

Communication of the Imaging Group of the JSRT

画像通信

2022 年 10 月

Vol.45 No.2(通巻 89)

☆ 第 92 回画像部会『実践! DR システムにおける物理評価 ー画像取得から解釈までー』

教育講演

「物理評価のメリットと必要性」

純真学園大学 保健医療学部 放射線技術科学科 村上 誠一

シンポジウム

1. 「IEC 62220-1-1 によるデータの取得方法と工夫」

東北大学病院 診療技術部放射線部門 小野寺 崇

2. 「DR システムの出力データ形式と取り出し方」

日本医療科学大学 保健医療学部 診療放射線学科 今花 仁人

3. 「物理評価のピットフォール ー Presampled MTF とサンプリング, 非線形への対応 ー」

鈴鹿医療科学大学 東出 了

4. 「物理評価のピットフォール ーDQE と線量, 物理評価と臨床画像ー」

東海大学医学部附属八王子病院 由地 良太郎

☆ 技術紹介:

「無線動画(シリアル)撮影機能を搭載した回診用 X 線撮影装置「AeroDR TX m01」の特長」

コニカミノルタ株式会社ヘルスケア事業本部モダリティ事業部 佐藤 朋秀

「CXDI-RF Wireless B1 における Built-in AEC Assistance 技術について」

キヤノン株式会社 医療機器第三開発部 丹羽 宏彰・メディカル第一事業企画部 佐嶋 一裕

☆ 読者のページ:

①「オンライン 医用画像処理プログラミングセミナー～おうちで学ぶ初めてのディープラーニング～を受講して」

松江市立病院 放射線部 岩坂 徹

②「オンライン 医用画像処理プログラミングセミナー～おうちで学ぶ初めてのディープラーニング～を受講して」

九州大学病院 医療技術部 放射線部門 平山 亮太

③「第 9 回 臨床画像セミナーを受講して」

東海大学医学部附属八王子病院 診療技術部放射線技術科 河端 英里

④「第 9 回 臨床画像セミナーを受講して」

東京都立大学大学院 片瀬 知樹

☆ 専門部会講座(入門編):「プログラミングで使える DICOM タグの活用」

つくば国際大学 医療保健学部 診療放射線学科 川田 悟

☆ 専門部会講座(入門編):「ImageJ を用いた画像処理」

大阪大学医学部附属病院 医療技術部 荻原 良太

☆ 大学/研究室/研究会紹介:

「九州大学 医学部保健学科 放射線技術科学専攻 井手口研究室の紹介」

九州大学大学院 医学研究院 保健学部門 井手口 忠光

☆ 国際会議案内・報告:

「CARS2022 参加報告」

愛知県立大学 情報科学部 情報科学科 川本真大

☆ 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



公益社団法人 日本放射線技術学会
画像部会

第 93 回 画像部会予告

日 時：2023 年 4 月 13(木)～16 日(日) 第 79 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：「乳房画像を用いた研究 (仮題)」

教育講演：

「放射線科医目線の乳房画像を用いた興味ある研究 (仮題)」

シンポジウム：

- 1) 乳房画像研究の特徴 (仮題)
- 2) 合成 2D の評価 (仮題)
- 3) マンモグラフィ, DBT の解像特性 (仮題)
- 4) 画像パラメータに基づく撮影線量の決定 (仮題)
- 5) マンモグラム時系列解析による対側乳癌予測システムの開発 (仮題)
- 6) 乳腺画像に Radiogenomics (仮題)

画像部会委員 氏名・所属・電子メール

篠原 範充 (画像部会長)	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
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
田中 利恵	金沢大学医薬保健研究域保健学系	rie44@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp
寺本 篤司	藤田医科大学医療科学部	teramoto@fujita-hu.ac.jp
中山 良平	立命館大学理工学部	ryohei@fc.ritsumeit.ac.jp
東出 了	鈴鹿医療科学大学保健衛生学部	raryo@suzuka-u.ac.jp
柳田 智	つくば国際大学医療保健学部	s-yanagita@tius.ac.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>

