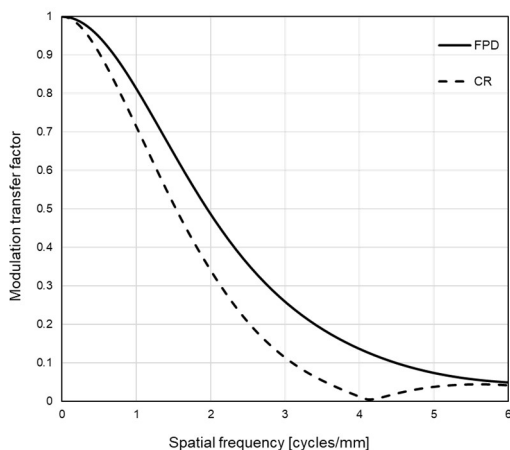


Fig. 6 各検出器の MTF 比較

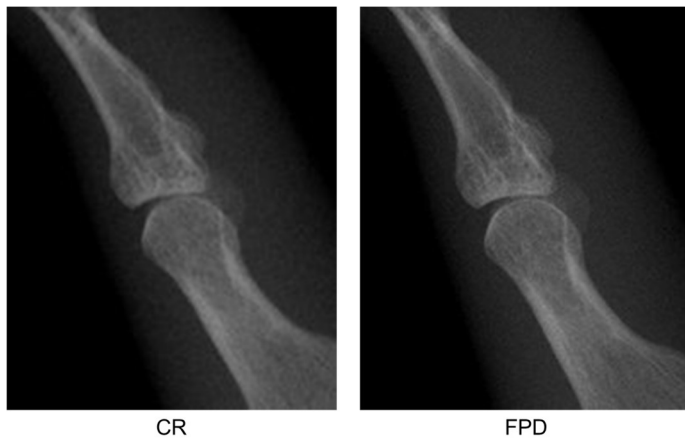


Fig. 7 ファントム画像の比較

このとき、bin による平滑化と隣接差分による影響を考慮し、sinc 関数により補正する必要がある。補正係数  $C(f)$  は以下の式から算出される<sup>1)</sup>。

$$C(f) = \frac{\pi \cdot f / (2 \cdot f_c)}{\sin(\pi \cdot f / (2 \cdot f_c))} \quad (2)$$

ここで、 $f$  は空間周波数、 $f_c$  は実効サンプリング間隔におけるナイキスト周波数である。算出された MTF を比べると、CR より FPD の MTF が高い値となった。これらの検出器で同じファントムを撮影した画像を Fig. 7 に示す。これらの画像も画像処理を含まない RAW データで出力した。両画像を比べると、CR の画像より FPD の画像で空間分解能が優れていることを確認でき、MTF の優劣と一致している。ただし、presampled MTF はピクセルサイズの影響が無いのに対し、Fig. 7 はピクセルサイズの影響を受けている。また、前述したように presampled MTF はサンプリング以前の解像特性を示しており、最終的に診断へ供される画像の空間分解能の優劣はシステム全体の構成に影響されることに注意が必要である。

## 3. マンモグラフィ画像の空間分解能

マンモグラフィ画像が対象にするのは 1 mm 以下の微小石灰化であり、単純 X 線撮影以上の空間分解能が要求される。マンモグラフィ画像でも presampled MTF が空間分解能の指標として用いられているが、単純 X 線撮影に比べ測定配置の制約が多い。今回、装置更新に伴い旧装置と新装置で FPD を露出して MTF 測定が可能であったため、この内容について解説する。

### 3-1 使用機器

マンモグラフィ装置は旧装置として MAMMOMAT Novation, 新装置として MAMMOMAT Revelation を使用した(どちらも SIEMENS 社製). 両装置は直接変換型 FPD を有し, Novation のピクセルサイズは 0.07 mm, Revelation は 0.085 mm である. ターゲット/フィルタは W/Rh を選択した. 線量計は Radcal model 9015 (10X5-6M) を使用した. 画像データは RAW データ (FOR PROCESSING 画像) で出力した.

### 3-2 半価層および入出力特性

半価層測定時の測定配置を Fig. 8(a)に示す. グリッドや圧迫板など, 外せる物品は全て取り外す必要がある. 検出器は取り外せない装置が多いため, 検出器へ大線量が入射することを防ぐために鉛の板などで覆っておくとよい. 線量計は検出部が胸壁側から 60 mm の位置になるように配置する. 照射野サイズは 100×100 mm とする. 使用する線質は IEC62220-1-2 に記載があり, 今回は W/Rh の線質を選択した (Table 2). 付加フィルタ (2 mmAl) や半価層測定用であるアルミニウムフィルタは純度 99.9%のフィルタの使用が推奨されている. 頻繁に使用されているのは RMI 社 115H のアルミフィルタセットである. しかし, このセットは合計で 0.6 mmAl し

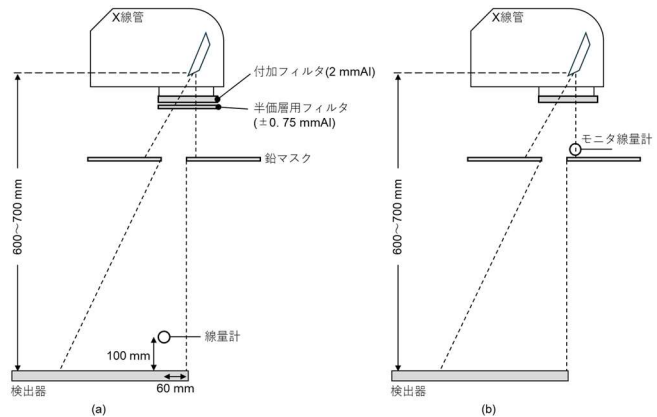


Fig. 8 マンモグラフィ装置の測定配置

Table 2 IEC62220-1-2:2007で規定されている線質(抜粋)

| 線質            | 管電圧 [kV] | 半価層 [mmAl] | 付加フィルタ厚 [mmAl] | 光子数 [1/mm <sup>2</sup> · μGy] |
|---------------|----------|------------|----------------|-------------------------------|
| Mo/Mo(RQA-M1) | 25       | 0.56       | 2              | 4639                          |
| Mo/Mo(RQA-M2) | 28       | 0.60       | 2              | 4981                          |
| Mo/Rh         | 28       | 0.65       | 2              | 5439                          |
| W/Rh          | 28       | 0.75       | 2              | 5975                          |

かないため, 付加フィルタを実現するためだけでも 4 セット必要である. 今回の測定では Novation は 24 kV, Revelation は 23 kV で基準線質となった. 線質が決まったら, 入出力特性を得るため複数の線量で画像データを収集する. 測定配置は Fig. 8(b)に示す. 単純 X 線撮影と同様, 低線量域の精度確保が問題になる. 特にマンモグラフィ装置では FPD 前面のカバーを外すことができない場合が多いため, カバーの吸収による補正が必要である. また, 暗電流などの影響により未露光にも関わらずピクセル値を有している場合があり, 検出器の上に鉛板などを置いて X 線が入射しない状態の画像データで確認する必要がある. 今回使用した 2 装置では X 線が入射していない時の画像データでは, ピクセル値はほぼゼロであった.

### 3-3 MTF の測定

MTF の算出には単純 X 線画像と同様, エッジ法を用いて算出する. エッジデバイスの素材として IEC62220-1-2 では 0.8 mm のステンレス板が推奨されているため, 今回はステンレスエッジを使用した. エッジの撮影配置は, Fig. 8(b)において照射野内の胸壁側から 60 mm の位置にエッジの中心が位置するように配置する. 接線が入射する領域のピクセル値が 50~80%程度になる撮影条件を選択する. 今回は, Novation で 24 kV, 500 mAs, Revelation で 23 kV, 630 mAs で撮影した. エッジの向きについても単純 X

線画像と同様、FPD の軸に対し垂直および水平な方向でエッジを配置することで、方向依存性の有無を検証する必要がある。解析の理論、手順も前述通りである。マンモグラフィ装置では FPD 前面にカバーがあるため、エッジを FPD に密着させることができない。このため、拡大率を測定しておき、FPD 検出器面の MTF を算出すべきである。今回は FPD を露出し FPD 上に直接エッジを配置できたため、拡大の補正は不要であった。今回使用した装置で得られた MTF を Fig. 9 に示す。旧装置である Novation の方が MTF の値は大きくなった。

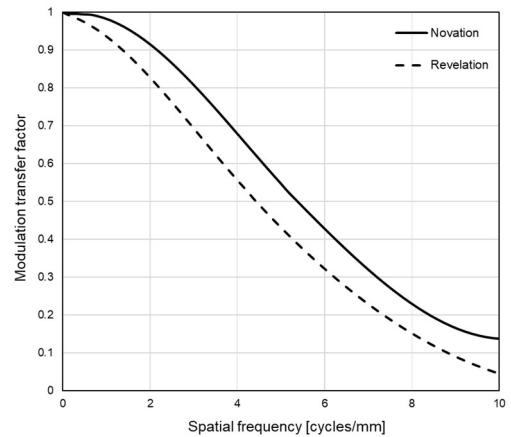


Fig. 9 新・旧装置の MTF 比較

#### 4. 動画像の空間分解能

FPD を用いた動画像の取得は X 線 TV 装置や血管撮影装置により行われており、臨床現場では馴染みのある画像である。しかし、IEC62220-1-3 で規定されているにも関わらず、動画像の画質評価が行われた報告はかなり少ないのが現状である。原因

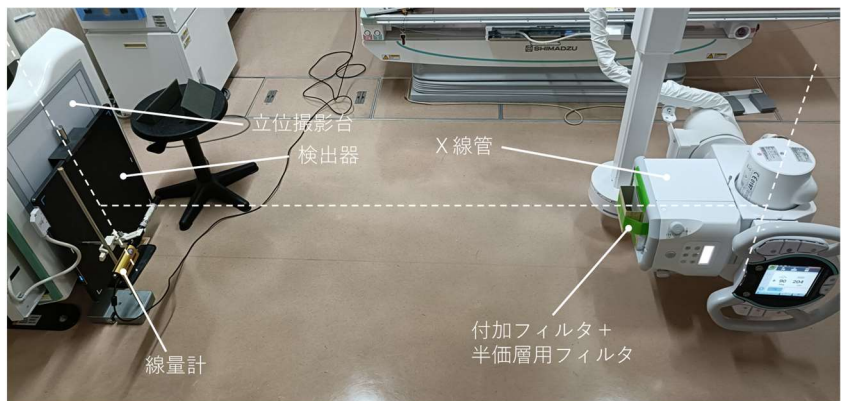


Fig. 10 動画像取得時の配置 (X 線束上の物品は取り除いている)

の一つとして考えられるのは、寝台や FPD 前面のカバーを除去できない、撮影距離を確保できない、RAW データを出力できないなどの測定における問題が存在するためだと考えられる。一方、単純 X 線撮影系でも動画像を撮影可能な FPD が市販されており、この FPD を使用することで IEC62220-1-3 において規定する手法を用いて画質評価が可能である。以下に実測した内容について解説する。

##### 4-1 使用機器

単純 X 線撮影装置には島津製作所製 RADspeed Pro を使用した。この装置はパルス状の X 線照射が可能な X 線装置である。動画対応 FPD としてコニカミノルタ社製 FPD である AeroDR fine motion を使用した。この FPD は最大 15 fps、20 秒間の動画像を撮影可能である。ピクセルサイズは 0.1 mm であるが、動画像では 4×4 ピクセルでビニングするためピクセルサイズは 0.4 mm で出力される。RAW データとして対数変換後の画像を 12 bit で出力した。線量計には Radcal Accu Gold model 10A96 (10X6-6) を使用した。

##### 4-2 半価層および入出力特性

半価層および入出力特性を測定する配置は Fig. 1(a)および Fig. 1(b)と同様である。今回の装置構成では FPD の配置に注意が必要であった。X 線撮影装置の制約で、立位撮影台の中心軸と X 線管の軸が一致していないと動画撮影ができなかった。そこで、FPD を取り出し立位撮影台の前に立てて配置することで

動画像を収集した (Fig. 10). 半価層測定における基準線質は RQA5 を選択した.

#### 4-3 MTF の測定

MTF の測定方法については IEC62220-1-1 で静止画像における測定法と同様, エッジ法による測定が記載されている. 異なるのはエッジを撮影する際の撮影線量である. 撮影線量については IEC62220-1-3 に記載がある (Table 3). 臨床における使用目的に応じて Imaging mode1~3 の中から選択して使用する. 今回は Imaging mode3 (Series exposure) の線量を使用した. 撮影条件は 1 frame 当たり 70 kV, 250 mA, 20 ms, 動画像収集条件は 6 fps, 42 frame とした. したがって, 42 枚の動画像を得られるが, 最初に得られる画像 (first\_frame) と真ん中の画像 (21\_frame) のエッジ像を用いて MTF を算出した (Fig. 11). 両者の MTF に差は認められなかった. 今回は FPD 表面の線量を 2000 nGy/1 frame としたが, ノイズが非常に多いため解析に影響すると考えられる. 合成 ESF を複数得て平均化するなど, ノイズ部分の低減化処理が必要である.

Table 3 IEC62220-1-3に示される線量レベル

| 線量レベル                           | 線量 [nGy]     |
|---------------------------------|--------------|
| Imaging mode1 (Fluoroscopy)     | 20 +/- 10%   |
| Imaging mode2 (Cardiac imaging) | 200 +/- 10%  |
| Imaging mode3 (Series exposure) | 2000 +/- 10% |

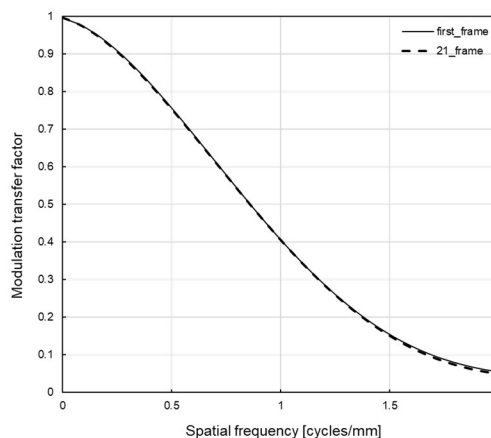


Fig. 11 動画像の MTF 比較

#### 5. トモシンセシス画像における空間分解能

トモシンセシス撮影は単純 X 線撮影装置, X 線 TV 装置, およびマンモグラフィ装置で実施可能である. 最も撮影機会が多いのはマンモグラフィ装置における乳房トモシンセシス撮影 (digital breast tomosynthesis, DBT) だと思われる. 令和 6 年度の診療報酬改定で DBT の加算が認められたこともあり, 今後さらに注目される技術だと考えられる. DBT の精度管理について, 最近では JSRT 研究班の活動や, IEC61223-3-6 および JIS Z 4752-3-6 の発刊があったことで, 各種測定手法が規格化, 周知された<sup>12,13)</sup>. これらで提案されている空間分解能測定について紹介する.

##### 5-1 使用機器

DBT 装置として富士フイルム社製マンモグラフィ装置 AMULET Innovality を使用した. 直接変換型 FPD を有し, ピクセルサイズは 0.05 mm であるが, DBT 撮影時には 4×4 ピクセルでビニング処理されるため 0.1 mm となる. DBT 撮影モードは X 線管振角が±7.5°の Standard モードと±20°の High resolution (HR) モードを撮影前に選択可能である. さらに, 線量測定などを行う時のために走査角ゼロ度静止モード (zero degree angle stationary mode, Stationary) も搭載している. この撮影モードでは, X 線管は DBT 撮影時の運動を行わず FPD に対し垂直に X 線を照射するが, DBT と同等量の X 線をパルス照射する機能である. なお, 使用した全ての画像データは DBT 撮影で収集された再構成前の投影画像である. 線量計は RaySafe X2 (Unfors RaySafe 社) を使用した.

## 5-2 入出力特性

入出力特性測定時の配置を Fig. 12(a)に示す。圧迫板など、取り外し可能な部品は取り除いた。厚さ 2 mm のアルミニウムフィルタを付加フィルタとして使用した。また、40 mm の PMMA ファントムを乳房支持台の上に配置した。この状態で自動露出機構を使用したフルオートモードで DBT 撮影を行い、この時に選択されるターゲット/フィルタ、管電圧および mAs 値を記録した。今回の実測では DBT の HR モード相当の Stationary モードを使用し、W/AI, 30 kV, 50.9 mAs を得た。この撮影線量を基準に、マニュアルモードで mAs 値を可能な範囲で変更して DBT 撮影を行った。同時に、検出器表面の線量も測定した。得られた DBT 画像の胸壁側から 60 mm の位置に 5×5 mm の ROI を配置し、平均ピクセル値を得た。入出力特性の測定結果を Fig. 13 に示す。決定係数  $R^2$  は 0.99 以上であることが要求されており、今回の実測ではそれを満たしていた。

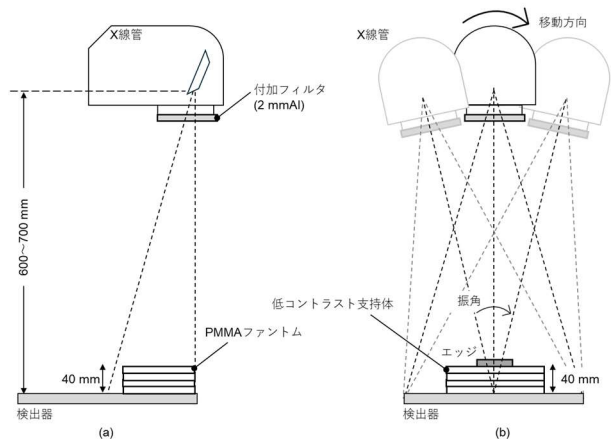


Fig. 12 DBT 測定時の配置

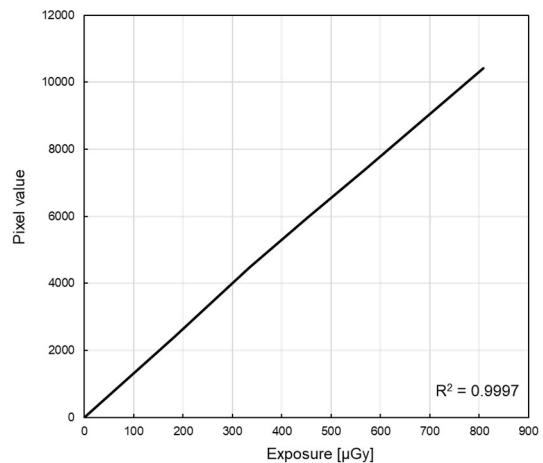


Fig. 13 DBT の入出力特性

## 5-3 MTF の測定

MTF 測定時の配置を Fig. 12(b)に示す。0.8 mm のステンレス板をエッジデバイスとして使用した。エッジは 40 mm の低コントラスト支持体（発泡スチロール）の上に、胸壁側から約 60 mm の位置に配置した。エッジは FPD の長軸に対して並行および直交方向（DBT 撮影時の X 線管移動方向）となるように配置した。Stationary モードおよび X 線管を移動させる通常の DBT (Tomosynthesis) で撮影した（どちらも HR モード）。Tomosynthesis モードでは異なる角度から投影されたエッジ像が得られるため、エッジ像が最も FPD へ垂直に投影される角度の投影画像を解析に使用した。Stationary および Tomosynthesis モードで得られた MTF を Fig. 14 に示す。Tomosynthesis モード

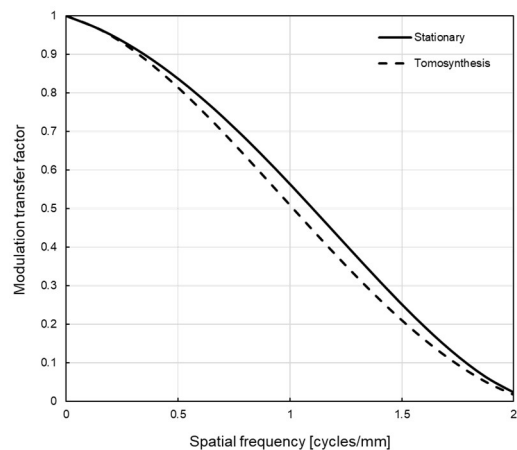


Fig. 14 DBT の MTF 比較

で得た MTF は Stationary モードの MTF よりやや低値となった。今回の配置ではエッジが乳房支持台より離れているため半影による影響に加え、Tomosynthesis モードでは Stationary モードに比べ X 線管移動による実効焦点サイズの拡大、X 線パルス照射時間、X 線管移動速度などの影響を受ける。これらの影響が MTF の差として現れたと考えられる。しかし、DBT では今回評価に使用した再構成前の画像を診断に



使用することは稀で、再構成後のトモシンセシス画像を用いて診断が行われる。現状では再構成後画像の画質評価についての議論は進んでいないため、詳細な検討や報告が待たれる。

## 6. X線 CT 画像の空間分解能

X線 CT 装置における空間分解能の測定についても、定量性のある解像特性を表す指標として MTF が用いられている。従来、MTF の測定法としてはワイヤ法やエッジ法が用いられてきた<sup>14,15)</sup>。ワイヤ法では、スライス面に垂直に張った細い金属ワイヤを撮影し、得られた点信号 (point spread function, PSF) をフーリエ変換して MTF を算出する。この時、PSF に対してノイズは無視できるほど小さい画像から得る必要がある。しかし、このような高コントラスト、低ノイズな状況は臨床画像では非特異的である。また、逐次近似再構成法や深層学習ベースの再構成手法といった非線形な挙動を示す画像再構成法が臨床で普及していることから、現在では臨床タスクを想定したタスクベースな評価手法が行われている。空間分解能についても特定の臨床タスクに対するレスポンス関数を task transfer function (TTF) と定義して評価されている<sup>16)</sup>。TTF の測定手法としては円形エッジ法を用いることが一般的であり<sup>17)</sup>、また TTF 測定デバイスとして、例えば ACR ファントムが使用されている<sup>16)</sup>。しかし、個々の研究で目的とする臓器や疾患は様々であり、既存のファントムで想定するタスクを再現できない場合には、自作ファントムを作成する必要がある。現在、腎細胞癌に注目した研究に取り組んでおり、腎臓の観察をタスクとした TTF 測定を行ったので紹介する。

### 6-1 使用機器

CT 装置は SIEMENS 社製のフォトンカウンティング CT である NAEOTOM Alpha を使用した。TTF 測定用のファントムとして、胸・腹部用 X 線水ファントム WAC 型 (幅 30×奥行 20×高さ 45 cm, 京都科学, 水ファントム) とマルチエナジー CT ファントム (Sun Nuclear) に挿入して使用する固体ロッド (Iodine 2 mg/mL) を使用した。この固体ロッドは単純 CT における腎実質と同程度の CT 値を有している。水で満たした水ファントム内に固体ロッドをファントム正中より右寄りに沈めることで、腎臓のタスクを模した自作ファントムを作成した (Fig. 15)。



Fig. 15 水ファントムと固体ロッドの配置

### 6-2 撮影および再構成条件

撮影条件はデータ取得施設で腎臓を単純撮影する際の条件を使用した。管電圧は 140 kV, CT-AEC を使用した。固体ロッドの中央部分をロッドの長軸方向へ 25 mm 撮影した。FOV320 mm, ピッチファクタ 0.8 で撮影した際の CTDIvol (32 cm) は 7.16 mGy であった。再構成手法は逐次近似応用再構成を選択したが、本装置では quantum iterative reconstruction (QIR) という名前で実装されており、QIR の強度は 0~4 まで再構成時に選択可能である。今回の実測では 0, 2, 4 を選択した。スライス厚, スライス間隔は 1.0 mm, 再構成関数は軟部用関数である Br44 を選択した。1 回の撮影で 25 枚の画像を取得し、これを 20 回繰り返す。

返すことで 500 枚の水ファントム画像を得た。得られた画像を Fig. 16 に示す。QIR の強度が大きくなるほど、画像ノイズは低減していることが確認できる。

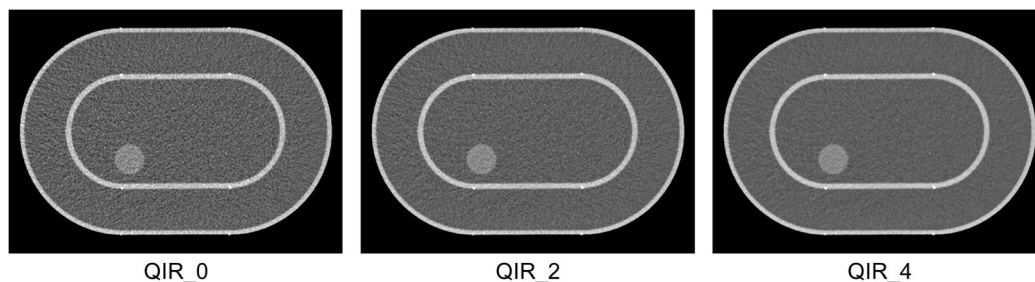


Fig. 16 自作ファントムの CT 画像

### 6-3 TTF の算出

TTF の算出には円形エッジ法を用いた。円形エッジ法では TTF 測定の精度を高めるために、固体ロッドとバックグラウンドの contrast-to-noise ratio が 28 以上であることが推奨されているため<sup>18)</sup>、500 枚の画像を加算平均した画像から TTF を算出した (Fig. 17)。撮影時、ロッドが z 軸に対して傾いていると加算平均した際にロッドの辺縁がボケることで、正確な TTF を測定できない。撮影時に十分注意することに加え、解析前には最初と最後のスライスでロッドのプロファイルが一致することを確認するか、両スライスを減算することでロッドの信号が残らないことを確認しておく。算出した TTF を Fig. 18 に示す。QIR の強度が大きいほど TTF は低下した。今回用いた QIR の強度と固体ロッドのコントラストでは TTF が低下することを確認できたため、同程度のコントラストを対象とした撮影では QIR 強度の設定に注意が必要である。

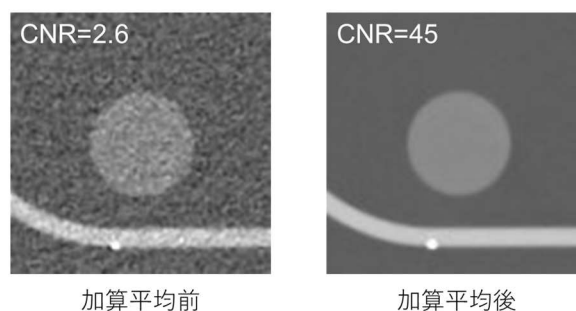


Fig. 17 加算平均前後の画像

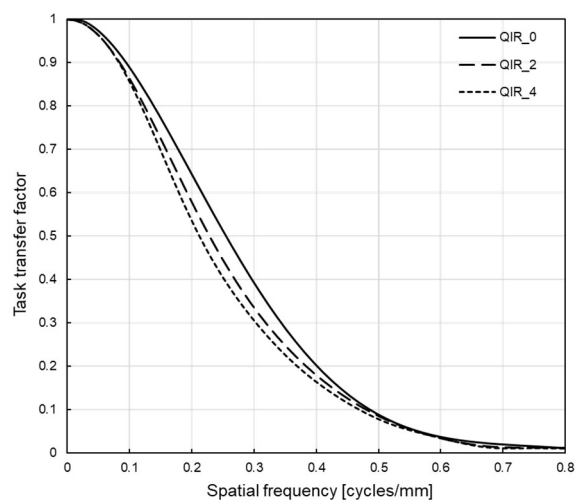


Fig. 18 TTF の結果

## 7. おわりに

X 線画像系における空間分解能、特に定量的指標である MTF の測定手法について概説した。少し説明を省いた部分もあるため、実際の測定を始める前には、参考文献として挙げた規格やガイドライン、論文等を読み直して頂きたい。CT では早くから非線形処理が導入されたことで、非線形な画像を評価する手法が確立されている。しかし、単純 X 線撮影や DBT 撮影などでは非線形な挙動を示す画像処理が導入されているが、その評価手法に関する議論はまだ途上である。今後はタスクベースを基準とした評価手法の報告が活発化してくると思われるが、その際の基本的な測定手法の参考として本稿が役立てば幸いである。



## 8. 謝辞

本稿で提示したデータは、岡山大学病院，広島大学病院，鳥取大学医学部附属病院，徳島文理大学の装置や機材を使用させて頂き取得しました。加えて，本稿の執筆に際し，鈴鹿医療科学大学 東出了 先生，徳島文理大学 石井里枝 先生，神戸常盤大学 倉本卓 先生，山口大学医学部附属病院 久富庄平 先生から貴重なご意見を頂きました。ご多忙中の折，ご指導頂き感謝申し上げます。また，末筆になりましたが，本稿執筆の機会を与えてくださいました画像部会の先生方に感謝いたします。

## 参考文献

- 1) JIS Z 4916. X 線用解像力テストチャート, 1997.
- 2) 大松秀樹 編. 9 章 画質評価. 放射線写真学. 富士フイルム株式会社, 東京, 2003:177-191.
- 3) IEC62220-1-1:2015 Medical electrical equipment-Characteristics of digital X-ray imaging devices-Part1-1: Determination of the detective quantum efficiency-Detectors used in radiographic imaging, International Electrotechnical Commission, 2015.
- 4) IEC62220-1-2:2007 Medical electrical equipment-Characteristics of digital X-ray imaging devices-Part1-2: Determination of the detective quantum efficiency-Detectors used in mammography, International Electrotechnical Commission, 2007.
- 5) IEC62220-1-3:2008 Medical electrical equipment-Characteristics of digital X-ray imaging devices-Part1-3: Determination of the detective quantum efficiency-Detectors used in dynamic imaging, International Electrotechnical Commission, 2008.
- 6) IEC61236-3-6:2020 Evaluation and routine testing in medical imaging departments-Part3-6: Acceptance and constancy tests-Imaging performance of mammographic X-ray equipment used in a mammographic tomosynthesis mode of operation, International Electrotechnical Commission, 2020.
- 7) Samei E, Bakalyar D, Boedeker KL, et al. Performance evaluation of computed tomography systems: Summary of AAPM Task Group 233. Med Phys. 2019;46(11):e735-e756.
- 8) 市川勝弘, 石田隆行 編. 第 2 章 入出力特性, 第 3 章 解像特性. 標準デジタル X 線画像計測. オーム社, 東京, 2010:70-73, 110-115.
- 9) Giger ML, Doi K. Investigation of basic imaging properties in digital radiography. I. Modulation transfer function. Med Phys. 1984;11(3):287-95.
- 10) 東出了, 市川勝弘, 國友博史, 他. エッジ法による presampled MTF の簡便な解析方法の提案と検証. 日放技学誌. 2008;64(4):417-425.
- 11) Cunningham IA, Fenster A. A method for modulation transfer function determination from edge profiles with correction for finite-element differentiation. Med Phys. 1987;14(4):533-7.
- 12) 篠原範充, 秋山忍, 伊藤孝宏, 他. 日本におけるデジタルブレストトモシンセシスに関する品質管理項目の検討. 日放技学誌. 2021;77(5):478-486.
- 13) JIS Z 4752-3-6. 医用画像部門における品質維持の評価及び日常試験方法-第 3-6 部: 受入試験及び不変性試験-乳房用トモシンセシス操作モードに使用される乳房用 X 線装置の画像性能, 2023.
- 14) 市川勝弘, 原孝則, 丹羽伸次, 他. CT における金属ワイヤによる MTF の測定法. 日放技学誌.

2009;64(6):672-680.

- 15) Mori I, Machida Y. Deriving the modulation transfer function of CT from extremely noisy edge profiles. *Radiol Phys Technol.* 2009;2(1):22-32.
- 16) Richard S, Husarik DB, Yadava G, et al. Towards task-based assessment of CT performance: system and object MTF across different reconstruction algorithms. *Med Phys.* 2012;39(7):4115-22.
- 17) Takata T, Ichikawa K, Mitsui W, et al. Object shape dependency of in-plane resolution for iterative reconstruction of computed tomography. *Phys Med.* 2017;33:146-151.
- 18) Urikura A, Ichikawa K, Hara T, et al. Spatial resolution measurement for iterative reconstruction by use of image-averaging techniques in computed tomography. *Radiol Phys Technol.* 2014;7(2):358-66.

### 学術企画③ ワークショップ

JSRT 撮影部会（一般分科会）、画像部会、JART 骨関節撮影分科会 合同企画

## 『X線撮影の標準化を考える』

座長：りんくう総合医療センター（撮影部会長）中前 光弘

滋慶医療科学大学大学院（骨関節撮影分科会）安藤 英次

公益社団法人日本放射線技術学会 (JJSRT) と公益社団法人日本診療放射線技師会 (JART) が、初めて合同学術大会を開催するにあたり、X線撮影に関連する JSRT 撮影部会 (一般分科会)・画像部会と JART 骨関節撮影分科会による合同での学術企画を開催することとなった。

JART 骨関節撮影分科会では、2020年に肩関節撮影の実態調査、2021年に股関節撮影の実態調査、2023年に膝関節撮影の実態調査を実施した。それぞれの調査を通して、撮影方法の名称が統一されていないこと、同じ撮影方法であっても撮影体位が施設によって異なることが報告されている。

JSRT 撮影部会では、2021-2022年度学術研究班として「単純 X線撮影システムの標準化に関する研究 (品質管理マニュアルの構築を目指して)」を実施し、画像の合格基準について、施設間でのばらつきがあること、診療放射線技師個人の経験年数や知識に任せている可能性があることを報告している。

一貫性のある基準や手順を確立することで、施設間や個人間での違いやばらつきを最小限に減らし、画像の品質向上、安定した画像提供、検査を担当する診療放射線技師のスキルアップにつながる。また、撮影条件を設定することは、撮影技術において重要な因子であり、画質と被ばく線量の最適化の観点から検出器の特性を理解することは欠かせない。

そこで、本ワークショップでは、「X線撮影の標準化」について両会員とともに考える場としたい。JART 骨関節撮影分科会には、過去に実施したアンケート調査結果を報告いただく。JSRT 撮影部会には、2021-2022年度学術研究班として「単純 X線撮影システムの標準化に関する研究 (品質管理マニュアルの構築を目指して)」を通して発行した叢書について報告いただく。JSRT 画像部会には、「撮影線量」に関して、画質と被ばくに関連する検出器の感度を含めた画質特性と被ばく線量に関連する撮影条件の設定について DRL を活用した考え方を中心に解説をいただく。

### 学術企画③ ワークショップ『X線撮影の標準化を考えよう』

#### (1)「股関節 X線撮影の現状について」

昭和大学病院 (JART 骨関節撮影分科会委員) 菊原 喜高

#### (2)「肩関節 X線撮影の現状について」

下田メディカルセンター (JART 骨関節撮影分科会委員) 鈴木 義曜

#### (3)「撮影システムについて」

北里大学病院 (JSRT 撮影部会委員, JART 骨関節撮影分科会委員) 関 将志

#### (4)「デジタルラジオグラフィシステムにおける画質と撮影線量の理解」

鈴鹿医療科学大学 (JSRT 画像部会長) 東出 了

総合討論

## 『股関節X線撮影の現状について』

### Current Status of Hip Joint Radiography

#### 1. はじめに

皆様の施設で、股関節正面 X 線画像として撮影している画像で大腿骨近位の描出は Fig.1 「大腿骨頸部/転子部骨折診療ガイドライン 2021 (改定第 3 版)」<sup>1)</sup>に掲載された画像と比較してどうであろうか。

X 線撮影は大小問わず多くの医療機関で実施されており、簡便に依頼できるため最初に選択される画像検査として位置付けられている。対象部位は多岐にわたり、その撮影方法も様々である。しかし、撮影体位の少しの違いが画像に大きく影響するため、疾患による撮影法の適切な選択と、観察目的に適したポジショニングが重要である。疾患による撮影法の適切な選択に関しては専門医の有無、観察目的に適した正確なポジショニングに関しては、撮影を担当する診療放射線技師の経験や知識が影響しており、不適切なポジショニングは臨床意義も低く、患者の検査時苦痛やストレスなどにつながりかねない。



Fig.1 股関節正面 X 線画像  
大腿骨頸部/転子部骨折診療ガイドライン 2021 (改定第 3 版)より転載

股関節正面 X 線撮影の肢位について、Fig.1 と同じ画像になる肢位を JART 骨関節撮影分科会としては標準化と再現性担保の観点から、明確なポジショニング指標となる膝蓋骨を用いた中間位(パテラホルン肢位)を基本肢位と推奨している。疾患や撮影目的によってバラつきがある現状を調査するために股関節 X 線撮影に関するアンケート調査<sup>2)</sup>を行った。

#### 2. 調査方法

調査期間は 2021 年 9 月 1 日から 10 月 31 日の 2 カ月間。回答方法は、Web 上のアンケートフォームでの多肢選択法。対象は日本診療放射線技師会会員とした。

#### 3. 調査内容

調査内容は以下の 6 項目について、多肢選択法および自由記載で行った。

- 1) 回答者の診療環境について
- 2) 股関節正面撮影の撮影肢位について
- 3) 採用撮影法について
- 4) ルーチン撮影について
- 5) 術前・術後撮影について
- 6) 参考文献について

本稿では調査内容 2), 4), 5), 6)について紹介する。

該当設問の詳細を以下に示す。

- ① あなたの施設では股関節正面撮影のとき、下肢をどのようにポジショニングしていますか。図(Fig.2)を参考に、お答えください。
- ② あなたの施設では、ルーチン検査として定めた撮影法はありますか。
- ③ ②で「はい」とお答えした方に伺います。そのルーチン検査は外傷疾患、非外傷疾患で使い分けがありますか。
- ④ ③で「いいえ」とお答えした方に伺います。あなたの施設では、股関節のルーチン検査として何方向を撮影していますか。
- ⑤ あなたの施設でルーチン検査として撮影している撮影法を選んでください。
- ⑥ ③で「はい」と答えた方に伺います。外傷疾患に対するルーチン検査として何方向を撮影していますか。
- ⑦ 外傷疾患に対するルーチン検査として撮影している撮影法を選んでください。
- ⑧ ③で「はい」と答えた方に伺います。非外傷疾患に対するルーチン検査として何方向を撮影していますか。
- ⑨ 非外傷疾患に対するルーチン検査として撮影している撮影法を選んでください。
- ⑩ あなたの施設で股関節について骨折治療術「術前」検査として依頼のある撮影法を教えてください。
- ⑪ あなたの施設で股関節について骨折治療術「手術場(閉創後)」検査として依頼のある撮影法を教えてください。
- ⑫ あなたの施設で股関節について骨折治療術「術後(荷重可能期)」経過観察検査として依頼のある撮影法を教えてください。
- ⑬ あなたの施設で股関節について変形性股関節症に対する「術前」検査として依頼のある撮影法を教えてください。
- ⑭ あなたの施設で股関節について変形性股関節症に対する「手術場(閉創後)」検査として依頼のある撮影法を教えてください。
- ⑮ あなたの施設で股関節について変形性股関節症に対する「術後(荷重可能期)」経過観察検査として依頼のある撮影法を教えてください。
- ⑯ 股関節の撮影法で、参考にした文献・書籍があれば、それらの文献名・書籍名をお教えてください。

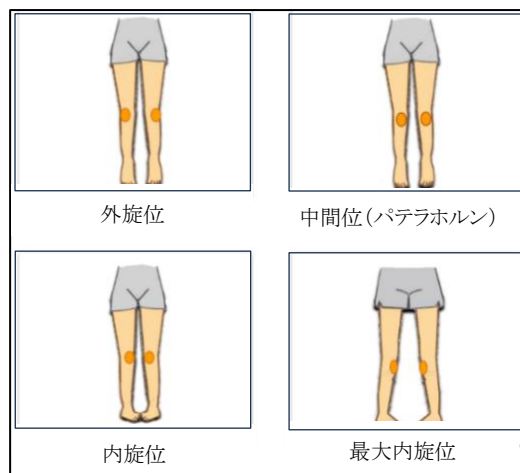


Fig.2 下肢の肢位

#### 4. 結果

Fig.3 に股関節正面撮影時の下肢のポジショニングについての結果を示す。内旋位 62.6%, 中間位 32.8%, 最大内旋位 2.4%, その他 1.4%, 何も決めていない 0.6%, 外旋位 0.2%であった。股関節正面撮影のポジショニング<sup>3)</sup>に対する回答「その他」の回答内容の一部内容を示す。その都度、医師の指示によって肢位が変化。変形性股関節症術前はパテラホルン肢位、それ以外の外傷、術後などは全て最大内旋位。他にも腹臥位撮影といった回答もあった。

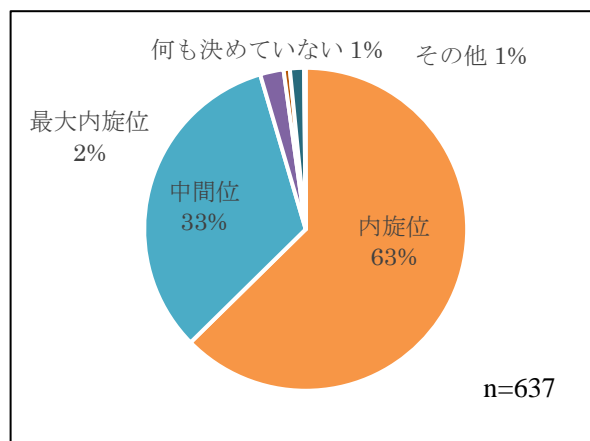


Fig.3 正面撮影時の下肢のポジショニング

ルーチン撮影の有無についての結果(n=637)は、ルーチン撮影が有る施設は76%。その中で外傷と非外傷でルーチン撮影を使い分けている施設は26%であった。

Fig.4 にルーチン撮影を疾患で使い分けていない群について、撮影方向と採用している撮影法の結果を示す。

外傷疾患と非外傷疾患で撮影法を使い分けている施設の撮影方向について。外傷疾患に対するルーチン撮影方向数の結果(n=123)は、1方向2%、2方向88%、3方向8%、4方向以上2%であった。外傷疾患に対するルーチン採用撮影法の結果で、最も回答の多かった2方向の内訳をFig.5に示す。非外傷疾患に対するルーチン撮影方向数の結果(n=123)は、1方向2%、2方向87%、3方向9%、4方向以上2%であった。非外傷疾患

に対するルーチン採用撮影法の結果で、最も回答の多かった2方向の内訳をFig.6に示す。

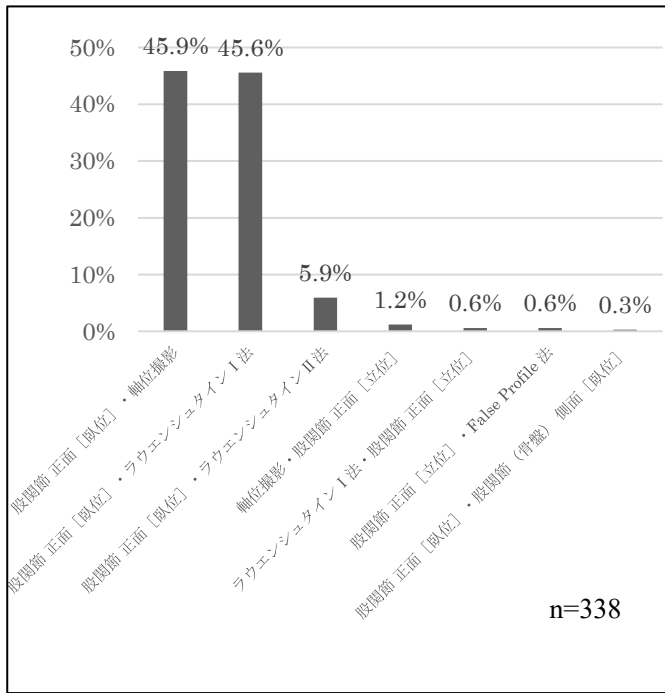


Fig.4 ルーチン2方向 採用撮影法

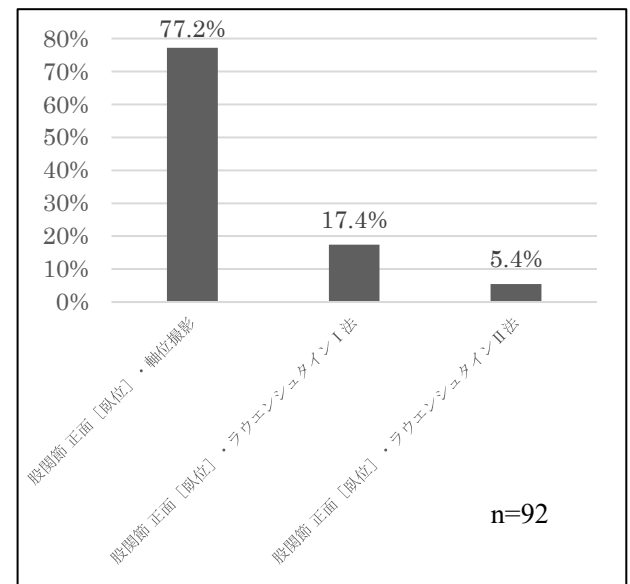


Fig.5 外傷疾患に対するルーチン2方向 採用撮影法

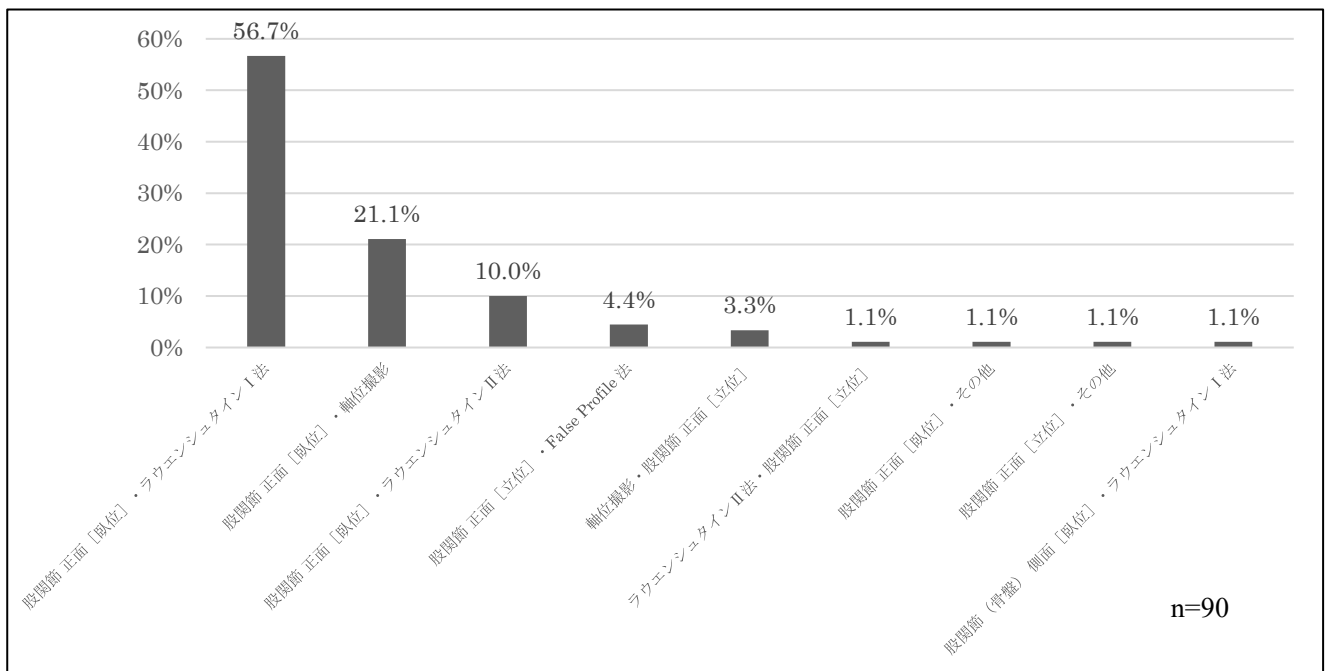


Fig.6 非外傷疾患に対するルーチン2方向 採用撮影法

術前・術場・術後撮影依頼の有無の結果を示す(n=279). はい68%, いいえ32%であった.

骨折治療術における術前撮影法について, 回答のあった全ての股関節 X 線撮影法とその採用率を示す(n=548). 股関節正面[臥位]91.1%, 軸位撮影 59.3%, ラウエンシュタイン I 法 37.0%, 計測またはテンプレート用撮影 23.0%, 下肢長尺撮影 8.8%, ラウエンシュタイン II 法 7.3%, 股関節正面[立位]4.9%, False Profile 法 1.3%, 股関節(骨盤)側面[立位]0.9%, 股関節(骨盤)側面[臥位]0.5%, その他 10.0%であった.

骨折治療術における手術場(閉創後)撮影法について, 回答のあった全ての股関節 X 線撮影法とその採用率を示す(n=548). 股関節正面[臥位]89.2%, 軸位撮影 60.0%, ラウエンシュタイン I 法 31.0%, ラウエンシュタイン II 法 6.8%, 股関節(骨盤)側面[臥位] 1.1%, その他 10.9%であった.

骨折治療術における「術後(荷重可能期)」経過観察の撮影法について, 回答のあった全ての股関節 X 線撮影法とその採用率を示す(n=548). 股関節正面[臥位]91.1%, 軸位撮影 57.7%, ラウエンシュタイン I 法 45.1%, ラウエンシュタイン II 法 9.1%, 股関節正面[立位]8.4%, 下肢長尺撮影 5.3%, 股関節(骨盤)側面[臥位]1.1%, 股関節(骨盤)側面[立位]0.9%, 計測またはテンプレート用撮影 0.7%, False Profile 法 0.7%, その他 7.8%であった.

変形性股関節症に対する「術前」の依頼撮影法について, 回答のあった全ての股関節 X 線撮影法とその採用率を示す(n=548). 股関節正面[臥位]90.1%, ラウエンシュタイン I 法 50.9%, 軸位撮影 46.4%, 下肢長尺撮影 25.0%, 股関節正面[立位]18.2%, ラウエンシュタイン II 法 11.1%, 計測またはテンプレート用撮影 16.2%, 股関節(骨盤)側面[臥位]2.2%, False Profile 法 4.9%, 股関節(骨盤)側面[立位]4.2%, その他 12.8%であった.

変形性股関節症に対する「手術場(閉創後)」の依頼撮影法について, 回答のあった全ての股関節 X 線撮影法とその採用率を示す(n=548). 股関節正面[臥位]88.3%, 軸位撮影 51.3%, ラウエンシュタイン I 法 31.2%, ラウエンシュタイン II 法 7.7%, 股関節(骨盤)側面[臥位]0.7%, その他 12.0%であった.

変形性股関節症に対する「術後(荷重可能期)」経過観察の依頼撮影法について, 回答のあった全ての股関節 X 線撮影法とその採用率を示す(n=548). 股関節正面[臥位]89.8%, 軸位撮影 50.0%, ラウエンシュタイン I 法 48.5%, 股関節正面[立位]13.3%, 下肢長尺撮影 11.7%, ラウエンシュタイン II 法 10.0%, False Profile 法 2.2%, 股関節(骨盤)側面[立位] 1.5%, 計測またはテンプレート用撮影 1.1%, 股関節(骨盤)側面[臥位] 0.7%, その他 8.9%であった.

参考文献・書籍に関する回答 (n=165) 結果で, 書籍として最も多かったのは, 「堀尾重治著書の「骨・関節 X 線写真の撮りかたと見かた」(n=38)と, 次に安藤英次著書の『図解 骨盤・股関節撮影法』(n=31)であった.

## 5. おわりに

アンケートから得られた股関節 X 線撮影の現状について結果の一部を紹介させていただいた. 各施設により採用する撮り方や考え方が様々あり, 基本の正面ポジショニングの肢位であってもバラツキが認められる. 今後の股関節 X 線撮影標準化に向けて, より良い撮影法を選択できる基準を示していければと考える.

## 参考文献

- 1) 日本整形外科学会診療ガイドライン委員会 大腿骨頸部/転子部骨折診療ガイドライン策定委員会:大腿骨頸部/転子部骨折診療ガイドライン 2021(改訂第3版); 南江堂. 2021. 45-48.
- 2) 鈴木義曜, 関将志, 筑後孝夫, 他. 股関節 X 線撮影法に関するアンケート調査報告. 日本診療放射線技師会誌;2023. Vol. 70 . 427-434
- 3) 高倉義典, 安藤英次: (3刷) 骨盤・股関節撮影法. オーム社;2023. 93-102

## 『肩関節X線撮影の現状について』

Current Status of Shoulder Joint Radiography

下田メディカルセンター

鈴木義曜

### 1. はじめに

突然だが「肩関節正面 X 線画像は？」と問われ、皆様がイメージするのは Fig.1 に示す画像のどれだろうか。

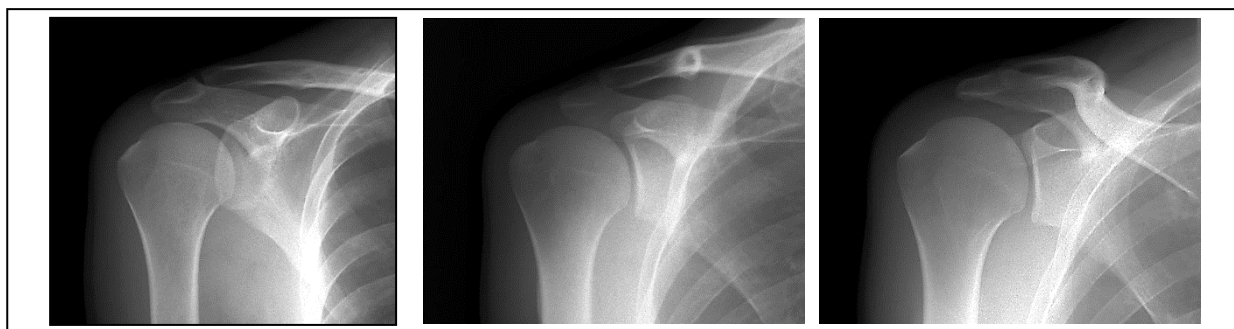


Fig.1 肩関節正面 X 線画像

X 線撮影検査は簡便でその情報量も多いことから多くの医療機関で実施されている。しかし、その撮影方法は被写体の体位や肢位および X 線束の入射角により変更するため様々であり、撮影方法の名称も多数存在する。恐らく冒頭の問いかけに対する回答にもバラツキがみられることだろう。そのような日本国内の現状を把握することを目的として日本診療放射線技師会 骨関節撮影分科会では、肩関節の X 線撮影についてアンケート調査を実施した。これにより肩関節 X 線撮影の種類および採用撮影法や具体的なポジショニング、撮影法に対する認識の違いなど国内動向の現状を把握することが出来たので紹介する。自施設の撮影法と比較しながら見ていただきたい。

### 2. 調査方法

調査期間は 2020 年 9 月 1 日から 11 月 30 日の 3 カ月間。回答方法は、Web 上のアンケートフォームでの多肢選択法。対象は日本診療放射線技師会会員とした。同施設からの複数回答は年長者の回答を優先し単一回答に修正し解析を行った。

### 3. 調査内容

調査は以下 6 つの大項目について実施した。

- 1)回答者の診療環境
- 2)施設で採用している肩関節 X 線撮影法の種類について
- 3)ルーチン撮影について
- 4)疾患別撮影法について
- 5)撮影法ごとのポジショニング詳細について



6)参考文献について

本稿では調査内容 2), 5)のうち実際に利用されている撮影法の種類や具体的なポジショニングについて提示する。該当設問と回答選択肢の詳細を以下に示す。

- ① あなたの施設で採用している撮影法をすべて選んでください。  
 [正面/正面（内旋位）/正面（外旋位）/Y-view/軸位/ゼロポジション/烏口突起撮影/West Point 法 /Apical Oblique View/その他]
- ② あなたの施設では、肩関節正面撮影のとき、体幹をどのようにポジショニングしていますか。  
 [正面/第1関節正面に合わせた検側斜位/検側斜位 30° で統一/その他]
- ③ あなたの施設では、肩関節正面撮影のとき、検側上肢をどのようにポジショニングしていますか。  
 [自然下垂/肘関節を進展し、手掌を X 線管焦点側に向ける/肘関節を 90° 屈曲し、手掌を上に向けて前腕軸を X 線焦点に向ける/肘関節 90° 屈曲し、前腕は回内回外なし、肩関節内外旋、内外転のない中間位/肘関節を屈曲し、手掌を腹部に付ける（内旋位）/肘関節を屈曲し、前腕軸を外側に向ける（外旋位）/その他]
- ④ あなたの施設では、肩関節正面撮影のとき、X 線入射角はどうしていますか。  
 [一律水平入射（ストレート）/一律頭尾方向 15° 入射/一律頭尾方向 20° 入射/一律頭尾方向 25° 入射/一律頭尾方向 30° 入射/肩峰の角度に合わせて頭尾方向に入射/その他]
- ⑤ あなたの施設では、肩関節 Y-view 撮影のとき、上腕の位置をどのようにポジショニングしていますか。  
 [上腕自然下垂/上腕を非検側に避ける/上腕を後方に引く、または手を腰に当てる/特に決めていない]
- ⑥ あなたの施設では、肩関節 Y-view 撮影のとき、X 線入射角はどうしていますか。  
 [一律水平入射（ストレート）/一律頭尾方向 10° 入射/一律頭尾方向 15° 入射/一律頭尾方向 20° 入射/一律頭尾方向 25° 入射/正面撮影から入射角度を決定/その他]

4. 結果

Fig.2 に「施設で採用している撮影法」の結果を示す。基本となる正面、側面にあたる Y-View, 軸位の採用施設が多い。加えて烏口突起撮影や Westpoint など特殊な撮影を採用している施設も確実にあることが分かる。次に Fig.3 に「正面撮影時の体幹ポジショニング」の結果を示す。第1関節正面に合わせた検側斜位が最も多く、検側 30° 固定と合わせると斜位が7割を占めていた。

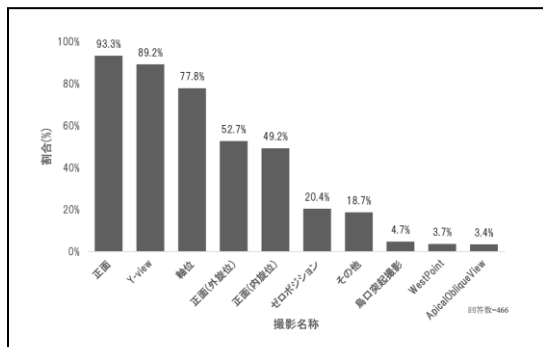


Fig.2 採用している撮影法について

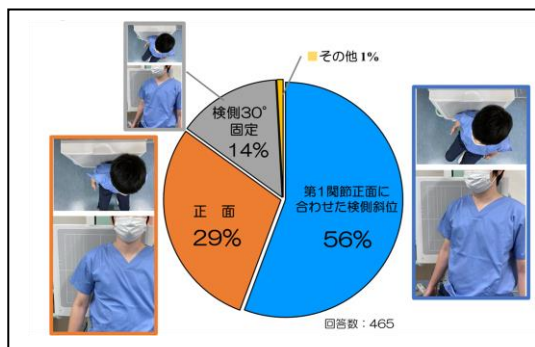


Fig.3 正面撮影時の体幹ポジショニング

続いて Fig.4 に「正面撮影時の検側上肢ポジショニング」の結果を示す。肘関節を進展 90° 屈曲し、手掌を上に向けて前腕軸を X 線管焦点側に向けるが最も多いものの、全体としてバラツキを認める結果となった。次に Fig.5 に「正面撮影時の X 線入射角」の結果を示す。最も多かったのは一律頭尾方向 20° 入射 38%、次に一律水平入射が 27% で 2 番目に多い結果となった。