物理評価のメリットと必要性

純真学園大学 保健医療学部 放射線技術科学科 村上 誠一

1. はじめに

現在、単純 X 線撮影領域において computed radiography (CR) や flat panel detector (FPD) などのデジタル撮影システムが広く臨床で使用されている¹⁻³⁾。これらのデジタル撮影システムは、様々な画像処理を行うことで高画質の画像を得ることが可能となってきた。その一方で、デジタル撮影システムは写真濃度の自動補正機能により適正な写真濃度の画像が得られるため、増感紙/フィルムシステムのように写真濃度から撮影線量の過不足を把握することができない。よって、デジタル X 線撮影システムでは画像ノイズを指標として撮影線量の過不足を判断することになるが、増感紙/フィルムシステムの写真濃度のように容易に判断することが困難である。このことから、デジタル撮影システムでは線量不足によって生じるノイズの増加を避けるため、撮影者は高い撮影線量を選択する傾向にあることが報告されている⁴⁻⁶⁾。岸本らや DRLs2015、2020 の国内における被ばく線量の実態調査では、CR システムが普及し始めた 1993 年以降 FPD システムのような高感度検出器が開発されたにも関わらず、撮影部位によっては入射表面線量が同一もしくは増加した部位もあり、撮影頻度の高い胸部撮影では 1993 年時と比べ 2020 年で約 2 倍の入射表面線量であることが報告されている^{1,7,8)}。この理由として過去に使用されていた増感紙/フィルムシステムにおける撮影条件をそのままの基準としてデジタル撮影システムで用いている施設が多いことが主要因として挙げられている。診療放射線技師や研究者にとって、被ばく線量を可能な限り低く抑えると同時に出来るだけ高い画質(診断能)の画像を作製することは責務であり、これまでに多くの研究者により被ばく線量と画質に関する研究が行われてきた。画質の評価には検出器の特性を示す物理的画質と臨床的な特性を示す臨床的画質の評価が必要となるが、臨床的画質の決定には対象とする疾患や目的に加え施設による考え方が異なるため、一意的に定義することは困難である。よって、一般的に放射線画像の画質評価には、入出力特性、解像特性、ノイズ特性、NEQ (Noise Equivalent Quanta) および DQE (Detective Quantum Efficiency) といった物理評価が用いられている。これらの画質に関する物理評価は、IEC (International Electrotechnical Commission) により確立された測定方法が定義され、再現性および精度の高い測定・解析が可能で被ばく線量と関連付けることで放射線画像の最適化の有効な資料を得ることができる。また、これらの物理特性は画質評価以外に得られた定量値を経時的に測定することにより撮影装置の品質管理を行え、異常の早期発見および原因究明に非常に有効であり、撮影装置を常に最良のコンディションに保ち患者様に検査を提供できるメリットがある。

本稿では、臨床現場における撮影条件の初期設定および装置の品質管理における物理評価の活用例を示し、物理評価のメリットと必要性について述べる。

2. 物理的な画質評価に基づく撮影条件の初期値設定

一般的に装置導入に際し重要な事は、導入した撮影システムが従来のシステムと比較して検出器の性

能が優れているのか、または劣っているのか、得られる画質はどうか、更には被ばく線量が低減できるかを明確にし、撮影条件を決定することである。ここでは、Table に示す CR システムから FPD システムへ更新した際の撮影条件の設定における物理評価の活用例について述べる。なお、本稿で提示する入出力特性、解像特性、ノイズ特性および DQE は、IEC62220-1⁹⁾に準拠し、RQA5の線質を利用して生データから得られた測定結果を示している。