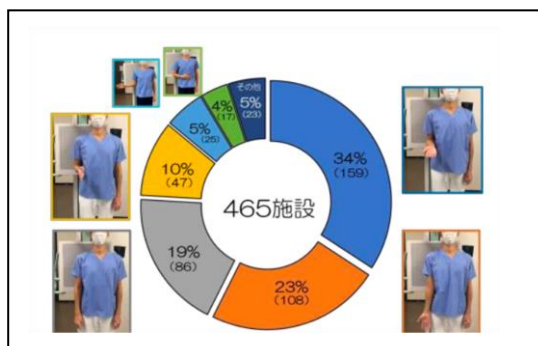


Fig.4 正面撮影時の上肢ポジショニング

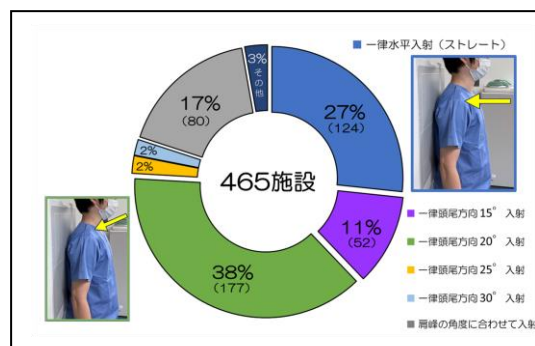


Fig.5 正面撮影時の X 線入射角

続いて「肩関節 Y-view 撮影時の上肢ポジショニング」についての結果を Fig.6 に示す。上腕自然下垂が 59% と最も多く、次に 35% で上腕を非検側に避けるであった。最後に「肩関節 Y-view 撮影時の X 線入射角」の結果を Fig.7 に示す。一律頭尾方向 20° 入射が 38% と最も多く、次に一律水平入射が 27% であった。

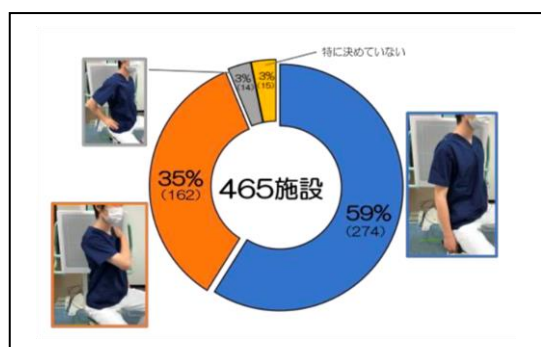


Fig.6 Y-View 撮影時の上肢ポジショニング

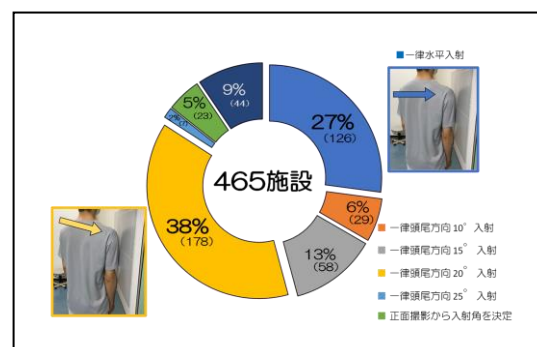


Fig.7 Y-View 撮影時の X 線入射角

## 5. 撮影法の分類

はじめに正面と側面の撮影法を高倉, 安藤ら<sup>1)</sup>の書籍を参考に 3 つに分類した。正面撮影法は Fig.8 に示すよう①体幹正面に水平入射を「AP-View」、②肩甲上腕関節間隙が観察できる斜位に水平入射を「True AP」、③肩甲上腕関節間隙が観察できる斜位に頭尾入射を「True AP CC」。次に側面撮影法は Fig.9 に示すよう、①上肢下垂位に水平入射を「True lateral view」、②上肢下垂位に頭尾入射を「Supraspinatus Outlet View」、③入射角に関わらず上腕を避けた撮影を「Scapula Y」とした。

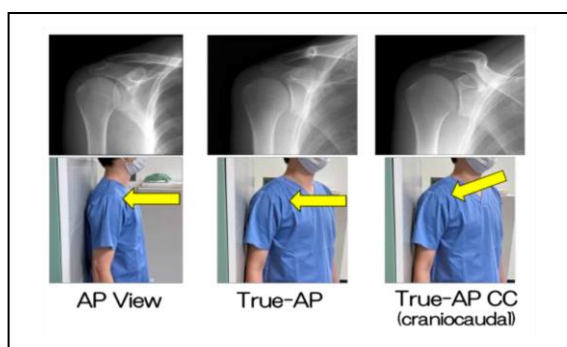


Fig.8 正面撮影法

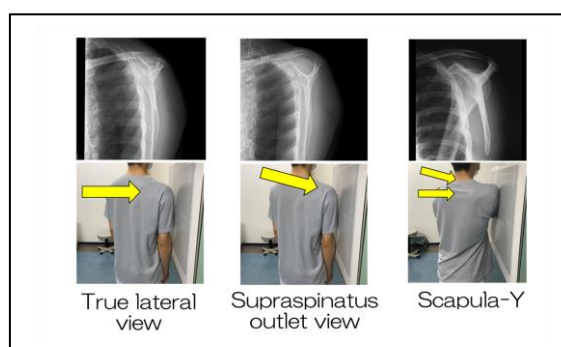


Fig.9 側面撮影法

得られた結果より正面体幹ポジショニングを「正面」群と肩甲上腕関節描出目的と考えられる「斜位」群に分け、さらに X 線入射角について「一律水平入射」群と肩峰下腔描出目的と考えられる「頭尾入射」群に分け Fig.8 に沿って正面撮影法を分類した結果を Fig.10 に示す。これより国内で用いられている肩関節正面撮影法は定義した 3 つの方法に加え、体幹正面に対して頭尾入射する 4 つの方法に分類された。採用率は True AP CC が最も多く 66%，次に 23% で AP-View が多い結果となった。この結果より「肩関節正面」という名称に対し、施設で採用している撮影法が異なる。または名称に対する撮影方法の認識が診療放射線技師ごとに異なることが示唆された。同様に側面撮影法についても入射角を「水平入射」群と「頭尾入射」群に分け、さらに上肢肢位を「下垂位」群と「上腕を避ける」群に分け Fig.9 に沿って撮影法を分類した結果を Fig.11 に示す。

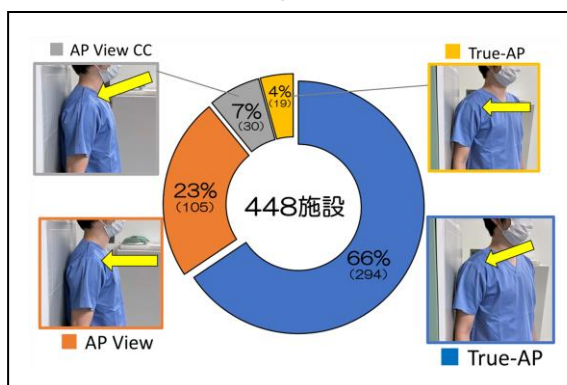


Fig.10 正面撮影法の分類

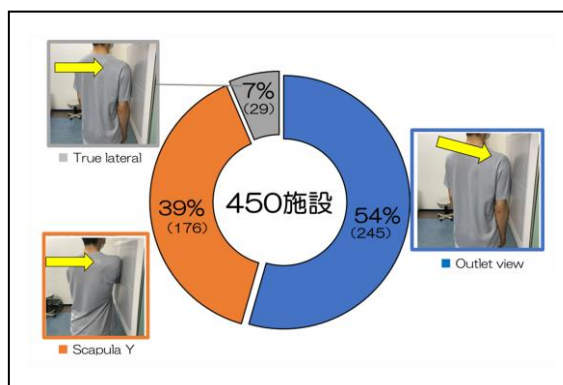


Fig.11 側面撮影法の分類

分類結果から国内で用いられている肩関節側面撮影法は 3 つに分けられ Supraspinatus Outlet View が最も多く 54%，次に 39% で Scapula Y が多く利用されている結果となった。側面撮影法に関しても施設ごとの採用、もしくは診療放射線技師による認識の違いが示唆された。

## 5. おわりに

アンケート結果から得られた国内の肩関節 X 線撮影の現状を紹介させていただいた。一括りに肩関節正面と言っても体幹・上肢のポジショニングと入射角は各施設によって様々であり、撮影法に対する認識の違いが認められた。油原ら<sup>2)</sup>の報告にもあるが、現状では肩関節の X 線撮影法の名称が何種類も存在し、診療放射線技師間で共通認識がはかれないことは問題である。今後、全国で共用する撮影名称の統一に向けた取り組みが必要ではないだろうか。

## 参考文献

- 1) 高倉義典, 安藤英次: 図解 上肢撮影法. オーム社; 2011. 7-30
- 2) 油原 俊之, 筑後 孝夫, 関 将志, 他. 肩関節 X 線撮影法に関するアンケート調査報告—採用している撮影法の種類. 日本診療放射線技師会誌; 2022. vol. 69: 1194-1203

## 『撮影システムについて』

Regarding the radiology system

北里大学病院

関 将志

### 1. はじめに

診療に最適な X 線画像を提供するには、安全で精度の高い X 線撮影システムや診療に適した画像情報の提供が重要である。ここで言う X 線撮影システムとは、患者の呼び入れから画像提供までの全過程を指しており、その質を担保するために「装置の品質管理」、「撮影技術の標準化」、「撮影画像の品質管理」を考える必要がある。そのうち「撮影技術の標準化」に関しては、すでに撮影方法に関する多くの文献があり、撮影技術の向上や標準化に向けた研究が進められている。一方で、「装置の品質管理」に関しては、2015 年に実施した宮園らの調査で、98.4%の施設で始業点検、終業点検が行われているものの、不変性試験あるいは定期点検の実施は 74.1%の施設にとどまっていると報告されており<sup>1)</sup>、装置の品質管理が今後の課題だと考えられる。また、「撮影画像の品質管理」に関して、新田らが 2000 年に撮影画像を確認するための検像システムを構築した<sup>2)</sup>。現在、画像の確定に関するガイドライン<sup>3)</sup>は策定されているが、診療に適した画像であるかを判断する検像作業に関するガイドラインやマニュアルは存在しない。そのため、明確な画像の合格基準があいまいであり、診療放射線技師個人の経験年数や知識によって合格基準や再撮影の判断基準にばらつきが生じていることが懸念される。

本稿では、「装置の品質管理」、「撮影技術の標準化」、「撮影画像の品質管理」の観点から X 線撮影の標準化について考えたい。

### 2. 学術研究班としての取り組み

過去を振り返ると、日本放射線技術学会では、1988 年に全てのモダリティを対象とした放射線医療技術学叢書(1)「放射線技術 QC プログラム」が、装置の品質管理から画像提供までを含んだ総合的な品質管理マニュアルとして発刊された。しかし、現在廃版となっている。これは、撮影装置の進化によって多くの情報が診療へ提供できるようになり、モダリティに特化した QA・QC プログラムが必要となったためであると考えられる。2024 年現在、CT や乳房撮影、核医学分野での QA・QC プログラムは整備されているが、単純 X 線撮影分野での QA・QC プログラムは整備されていない。

そこで、「単純 X 線撮影システムの標準化に関する研究(品質管理マニュアルの構築を目指して)」をテーマに 2021-2022 年度学術研究班として活動した。

本研究班で実施した画像の合格基準を含めた単純 X 線撮影の品質管理についての実態調査では、画像の合格基準について、80%以上の施設で「合格基準がある」と回答していたが、「合格基準がある」と回答した施設の中で、「施設として統一した合格基準がある」と回答したのは約 50%であり、「検像担当技師あるいは撮影担当技師にまかせている」と回答したのが約 50%であった。また、画像の合格基準の決定方法については、「先輩から教わったため、明確な理由はわからない」が約 25%、「診療科と相談して決定した」が約 45%、「文献より決定した」が約 30%であった。約 25%の施設で画像の合格基準が「先輩から教えてもらったため明確な理由がわからない」と回答していることから画像の合格基準が施設内であいまいとなっていることが推察された。調査結果より、



画像の合格基準が施設間で異なること、診療放射線技師個人の経験年数や知識に任せている可能性があることが推察され、施設内での画像の合格基準の整備が急務であると感じた。

また、装置の品質管理について、始業点検では、装置の動作確認を約 90%の施設で行っていたが、X 線管のエイジングを行っている施設は約 75%、画像アーチファクトの有無を行っている施設は約 50%という結果であった。終業点検については、動作確認による不具合確認を行なっている施設は約 40%程度であった。定期点検については、メーカーに依頼している施設が約 60%と多かったが、各点検項目の実施率が悪く、点検内容を把握している施設が少ないことが示唆された。

そこで、本研究班では単純 X 線撮影に特化した QA・QC プログラムである放射線医療技術学叢書(41)「単純 X 線撮影における品質管理マニュアル」を作成し、2024 年 8 月に発刊した。

### 3. 放射線医療技術学叢書(41)「単純 X 線撮影における品質管理マニュアル」について

本書は「単純 X 線撮影システムの概要」、「画像の合格基準」、「装置管理」の 3 部構成となっている (Fig.1~4)。

「単純 X 線撮影システムの概要」では、患者の呼び入れから画像提供までの全過程について概要が述べられており、「X 線撮影システム」、「撮影技術」、「画像情報の確定」について品質管理の観点から基本的な考え方を解説している。

「画像の合格基準」では撮影体位、撮像範囲、画像処理、チェックポイント、留意事項から構成されており、さまざまな撮影部位について標準的な撮影方法および画像のチェックポイントについて記載した。留意事項等に施設ごとの取り決めを追記することで、マニュアルとしても使用できる作りとなっている。また、白紙のページを数枚用意した。施設で採用されている特殊な撮影方法について記載するなど、唯一無二のマニュアルとして活用いただきたい。



Fig.1 表紙

「装置管理」では、X 線撮影システムの品質管理に必要な規格について解説した。受入試験から日常管理まで幅広い内容となっており、X 線撮影の標準化を考えるうえで「装置管理」は重要な課題である。

| 単純 X 線撮影システムの品質管理マニュアル    |                            |
|---------------------------|----------------------------|
| 目次                        |                            |
| 発行にあたって                   | 読者委員会 中野 邦弘 (びんごう総合医療センター) |
| 本書のめざすところ                 | 岡 邦生 (北里大学病院)              |
| 目次                        |                            |
| 第 1 章 単純 X 線撮影システム (中野邦弘) | 1                          |
| 第 1 章 画像の合格基準             | 15                         |
| 1-1-1 胸部                  | 16                         |
| 1-2 胸腹部・骨盤部               | 18                         |
| 1-2-1 胸部                  |                            |
| 1-2-2 腹部                  |                            |
| 1-2-3 骨盤部                 |                            |
| 1-3 骨格                    | 25                         |
| 1-3-1 骨格                  |                            |
| 1-3-2 骨格                  |                            |
| 1-3-3 骨格                  |                            |
| 1-3-4 仙骨・尾骨               |                            |

Fig.2 目次1

|           |    |
|-----------|----|
| 1-4 上肢    | 40 |
| 1-4-1 上肢骨 |    |
| 1-4-2 肘関節 |    |
| 1-4-3 腕関節 |    |
| 1-4-4 手関節 |    |
| 1-4-5 手部  |    |
| 1-5 下肢    | 51 |
| 1-5-1 大腿骨 |    |
| 1-5-2 膝関節 |    |
| 1-5-3 下脚骨 |    |
| 1-5-4 足関節 |    |
| 1-5-5 踵骨  |    |
| 1-6 付録    | 67 |

Fig.3 目次2

|                      |     |
|----------------------|-----|
| 第 2 章 装置管理           | 77  |
| 2-1 はじめに             | 78  |
| 2-2 受入試験             | 82  |
| 2-2-1 X 線撮影装置        |     |
| 2-2-2 受像器 (FPO・CR)   |     |
| 2-2-3 画像読取装置 (CR-読取) |     |
| 2-3 平常性試験            | 97  |
| 2-3-1 X 線撮影装置        |     |
| 2-3-2 受像器 (FPO・CR)   |     |
| 2-3-3 画像読取装置 (CR-読取) |     |
| 2-4 日常点検             | 108 |
| 2-4-1 始業点検           |     |
| 2-4-2 終業点検           |     |
| 2-4-3 画像読取装置 (CR-読取) |     |
| 2-4-4 故障時対応          |     |

Fig.4 目次3

#### 4. 最後に

一貫性のある基準や手順を確立できれば、施設間や個人間での違いやばらつきを減らし、画像の品質向上、安定した画像提供、検査を担当する診療放射線技師のスキルアップにつながっていくと考える。しかし、環境や医師の専門領域などによって施設毎に基準や手順は異なる可能性があるため、これらを踏まえた標準化が必要である。

そこで、撮影部会として、乳房撮影やCT検査の標準化に取り組んできた実績を活かし、叢書として X 線撮影に特化した QA・QC プログラムを提案した。今後はセミナーを開催して施設の環境や医師の要望を加味した各施設に特化した QA・QC プログラムの策定をサポートしていく予定である。

本書が X 線撮影標準化の第一歩となることを期待する。

#### 参考文献

- 1) 宮藺忠文, 三宅博之, 他. 2015 年度診断用 X 線装置アンケート調査. 日本放射線技術学会誌 2019;75(1): 54-61.
- 2) 新田 勝, 崔 昌五, 川崎康平, 小塚和人, 櫛橋民生, 古根 将. フィルムレス運用における放射線情報システム-検像システムの有用性-. 医療情報学 2002 ; 22 : 588-589.
- 3) 画像情報の確定に関するガイドライン 2.1 版

## 『デジタルラジオグラフィシステムにおける画質と撮影線量の理解』

Understanding Image Quality and Exposure Dose in Digital Radiography Systems

鈴鹿医療科学大学

東出 了

### 1. はじめに

X線単純撮影における撮影線量の標準化を考えるためには、検出器の特性や診断参考レベルの把握、デジタルラジオグラフィ(digital radiography: DR)システムにおける画質と線量の関係について理解することが重要である。第一に、自施設で使用している検出器の物理特性を把握することは欠かせない。DRシステムでは様々な検出器が存在し、材質や画像形成の機序によって画質が同程度となる画像を得るために必要な線量が異なる。このため、検出器の検出量子効率である detective quantum efficiency (DQE)の把握と理解が大切となる。次に、使用している検出器のDQEを把握した上で診断参考レベル(Japan DRLs 2020)を活用することで検出器における標準的とされる線量域を把握することができる。ただし、臨床現場で自施設の求める画質や該当検査における必要な画質は異なるため、施設ごとに必要な画質に応じた線量の設定が必要となる。このため、撮影線量を考える上でDRシステムにおける画質と線量の間関係を理解することが欠かせない。

### 2. 検出器の物理特性の把握と理解

DRシステムの検出器として computed radiography (CR)や flat panel detector (FPD)がある。CRは、イメージングプレートの材質や構造、集光方式において多様であり、CRといっても物理特性が異なる<sup>1)</sup>。また、FPDには間接変換方式と直接変換方式があり、一般撮影装置には間接変換方式、マンモグラフィ装置には直接変換方式が用いられることが多い。間接変換方式 FPD は蛍光体層での光の拡散によって解像特性の劣化を生じるのが特徴であり、CsIとGd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S (GOS)の蛍光体によってDQEが大きく異なることも理解して使用することが大切である<sup>1)</sup>。一方、直接変換方式 FPD はX線変換層にアモルファスセレンを用いてX線を直接的に電気信号に変換するため、解像特性の劣化は非常に小さいが、高電圧の使用によるノイズ特性の劣化を生じる特徴がある。このようにDRシステムの検出器は種類によって物理特性が異なるため、自施設で使用している検出器の物理特性を正確に評価し、把握することが重要となる<sup>2)</sup>。参考として、私がこれまで解析してきたCRとFPDのDQEの一部を図1に示す。検出器の種類によってDQEが異なり、検出量子効率が違うため、使用する検出器によって必要な線量が異なることに注意が必要である。

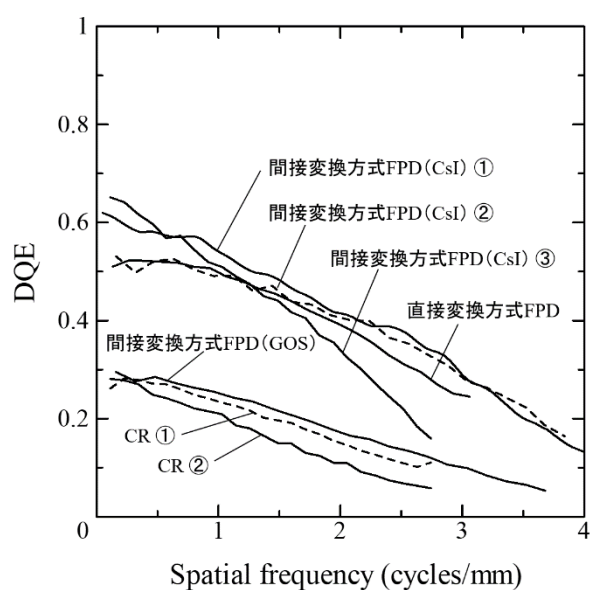


Fig. 1 様々な検出器のDQE

### 3. 診断参考レベル (Diagnostic reference levels: DRLs) の把握と理解

医療被ばく研究情報ネットワーク (Japan Network for Research and Information on Medical Exposure: J-RIME)より 2020 年 7 月 3 日に発表された日本の診断参考レベル (Japan DRLs 2020)<sup>3)</sup>を活用することで検出器に対する標準的とされる大まかな線量域を把握することができる。これまでの診断参考レベルの推移を確認するために、図 2 に JART ガイドライン 2006<sup>4)</sup>、診断参考レベル(2015 年版<sup>5)</sup>、2020 年版)の各部位の線量値と DRL 値を比較した。線量は減少傾向にあるが、これまでの DR システムの進化と発展を考慮すると線量低減の幅は小さく、使用する検出器によって考慮する必要はあるが線量低減の余地は十分にあると考えることができる。

| 部位                | JARTガイドライン 2006<br>[mGy] | DRL 2015<br>[mGy] | DRL 2020<br>[mGy] |
|-------------------|--------------------------|-------------------|-------------------|
| 頭部正面              | 3.0                      | 3.0               | 2.5               |
| 頸椎正面              | 0.9                      | 0.9               | 0.8               |
| 胸椎正面              | 4.0                      | 3.0               | 3.0               |
| 腰椎正面              | 5.0                      | 4.0               | 3.5               |
| 腰椎側面              | 15.0                     | 11.0              | 9.0               |
| 骨盤正面              | 3.0                      | 3.0               | 2.5               |
| 胸部高圧<br>(100kV以上) | 0.3                      | 0.3               | 0.3               |
| 腹部正面              | 3.0                      | 3.0               | 2.5               |
| グースマン             | 9.0                      | 6.0               | -                 |
| マルチウス             | 10.0                     | 7.0               | -                 |

Fig.2 JART ガイドライン 2006, 診断参考レベル(2015 年版, 2020 年版)の各部位の DRL 値

適切な線量低減を目指す上で Japan DRLs 2020 に示されている「DRL2020 決定に用いた各調査」<sup>3)</sup>を活用することが有用である。特に、日本医学放射線学会修練機関(57 施設)の値は対象施設の 85%が DR を使用している施設から算出された値であり、FPD を使用する施設にとって DRL2020 の値よりも参考値として用いるのに適した値といえる。胸部正面(100 kV 以上)は、DRL2020 が 0.3 mGy、日本医学放射線学会修練機関の 75 パーセントイルと中央値がそれぞれ 0.18 mGy、0.1 mGy である。腹部正面(臥位)は、DRL2020 が 2.5 mGy、日本医学放射線学会修練機関の 75 パーセントイルと中央値がそれぞれ 1.64 mGy、0.93 mGy である。また、腰椎正面は、DRL2020 が 3.5 mGy、日本医学放射線学会修練機関の 75 パーセントイルと中央値がそれぞれ 2.27 mGy、1.55 mGy となっている。このように、FPD を使用する施設は日本医学放射線学会修練機関の 75 パーセントイルと中央値を参考にして、自施設の線量が中央値よりも高い場合は最適化を進めるための目標とすることができる。逆に、自施設の線量が中央値よりも低い場合は画質や診断能が十分であるかについて線量よりも優先して検討することが必要となる。ただし、臨床現場で自施設の求める画質や該当検査が必要とする画質は異なるため、施設ごとで必要な画質に応じた線量の設定が必要であり、重要となる。

### 4. DR システムにおける画質と線量の関係について

DR システムにおける撮影線量の決定で最も重要なことは、観察目的となる信号のコントラストと画像ノイズの関係を理解した線量の選択である。低コントラスト信号を観察する際に線量が少ないと、画像ノイズが大きくなり、低



コントラスト信号の識別能の低下につながる。このため、椎体の横突起などの低コントラスト信号が観察対象となる場合、画像ノイズを小さくするために十分な撮影線量の確保が必須となる。一方、高コントラスト信号を観察する際に線量が少なく画像ノイズが大きくなっても、高コントラスト信号の識別能はほとんど低下することがない。これは、計測が目的である全脊椎撮影などの高コントラスト信号を観察対象とする場合、画像ノイズが大きくても信号の識別が可能であるため、撮影線量の低減が可能となる。また、散乱 X 線は観察対象となる信号のコントラストを低下させるため、散乱 X 線に対しても理解してコントロールをする必要がある。

以上より、DR システムでは、観察対象の信号のコントラストによって、線量を決定することが重要である。DR システムにおける画質と線量の関係について理解することが、検査目的に適した画質を得るために必要な X 線量を選択でき、画質と線量の最適化につながる。

## 5. まとめ

X 線撮影の標準化を進める上で、これまで解説した「検出器の物理特性」、「DRLs」、「画質と線量」の把握と理解が非常に重要である。「検出器の物理特性」を把握することで、自施設の装置のポテンシャルを理解することができる。その上で、「DRLs」を理解することで使用している線量が自施設の装置に適しているかの判断の1つとして活用することができる。ただし、DR システムは観察対象の信号のコントラストによって、線量を変化させることが必要となる。このため、「画質と線量」の関係を正しく理解することで、検査目的に適した画質を得るために必要な X 線量を選択でき、画質と線量の最適化につなげることが重要となる。

## 6. 最後に

『X 線単純撮影の標準化を考える』は、日本放射線技術学会(JSRT)と日本診療放射線技師会(JART)が初めて合同で開催する第 1 回日本放射線医療技術学術大会での企画となる。JSRT の撮影部会(一般分科会)、JSRT の画像部会、JART の骨関節撮影分科会による合同企画であり、お互いに異なる視点から専門分野に取り組む部会と分科会によるコラボレーション企画である。今回のテーマが X 線単純撮影に関わる診療放射線技師や技術者にとって有益な企画となり、当日のディスカッションも含めて議論できることを楽しみにしている。

## 参考文献

- 1) 岸本健治, 有賀英司, 石垣陸太, 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, 2011;67 (11): 1381-1397.
- 2) 國友博史, 小山修司, 東出 了, 他. DR システムにおける DQE 測定時の各因子の測定精度に関する検討. 日放技学誌, 2014;70 (7):653-661.
- 3) 医療被ばく研究情報ネットワーク(J-RIME). 日本の診断参考レベル(2020 年版). [http://www.radher.jp/J-RIME/report/JapanDRL2020\\_jp.pdf](http://www.radher.jp/J-RIME/report/JapanDRL2020_jp.pdf).
- 4) (社)日本放射線技師会医療被ばくガイドライン策定委員会: 放射線診療における線量低減目標値 -医療被ばくガイドライン 2006-. 日放技誌; 2006(53): 1405-1418.
- 5) 医療被ばく研究情報ネットワーク(J-RIME). 日本の診断参考レベル(2015 年版). <http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRLhoukokusyo.pdf>.

# 透視検査における画質とノイズ低減技術の変遷

## ～画像ノイズの理解と抑制～

### ノイズに関わる因子と低コントラスト検出能への影響

大阪大学大学院医学系研究科 山崎 明日美

#### 1. はじめに

透視検査における画質特性を考える際、静止画ではなく「動画像」であるとことに注目することは重要である。しかし動画像の画質特性を正しく理解するためには、まず静止画のX線画像の基本的な画質特性をじゅうぶんに理解することが不可欠である。静止画の基本的な画質特性をベースとして、時間軸上での信号変化を考慮することで、より理解が深まるであろう。

本稿では、X線画像のノイズ特性、ノイズ特性に関わる因子、そして低コントラスト検出能について、まずは静止画を対象として概説し、最後に動画像へと拡張する際に考慮すべき点を加えて論じる。

#### 2. X線画像のノイズ特性

X線の発生する確率分布はポアソン分布に従い、その発生事象の頻度は空間的にも時間的にも変動する。その空間的な変動成分は、静止画のX線画像内のノイズ（雑音）の一因となる。一方、動画には空間的な変動成分だけでなく時間的な変動成分もノイズの要因となる。これらX線の発生確率の変動成分に起因するノイズを量子ノイズと呼ぶ。

ポアソン過程では、期待値と分散は等しいとされる。よって単位時間・単位面積に発生するX線量子数を $q$ 、その平均値（期待値）を $\bar{q}$ とすると、その分散は $\bar{q}$ であり、標準偏差は $\sqrt{\bar{q}}$ となる。また、ポアソン分布はその事象の数がある程度大きくなると正規分布とほぼ等しくなり（Figure1 参照）、X線量子数は通常非常に大きな値であるため、X線の発生確率は正規分布に近似することができる。正規分布の確率分布 $P(n)$ はFigure1が示すように、平均値 $\mu$ を中心として左右対称に広がった形状で、標準偏差 $\sigma$ がその広がり幅を決定している。つまり $\mu$ が一定値であれば、 $\sigma$ が小さいほど確率分布の広がり幅は小さく、変動の度合いは小さくなり、結果的に事象の数 $n$ は全体的に $\mu$ に近くなる。しかしX線の発生確率のケースで考えると、 $\mu$ も $\sigma$ もどちらも $\bar{q}$ によって決まるため、相対的な標準偏差 $\sigma/\mu = \sqrt{\bar{q}}/\bar{q}$ で量子ノイズを評価することが適切である。 $\bar{q}$ が100と極端に小さい場合、 $\sqrt{\bar{q}}/\bar{q} = 0.1$ となる。一方、 $\bar{q}$ が $1.0 \times 10^6$ の場合 $\sqrt{\bar{q}}/\bar{q} = 0.001$ となる。このことは、照射X線量が少ないほど、量子ノイズが顕著になることを裏付けている。

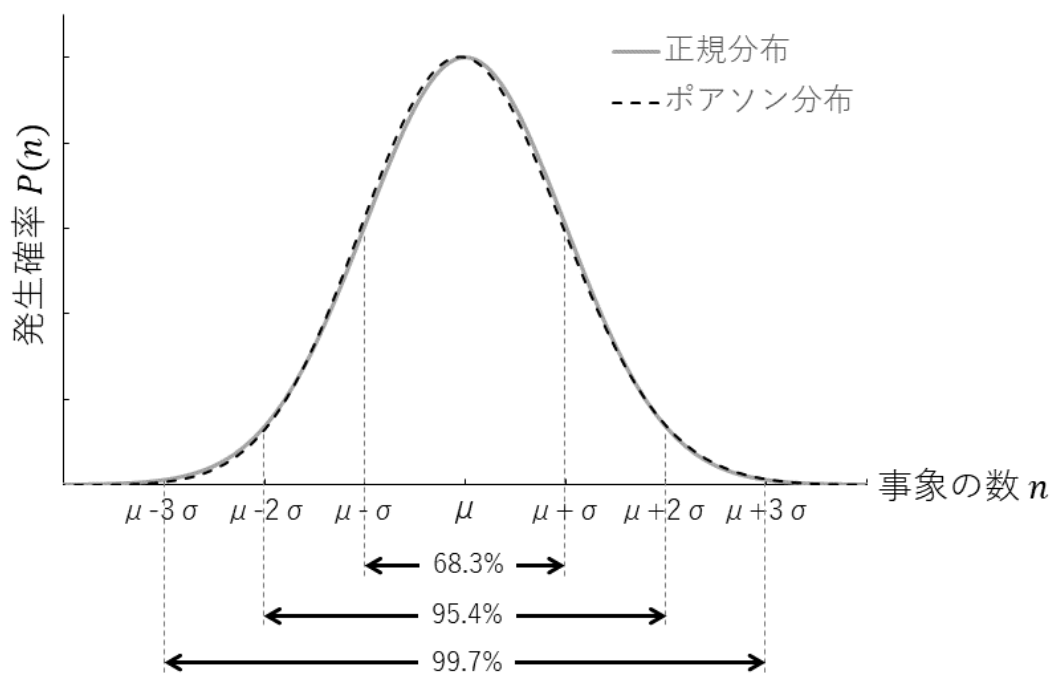


Figure 1. 正規分布とポアソン分布の確率分布.  $\mu$ は事象の平均値,  $\sigma$ は標準偏差を示す.

デジタル X 線画像のノイズ特性評価には、相対 X 線強度の変動成分  $\Delta E/\bar{E}$  のパワースペクトルである NNPS (normalized noise power spectrum) が広く用いられている。

$$\frac{\Delta E(x,y)}{\bar{E}} = \frac{E(x,y) - \bar{E}}{\bar{E}}, \quad (1)$$

$$NPS(u, v) = \frac{\Delta x \Delta y}{XY} \sum_{x=0}^{X-1} \sum_{y=0}^{Y-1} \left| \frac{\Delta E(x,y)}{\bar{E}} \cdot e^{-2\pi i(ux+vy)} \right|^2, \quad (2)$$

ここでは、 $u, v$  は空間周波数、 $x, y$  は空間位置座標、 $X, Y$  は計算領域のマトリクスサイズを表す[1]。(1)-(2)式より、NNPS は X 線量子数の相対的な変動成分の周波数解析であることが分かる。

### 3. ノイズ特性に関わる因子

X 線画像のノイズの主たる要因は、前章でも触れた量子ノイズである。増感紙フィルムシステムでは、量子ノイズが全画像ノイズ内の約 90% を占めていたと報告されている[2]。デジタル画像システムにおいても同様に、量子ノイズが支配的であることに変わりはない。Figure2 に間接変換型および直接変換型 FPD (flat panel detector) の構造概略図を示す。そして Figure3 に各タイプの FPD システムにおける信号変換の過程とノイズ因子を示す。CR (computed radiography) システムは現在、X 線透視システムではほとんど使用されていないため、本稿では割愛する。

間接変換型 FPD、直接変換型 FPD ともにデジタル画像システムでは、X 線が検出器に到達する前の段階で、量子ノイズとエクセスノイズが発生する。エクセスノイズは、被写体やグリッドなどの吸収体

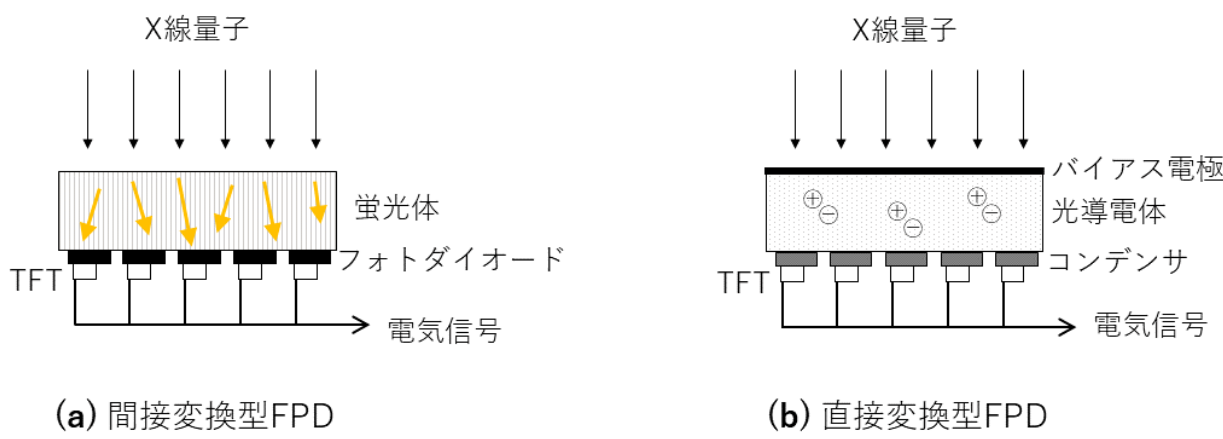


Figure2. 間接変換型および直接変換型 FPD の構造.

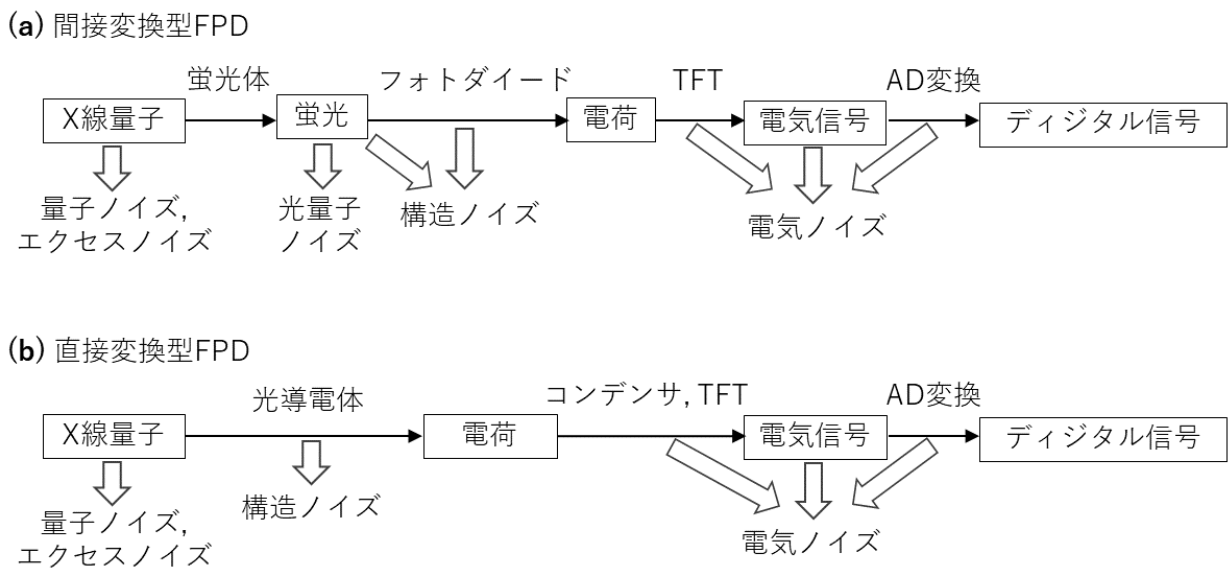


Figure3. 間接変換型および直接変換型 FPD における信号変換の過程とノイズ因子.

内における X 線の散乱などによって生ずる超過ノイズのことを指す[3]。光量子ノイズは、間接変換型 FPD に特徴的なノイズ因子で、蛍光発光の変動成分に起因する。構造ノイズは間接変換型 FPD では蛍光体やフォトダイオードの感度不均一性、直接変換型 FPD では光伝導体の感度不均一性などに起因する。電気ノイズは、電気信号に変換される前後の過程で発生する可能性があり、主に電気回路内で発生する。また電気ノイズは、X 線量に依存せずに一定のノイズ強度を有するという性質を持つ。

最終的に生成されるデジタル画像内には、これらの各ノイズ成分が加算された複合的なノイズが存在することになる。X 線透視検査では、1 フレームごとの X 線量が静止画に比べて少ないため、量子ノイズに加えて電気ノイズが占める割合が比較的高くなる[4]。

#### 4. 低コントラスト検出能にノイズが与える影響

低 X 線量時、すなわち X 線画像内のノイズが顕著である時、低コントラスト信号の描出能が著しく低下する。このことを証明するために、信号のコントラストが同じで、入射 X 線量子数の異なる 3 枚の画像をシミュレーション作成し信号の見え方を Figure4 にて比較する。X 線量子数  $\bar{q}$  が小さいほど画像ノイズが顕著になり、信号が視認しづらくなるのが Figure4 より一目瞭然である。すなわち、ノイズ特性が悪くなるほど、低コントラスト検出能が低下するのである。このことは、相対的な標準偏差の値によっても、簡易的に評価できる。

X 線透視検査では、術者や患者の被ばく線量を低減するために X 線照射線量をできるだけ抑える必要があるが、その結果として低コントラスト検出能が低下することが課題の一つである。この課題に対処するため、連続する前後のフレームの画像を重み付け加算することでノイズを低減させるリカーブフィルタ処理が用いられてきた。また、人間の視覚特性は時間軸方向にも広がりを持っているため、知覚情報処理過程の中で複数フレームの画像が重み付け加算平均処理されている。このように、動画像のノイズ特性は静止画像のノイズ因子に加えて、動画像に特有の画像処理効果などが加わることに留意されたい。

$$\text{相対的な標準偏差} \quad \frac{\sqrt{10000}}{10000} = 0.01 \qquad \frac{\sqrt{100}}{100} = 0.1 \qquad \frac{\sqrt{10}}{10} = 0.3162$$

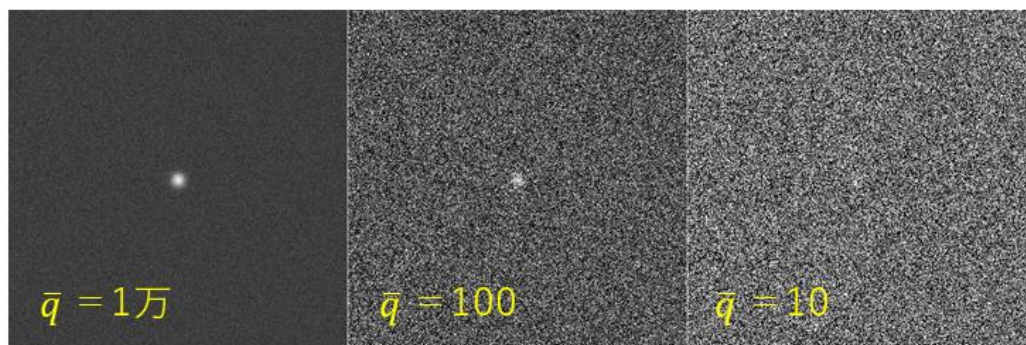


Figure4. 入射 X 線量子数の異なる画像の低コントラスト検出能

#### 参考文献

- [1] 市川勝弘, 石田隆行. 放射線技術学スキル UP シリーズ 標準デジタル X 線画像計測. 東京, オーム社, pp.172-181, 2019.
- [2] 土井邦夫. ウィーナスpekトル研究の歴史的背景 ~カンタムモトル研究の始まり~. 日本放射線技術学会誌, 68(3), 2012.
- [3] Sy E, Samboju V, Mukhdomi T. X-ray Image Production Procedures. [Updated 2022 Oct 17]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2024 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK564352/>.
- [4] 市川勝弘. FPD システムにおける課題に取り組む. INNERVISION, 27(10), 2012.

## 消化管 X 線検査における重要な低コントラスト所見

東京勤労者医療会 東葛病院 安藤 健一

### はじめに

本邦における悪性腫瘍において、消化管がんの占める割合は多い。特に胃がんや大腸がんは日本人における悪性腫瘍罹患患者数(率)・死亡数(率)でも非常に多いのが現状である。それらに対応するため、臨床的には、より早期に発見し正確に診断する、そしてより低侵襲で安全な治療が求められる。X 線 TV 装置を用いた消化管造影検査は、検診や術前精密検査で重要な役割となっている。X 線 TV 装置の変遷については、従来の I. I. -DR 装置から FPD を搭載した FPD-DR 装置へと移行されてきている。そうした中で特に透視像については、連続透視からパルス透視が主流となり、画質(動的認識)と被ばく線量の最適化を考慮したうえで、ノイズの抑制や残像感の少ない透視像が求められる。

しかしながら透視像における臨床的な問題点としては、診断や治療のためにどのような透視像が最適なのか、またその標準的な評価方法が一般的に確立されていない点が課題であると思われる。

いずれにしても精度の高い消化管造影検査のためには、透視像での拾い上げや透視診断が非常に重要となり、存在診断から質的診断につながる的確な追加撮影が求められる。逆にノイズの多い透視像または過度な残像感のある透視像はそれらの大きな妨げとなる。

今回は臨床的な内容にフォーカスして、消化管 X 線検査における重要な低コントラスト所見、具体的には、胃がんや大腸がんの肉眼形態をいかに忠実に描出するか、早期の胃がん・大腸がんの X 線画像について、内視鏡像やマクロ像(手術標本)と対比しながら、重要な所見について供覧・分析する。

### 注腸 X 検査における重要な所見

近年、日本人における大腸がんは、食生活の欧米化により非常に増加傾向にあり、臨床的にも頻度が多く重要な位置づけにあると思われる。注腸 X 線検査における早期陥凹型大腸がんの所見を供覧する。

#### 【症例 1】(Fig. 1~Fig. 4)

横行結腸背側に、不整形な淡い陥凹性病変を認める。病変は半月襞に近接しており圧迫を駆使して腸管を平坦化することで、不整形で不明瞭な陥凹と周囲の粘膜集中像を指摘することができる。病変周囲に淡く薄くバリウムを漂わせながら撮影することで、不整形な淡いたまり像(陥凹像)や微細な粘膜集中像を表現できる。深達度は粘膜下層に留まる、高分化型腺癌で 10 mm 前後の陥凹型早期大腸がんの症例である。

肉眼型 0-II c+II a 発育形態分類 LST-NG-PD

病理診断 Well differentiated tubular adenocarcinoma. Depth: pSM Size: 15x10 mm



Fig.1 注腸 X線画像

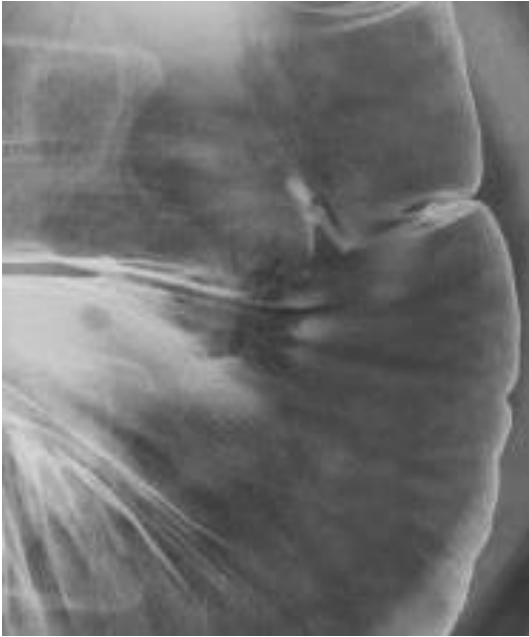


Fig.2 注腸 X線画像拡大像



Fig.3 注腸 X線画像拡大反転像

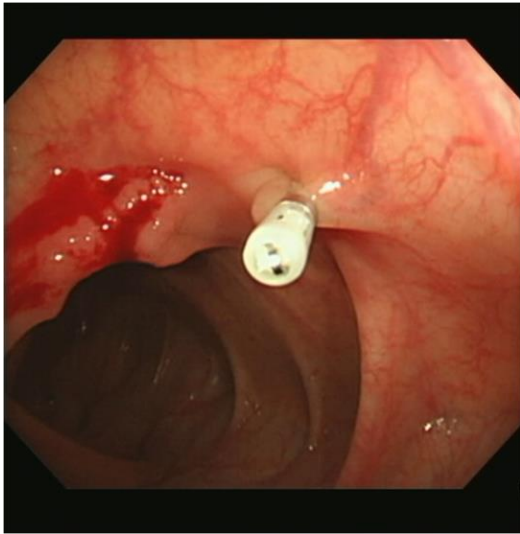


Fig. 4 内視鏡画像

**【症例 2】** (Fig. 5~Fig. 9)

横行結腸背側に、盆状の浅い陥凹を有する扁平隆起性病変を認める。病変は半月襞に近接しており圧迫を駆使して腸管を平坦化することで、不明瞭な陥凹を指摘することができる。

病変周囲に淡く薄くバリウムを漂わせながら撮影することで、隆起だけではなく、浅い陥凹を有する病変、すなわち肉眼型は 0-II a+II c であることが理解できる。深達度は粘膜下層に留まる、高分化型腺癌で 10 mm 前後の陥凹型早期大腸がんの症例である。

肉眼型 0-II a+II c

発育形態分類 LST-NG-PD

病理診断 Well differentiated tubular adenocarcinoma. Depth: pSM Size: 15x12 mm



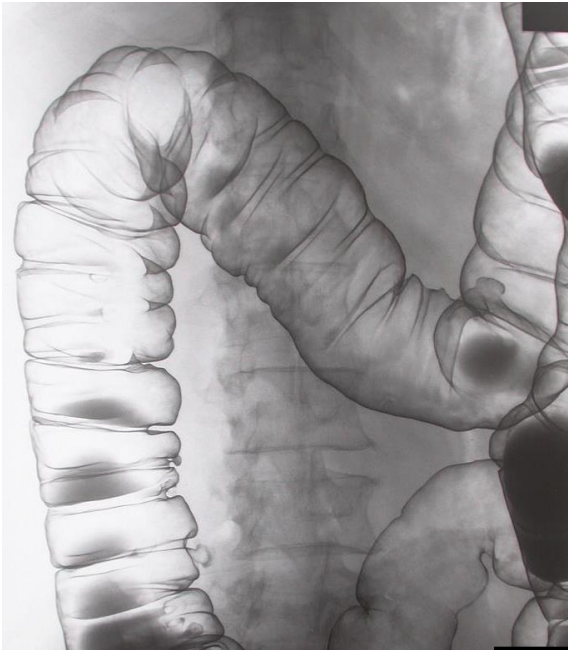


Fig. 5 注腸 X 線画像



Fig. 6 注腸 X 線画像



Fig. 7 注腸 X 線画像

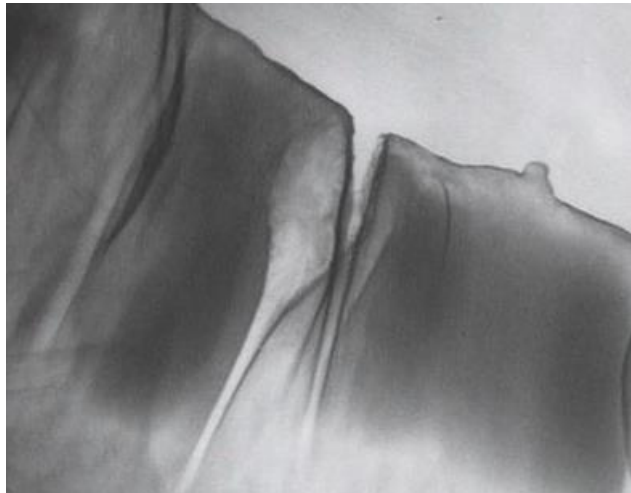


Fig. 8 注腸 X 線画像拡大像

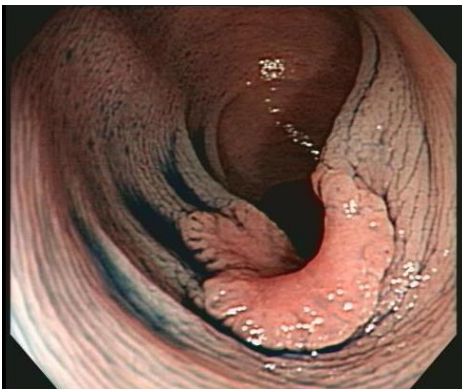


Fig. 9 内視鏡色素像

### 胃 X 線検査における重要な所見

近年、日本人における胃がんは、ピロリ菌の除菌より減少傾向にあるが、多くの胃がん検診が行われ、臨床的には今尚、重要な位置づけにあると思われる。術前胃 X 線検査における早期型胃がんの所見を供覧する。

#### 【症例 3】 (Fig. 10～Fig. 13)

腹臥位頭低位正面位二重造影像にて前壁前庭部小彎寄りにバリウムのはじき像を認める。透視台の起倒を調整しながら、病変周囲に淡くバリウムを流し漂わせながら撮影すると、はじき像すなわち隆起の輪郭・表面・立ち上がりを詳細に表現することが出来ている。

肉眼型 0-II a

病理診断 Well differentiated tubular adenocarcinoma. Depth: pM Size: 25x12 mm

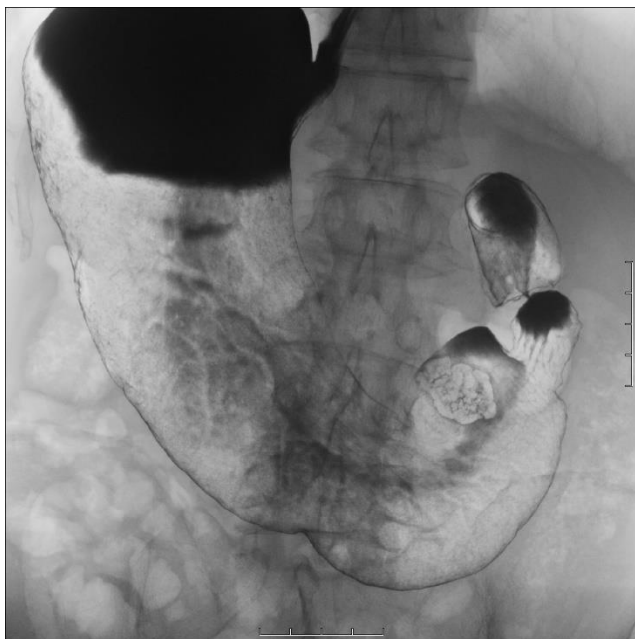


Fig. 10 腹臥位頭低位正面位二重造影像 I 法

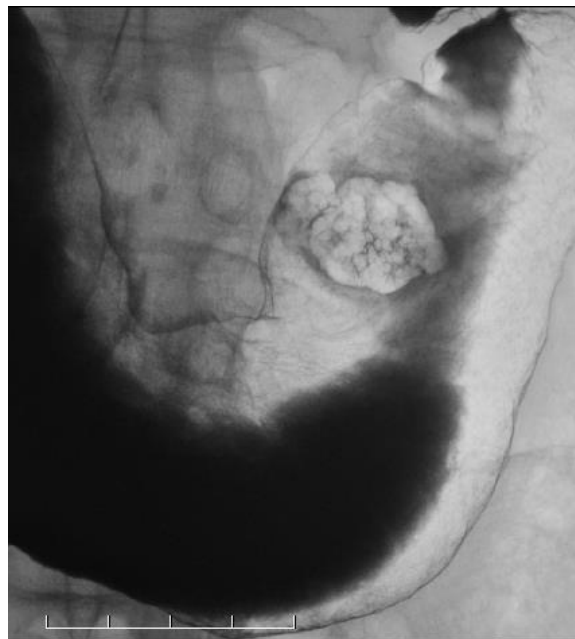


Fig. 11 腹臥位頭低位正面位二重造影像 II 法

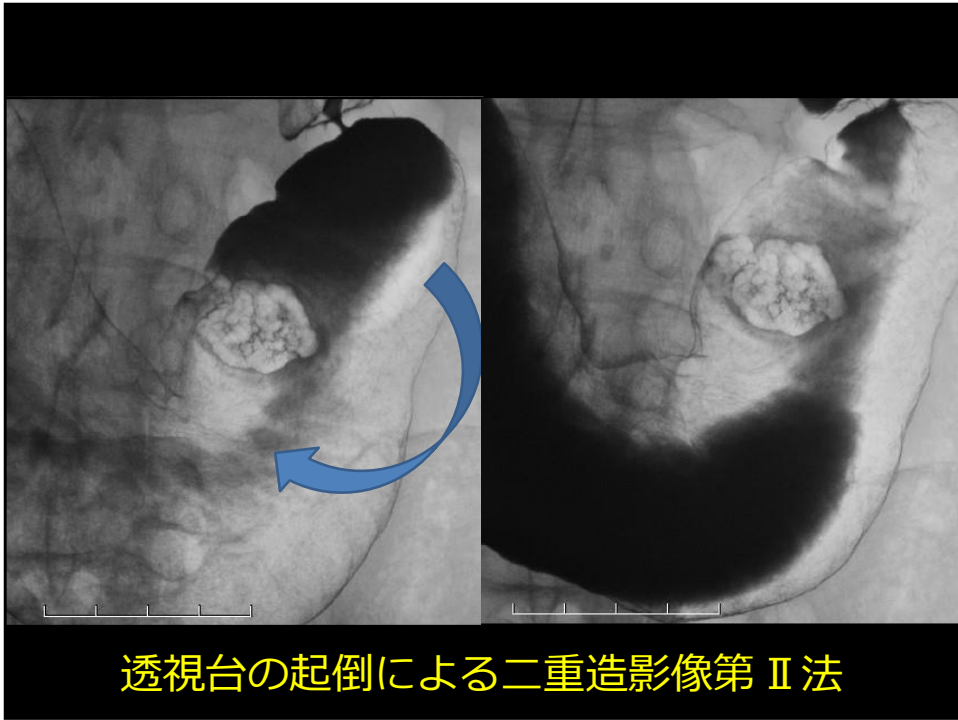


Fig. 12 腹臥位頭低位正面位二重造影像Ⅱ法

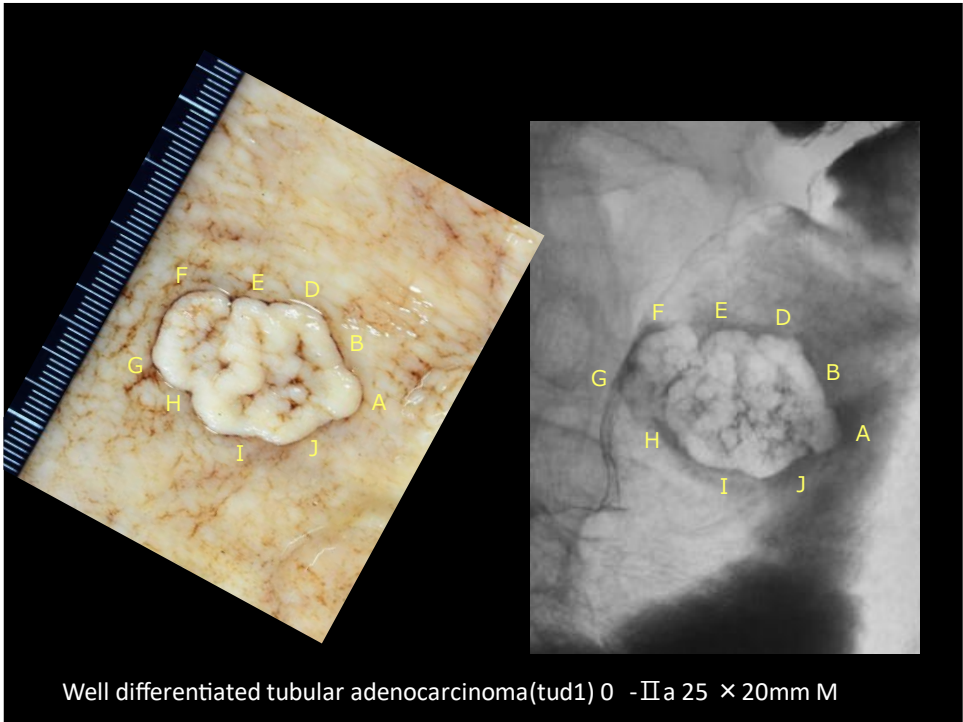


Fig. 13 マクロ像との対比

【症例 4】 (Fig. 14～Fig. 17)

腹臥位半立位正面位二重造影にて前壁胃体中部小彎寄りにバリウムの淡いたまり像を認める。不整形のたまり像で大きさは10 mm以下の小さな陥凹性病変である。透視台の起倒を調整しながら、バリウムを病変周囲に淡く漂わせると、境界明瞭の不整形陥凹と顆粒を有する内面の性状を詳細に観察することが出来る。境界明瞭の微小陥凹像を内視鏡像と対比してみると、内面の顆粒を含め、1対1の対応が可能である。病変の肉眼形態を詳細に忠実に描出していることが理解できる。また、病変周囲に注目してみると、段差のほとんど無い非常に微細な境界すなわちⅡbの存在を指摘することが出来る。