Table 本稿で比較する 2 つの DR システムの仕様

system name	CR system	FPD system
Type	computed radiography	indirect-conversion flat panel detector system
fluorescent material	BaFBr(I):Eu ²⁺	CsI
matrix size	1760×1760	1744×2428
pixel size	0.2mm	0.1mm
gray level	1024	4096
detector size	35×35cm ²	35×43cm ²

2.1 入出力特性(デジタル特性曲線)

デジタル撮影システムの入出力特性は、相対 X 線強度と検出器から得られた画素値の関係を求めたもので、検出器の入射線量と画素値の直線性、システムのコントラストやダイナミックレンジなど検出器の基本的な情報が得られる。Fig.1 に横軸に検出器入射線量の対数値、縦軸に画素値をとった CR システムと FPD システムのデジタル特性曲線を示す。同図より両システムとも約 10^4 程度の線量域を表現可能であり、広いダイナミックレンジを有していることが分かる。しかし、表現可能な線量域はシステムで異なり FPD システムは CR システムに比べ低い線量域を画像化することが可能であるが、画素値が低い線量で飽和するため、高い線量での撮影はできないことがわかる。Fig.2 に過線量に起因する黒潰れが生じた一例を示す。図より、FPD システムでは検出器入射線量が $90 \mu\text{Gy}$ で肺野の広範囲に黒潰れを生じているが、CR システムでは検出器入射線量が $180 \mu\text{Gy}$ でも黒潰れは生じていないことがわかる。日常臨床において、 $180 \mu\text{Gy}$ の高線量が検出器へ入射することは考えにくい、 $90 \mu\text{Gy}$ はフォトタイマの切り替えミスにより設定したバックアップの照射時間で X 線が出力された際や小児撮影、さらには X 線吸収差の大きな胸腰椎移行部側面撮影や股関節軸位撮影などでは現実的に起こりえる線量であり、FPD システムは臨床で使用できる有効な撮影線量域が CR システムより狭いと言える。また、Fig.3 のように肺気腫や気胸など局所的に X 線の透過の高い領域では検出器の入射線量が局所的に高くなり黒潰れを生じる可能性がある。FPD システムを導入当初、この黒潰れを病変と診断され追加検査として CT 検査が実施された事例を数例経験した。このような事態は、誤診の原因や不必要な検査の実施となるため、

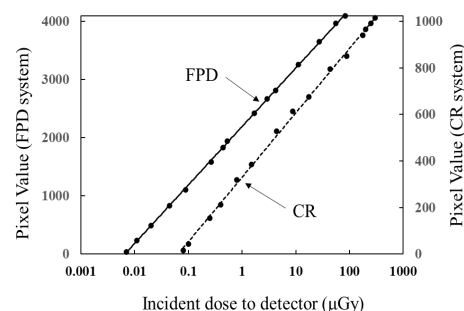


Fig. 1 2つのシステムのデジタル特性曲線

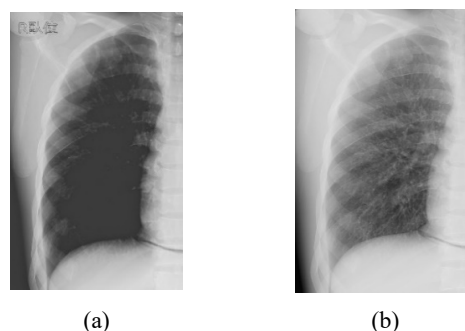


Fig.2 異なる検出器入射線量で撮影した胸部ファントム像
(a) FPD システム: $90 \mu\text{Gy}$ (b) CR システム: $180 \mu\text{Gy}$