肉眼型 0-Ⅱb+Ⅱc の未分化型早期胃癌の症例である。

肉眼型 0-Ⅱb+Ⅱc

病理診断 Signet-ring cell carcinoma. Depth: pM



Fig. 14 腹臥位半立位正面位二重造影 I 法



Fig. 15 腹臥位半立位正面位二重造影像Ⅱ法

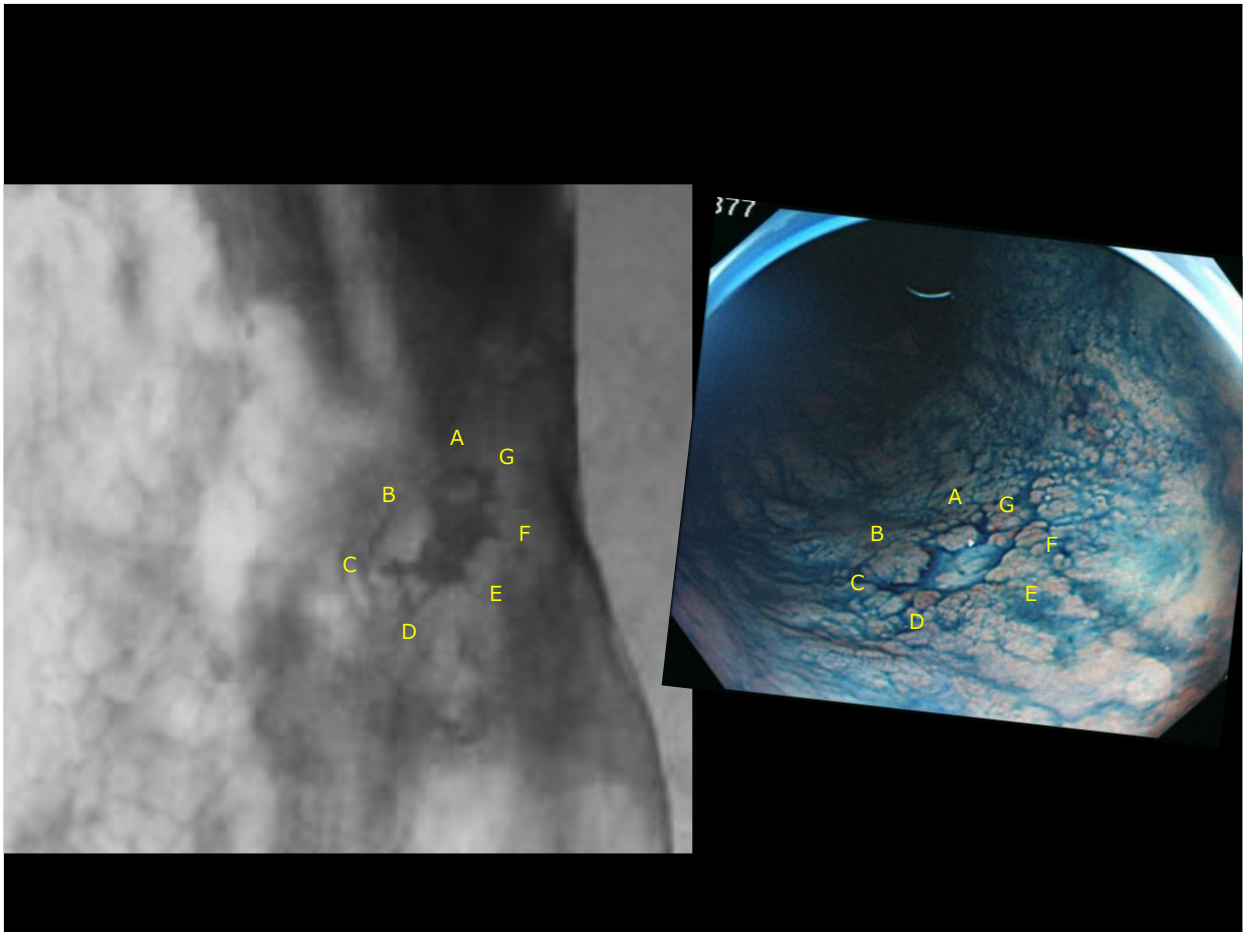


Fig. 16 陥凹部の内視鏡像との対比



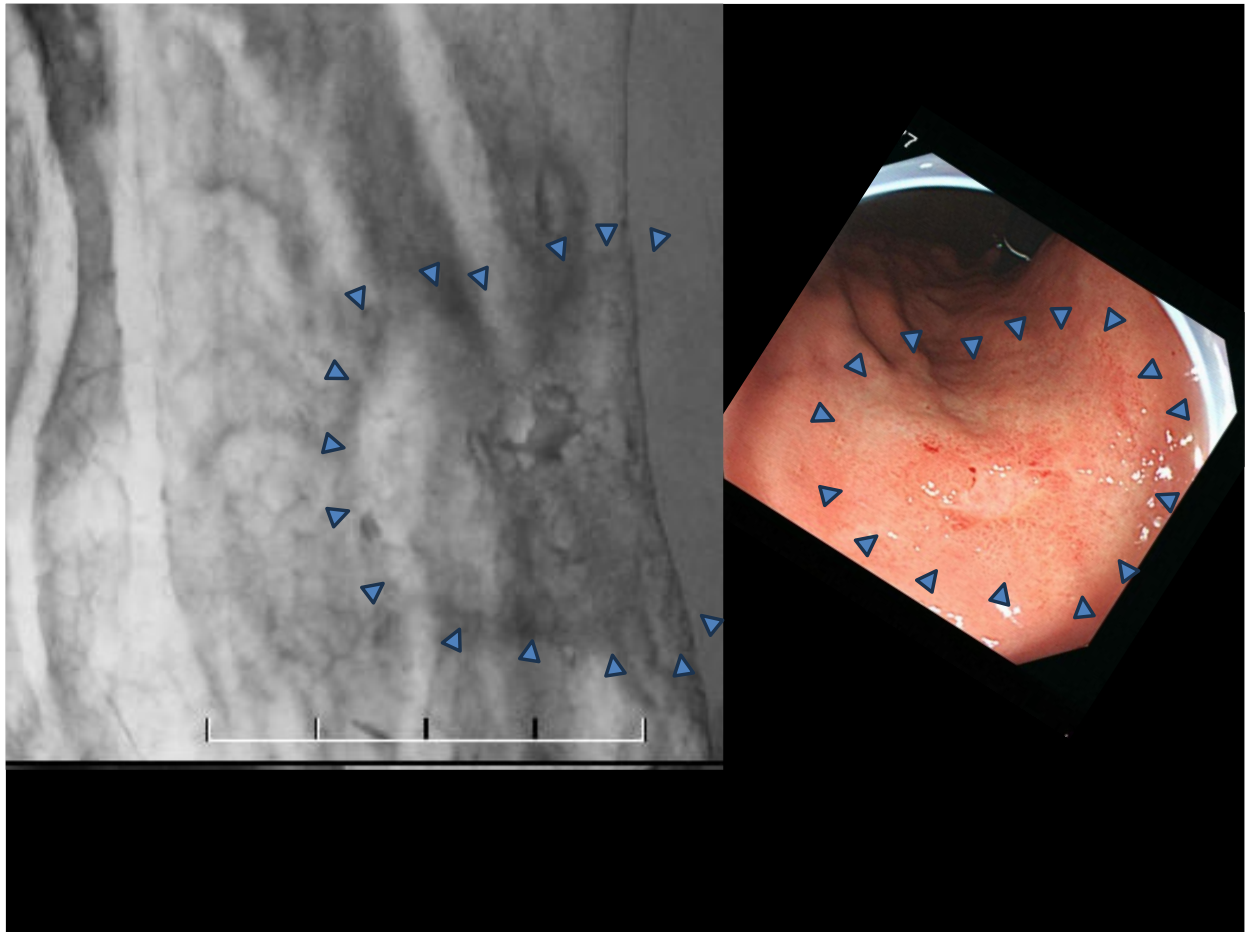


Fig. 17 病変周囲の内視鏡像との対比

### おわりに

早期大腸がんと早期胃がんの X 線画像について供覧した。精度の高い消化管 X 線検査は、正確な診断・治療に寄与すると考える。内視鏡像やマクロ像(手術標本)と対比しながら、所見を分析して振り返ることは、撮影技術や読影力の向上に非常に重要である。



# 透視検査における画質とノイズ低減技術の変遷

## —画像ノイズの理解と抑制—

### 「ノイズを低減する画像処理技術と画質評価」

東北大学病院 診療技術部放射線部門 小野寺 崇

#### 1. はじめに

X線TVシステムは消化管造影、泌尿器系検査、整形領域検査など様々な分野に用いられ、病院内における使用頻度は非常に高い。加えてステント挿入やドレナージ術など多くのIVR手技にも用いられる。IVRでは透視時間の延長、撮影枚数の増加が見られ、患者の被ばくに留意する必要がある。

各メーカー、低被ばくでの検査を実現するために画質向上を目的とした画像処理の開発が進んでいる。特に透視画像においては動き追従型のノイズ低減処理や局所追従型の残像低減処理など、デバイス操作に伴うノイズ低減に寄与する画像処理が多く存在する。

一方、撮影画像においては従来から存在し、一般撮影領域と同様のマルチ周波数処理、ダイナミックレンジ圧縮、ノイズ低減がそのまま主流となっている。少ないながらも逐次近似処理を用いてノイズ低減を実現しているシステムも存在する。

本稿ではX線TVシステムにおける撮影画像のノイズ低減技術について概説する。基本的には一般撮影領域と同様の内容となるが、主テーマであるノイズ低減というよりは、「画質向上」のための画像処理と解釈していただき、一読いただければ幸いである。

#### 2. 画像処理の目的

画像処理の目的は診断しやすい画像に変換することである[1]。画像変換や強調がこれに相当するが、読影しやすい画像を表示することを目的とする。術後患者のX線撮影を例に述べる。手術後の患者には多くのデバイスが留置され、位置確認目的に数多く撮影する。撮影画像をFig.1に示す。

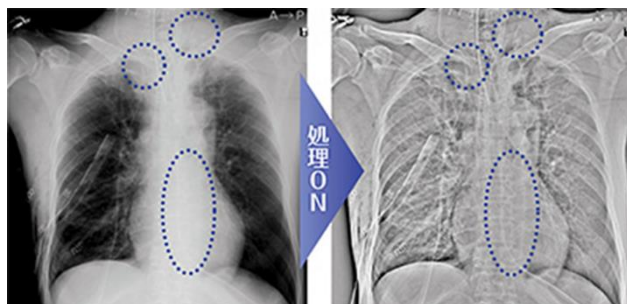


Fig.1 術後患者の胸部X線像

少ない線量（検出器には必要最小限の X 線が到達していることが条件）であっても、このようにデバイスが視認しやすい画像処理を施すことで、撮影目的を達成できる。

### 3. 平滑化処理

デジタル画像の平滑化処理は、高空間周波数成分であるランダムノイズを減弱するために用いられる [2]。そのための方法として空間領域で行うフィルタリングと空間周波数領域で行うフィルタリングがある。

#### 3-1 空間フィルタ

空間フィルタは様々な目的のために頻繁に使用されている画像処理の一つである [3]。入力画像の注目している画素とその近傍に含まれる画素の画素値に、ある重み付けをしたのちにそれらを加算して注目している画素の新しい画素値とするような処理をいう。

画像に含まれている雑音を低減したり、あるいは、画像の濃度変動を滑らかにしてほかすために平滑化フィルタリングを行う。本稿ではそれぞれ手法が異なるガウシアンフィルタ、メディアンフィルタを取り上げる。

##### ・ガウシアンフィルタ

ガウシアンフィルタはすべての濃度変動を同じように平滑化する方法の代表例である。マトリックスサイズが  $3 \times 3$  よりも大きな加重平均フィルタとしてガウシアンフィルタは使用され、重み係数の合計が 1 となるように正規化しなければならない。ガウシアンフィルタは高周波フィルタ特性が良好であるため、ノイズを効果的に軽減しつつ、自然な画像となる。

##### ・メディアンフィルタ

メディアンフィルタはエッジなどの大きな濃度変動を保存しながら小さな濃度変動だけを平滑化する手法の代表例である。具体的には局所領域の画素値のヒストグラムから中央値を求めて出力するフィルタである。画像にゴマ塩雑音が含まれている場合、画像のボケを抑えながらほぼ完全に除去することが可能である。

#### 3-2 空間周波数フィルタ

空間周波数フィルタでは、2次元フーリエ変換を用いて実空間データを空間周波数領域に変換し、空間周波数成分を操作した後、逆フーリエ変換することでフィルタ効果を得る [1]。このとき離散フーリエ変換は高速フーリエ変換が行われる。空間周波数を直接操作するため柔軟な周波数処理が可能であるが、処理係数などによってはアーチファクトが発生する恐れもある。臨床でよく用いられる代表例にハイパスフィルタ・ローパスフィルタがある。ハイパスフィルタは画像のエッジを検出するためなどに用いられる。逆にスペクトルの高周波数領域を切り取り低周波数成分だけを残すローパスフィルタをかけるとノイズ抑制画像が得られる。

#### 4. マルチ周波数処理

上述した空間フィルタ、空間周波数フィルタも周波数処理の1種であるが、最も多く用いられてきた周波数処理はボケマスク処理ではないだろうか。ボケマスク処理は原画像から平滑化画像を作成し、その平滑化画像を原画像から差分することで高空間周波数画像を取得する。この高空間周波数画像に強調係数を乗算して原画像に加算することで、細かい信号を強調した画像を取得することができる。

ボケマスク処理を空間周波数の観点から考えると、滑らかに連続する右肩下がりの周波数特性の中の特定周波数領域のみを強調するため、画像信号が不連続となり違和感を生ずることがある[1]。特に金属や骨などのエッジ部には強いアーチファクトが生じることもある。この弱点を克服するためにマルチ周波数処理が開発された。マルチ周波数処理は、画像から様々な空間周波数の成分に分解し、それぞれの周波数成分画像に重み係数を乗算して加算することにより必要な周波数成分の強調を行っている。臨床で使用されている処理は、重み係数がそれぞれの周波数成分のコントラストに依存して決められ非線形に係数設定がなされている。Fig. 2にマルチ周波数処理の概要を示す。

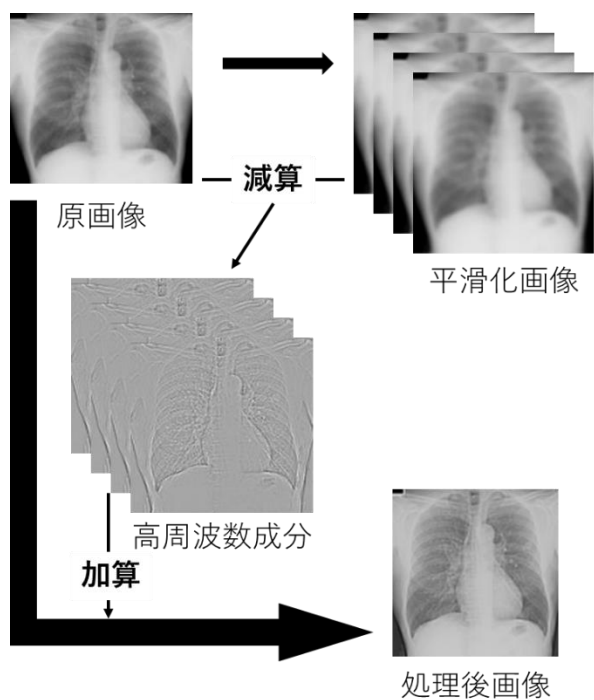


Fig.2 マルチ周波数処理の概要

また、Fig. 3に胸部X線画像にマルチ周波数処理を適用した例を示す。周囲の画質を損なうことなく肺血管の描出に優れることが確認できる。



処理前



処理後

Fig.3 マルチ周波数処理の例（胸部 X 線画像）

### 5. ダイナミックレンジ圧縮

デジタル X 線画像のもつダイナミックレンジは非常に広いため、原画像の持つすべての情報を適切な濃度範囲で表示することは困難である。例えば黒つぶれした領域を無理やり観察しようとすればモニタのウインドウを変化させればよい。しかし、この場合は他の領域が白つぶれしてしまう。そこで画像の持つダイナミックレンジを圧縮して、つぶれた両方の画像を 1 枚の画像上に観察しやすい輝度で表示する処理が有効であり、この処理をダイナミックレンジ圧縮処理という。ダイナミックレンジ圧縮は被写体に X 線吸収が大きく異なる物質が含まれている場合に有効になる画像処理である[2]。Fig. 4 にダイナミックレンジ圧縮処理の例を示す。



処理前



処理後

Fig.4 ダイナミックレンジ圧縮処理の例（胸部 X 線画像）

肺野内のコントラストは維持したまま、縦郭や心臓と重なる領域の視認性が向上し、さらに椎体の評価も可能になっている。

## 6. 処理画像の画質評価

臨床で使用されているデジタル画像には、ほとんどの場合、上述した画像処理が加えられている[4]。そこで本章ではこれらの画像処理と画質特性（解像特性・ノイズ特性）および視覚評価の関係について述べる。

### 6-1 画像処理と画質特性

画像処理を含む解像特性はデジタル画像のオーバーオール MTF によって表される。オーバーオール MTF はデジタル MTF、フィルタ MTF（画像処理部の MTF に相当）、ディスプレイ MTF の積で表される[1]。したがって、画像処理はオーバーオール MTF に影響を与えることが分かる。また、ノイズ特性も同様である。オーバーオールの Noise power spectrum はその計算式中、フィルタ MTF の自乗が乗算されていることから、画像処理の影響を大きく受けることが理解できる。

### 6-2 画像の視覚評価

信号対雑音比（signal-to-noise ratio : SNR）に基づく画質評価尺度として、雑音等価量子数（noise equivalent quanta : NEQ）および検出量子効率（detective quantum efficiency : DQE）がある。しかし、これらはいくまで検出器の評価にとどまること、また解析データは生データであることが必須条件であるので画像処理が加えられた画像の評価には適用できない。また、DQE のような物理評価尺度のみでは診断を目的とした画質を判断する決め手とはならない。一般的には画像診断を行うのは医師の眼であるので（近年はコンピュータ支援診断も登場しているが）、人の視覚特性を考慮した評価、診断目的に合致した評価を行うべきである。

ROC 解析は医用画像の信号検出能、診断能を評価できる信頼性の高い視覚評価法である。ROC 解析の実験過程において、試料画像数・観察者数の決定、試料の収集・選別など大変な工程が多く存在する。しかし、様々な画像処理が加えられた臨床画像における診断の正確性を評価できる唯一の方法が ROC である。ROC の詳細は良書に譲るが、画像処理に携わる研究者には、臨床における有用性を正確に評価するためぜひトライいただきたいと思う。

## 参考文献

- [1] 市川勝弘, 石田隆行. 放射線技術学スキル UP シリーズ 標準デジタル X 線画像計測. 東京, オーム社, 2010.
- [2] 石田隆行, 大倉保彦. 医用画像処理入門. 東京, オーム社, 2008.
- [3] 桂川茂彦. 診療放射線技術選書 医用画像情報学. 東京, 南山堂, 2006.
- [4] 石田隆行, 松本政雄, 加野亜紀子, 下瀬川正幸. よくわかる医用画像工学. 東京, オーム社, 2008.

## 時間軸を対象としたノイズ低減技術と画質評価

東海大学医学部付属八王子病院 青木 聡

### 1. はじめに

X線TV装置を用いた透視検査はリアルタイムに表示される透視画像を用いて診断や治療に伴う手技を補助しているが、透視画像は撮影画像に比べてX線量が少ないことによりノイズが目立つ画像となってしまう。例えばバリウムを用いた消化管画像では低コントラスト部の描出が重要であり、透視を上手に利用して病変を発見する技術が求められるが、線量の少ない透視画像ではノイズの影響を大きく受け、病変部の発見が困難となるケースも存在する。また、ERCPをはじめガイドワイヤー等を使用しておこなう検査においても透視画像のノイズによる影響が手技に影響する。その中、リアルタイムに表示される透視画像のノイズを低減する手法として従来ではリカーシブフィルタが主に用いられていたが、近年では各社特有の時間軸におけるノイズ低減処理を用いて透視画像のノイズ低減を実現している。しかし、透視画像には静止画である撮影画像には存在しない時間軸が存在しており、透視画像の画質向上には、この時間軸におけるノイズを理解することが重要となってくる。

### 2. 透視画像のノイズについて

画像のノイズは一般的にX線量に依存する量子ノイズと機械的要因による電気ノイズとに分類される。その中でも臨床の画像で影響されるのは前者の量子ノイズであることはよく知られている事実である。逆に静止画像に比べて透視画像は画像を形成するためのX線量が少ないことにより量子ノイズが目立つ画像となる (Fig1)。

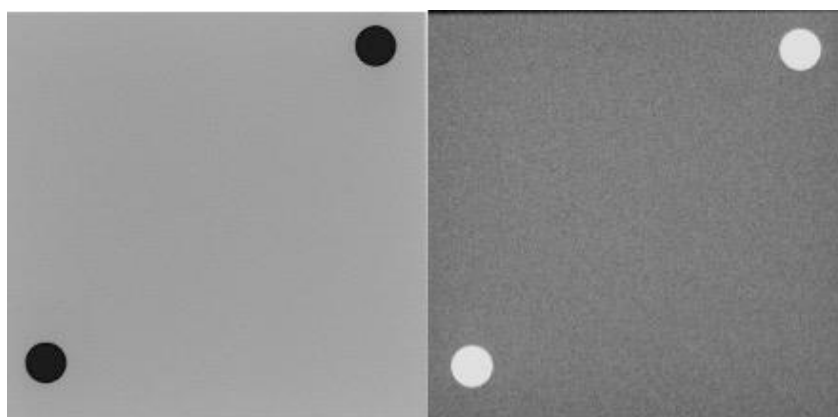


Fig1. 撮影画像(左)と透視画像(右)の違い

### 3. 時間軸のノイズ低減技術

#### 3-1. 時間フィルタ (Recursive filter)

I. I.-DR の時代から主に利用されてきたノイズ低減の手法となる. 手法としては現在のフレームに対し過去のフレームを加算することでノイズを低減する技術である (Fig2).

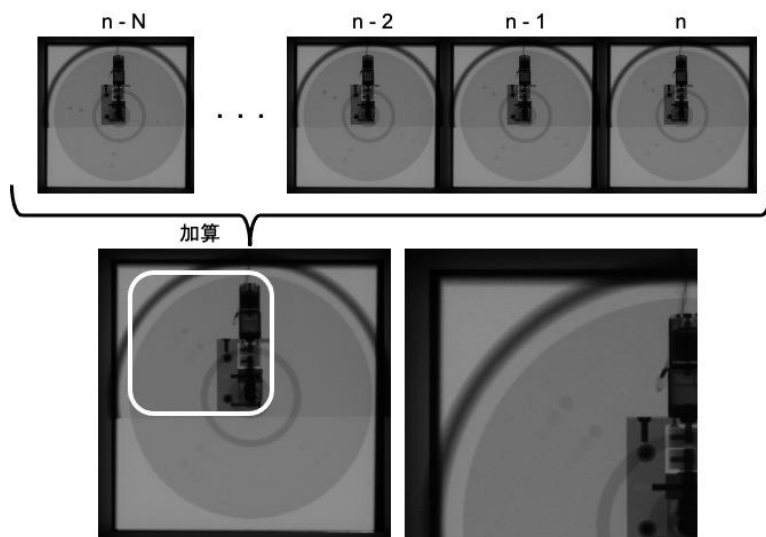


Fig2. リカーシブフィルタ

リカーシブフィルタは重み係数(強度)を変化させることで過去のフレームの加算割合を調整している. 例えば重み係数を小さくすればノイズ低減は小さなものに, 反して重み係数を大きくするとノイズ低減は大きなものとなる. ただし, 重み係数が大きくなるにつれノイズは少なくなるが, 過去のフレームの画像も強く加算されていくため透視画像の時間軸特有である残像(ゴースト, ボケ)が強く残ることとなる (Fig3). またフレームレートに依存するためフレームレートが低くなるとより顕著に現れる.

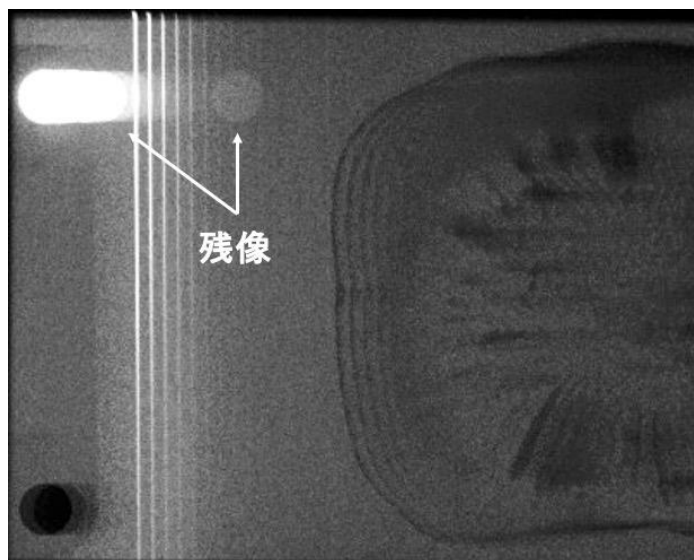


Fig3. 透視画像の残像



### 3-2. 動体追跡型ノイズ低減処理

各社メーカーが各々の名称で開発されたノイズ低減処理である。細かな特徴や処理に違いはあるが、透視画像内の動きを検出し、動きのない箇所のみ過去画像を加算してノイズを低減する手法や、残像を発生させずに各周波数帯域に対して選択的にノイズ低減処理を施す処理などがある。

どの手法もリカーシブフィルタで欠点となる残像を無くし透視画像の視認性向上を目的とし、且つ効果的にノイズを低減させている (Fig4)。

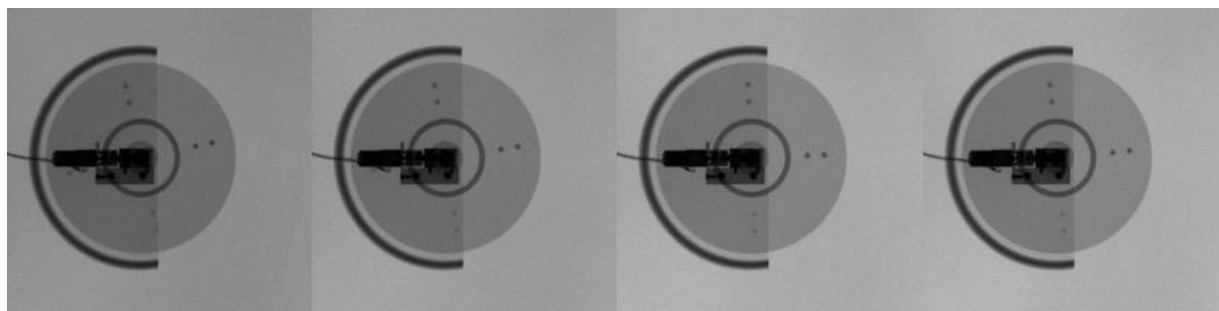


Fig4. 動体追跡型ノイズ低減処理の一例

### 4. X線TV装置における幾何学的配置の一例

一般撮影装置において物理評価をおこなう際の幾何学的配置を Fig5 に示す。X線管と受光系の間には線量計のみで障害となる物は一切配置しない。また、SIDは150cm 離す事でヒール効果の影響を受けにくくする事や照射野を制御する機構により発生する散乱線の影響を少なくする事が理想とされている。グリッドは外せるようであれば外し、IP や FPD を取り出す事が可能な場合は取り出す事で寝台や立位ブッキータによる影響を除く事が可能となる。

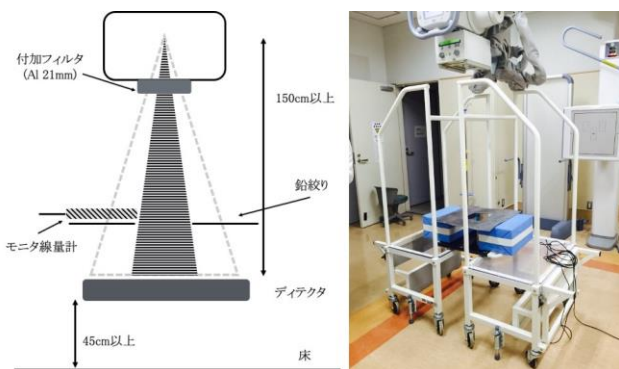


Fig6. アイランド型(左)とCアーム型(右)

Fig5. 一般撮影装置における幾何学的配置例

しかし、X線TV装置において一般撮影装置と同様な幾何学的配置を再現するには寝台、FPDのカバー、グリッド、制限されたSIDなど測定にあたり障害因子となる要素が多い。またX線TV装置にはアイランド型とCアーム型 (Fig6) と2種類の型が存在しているが、アイランド型の場合は受光系が寝台の下に常に存在することにより寝台が障害となる。この寝台を外す際にはメーカーの協力が不可欠となるなど、検証可能な施設も限られる。

それに対し、Cアーム型のX線TV装置の場合、Fig7に示すようにCアームを側面に向けSIDを最大限離し、寝台はX線管と受光系の間から外すことで一般撮影装置に近い幾何学的配置を再現可能となる。ただし、FPDのカバーおよびグリッド等を外す行為はユーザーの責任としておこなう必要がある。



Fig7. X線TV装置における幾何学的配置例

### 5. 時間軸におけるノイズ経時変化

リカーシブフィルタと動体追跡型ノイズ低減処理の大きな違いは過去画像の加算の違いにある。300frame取得したそれぞれの透視画像の時間軸に対するノイズ量の変化をFig8に示す。変化の違いから、リカーシブフィルタは透視を出し始めてからノイズ量が減少するまでに多くのフレーム数が必要となるが、動体追跡型ノイズ低減処理に関しては過去画像の加算数も少なくノイズ低減が可能となるため透視の出し始めからすぐにノイズ量の少ない透視画像を得ることができるため臨床に対する効果は大きいと言える。

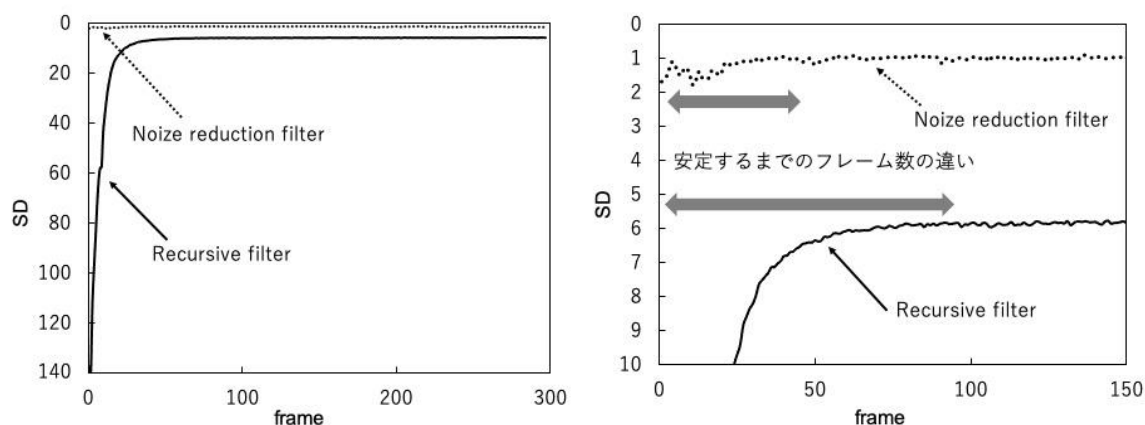


Fig8. 時間軸におけるノイズ経時変化

### 6. 時間軸におけるノイズ特性の測定

#### 6-1. 使用機器

- ・X線TV装置：VersiFlex Vista（富士フイルムメディカル）

- ・アルミニウム 21mm
- ・線量計 : Unforce Xi (トーレック)
- ・ImageJ

## 6-2. 測定方法

今回, 時間軸におけるノイズ特性として FPD に照射される線量が同じでないと比較が出来ないため透視画像の raw データを取り出し, リカーシブフィルタ処理を施した透視画像および動体追跡型ノイズ低減処理を施した透視画像を作成した. どちらも時間軸の画像処理を施したプロセス画像であるが, 最大限に線形に近い処理を用いて測定している. また測定に使用した線質は RQA5 の線質とし, 先に述べたように C アーム型 X 線 TV 装置を用いて寝台・カバー・グリッドなど障害因子を最大限排除した環境で SD 値および NPS の測定をおこなった (Fig9). NPS に関しては, 300frame 取得した透視画像のうち中央の 50frame を解析し, 平均化し時間軸の NPS としている. 時間軸におけるノイズ特性として考慮すべき点は残像であるが, 時間軸における残像はノイズ特性に影響しない [2] という考えのもと検証した.



Fig9. 測定時の幾何学的配置

## 6-3. SD 値の比較

リカーシブフィルタおよび動体追跡型ノイズ低減フィルタそれぞれの透視画像の中心に ROI を置き, 時間軸フィルタの強度による SD 値の変化を測定した結果を Fig10 に示す. この結果よりノイズ量だけを評価した場合, リカーシブフィルタに対し動体追跡型ノイズ低減フィルタの SD 値が低くノイズが少ないことが分かり, またフィルタ強度が強くなるにつれて, 双方共にノイズは減少していく.

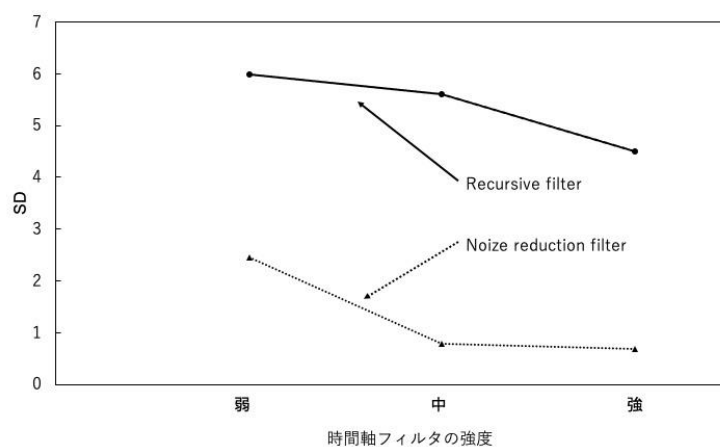


Fig10. 時間軸フィルタ強度に対する SD 値の変化

#### 6-4. NPS の比較

リカーシブフィルタの強度を変化させた際の NNPS の結果を Fig11 に、動体追跡型ノイズ低減処理を施した透視画像の NNPS の結果を Fig12 にそれぞれ示す。どちらの時間軸フィルタにおいても加算強度が強くなるにつれノイズは減少していることが分かる。ただし、加算方法の違いなどにより強度を変えた際のノイズの減少具合は各フィルタで異なっている。

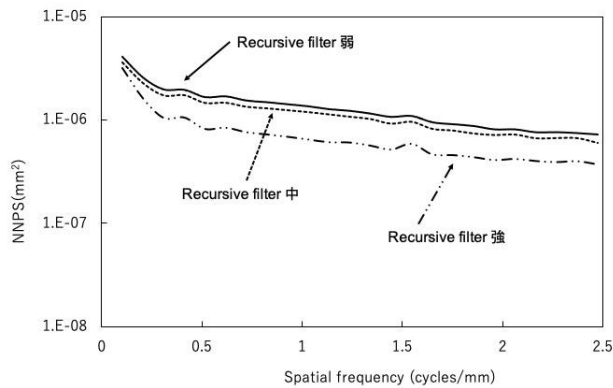


Fig11. リカーシブフィルタの NPS

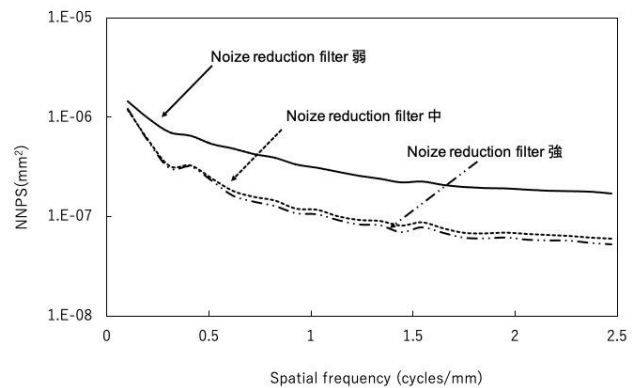


Fig12. 動体追跡型ノイズ低減処理の NPS

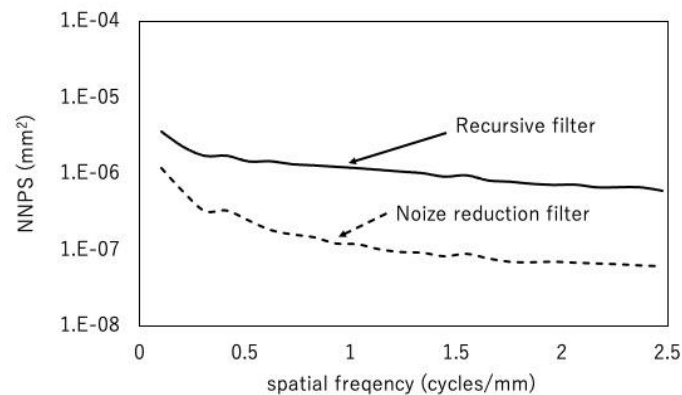


Fig13. 時間軸フィルタの違いによる NPS の比較

Fig13 にはリカーシブフィルタと動体追跡型ノイズ低減処理(両者ともに加算強度は中とした)の NPS を比較した結果を示した。この結果からも SD 値の傾向と同様に動体追跡型ノイズ低減処理の方がリカーシブフィルタよりも優れたノイズ特性を持っている。

以上の物理評価の観点から時間軸フィルタによる違いでノイズは大きく変化することが分かった。

### 7. 各時間軸フィルタの透視画像における視覚評価

#### 7-1. バーガーファントム

次にアクリルファントム 10cm の間に凸型バーガーファントムを挟み透視画像を取得、物理評価時と同様に同じ RAW データからリカーシブフィルタと動体追跡型ノイズ低減処理を施した画像を作成した(Fig14)。加えて作成した透視画像を診療放射線技師 5 名で視覚評価し、C-D ダイアグラムおよび IQF を算出した。

C-D ダイアグラムの結果を Fig15 に, IQF の結果を Fig16 に示す.

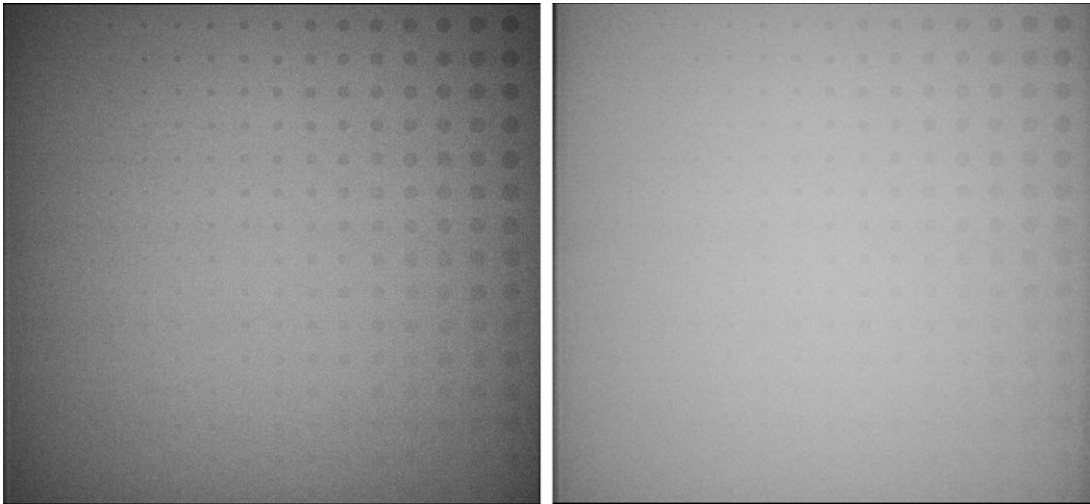


Fig14. バーガーファントム(左：リカーシブフィルタ 右：動体追跡型ノイズ低減処理)

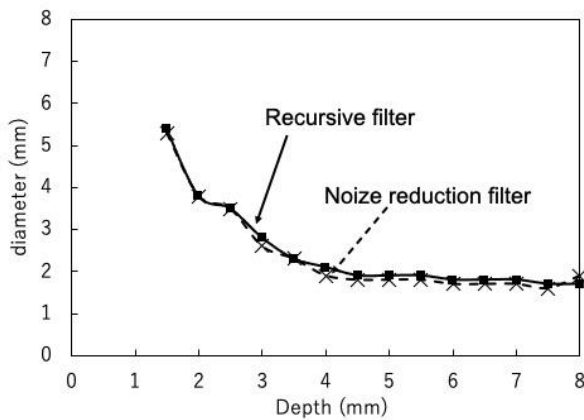


Fig15. C-D ダイアグラム

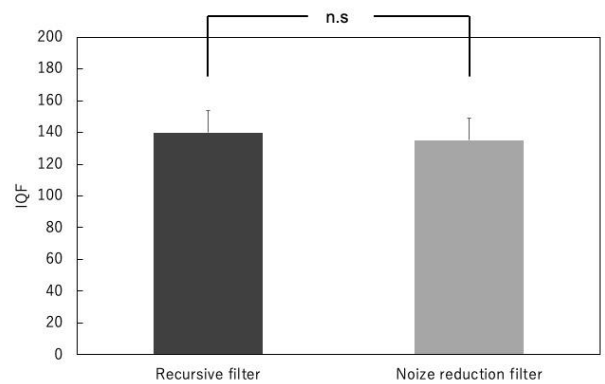


Fig16. IQF

両者のバーガーファントムの粒状性の部分だけに着目し比較すると顕著に動体追跡型ノイズ低減処理の透視画像の方が粒状性の優れた画像であることが分かる. しかし, 視覚評価の結果ではリカーシブフィルタ, 動体追跡型ノイズ低減処理どちらもほぼ同等な結果となっており, IQF に関しても優位差は認められず, コントラストという点では視覚的に差がないことが分かる.

## 7-2. 臨床画像

続いて臨床画像においても同様に RAW データからリカーシブフィルタと動体追跡型ノイズ低減処理を施したものを作成した.

医師のおこなう手技の透視画像としてガイドワイヤーを用いたチューブ交換時の透視画像を Fig17 に示す. この画像を見ると全体的に動体追跡型ノイズ低減処理の方が粒状性は優れており最も線量のかかる椎体と重なった箇所のガイドワイヤーの識別もはっきりしていることが分かる.

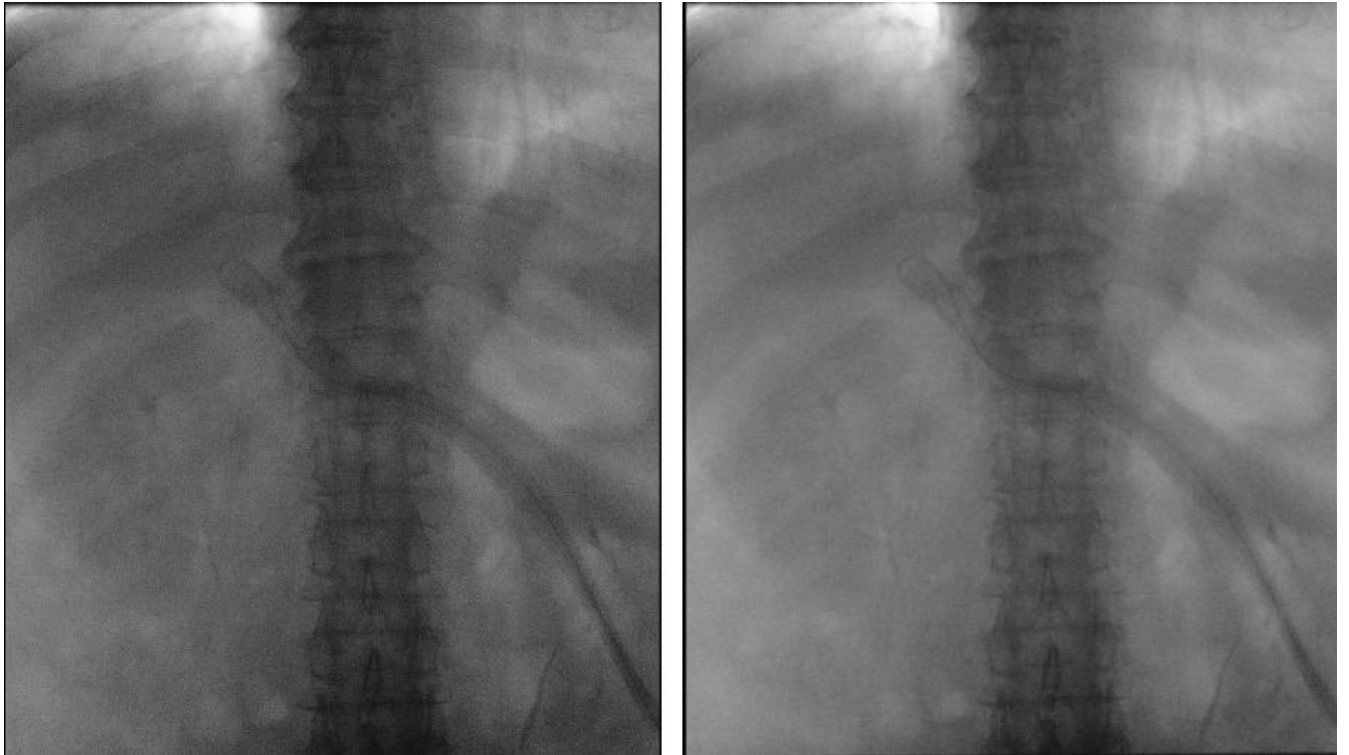


Fig17. ガイドワイヤーを用いた手技の透視画像(左：リカーシブフィルタ 右：動体追跡型ノイズ低減処理)

次にバリウムを用いた胃の精密検査時の透視画像をFig18に示す. 胃体下部後壁に襞集中を伴う陥凹病変を認めており, バリウムを付着させている際の透視画像の1フレームである.

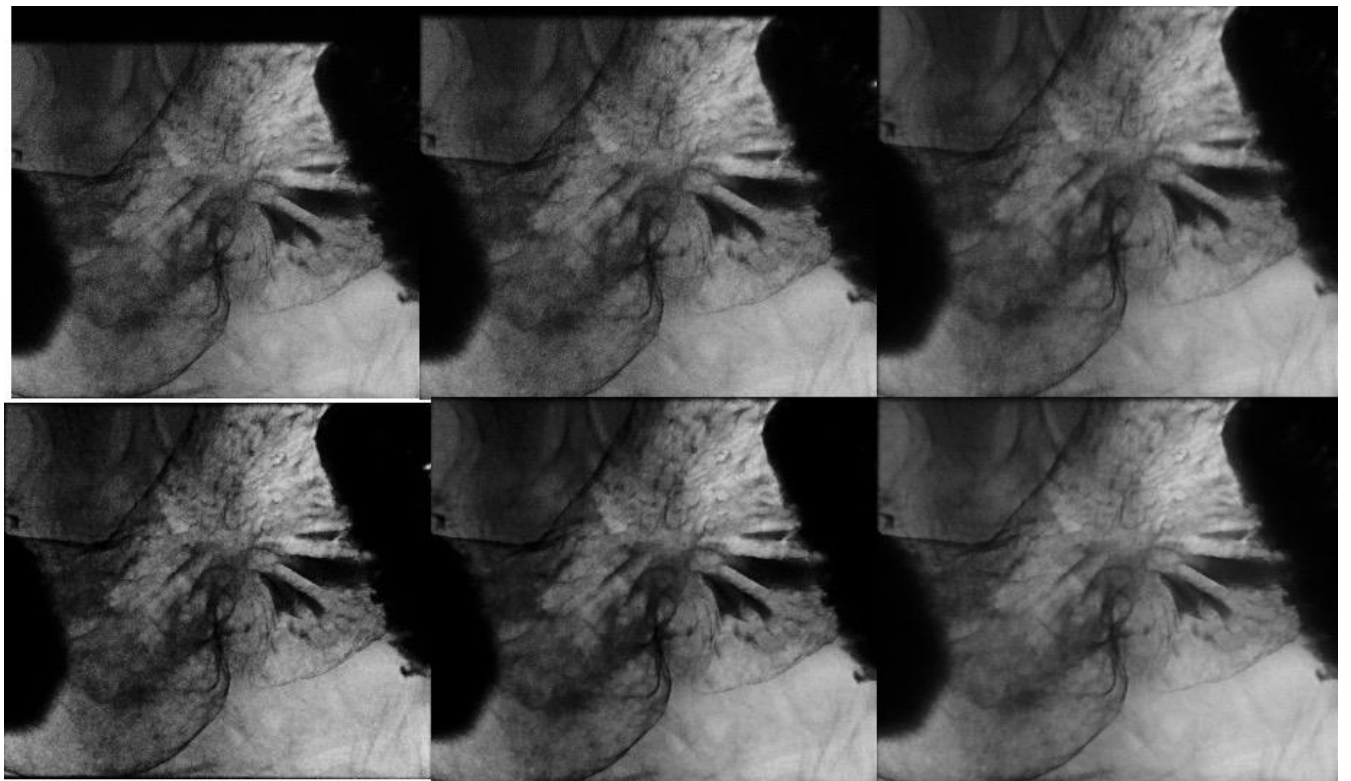


Fig18. IIc 病変に対する時間軸フィルタの違いによる比較  
(上段左からリカーシブフィルタの弱・中・強 下段左から動体追跡型ノイズ低減処理の弱・中・強)



上段のリカーシブフィルタと下段の動体追跡型ノイズ低減処理とを比較すると動体追跡型ノイズ低減処理の方が粒状性も良く、加えて残像が少ないことも相まって病変部をより繊細に描出出来ていることが分かる。しかし、どちらの処理も加算強度が強くなるにつれて粒状性は良くなるがコントラストが低下しており病変部周囲の領域の把握は困難となっていく。このため、透視画像における時間軸フィルタの選択は粒状性だけではなくコントラストも考慮した上での加算強度の選択が重要となる。

## 8. おわりに

今回、時間軸におけるノイズ低減技術に対して物理評価と視覚評価をおこなった。物理評価においては以前より用いられてきたリカーシブフィルタに対して、昨今各メーカーが開発している動体追跡型ノイズ低減処理のノイズ低減技術の方が優れた性能を持っていることが今回の検証により判明した。しかし、視覚評価において粒状性は優れるもののコントラストの点においては差を認めない結果が得られている。昨今利用されている時間軸における動体追跡型ノイズ低減技術はノイズ低減もさることながら、従来の透視画像で欠点とされていた残像を動体追跡により無くし視認性を良くすることも兼ねている。X線TV室でおこなわれるバリウムを用いた消化管検査は透視画像で病変部およびその周囲にバリウムを付着させながら病変部の範囲を把握するが、透視画像においてノイズが低減されすぎるとその把握は困難となる。物理評価の結果のみを考慮すると動体追跡型ノイズ低減処理を用いて加算強度を強くすることによりノイズをより減らすことが可能となるが、視覚的な観点から良質な検査をおこなうためには適度なノイズを利用することが重要である。

消化管検査は透視に重きが置かれており視覚的な判断が求められる検査であり、時間軸におけるノイズという要素を理解し、上手に利用することで高い検査精度を保てるものと考えられる。

## 参考文献

- [1] 西木雅行. 動画 FPD の画質評価 -標準化の動向-. 画像通信. 日本放射線技術学会. 2005
- [2] 西木雅行, 飯沼一浩. 残像のある動画用 X 線検出器の D Q E 測定に関する一考察. 国際医療福祉大学紀要. 2009
- [3] 市川勝弘, 石田隆行編集: 放射線技術学スキル U P シリーズ 標準デジタル X 線画像計測. オーム社. 東京. 2010
- [4] 高野橋健太, 荻野昌宏. 動き追従型時空間フィルタを用いた X 線透視画像のノイズ低減技術. MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY Vol. 34 No. 3. 2016



# 透視検査における AI 技術を用いた

## ノイズコントロール

小倉記念病院放射線技師部 佐保 辰典

### 1. はじめに

近年、深層学習 (Deep Learning) を用いた画像処理は、コンピュータビジョンの分野で大きな進展を遂げており、医用画像解析においてもその応用が急速に広がっている。特に、ノイズ低減処理や物体認識といった課題において、深層学習技術は従来の手法に比べて非常に高い性能を示しており、多くの研究者や医療従事者から注目を集めている。

ノイズ低減処理は、医用画像において重要な課題の一つである。MRI、CT、X 線透視などの医用画像は、撮影環境や機器の特性によりノイズが含まれることが多く、そのノイズが診断や解析に悪影響を及ぼす可能性がある。従来のノイズ低減手法としては、フィルタリング技術 (例: ガウシアンフィルタやメディアンフィルタ) が主流であったが、これらの手法はノイズを除去する際に重要な細部情報まで失ってしまうという欠点があった。これに対し、深層学習を用いたノイズ低減は、畳み込みニューラルネットワーク (CNN) などの高度なモデルを利用して、ノイズを効果的に除去しつつ、画像の重要な特徴や構造を保持することが可能である。特に、U-Net や Denoising Autoencoder といったアーキテクチャが医用画像のノイズ低減に成功しており、ノイズの多い MRI 画像や低線量 CT 画像の質を大幅に向上させることが報告されている。

また、深層学習は物体認識の分野でも革新的な成果を上げている。医用画像における物体認識の主な目的は、腫瘍、臓器、血管などの医用対象物を正確に検出し、診断や治療計画に役立てることである。従来の物体認識手法は、画像の特徴量を手動で抽出し、サポートベクターマシン (SVM) などの機械学習アルゴリズムで分類するものであったが、手動での特徴量設計には限界があり、認識精度にも制約があった。これに対して、深層学習は特徴量の自動学習を行うため、大量のデータを用いることでより高度で抽象的な特徴をモデルが学習し、非常に高い認識精度を実現している。特に、CNN ベースの手法や深層畳み込みネットワークを利用した物体認識は、肺結節、乳がん、脳腫瘍などの自動検出において、医師の診断を補助するツールとして広く利用されている。ResNet や Mask R-CNN などのモデルがこの分野で成功しており、従来の手法を大幅に上回る精度を達成している。

医用画像における深層学習の応用は、これまで困難とされてきた問題に対する新たな解決策を提供するものであり、特にノイズ低減や物体認識といった分野で顕著な成果が見られる。例えば、従来の手法ではノイズの影響を強く受けていた病変の検出や、手動での領域分割が難しかった臓器の識別が、深層学習により飛躍的に改善されつつある。これにより、医師の負担を軽減し、診断の精度と効率を向上させるこ

とが期待されている。

今後の研究においては、さらなるデータの収集と深層学習モデルの改良により、医用画像解析の精度と汎用性が一層向上すると考えられる。また、深層学習技術の進化に伴い、よりリアルタイムに近い画像処理や、個々の患者に最適化された治療計画の自動生成など、医療分野への応用範囲が拡大することが期待される。

## 2. X線透視検査の時間フィルタによるノイズ低減の特徴

X線透視検査は、連続的なX線画像をリアルタイムで取得し、動的な構造(例:血管、臓器の動きなど)を観察するために広く使用されている。しかし、X線透視検査には一定のノイズが含まれることが多く、そのノイズが画像の解像度や診断精度に悪影響を与えることがある。ノイズを抑えつつ、解像度を保つために様々なノイズ低減技術が開発されているが、リカーシブフィルタは其中でもよく使用される手法の一つである。

リカーシブフィルタは、フレーム間でノイズを低減するために、時系列画像データに対して適用されるフィルタリング手法である。過去のフレーム情報を利用し、現在のフレームと統合して処理することで、時間的な一貫性を保ちながらノイズを低減する特徴がある。このリカーシブフィルタは、前のフレームのデータを用いて逐次処理を行うため、大量のデータを扱うX線透視検査においても、リアルタイムにノイズ低減処理を実行することが可能である。これにより、医師はリアルタイムで診断や治療を進めることができる。さらに時系列データに適用するフィルタのため、連続するフレーム間でのノイズ除去を行う際に、時間的な滑らかさや連続性を保ちながらノイズを除去することができる。これにより、動的な構造を観察する際に、不自然な画像のちらつきや歪みを防ぐことができる。特に透視画像を確認しながら進める手技は、特に高速な画像のレスポンスが要求される。リカーシブフィルタは単純な数式と演算によって過去のフレームと現在のフレームを統合するため、比較的計算コストが低く、リソースの限られた環境でも効率よく動作する。

しかしながら、動的オブジェクトに対する対応が困難というデメリットも存在している。リカーシブフィルタは過去のフレーム情報を使用するため、動的なオブジェクト(例:動く臓器や血液の流れ)に対しては、過去フレームとの統合が適切に行われず、動きのボケや残像が発生することがある。特に、動きが速い場合にはノイズ低減効果が薄れる可能性がある。また、リカーシブフィルタはノイズを低減するために平滑化処理を行うが、過度に適用すると画像のディテールが失われることがある。例えば、腫瘍や微細な血管のような小さな構造物の情報が平滑化により消失する可能性がある。

これまで述べたように、リカーシブフィルタの性能はフィルタのパラメータ設定に依存する。適切なパラメータを設定しないと、効果的なノイズ低減が行えないか、逆に重要な画像情報が失われる可能性がある。そのため、医療現場での実装には慎重なチューニングが必要である。

## 2. X線透視検査の空間フィルタによるノイズ低減の特徴

空間フィルタによるノイズ低減は、画像処理において古典的かつ広く用いられている手法であり、画像中のピクセルの値を周囲のピクセル値に基づいて調整し、ノイズを除去するものである。空間フィルタは、通常、画像の特定の領域に適用され、画像全体の平滑化やエッジ保持などを実現するために設計される。代表的な空間フィルタとして、ガウシアンフィルタ、メディアンフィルタ、そして近年の高度なノイズ低減フィルタ技術が挙げられる。ガウシ

アンフィルタは、空間フィルタリングの中でも基本的かつ古典的な手法で、画像を平滑化し、ノイズを低減するために使用される。フィルタはガウス分布に基づいて設計され、中央のピクセルに最も重みを置き、周辺のピクセルが離れるほど重みが減少する特徴を持つ。このため、局所的な平均値を取りながら、スムーズなノイズ低減を実現する。ガウシアンフィルタは計算が単純であり、比較的高速に処理が可能である。また局所的なスムーズさを保ちながら、ランダムなノイズを効果的に低減できる。しかしながらガウシアンフィルタはノイズとともにエッジも平滑化してしまうため、エッジがぼやけるという欠点がある。

そのため従来のフィルタ技術を改善し、より精度の高いノイズ低減を実現するための新しい手法が登場している。代表的なものに非局所平均(Non-Local Means)フィルタや、バイラテラルフィルタ(Bilateral Filter)、そして畳み込みニューラルネットワーク(CNN)を活用した深層学習ベースのノイズ低減手法がある。非局所平均フィルタ(Non-Local Means Filter)は、画像内の全ピクセルに対して、その周辺だけでなく、より広範囲に類似するピクセルを考慮してノイズ低減を行う手法である。従来のフィルタは局所的な情報のみを利用するのに対し、非局所平均フィルタは画像全体の類似パッチを参照することで、ノイズを除去する。このフィルタ処理は画像全体の類似パッチを利用するため、エッジや重要な詳細をより効果的に保持することができ、従来の局所的なフィルタに比べて、ノイズ除去性能が向上している。しかしながら非局所平均フィルタは画像全体を探索するため、計算コストが非常に高く、リアルタイム処理には不向きである。バイラテラルフィルタは、空間的に近いピクセルだけでなく、輝度値が類似しているピクセルも加重して計算するフィルタである。これにより、エッジを保持しつつノイズを効果的に低減することが可能となる。このバイラテラルフィルタはエッジ検出に強く、エッジをぼやけさせることなくノイズ低減ができ、エッジや細部が多い画像においても効果的にノイズを除去できる。しかしながら非局所平均フィルタと同様、ガウシアンフィルタに比べて複雑で計算負荷が高くなる。また輝度値と距離に基づく重み付けのため、適切なパラメータ設定が求められる。