装置導入時には検出器の入出力特性を測定し、利用可能な線領域を把握することが重要である。

2.2 解像特性

解像特性は、システムがどこまで小さな物体を解像できるか非常に重要な特性を示す指標である。デジタル撮影システムでは、一般的に各空間周波数に対応する応答特性を表すプリサンプルド MTF を解像特性の指標としている。Fig.4 に FPD システムと CR システムのプリサンプルド MTF を示す。FPD システムのプリサンプルド MTF は、全周波数において CR システムより高い値を示し、FPD システムが高解像度のシステムであることを示している。MTF は、ノイズに影響されない状態で高コントラスト物質の伝達特性を示した指標であるため、ノイズの影響を強く受けた場合 Fig.5 に示すように解像特性が悪く見える。したがって、このような状況下では解像特性の結果と視覚的な画質評価は一致しない。しかし、Fig.6 のように対象が高コントラスト物質（骨や石灰化）でノイズの少ない状態であれば MTF の結果は視覚的な画質評価とよく一致する。Fig.7 に CR の基準線量で撮影した手関節のファントム像を示す。図より、解像特性の高い FPD システムは、CR システムに比べ骨梁構造が明瞭に描出され MTF の結果とよく一致していることがわかる。

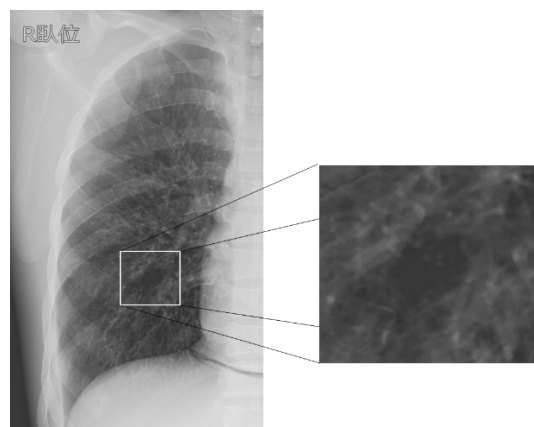


Fig.3 局所的な線量過多により生じた黒潰れ像

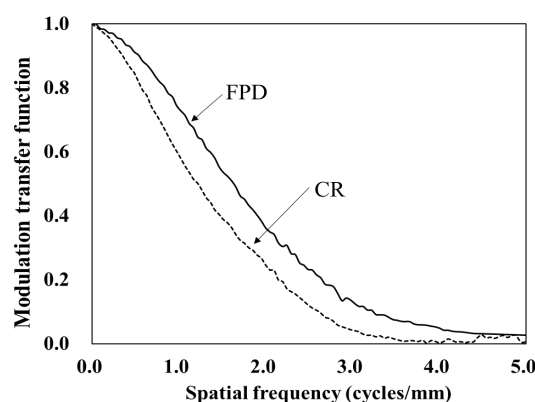


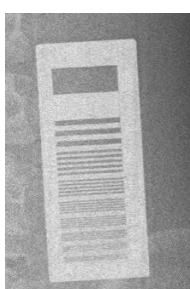
Fig.4 2つのシステムのプリサンプルド MTF

2.3 ノイズ特性(粒状性)

画像ノイズは、画像を観察した時に受けるざらつきで、臨床で利用される線量域では X 線量子ノイズの影響を強く受ける。特に、病変などに多く見られる低コントラスト物質は、Fig.8 に示すように検出器入射線量が低下するとノイズ量が増加し、信号がノイズに埋もれることで識別が不可能となる。したがって、ノイズ特性は低コントラスト物質の検出に大きく影響する因子となる。この物理的なノイズ特性を把握するためにデジタル撮影システムではデジタル WS (Wiener spectrum) や NNPS (normalized noise power spectrum) が測定されている。この物理的なノイズ特性は、視覚による評価とよく一致することが知られている^{10,11)}。Fig.9 に検出器入射線量 8.76 μ Gy の NNPS を示す。図より、FPD システムは CR システムより明らかに低い値を示し、粒状性が優れていることがわかる。Fig.10 に 1.0 cycles/mm における NNPS 値と検出器入射線量の関係を示す。両システムとも検出器入射線量の増加とともに NNPS 値は低い値を示し、特に FPD システムは CR システムより同一検出器入射線量で低い NNPS 値を示し、低コントラスト物質の検出に優れているといえる。また、同図より同一のノイズ量 (NNPS 値 = $1.0 \times 10^{-5} \text{ mm}^2$) を得るための FPD の検出器入射線量は CR システムの約 1/4 となり、低コントラスト物質の信号 (病変) を検出目的とした場合の被ばく線量の低減の指標としても利用することができる。