近年、畳み込みニューラルネットワーク(CNN)を利用したノイズ低減手法が登場し、従来のフィルタベースの手法を凌駕する結果を示している。これらのモデルは、教師あり学習によって大量のデータからノイズ除去のパターンを学習し、高精度なノイズ低減を行うことができる。深層学習モデルは、エッジや細部を保持しながら高精度でノイズを除去することができ、多様なノイズや異なる画像タイプに対して適応可能である。また、エンドツーエンド学習でノイズ低減を最適化するための特徴を自動的に学習し、従来の手法のパラメータ調整に比べて効果的である。しかしながら大量のデータと計算リソースが必要であるといわれ、さらに従来のフィルタ処理に比べて実装が複雑で、学習モデルの開発と運用には高度な知識が必要である。

これらの空間フィルタによるノイズ低減技術は、従来のガウシアンフィルタから始まり、近年の非局所平均フィルタやバイラテラルフィルタ、さらに深層学習によるノイズ低減へと進化している。これらの手法は異なるメリットとデメリットを持ち、用途と対象の動きなどの特徴に応じた選択が求められている。

### 3. X線透視検査における画像処理技術の進展と深層学習の活用

X線透視検査は、医療分野における診断および治療の補助として広く使用されている技術である。この技術において、医師や技術者がリアルタイムで視覚的情報を確認しながら手技を進めることができるという点が、X線透視の重要な特長となっている。しかしながら、透視画像には通常多くのノイズが含まれるため、これを効果的に除去しつつも画質を維持することが求められている。特に画像表示のレスポンスの速さが、手術や処置の精度に大

大きく関わる。術者が手技を円滑に進めるためには、画像のリアルタイム表示が極めて重要であり、そのため計算コストが低い画像処理アルゴリズムが従来から主流であった。従来のノイズ低減処理手法としては、時間フィルタのリカーシブフィルタなどがあり、これらは比較的シンプルなアルゴリズムであり、計算資源をあまり消費しない点が利点であった。しかし、このようなシンプルなフィルタリング手法はノイズを除去する一方で、重要な画像情報である物体のエッジ情報を失うリスクがあることが課題であった。

近年、この問題に対処するために、深層学習(Deep Learning)を用いた新しい手法が開発され、急速に普及してきている。深層学習の登場により、従来のフィルタリング手法に代わる新たなノイズ低減処理が可能となった。特に、物体検出技術とノイズ低減処理を組み合わせることにより、画像全体のエッジ情報を保持しつつ、背景のみノイズ低減処理を施すことが可能となった。この手法では、まず深層学習モデルを用いて画像中の物体と背景を区別し、物体のエッジ情報を維持したまま背景に対してのみノイズ低減を行う。このアプローチにより、画像のディテールを損なうことなく、ノイズの少ない画像を表示することができる。

本項では、物体認識アルゴリズムの中でも YOLO (You Only Look Once)という物体認識アルゴリズムの中でも特に高速で高精度なアルゴリズムについて簡単に解説する。Fig. 1 に YOLOv5 を用いてサンプル画像の物体認識を行った結果を示す。人物などは比較的正確に認識していることがわかる。YOLO シリーズは畳み込みニューラルネットワーク(CNN)を基盤にした物体検出モデルであり、計算効率と精度のバランスに優れたリアルタイム物体検出を可能にする設計が施されている。モデルの構造は次のような流れに基づいている。まず、畳み込み層を通して画像の低レベルの特徴を抽出し、次の層に特徴マップとして入力する。次に、C3 ブロックや Bottleneck ブロックを使用することで、より深い特徴を学習する。これにより、異なるスケールや形状の物体に対して柔軟に対応できる多層の特徴表現が得られる。さらに、SPPF(Spatial Pyramid Pooling-Fast)ブロックを通じて、異なるスケールでの特徴を集約する。このブロックは、画像全体の文脈情報を効果的に集約するために利用される。集約された特徴は、アップサンプリングと Concat 操作を経て、高解像度の情報と低解像度の情報を結合することで、より詳細な物体検出に寄与する。最終的に、Detect レイヤーで物体の位置とクラスを予測する。このレイヤーは、各特徴マップから抽出された情報を基に、物体の境界ボックスとクラスラベルをリアルタイムで推定する。Fig. 2 に前述の YOLOv5 のネットワーク構造を示す。全体を通して、YOLO シリーズは C3 ブロックや SPPF などの特殊な層を活用し、複数のスケールでの物体を効率的に検出することに特化している。この構造により、高い計算効率を保持しつつ、様々な物体のスケールや形状に対して高精度な物体検出を実現している。



Fig. 1 YOLOv5 による物体認識結果。近影の人物は比較的正確に認識していることがわかる。

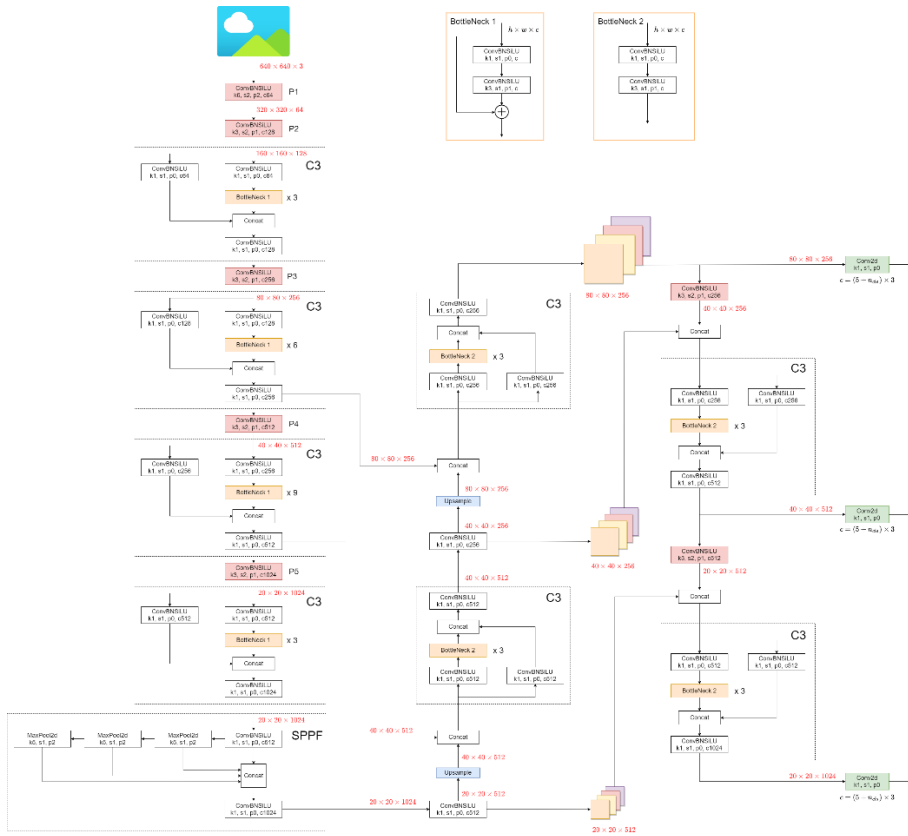


Fig. 2 YOLOv5 のネットワーク構造。複数の C3 ブロックによってより深い特徴を抽出することが可能である。

([https://docs.ultralytics.com/yolov5/tutorials/architecture\\_description/](https://docs.ultralytics.com/yolov5/tutorials/architecture_description/)より引用)

最新バージョンの YOLOv10 は、このアルゴリズムの最新世代の一つであり、物体認識において効率性と精度を両立させることに成功している。YOLOv10 は、過去のバージョンで得られた知見を活かし、さらに洗練されたアルゴリズムを提供する。YOLO シリーズは、Redmon らによって開発された単一段物体検出 (Single-Stage Object Detection) の手法であり、画像を一度だけネットワークに通して物体を検出する。これにより、リアルタイムでの物体認識が可能となる。従来の二段階検出モデル (例えば R-CNN や Fast R-CNN) では、候補領域の抽出とその後の分類を個別に行うため処理速度が遅くなりがちであったが、YOLO はこのステップを統合して処理の大幅な高速化を実現した。透視画像処理などで最も重要な処理速度という点については、軽量かつ高速で動作するように設計されており、エッジデバイスやリアルタイムでの応用に適している。計算資源が限られたデバイス上でも、高いフレームレートを維持しながら正確な物体検出が可能である。医療だけでなくドローンや監視カメラ、自動運転車などの分野で、その性能が活かされている。また YOLOv10 は、物体検出に加え、セグメンテーションやポーズ推定にも対応している。この拡張機能により、画像中の物体だけでなく、その領域や関節の動きまで精密に検出できるようになっており、前述の通り幅広い分野で応用が期待されている。こういった物体認識技術は、透視画像中のオブジェクト検出の精度を高め、物体の位置と輪郭を正確に捉える。そのためエッジ情報を維持すべきオブジェクトを認識し、それ以外の部分と別の処理を行うことで従来のノイズ低減フィルタリングによるエッジ喪失のリスクが大幅に軽減された。

さらに、こうした深層学習技術の導入により、計算コストの最適化も進んでいる。通常、深層学習モデルの計算処理には大きなリソースが必要とされるが、近年のハードウェアの進化やソフトウェア最適化技術の進展により、リアルタイム処理が可能なシステムが開発されている。これにより、X線透視検査においても深層学習を用いた高精度なノイズ低減処理が現実的な選択肢となってきている。

## 参考文献

Wang A, Chen H, Liu L, et al. Yolov10: Real-time end-to-end object detection. 2024; arXiv preprint arXiv:2405.14458.

本田道隆, 大山大輔. 瞬時認識能の測定による透視画像の主観評価法に関する検討. 日本放射線技術学会雑誌, 2010; 66: 241-246.

YOLOv5 公式ドキュメント [https://docs.ultralytics.com/yolov5/tutorials/architecture\\_description/](https://docs.ultralytics.com/yolov5/tutorials/architecture_description/)

# デジタル X 線透視撮影システムにおける動き補正を用いた 透視画像処理の開発

富士フイルム株式会社 メディカル開発センターMS 部 XR グループ 柏 中村 正

## 【はじめに】

近年、内視鏡検査・治療は日本で普及し、国際的にも拡がりをみせている<sup>1)2)</sup>。特に ERCP（内視鏡的逆行性胆道膵管造影）や超音波内視鏡（EUS）を用いた Interventional EUS といった手技は日進月歩で進化を遂げている。これらの手技は、胆膵疾患の診断や治療において重要な役割を果たしており、多くの医療機関で広く採用されている<sup>3)</sup>。

内視鏡検査・治療の成功は、技術の進歩とデバイスの視認性の向上に大きく依存している。例えば、ERCP や EUS ガイド下の処置では、デバイスの位置を正確に把握することが治療の成功につながる。そのため、ノイズの少ないクリアな画像を提供できることが必須なのである。ここでは、当社のデジタル X 線透視撮影システム CUREVISTA Open/Apex に搭載されているノイズ低減手法における動き補正と、その応用について詳述する。

## 【ノイズ低減技術の種類】

X 線透視像は胆膵疾患の治療において不可欠なツールであり、内視鏡的治療の成功に大きく寄与している。しかし、X 線透視像においては被ばく低減を意識して低線量を用いるため、画像にはノイズが多く含まれる。このノイズがガイドワイヤーやステントといったデバイスの視認性を低下させ、治療の精度に影響を及ぼす可能性がある。特に X 線透視装置に使われる X 線検出器（FPD）は、低線量時にノイズ量が多くなるという特徴がある。したがって、X 線透視像におけるノイズ低減技術は、デバイスの視認性向上にとって非常に重要である。

ノイズ低減の手法には大きく分けて、空間フィルターと時間フィルターの 2 種類が存在する。本記事では、それぞれのノイズ低減技術の基本原則とメリットについて詳述する。また、特に動きぼけを低減するためにオプティカルフローを使った時間フィルターに焦点を当てて紹介する。

空間フィルターは、画像の空間的な周囲領域を利用してノイズを除去する手法である。代表的な空間フィルターには、ガウシアンフィルターやメディアンフィルター、バイラテラルフィルターなどがある。ガウシアンフィルターは、画像全体にわたって平滑化を行うフィルターである。このフィルターは画像全体のノイズを効果的に低減するが、一方でエッジ部分も平滑化されてしまうため、画像のシャープさが失われるというデメリットがある。具体的には、ガウシアンフィルターは画素の周囲の平均値を取る手法で、画像全体がぼんやりとするためガイドワイヤーの視認性が低下してしまう。



一方、メディアンフィルターは、ノイズを含むピクセルを周囲のピクセルの中央値で置き換える手法である。このフィルターは、エッジを保持しつつノイズを除去できるというメリットがあるが、計算コストが高いというデメリットがある。このフィルターは、特に点状のノイズを効果的に除去するため、医療画像において重要な役割を果たしている。

バイラテラルフィルターは、空間的な距離と色の類似性を考慮して平滑化を行うフィルターである。これにより、エッジを保持しながらノイズを低減することができる。しかし、計算が複雑で処理速度が遅いため、高額な演算処理ユニットを用いないと 30fps のリアルタイム処理が困難になる。バイラテラルフィルターは隣接ピクセルの色相と距離に基づいて重み付けするため、細部の情報を保持しつつ全体的なノイズを低減することが可能である。

時間フィルターは、時間軸上の複数のフレームを利用してノイズを低減する手法である。動画や連続的な画像シーケンスに対してノイズを低減するために使用される。この手法では、隣接するフレーム間の情報の相関性を利用してノイズを最小化する。

一般的に使用される時間フィルター手法の一つは、フレームの加算平均である。

加算平均フィルターは、隣接するフレームのピクセル値を加算し、その合計値をフレーム数で割ることで平均値を求める。これにより、ノイズ成分がランダムに変動している場合、加算平均フィルターは効果的にノイズを抑えることができる。ノイズが統計的に無相関であると仮定される場合、フレームの数が増えるにつれてノイズレベルが低下する。

しかし、この手法は簡便で効果的であるが、動きのある部分がぼやけてしまうというデメリットがある。X 線透視画像において被写体の移動や体動がある場合、隣接するフレーム間のピクセル値が異なるため、加算平均フィルターによって平均化されることで動きぼけが生じる。結果としてデバイスの輪郭が不鮮明になってしまう。

このように、空間フィルターと時間フィルターそれぞれにメリット・デメリットがあり、その特性を理解した上で適切なノイズ低減手法を選択することが重要である。当社では、これらの手法を組み合わせたハイブリッドノイズ低減フィルターを開発した。

### 【KINETICS（動き追従型ノイズ低減処理技術）】

#### 技術概要

当初の FPD 搭載 X 線透視診断装置では、簡便な時間フィルターの一つであるリカーシブフィルターを用いていた。しかし、先述の通り動きボケが生じるという課題があった。そこで、2012 年には空間フィルターを利用した Adaptive Noise Reduction (ANR) を開発し、製品に搭載した。ANR 処理は、各画素の近傍画素の変動幅に応じて処理を切り替えるため、リカーシブフィルターのみと比べると動きボケは減少するものの、ノイズ低減効果が弱いというデメリットがあった。

CUREVISTA Open/Apex では、この課題を解消するため、動き追従型マルチノイズ低減処理技術

KINETICS を開発した。KINETICS は、画像の中で時間フィルターを適用する領域と空間フィルターを適用する領域を分けて処理する点が特徴となっている。具体的には、パターンマッチングによる動き検出処理を行うことで、動きベクトル補正処理が可能となる。動き補正が適用できる領域に対しては動き補正効果により動きボケを抑制しつつノイズを低減する。一方、動き補正が適用できない領域に対してはエッジ保存型の空間フィルター処理を適用する。このように、KINETICS では時間フィルターと空間フィルターのハイブリッド処理を行うことで、画像全体のノイズを効果的に低減することができる。

パターンマッチングによる動き検出の高速化手法としては、計算の並列性が高く高速に計算可能な POC(Phase only Correlation)<sup>4)</sup>を用いる手法がある。POC は、時間的に連続した 2 つのフレームの位相情報を用いて、相対的な移動量を高精度に検出するための手法である。

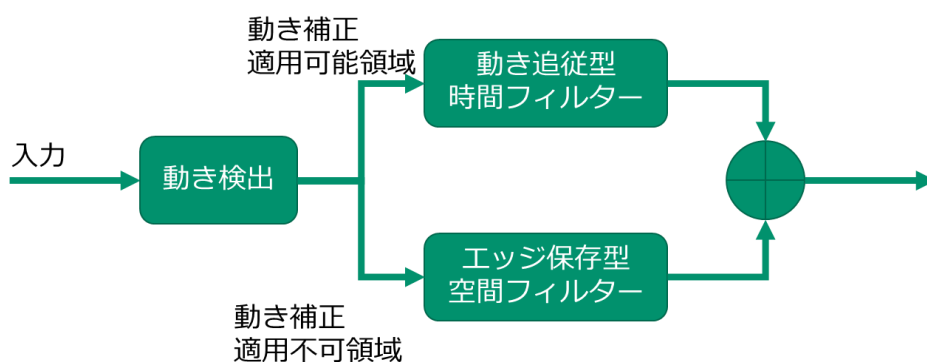


図 1

**【TARGET(局所動態追従型残像低減処理)】**

KINETICS の導入により、動きボケはかなり低減されたが、更に動きボケを抑える技術が求められていた。そこで局所動態追従型残像低減処理 TARGET を開発した。この技術は、線分検出とオプティカルフローを用いた局所動き検出を行っている。

線分検出により、ガイドワイヤーのような線状の構造体部分を認識し、線状部分に対しては時間フィルターではなく空間フィルターを適用する。本技術により、動きボケ・ノイズ共に低減できるため、胆管ステントの挿入等に用いるガイドワイヤーの視認性向上を実現できる。

さらに、オプティカルフローにより、フレーム間の画素単位での動きベクトル（動きの方向と距離）を検出し、動き量を補正したうえで時間フィルターを適用することで被ばくを増やすことなく動きボケを抑えつつ、効果的にノイズ低減が可能となる。

オプティカルフローは、画像処理の一種であり、映像の移動オブジェクトを追跡するための様々な応用利用される。例えば、動画内の物体追跡や、映像のスタビライゼーションなどがある。また、ノイズ低減以外にも、映像圧縮やモーション検出などにも応用されている。本技術を使用することで、連続するフレーム間の各画素の移動ベクトルを推定することができる。具体的には、隣り合うフレーム間で画素の明るさの変化を解析し、それによってその画素がどの方向にどれだけ移動したかを推定する。この推定結果を

利用することで、各フレーム間の移動を補正することが可能であり、補正した画像どうしを加算する事でノイズの低減が可能である。

図2に示す通り、KINETICSでは秒針の針に若干の動きボケが生じているが、TARGETは動きボケがなく鮮明な秒針を表示している。

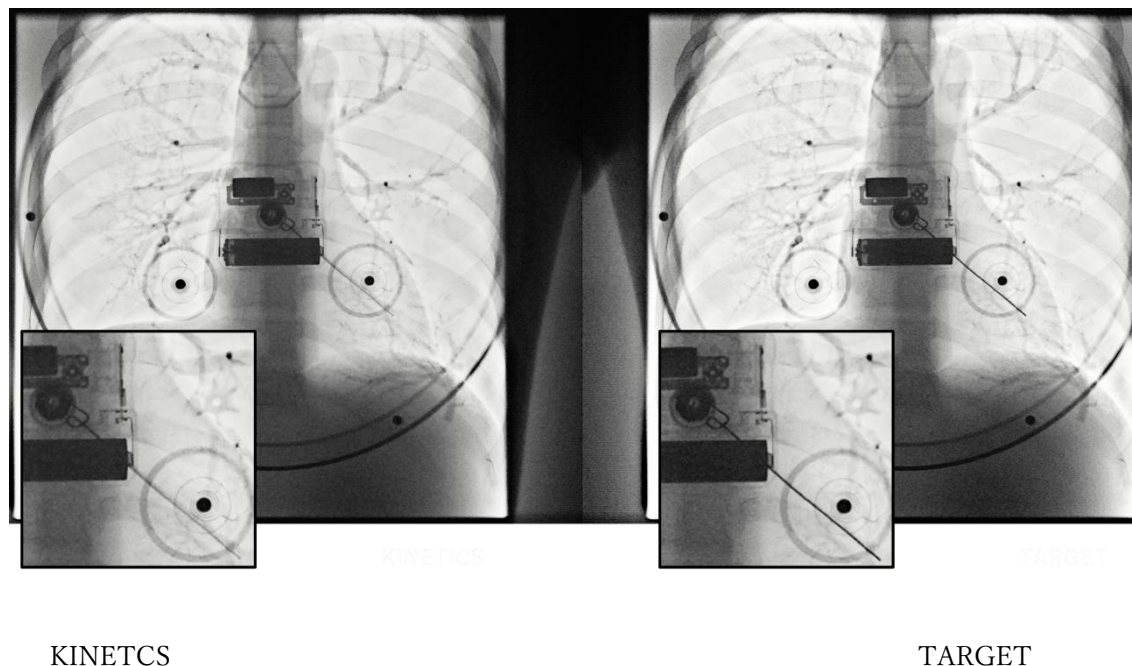


図2

#### 【IntelliFRAME（フレームレート補間処理）】

IntelliFRAMEは一般的にはFRC（Frame Rate Conversion）とも呼ばれ、時間的に前後のフレームを用いて中間フレームを生成し補間する技術である。実際のX線照射のフレームレートに対して、フレームを増増することで連続的な動画を得ることが可能となる。例えば、通常15fpsでX線照射を行う検査において、X線照射を7.5fpsに下げても本機能を使用することで、フレーム数を倍増させて15fpsで表示することが可能であるため、同じ透視時間であれば透視による被ばくを半減にしつつもなめらかな明瞭な描画が可能となる。

さらに、FRCの中間フレーム（補間画像）は単純な平均補間画像ではなく、動き補償型補間フレーム生成アルゴリズムを用いて生成する。

本技術を、長時間を要するERCPやEUS-BD時に使用することで、被ばく線量を半減できる。

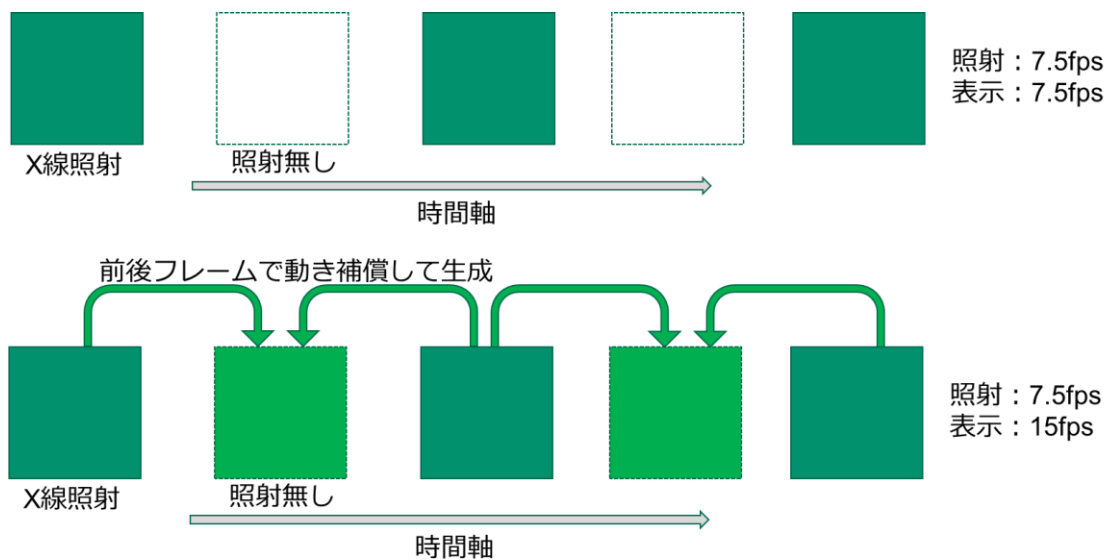


図 3

**【おわりに】**

X線透視像の視認性向上は永続的な課題である。今後もさらなる被ばく低減と視認性向上を目指し、透視画像処理の開発に継続して取り組んでいく。

\* 1 CUREVISTA Open / Apex

販売名 : デジタル X 線透視撮影システム CUREVISTA Open / CUREVISTA Apex

医療機器認証番号 : 第 302ABBZX00032000

製造販売業者 : 富士フイルム株式会社

CUREVISTA Apex は 3WAY ARM を搭載したモデルの呼称です。

**【参考文献】**

- 1) 糸井隆夫 :高品質な内視鏡手技のためのインフラ構築の実際 , 新医療 2020 年 9 月号 :74-77,2020
- 2) 富嶋 享 ,ほか : EUS 関連デバイスの最新知識 , 胆と膵 Vol.43 No4:343~ 347,2022
- 3) 中井陽介 ,ほか:多様で低侵襲な胆膵内視鏡診断・治療に対応した透視をめざして , MEDIX70:15-19,2019
- 4) 高野橋健太、荻野昌弘、動き追従型時空間フィルタを用いた X 線透視画像のノイズ低減技術 MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY Vol.34 No.3 May 2016(P157)

# 医療AI／創薬 AI 研究開発にすぐ使える 医用画像データプラットフォーム『Callisto DataHub』

カリスト株式会社 CEO 韓 昌熙(カリス)

カリスト株式会社 医療 AI エンジニア 山本 浩平

## 1. はじめに

医療 AI／創薬 AI の研究開発と臨床導入を阻む最大の障壁は、AI モデルの学習と評価に必要な医用画像データセットの多様性と量と質である。高精度かつロバストな AI モデルを作成するには、複数の医療施設／撮影装置から大量の医用画像データ（および臨床情報）を収集する必要があり、さらに高品質な画像・病変・アノテーションも欠かせないからだ。データセット作成のプロセスは、医療施設との関係構築～倫理審査～データ抽出～データ統合～匿名加工～データの取捨選択～標準化～アノテーションの一連の作業からなり、大きな信用と AI／医療専門性、費用を要する。そのため、現状、医療 AI 企業・医療機器メーカー・製薬企業・大学などは、データセット作成に非常に苦慮している。そこでカリスト株式会社（以下、Callisto）では、正解付きの良質かつ多様な放射線画像（CT・MRI）や病理画像（WSI）を必要に応じて臨床情報と分子診断結果も含めて販売する医用画像データプラットフォーム『Callisto DataHub』を運営しており、既に多くの医療 AI 企業・医療機器メーカー・大学などに利用されている。本稿では、医療 AI インフラ企業である Callisto が切り拓く新たな「医療 AI／創薬 AI の未来」について紹介する。

## 2. Callisto DataHub で提供する医用画像データセット

DataHub では、CT や MRI などの医用画像データセットの詳細なカタログを閲覧できる（掲載されていないデータセットも提供可）。正解付き肺結節／肺腫瘍 CT データセットや、正解付き脳腫瘍 MRI データセットなどの 30 種類以上のデータセットが掲載されており（代表症例の診断名・診断レポート・アノテーションといった、データセット詳細も確認可）、随時新しいデータセットも追加される（図 1）。

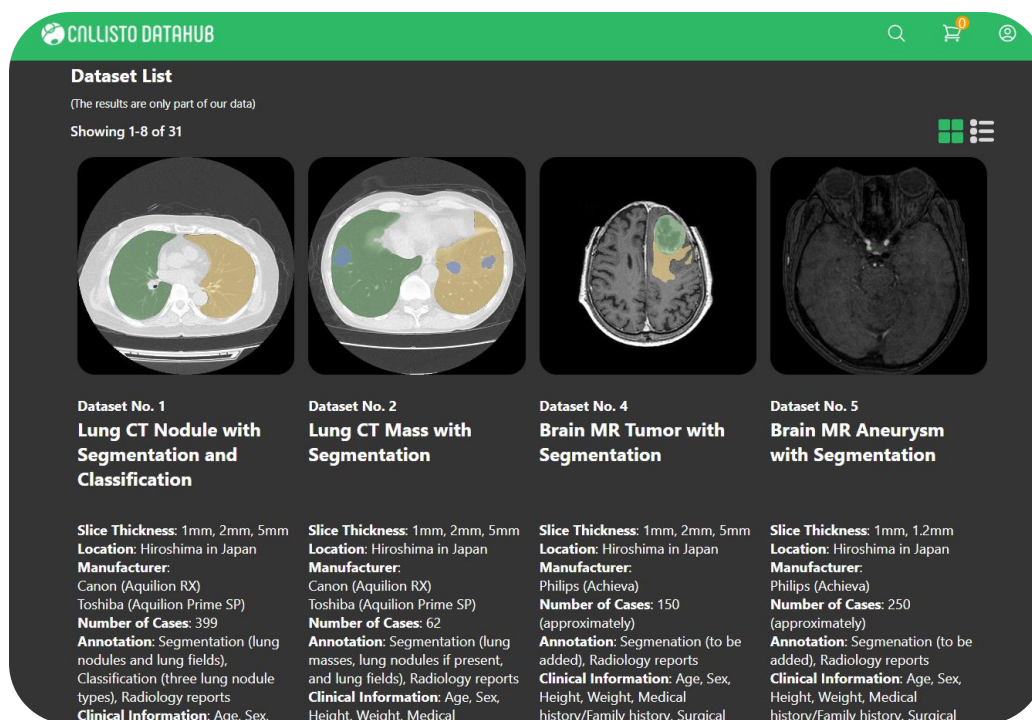


図 1 :

### Callisto Datahub のデータセット一覧画面

データセットは画像や病変アノテーション、臓器アノテーション（現在は肺野のみ対応）、臨床情報、フォルダ構造の標準化がされており、合併症を含む症例や術後症例、再発症例は除外している。アノテーション作業は専門医（放射線診断医・放射線治療医・病理医）が行い、画像とアノテーションのダブルチェックを導入することでデータセットの品質を担保している。このように、実際に様々な AI 医療機器を開発した経験を踏まえて、医療 AI / 創薬 AI 研究開発に本当に役立つデータセットを作成しているのだ。有償データセットのサンプルデータや、無料の正解付き肺がん CT データセットも提供できるので、ぜひ DataHub サイトで一度問い合わせせてみて欲しい。