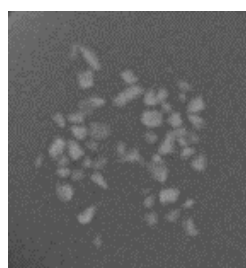
(a)



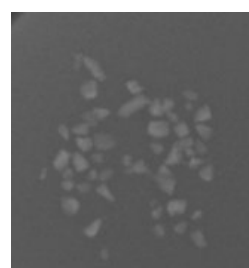
(b)

Fig.5 撮影線量を変えて FPD システムで撮影されたチャート像

(a) 基準線量 (b) 基準線量の 1/10



(a)



(b)

Fig.6 CR の基準線量で撮影した石灰化像

(a) FPD システム (b) CR システム



(a)



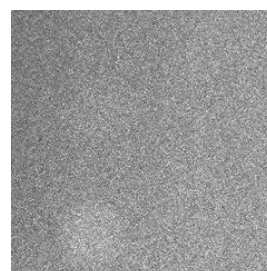
(b)

Fig.7 CR の基準線量で撮影した手関節像

(a) FPD システム (b) CR システム



(a)



(b)

Fig.8 撮影線量を変えて FPD システムで撮影された

ビーズ像 (a) 基準線量 (b) 基準線量の 1/10

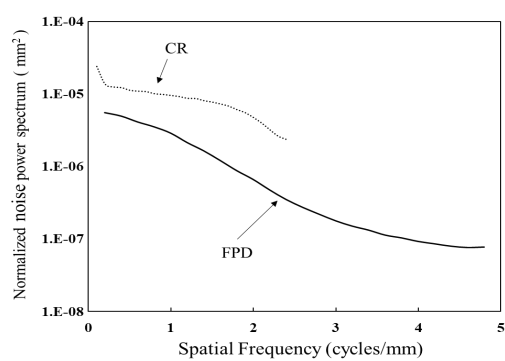


Fig.9 2 つのシステムの NNPS

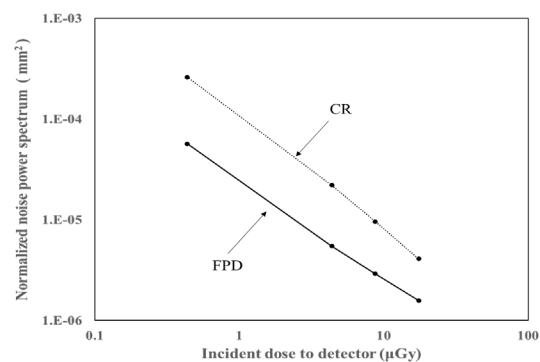


Fig.10 2 つのシステムの検出器入射線量と NNPS 値の関係

2.4 検出量子効率

検出量子効率 (detective quantum efficiency: DQE) は、検出器が X 線光子をどの程度、有効利用して画像形成に寄与したかを示したもので総合画像評価の指標として用いられている。Fig.11 に検出器入射線量が