### 3. Callisto DataHub における安全な匿名加工

Callisto では個人情報を含まない安全なデータセット流通に努めている。DataHub で販売中の全データセットは、臨床情報・メタデータ（例：DICOM タグ）・顔画像の全てにおいて十分な匿名加工が施されている。たとえば、臨床情報に含まれる患者 ID・患者名・医師名などは削除または変更されており、DICOM タグの匿名加工も DICOM 規格に準拠している。頭部 CT / MRI においては、顔面の匿名加工も欠かせないが、生成 AI を用いることで、AI 学習 / 評価に与える影響を最小限に抑えつつも、安全な匿名加工を実現している（図 2）。この独自の手法については、今年の北米放射線学会（RSNA）に演題が採択され発表予定である。



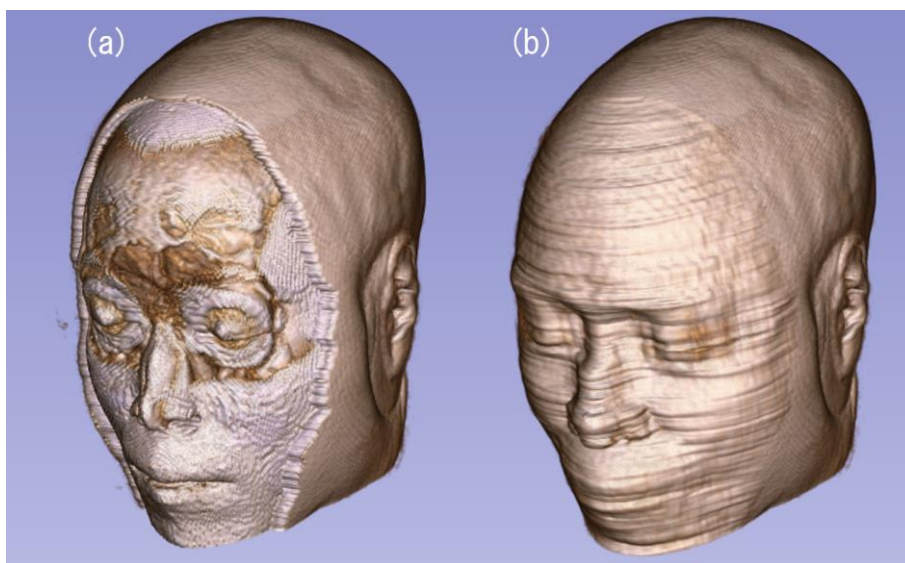


図 2 : 頭部 MRI の顔面匿名加工結果の比較 (ボリューム・レンダリング)。(a) 従来の顔面を削り取る処理、(b) 生成 AI による顔面を差し替える処理

#### 4. おわりに

医療 AI インフラ企業である Callisto は、医用画像データセット (匿名加工～取捨選択～標準化～アノテーション済み) を安全に流通することで、医療 AI / 創薬 AI の研究開発を加速させる。データ提供、データセット購入、創薬 AI / 医療 AI の研究開発委託・コンサル、取材・執筆・講演、協業、出資、採用、その他質問や相談があれば、お気軽に問い合わせを欲しい。

Callisto Datahub サイト (図 3) : <https://medical-datahub.ai>



図 3 : Callisto DataHub の QR コード



## 第 14 回 ROC セミナー

### ～Web 講義で学ぶ ROC・FROC と一対比較法の観察者実験～ に参加して

市立四日市病院 医療技術部 中央放射線室 倉谷洋佑

2024 年の 5 月 8 日から開催された ROC セミナーに参加しました。第 14 回となる歴史あるセミナーで、13 回よりそれまでの対面式からオンライン開催となっています。

以前から、私は CT やアイソトープ検査の研究を行ってきました。時に視覚評価が必要な場面もあり、同意を得て被験者を募り、自分の PC にファントム画像を表示させ、観察と評価を依頼してきました。結果は手入力で整理し、R を使って統計解析をしていました。試料の準備やランダムな並び替えが必要ですし、視覚評価の実施もその後の解析にもかなりの労力を必要としていました。そんなある日、後輩から ROC 解析の被験者を依頼された際に、彼があるソフトを使いこなしているのを目にしました。私がこれまで苦労していた視覚評価を、彼は驚くほど簡単にこなしていました。同意をとる画面から始まり、視覚評価の結果は最後にデータとして保存されていて、解析もソフトがしてくれる。「えっ、こんなに簡単にできるの？」と驚嘆しました。後輩に尋ねると、ROC セミナーでそのソフトの使い方を学んだと教えてくれました。その後、本セミナーの参考書であるオーム社の「医用画像の視覚評価法」に含まれる RocViewer と RocAnalyzer について知り、その機能の便利さに感銘を受けました。後輩の経験を聞いて、次に視覚評価を実施する前に自分でもこのソフトを使いこなしたい！と思い、今回の受講を決めました。

セミナーは全部で 5 回の講義（各 50 分+質疑応答 10 分程度）に分かれており、のちほどオンデマンド配信もされました。5 回に分かれていても毎週講義の内容に集中できる気がしますし、仕事終わりに自宅で受けられたので、個人的には良かったです。参加申し込みをすると、全 5 回の Webex ミーティングアドレスと、事前のソフトダウンロード依頼、今までの FAQ などがメールにて案内されました。講義中や講義後も、受講者はカメラ OFF のままで参加でき、質問はチャットでも受けていただけだったので、気恥ずかしいという方でもガンガン参加できそうでした。私も気になった点についてチャットから質問させてもらいました。他の受講者さんの質問を聞く中で新たな知見も得られ、質疑応答の時間も大変有意義でありました。「簡単なことでもいいよ、なんでも聞いてください。」と聞きやすい雰囲気を作ってくれていたのも非常にありがたかったです。セミナー開催前から終了後でも、質問を Google Documents にて受け付けてくれていたのも手厚く感じました。

まず第一回は「視覚評価の概論」でした、こちらでは本セミナーのテーマが説明されるとともに参考書にそった基礎的な講義がなされました。基本的には参考書は読んだ前提で話は進んでいきますが、概略は講義のみで充分理解できました。他にも ROC 曲線を実際に描く手順。リファレンス画像（ゴールデンスタンダード）の設定の大切さ。試料画像には自分でも悩むような画像を加えた方がいいこと。視覚評価環境の統一やバイアスの排除も重要である。ことなどを学びました。個人的には以前から聞きたかったことを質問できたのが良かったです。

第2回以降はソフトでの解析も始まります。講義に合わせてソフトを操作すると理解がしやすいとのことで、事前にソフトや試料画像をダウンロードしておきました。ソフトの使用手順はスライドと動画でわかりやすく講義がなされました。実際に手を動かさなくても講義は進んでいくため、結局ほとんど見ているだけとなってしまう、今思うともったいなかったです。あとからオンデマンド配信や参考書を参照しつつ操作を行った際に、事前に一通りやってから講義に臨んだ方が深く理解できるなあと思ったからです。とはいえ、以前自己流で実施していたよりもはるかに簡便に視覚評価の準備と解析ができることがわかりました。もし参加される方は可能な限り事前に（または再度復習を兼ねて）手を動かしておくと思いいます。

臨床では AI が活用され非線形な挙動を示す再構成や画像処理も増えてきており、日々臨床において視覚評価が欠かせないものとなってきていると感じます。今回は私にとって視覚評価に関する知識を深める貴重な機会となりました。本セミナーを通じてお聞きした話や、ソフトや、テキストの内容を使い、以前より快適に視覚評価を実施していきたいと考えています。主催者の皆様ありがとうございました。

## 第14回 ROC セミナー参加記

国家公務員共済組合連合会 千早病院 古賀 瞳

今回初めて画像部会のセミナーに参加しました。私は長く技師をしています、恥ずかしながら今まで研究には積極的ではありませんでした。昨年初めて画質評価を行う機会に直面し、視覚評価法と検定においては、本セミナーでテキストとなった書籍を参考にしました。その時はソフトのダウンロードなどが私の中でハードルを上げており全体的に内容が難しそうだなという先入観も相まって、知りたいところだけを開くという使い方をしていました。結局のところ、視覚評価は先行研究を参考に行いましたが、評価の仕方や検定法の選定に自信がなく不安が残る結果となりました。その後、学会発表などで ROC 曲線を目にする度、焦りにも似た気持ちが募るようになりました。そんな折にセミナーが開催されることを知り、一度体系的に理解しようと思ったので参加を決めました。

セミナーでは、概論とそれぞれの評価法について、最終回は R 解析と検定についての講義がありました。それぞれの評価法の回では、観察者実験を行う側と観察者側の双方の立場でのシミュレーションができます。実施手順に沿って講義が進み、ROC viewer や ROC analyzer の操作法はもちろんです、特に実験ファイルの準備の様子を詳細かつ具体的にみることができました。テキストにも詳細に記載があるのですが、ROC セミナーで模擬経験すると断然理解が深まります。ゴールの明確化やゴールドスタンダードの重要性、事前トレーニングの重要性と共に事前準備が実験成功の重要な要素であることがひしひしと伝わってきました。観察者実験は 2/3 が実験者側で 1/3 が観察者側と仰っていたと思うのですが、私は事前準備が 8 割を占めるほどに感じました。

印象に残った事はたくさんあるのですが、一番は観察者実験には様々なバイアスがかかるということでした。特に観察者の特性の部分です。観察者実験という環境下では、人の目はすごい性能を発揮して、拾えないだろう信号でも拾い上げてくる。なので初めての試料作りは易しくなってしまう。このお話がとても印象的でした。確かに私自身がマンモグラフィーを観察する際、試験のような環境下だと病変に見えるように感じてしまって拾いすぎてしまう、あの状況と似ているかも、と腑に落ちました。また、画像表示順によって結果を誘導しかねないということや、実験がうまくいかなかった場合のお話、外れ値が出た場合のお話も印象に残っています。セミナーの醍醐味はやはり経験談を聴くことができるということに尽きると思います。最終回の R 解析の講義もとても為になりました。サンプルサイズの謎が解け、Power Analysis の理解が進んだと思います。物理評価の時と同じように視覚評価においてもプレ実験の大切さを感じました。

今回の受講で自己学習の時より数段理解が深まったと思います。学会の場で ROC 曲線を目にしても、苦手意識なく聴講できるだろう気がします。昨年の受講機会を逃したことを悔やみましたので、受講を迷っている方にはお奨めしたいです。アディショナルタイムの質疑応答にこそ、大事な情報が発せられたりしますので受講予定の方にはオンデマンドよりもライブをお奨めします。最後になりますが、セミナー開催にあたり尽力してくださった講師の先生方をはじめ、スタッフの皆様にも心より感謝申し上げます。

## 福島県立医科大学保健科学部 診療放射線科学科

### 高橋研究室の紹介

福島県立医科大学 保健科学部 診療放射線科学科 **高橋 規之**

#### 1. はじめに

福島県立医科大学は、昭和 22 年に開設され、定員 40 名の医学部からスタートし、平成 10 年には看護学部が設置されました。両学部と併設する附属病院は、福島駅前からバスで 10 分弱の福島市光が丘という小高い山の上に位置しています。病院からは、西側に安達太良連峰、吾妻連峰、遠くに飯豊連峰の一部を眺めることができます。平成 23 年に東日本大震災・福島第一原発事故があり、医療従事者の流出や住民の健康不安が続く中、平成 28 年に福島県による保健科学部開設に関する基本構想が発表されました。これを受けて、福島県立医科大学は、令和 3 年に診療放射線科学科、臨床検査学科、理学療法学科、作業療法学科の 4 学科を保健科学部として新設しました。キャンパスは、駅前再開発の一環として福島駅前に建てられました（写真 1）。

診療放射線科学科の定員は 25 名と少制です。今年度、4 回生が入学したこと初めて 1 年生から 4 年生までが揃い、やく賑やかなキャンパスになってきました。教員は 15 名で、その中には診療放射線臨床経験者が 13 名います。学生 25 名して教員 15 名ですから、他大学と比べ員と学生との濃い関係の中、教育・研究うことが可能です。原発事故被災地とカリキュラムに「環境と放射線」や「放災害管理学」などの科目を設け、放射線り扱うスペシャリストの育成を目指します。



人数  
で、  
よう  
した。  
技師  
に対  
て教  
を行  
して、  
射線  
を取  
てい

写真 1 保健科学部駅前キャンパス

## 2. 研究室について

開学から3年目の昨年度、学部3年生の後期から卒業研究が始まりました。診療放射線技師として臨床業務に携わってきた私は、大学教員が未経験でした。色々準備を進めてきたつもりでしたが、令和元年に本学部の設置準備室に着任してから、あっという間に5年が経過してしまったという感じです。ここでは、スタートしたばかりの私の研究室について紹介します。

研究内容は、医用画像の処理に関するテーマ全般です。特に、コンピュータ支援診断が主な研究分野になります。当科では、教員一人当たり卒研究生が1名から3名が割り振られており、当研究室は、3名の卒研究生を担当しています。また、助手の山尾天翔先生にサポート役として加わっていただき、私を含めて5名で研究室として活動を始めたところです。今後、2回生も卒研究生に加わり、さらに来春から大学院修士課程がスタートする予定もあり、少しずつ人数も増えていくことになると思います。

当科では、学部4年生は4月から7月下旬まで臨地実習があり、週3日はキャンパスにいません。12月下旬に予定している卒業研究発表会まで、本格的に研究に取り組める期間は限られています。卒業研究では、研究の実践からまとめと、その発表を経験してもらうことを基本としています。短期間で行われる卒業研究では、しっかりした研究スキルなどを獲得することは困難ですが、卒業研究を通して、将来、診療業務の傍ら実務に役立つ研究ができる診療放射線技師に育ってほしいと願っています。

今年度の研究テーマは、「コンピュータを用いた検査支援システム」としました。その中で、「X線撮影検査の撮影オーダーと部位の整合性を自動判定するシステムの構築」を3名の卒研究生が分担して行っています。X線撮影の光照射野の自動抽出や、患者の人体骨格を自動推定するために深層学習を用いています。臨地実習や授業がある厳しいスケジュールにもかかわらず、3人の頑張りによって予想以上のスピードで研究結果が得られました。学生たちの研究に対するポテンシャルに大変感心しています。その研究成果を、今年10月に秋田市で行われる第14回東北放射線医療技術大会で、卒研究生3名が発表します。卒業研究スタート時は、特に学会発表を希望していませんでしたが、研究に悪戦苦闘する中で結果が得られたこともあり、せっかくやったのだから、その成果を発表したいという心境の変化があったことは、うれしい限りです。教員のやりがい、このようなところにもあることに気づかされました。

卒研究生には、臨床に出ても、「研究はライフワーク」(恩師佐井篤義先生のお言葉)として続けてほしいと思っています。そんな診療放射線技師が臨床現場に増えていくことは、将来の診療放射線技術の進歩に着実に繋がっていくのではないのでしょうか。小さな研究室ですが、放射線技術の進歩のために研究を通してサポートしていきたいと思っています。



写真2 研究室のメンバー



# KSRSC 2024 (Korean Society of Radiological Science Conference 2024)での発表を経験して

大阪大学大学院医学系研究科 保健学専攻 金原 菜々香

## 1. はじめに

2024年5月11日に、韓国の嘉泉大学校仁川キャンパスで行われた、KSRS (Korean Society of Radiological Science) 主催の第46回大韓放射線科学会学術大会 (KSRSC 2024: Korean Society of Radiological Science Conference 2024) に参加しました。当日は在校生の演題セッション、教授による日韓交流に関する講演やCT画像の画質改善技術についてなどの特別講演、そして韓国の学生や先生以外も参加できる国際演題セッションや一般セッション等が行われました。その中で私は国際演題セッションに参加させていただき、現在研究を行っている、放射線画像をカラースケール表示した際の病変検出能の評価についての発表を行いました。ここでは、本学会 KSRSC の様子や海外の学会に初めて参加した感想について書きたいと思います。

## 2. 現地での当日の様子



図1 嘉泉大学校仁川キャンパス入り口



図2 嘉泉大学校仁川キャンパス内  
学内はかなり広かったです。

開催場所である嘉泉大学校仁川キャンパスは医療系学部のみが設置されていますが、かなり広い敷地面積であり、一つ一つの学部棟も大きい印象でした。本学会が行われた講義堂も広かったです。席がほとんど埋まっている程の参加者の数で、技術学会の会員は日本よりも少ないと伺ったものの、参加率が高いように感じました。

午前中に在校生による演題セッションが行われた後、午後から開会式が行われました。続けて特別講演が2つあり、まずは高麗大学の金正敏教授による、KSRS が設立される前から現在までの放射線技術科学の日韓交流の歴史について講演がありました。金教授は日本語もとても堪能で、韓国語のスライドとともに日本語のスライドも用意してくださっていました。そのため韓国語が分からない私でも内容が理解できました。2つ目は延世大学の白教授によるディープラーニングによるCT 画像の画質改善についての講演でした。特別講演の後には私が発表した国際セッションがありました。発表者の中には、韓国の大学に在籍する先生や学生、そして日本の先生や学生が参加していました。演題の内容は、MRI や X 線撮影に関する研究が大半でしたが、他にも新生児の放射線防護の研究や脳の抑うつ障害に関する研究の発表などがあり、聞いていて興味深いと感じました。国際セッションの後には病院や企業から参加した人が発表する一般セッションが2つあり、ロビーではポスター発表によるセッションも行われていました。学会全体を通して、放射線防護や線量評価に関する研究の発表が多い印象でした。他にも検査補助具の研究や甲状腺スキャンに関する研究など、興味深い演題が多いと感じました。今まで見てきた日本での学会と違うと思ったのは、日本では研究分野ごとにセッションが分類されていることが多いのに対して、本学会では在校生とそれ以外というように、参加者ごとにセッションが分けられている点でした。私自身は研究分野ごとに発表を聞ける方が理解しやすいと感じたため、今後韓国でも学会の参加人数が増えてくると、研究分野ごとにセッションが分けられるようになるのではないかと思います。

### 3. KSRSC に参加して

全体を通して、まずは国外の学会に参加させていただき、日本以外の放射線技術について知る事ができ、そして英語で研究発表を行うという貴重な機会を頂けたことに心から感謝しています。海外の学会に参加するのは初めてでとても緊張しましたが、準備していた内容を落ち着いて発表できたと思います。英語で発表するための準備としてスライドや原稿の作成を行いました。日本語のものを英語に直すだけではなく、より簡潔でわかりやすいように作成することの大切さと難しさを痛感しました。また、発表練習も発音とアクセント、重要な部分を強調して話す事など気をつけるポイントが多く、想像以上に大変でした。今回準備の際に指導していただいた内容は、どれも日本語で発表する際にも活用できる事なので、今後の発表にも活かしていきたいです。

実際に英語での発表を経験して感じたことは、自分の英語力が未熟であることと、自分の研究についてさらに理解を深めて研究を進める必要があることです。これは発表後の質疑応答の際に質問していただいた内容に対して、その場で思うように答えることができなかつたためです。質問の内容は、自分の研究の本質をきちんと理解して進めていけば答えられた内容だったので、今一度自分の研究テーマ、目的を明確にした上で検討を進めなければならないと感じました。また、学会中に話したい内容が英語で浮かばず話せなかつた場面が何度もあったことや、他の演者の発表を聞いている時に内容についていくのが大変だったことから、自分の英語力を向上させたいと強く思いました。

次にこのような英語で発表する機会を頂けたら、聞き手に理解してもらいやすく、かつ興味深いと思ってもらえるような発表をしたいです。また、英語であっても活発に質疑応答に参加し、研究に対する理解をより深めたいと思います。



さらに、現地で特別講演をしてくださった金教授とお話する機会があり、韓国の放射線技術の歴史に関する話や、韓国での放射線技術や臨床現場の実際について等、詳しく伺う事ができました。特に韓国と日本の放射線技術の交流は昔から続いているということが印象的で、金教授も日本との交流を大切にされており、日本に来て画像工学の講義などを受講されたと伺いました。そのおかげで現在まで深く交流できているということを実感しました。今後も繋がれてきた交流を大切に、日韓両方の放射線技術が発展していけるためにも、交流の場に積極的に参加してやりとりをするなど自分でも出来ることをしていきたいと思いました。この学会で受けた刺激や学んだことを心に留め、これからの大学院生活に励みたいと思います。



図3 KRSRC 会場の様子

会場は1つで、全ての演題発表が行われました。

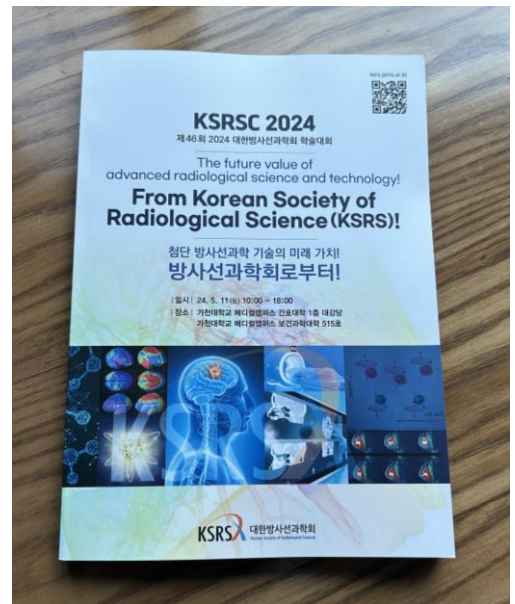


図4 KRSRC のパンフレット

各演題の抄録だけでなく、金教授や白教授の特別公演のスライドも載っていました。

# 画像部会「研究情報サイト」のご案内

岐阜大学教育学部技術教育講座 福岡 大輔

## 1. はじめに

画像部会の部会ホームページでは、これまでに本誌「画像通信」において紹介されたトピックスや、各種医用画像データベースに関する情報、プログラミングに関する情報などを集約し情報提供を行う「研究情報サイト (<http://imgcom.jsrt.or.jp/research/>)」を2017年11月に開設いたしました(図1)。

研究情報サイトは、画像研究に携わる研究者や、研究を始めてみようとする初学者の、情報提供や情報交換の場となることをめざしています。

## 2. 研究情報サイトの概要

研究情報サイトでは、図2のように画像研究に役立つ情報として、本稿の執筆時点では、以下の3つのテーマについて情報提供を行っています。

### (1) 医用画像データベースに関する情報

近年話題の深層学習をはじめとする画像研究においては、多くの画像から共通する特徴を抽出することによって成り立っており、画像データベースの必要性が高まっている。しかしながら、CAD(Computer-aided Diagnosis)システムの開発や性能評価の研究においては、研究に用いる医用画像データの収集や、付随する所見データの入手は、倫理上や個人情報の観点からも近年では難しくなっている。そこで、研究情報サイトでは、国内外の大学や政府機関、各種学会など公的な機関が公開するデータベースを紹介している。

例えば、胸部X線画像においては、日本放射線技術学会標準デジタル画像データベースをはじめ、NIH



図1 画像部会 HP の「研究情報サイト」



図2 「研究情報サイト」の掲載情報

Clinical Center の Ronald M. Summers 氏らの ChestX-ray8 データベースなどを紹介している。ChestX-ray8 データベースにおいては、症例数が患者数 30,000 で画像数も 100,000 画像と非常に豊富であるため、深層学習を用いた画像研究に有用なデータベースとなっている。また、画像通信 40(1)「Radiomics に関係した文献とデータベース等の紹介」において紹介された Radiomics 研究用のデータベースとして、The Cancer Imaging Archive(TCIA)の医用画像と遺伝子の情報セット(The Cancer Genome Atlas (TCGA))を研究情報サイト上で紹介している。

## (2) プログラミングに関する情報

画像処理プログラミングに関する情報として、画像通信 35(2)に紹介された GUI (Graphical User Interface) による画像処理ソフトウェア開発の基本となる「C#プログラミングによる画像表示ソフトの作成(超初心者編)」のソースコード一式や、画像通信 35(2)において紹介されている OpenCV (Open source Computer Vision library)、画像通信 32(1)「CAD のための統計解析の資料」に紹介されている統計解析ソフト R (The R Project for Statistical Computing) を掲載している。また、医用画像を取り扱う上で必要となる DICOM フォーマットに関する情報として、ソフトウェア開発に有益な DCMTK(Dicom ToolKit)に関する情報と、日本画像医療システム工業会 (JIRA) が公開している DICOM 規格書(日本語版)へのリンクを紹介している。

## (3) 論文作成(文献検索など)に関する情報

画像通信 31(2)「論文作成に役立つサイトやソフト、書籍の紹介」において紹介された米国立医学図書館内の NCBJ がインターネット上で提供している生命科学分野の文献検索システム PubMed や、Google Scholar について掲載している。

## 3. 今後の活用と情報提供のお願い

「研究情報サイト」は、本誌「画像通信」の誌面に掲載される記事を、インターネット上のデジタルコンテンツとして補足する機能を担い、誌面上では提供できないソフトウェアの配布や、ソースコードなどの提供など、画像研究に役立つ情報を幅広く配信してゆきたいと考えています。また、医用画像データベースに関する情報など、医用画像に関する研究者の情報共有・提供の場として今後活用してゆきたいと考えています。

現在、サイト上に掲載されている掲載内容のほかにも有益な情報がありましたら、「研究情報サイト」のページ下部にあるコメント欄に情報をお寄せください。

## 画像部会入会のご案内

医療には、X線画像、CT、MRI、US、核医学画像、そして放射線治療用画像など、様々な画像が利用されています。画像部会は、これら全ての画像を対象とし、そのイメージング技術、画像評価、画像処理・解析、コンピュータ支援診断（CAD）に関する新しい知識や技術の習得を目的とした活動を行っています。よって、診断、治療、核医学などの専門領域を問わず、多くの学会員の皆さまに入会し、参加して頂くことができます。

春と秋に開催される学術大会においては、話題性が高く学術的価値の高い教育講演とシンポジウムを開催しています。このシンポジウムでは、企画されたテーマの第一線の研究者らに問題提起や話題提供をして頂いた上で、会員の皆さんを交えた討論を行い、新しい知識や技術の有用性や問題点を共有しています。その他、地方部会の協力を得ながら、医用画像処理プログラミングセミナー、DRセミナー、ROCセミナーおよび臨床画像評価セミナーを開催して、必要な基本知識と技術の普及を図っています。こういった活動を通して、会員の皆さんが画像研究の新しい風を肌で感じたり、学術レベルの向上や技術の臨床への還元をして頂けるようになります。また、活動案内や情報は、学術大会前にお届けしている画像部会雑誌「画像通信」（学術雑誌 ISSN コード付）に掲載しています。学術雑誌である「画像通信」には、教育講演やシンポジウムの内容、注目されている技術の紹介、専門家による文献紹介、日本各地の研究室や研究会の紹介、国際会議出席者の体験記など、参考になる記事が多数掲載されており、画像に興味を持つ会員にとって非常に魅力的な専門雑誌となっています。

画像部会は医療で広く利用されている画像に関する理解を深め、医療の進歩に寄与したいと考えている方に入会して頂き、共に学んでいきたいと思っています。また、すでに会員の方も、是非画像にこだわりを持つ周辺の方々に声をかけて入会を促して頂けるようお願いいたします。

**【入会資格】** 日本放射線技術学会の会員であること。

**【入会方法】** Web 上 (<https://www.jsrt.or.jp/data/procedure/bunka-01/>) から、お申し込み下さい。

### 【年会費と会員特典について】

#### 1. 専門部会の会員登録システムと年会費の変更について

2022 年より専門部会の入会については、正会員・シニア会員は 1 つ目の年会費は無料ですが、2 つ目以降は各 1,000 円が別途必要です。学生会員は会費免除で全ての部会に自動的に登録されます。

#### 2. 専門部会誌の電子化について

現在、専門部会員の皆様に冊子体で届けている専門部会誌を、2015 年 3 月発刊分より全面的に電子化します。電子化により印刷製本費や郵送費が軽減できますので、専門部会活動の充実に充てたいと考えています。なお、電子版の閲覧方法については、追ってお知らせします。

## 編集後記

「二十歳であろうが八十歳であろうが、学ぶことをやめた者は老人である。学び続ける者はいつまでも若い。人生で一番大切なことは、若い精神を持ち続けることだ。」はヘンリー・フォード氏（米国フォードモーター創始者）の言葉である。これは、脳科学的にも一説がある。脳実質は、加齢とともに神経細胞数が減少して萎縮がはじまる。その変化は、思考や判断の機能をつかさどる前頭葉、一次運動野や感覚野がある側頭葉で目立って進行すると言われている。しかし、脳は強い「代償能力」があるため、仮にいくつかの神経細胞が脱落しても、残った神経細胞が新たな神経伝達の経路を作り出す作用がある。これは、思考することで活性化される。すなわち、学びにより刺激されると新たな伝達路が代償されて、逆に刺激が少ないと除去されていきます。

私なりに「学び」を考えると、上手くなりたいと自ら取り組む主体的な学びがあり、例えば、料理教室や陶芸教室、サッカー教室などの与えられる機会や環境が整うと促進されます。学会で企画されるセミナーや学術大会では、自ら『こうありたい自分になる』ということを中心に秘めて参加している方も多いのではないのでしょうか。そこで、「私の学びは今は最も充実している」を実感できればなお良いです。目的があり、目標があり、夢を実現するためには学び続ける必要があります。そのタイミングは今からでも決して遅くなく、脳機能は十分に活躍してくれます。

画像部会における企画では多くの学びがあります。モダリティ全てに通じる画像評価の基礎として、4つのセミナーがあります。研究評価や学会発表の方法論には、根拠をもった評価でなければならず、いずれの分野でも応用可能となっています。これを機会に是非とも学んでみませんか。皆様の参加を心よりお待ちしております。

(JY 記)

---

**画像通信 Vol.47 No.2(通巻'93)**

発行日 2024年10月1日

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

TEL075-354-8989 FAX075-352-2556 e-mail: office@jsrt.or.jp

発行者 公益社団法人 日本放射線技術学会 画像部会 部会長 東出 了

---

画像通信 通卷九三号

VOL. 47 No2 AUTUMN 2024