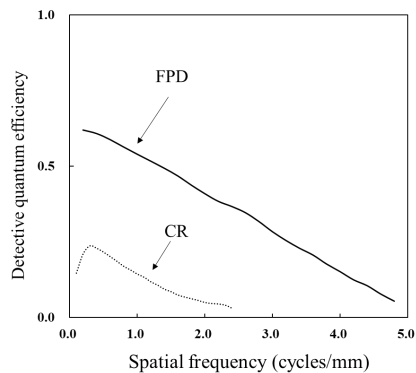


Fig.11 2つのシステムのDQE

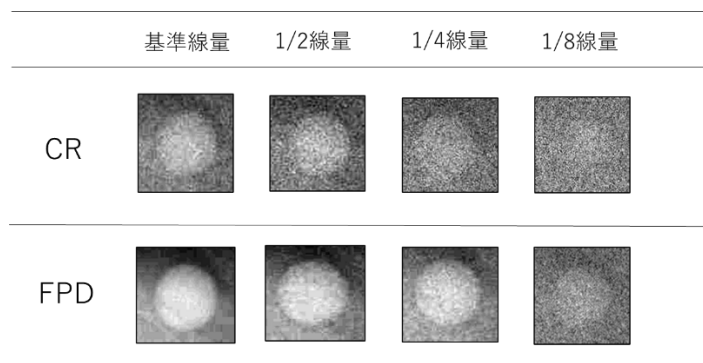


Fig.12 異なった線量で撮影した模擬腫瘍像

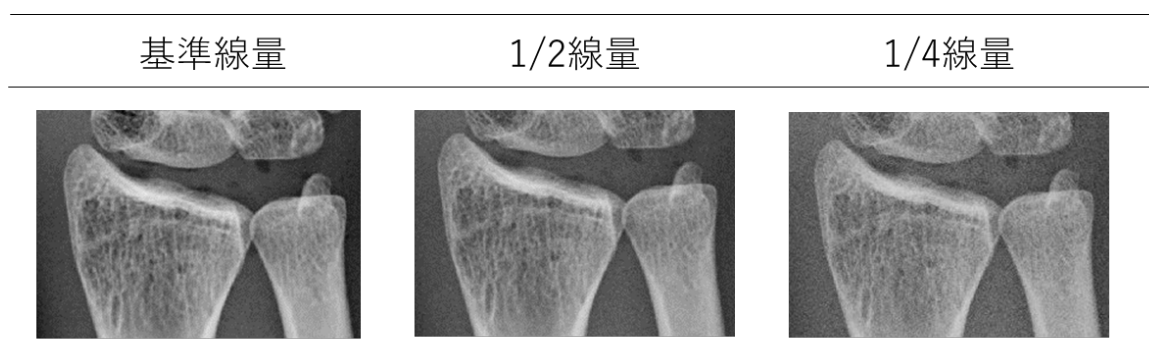


Fig.13 異なった線量を用いて FPD システムで撮影された手関節像

8.76 μ Gy の時の FPD システムと CR システムの DQE を示す。図より、FPD システムは CR システムより全周波数において高い DQE 値を示し、1.0cycles/mm における FPD システムの DQE 値は CR システムに比べ約 4 倍の高い値を示した。この結果は、検出器の画質特性の観点から CR システムと同等の画質を得る FPD システムの撮影線量は、CR システムの撮影線量の約 1/4 で良いことを意味している。Fig.12 に CR の撮影線量を基準とし、その 1/2、1/4、1/8 の撮影線量で胸部ファントムを撮影した時の横隔膜下の模擬腫瘍像を示す。図より、CR システムの基準線量の約 1/4 の線量で撮影しているにもかかわらず FPD システムの方が CR の基準線量で撮影した CR システムより粒状性が優れていることがわかる。同様に Fig.13 に CR の撮影線量を基準として撮影線量を 1/2、1/4 と変えて FPD システムで撮影した人体ファントムの手関節像を示す。図より、基準線量に比べ 1/4 線量ではややノイズが増加するものの基準線量の骨梁陰影の見え方と比べ殆ど差がないことが分かる。この DQE の結果から、CR システムの基準線量の約 1/4 の撮影線量を FPD システムの初期条件に決定した。このように、検出器の物理特性を測定することで大まかな画質を推測でき、撮影線量の初期値が決定可能となる。最終的な撮影線量の決定は、撮影管電圧、グリッドの使用の有無、撮影部位や目的、画像処理を考慮し、臨床で使用しながら画像を視覚的に確認したうえで微調整を行うことになるが、検出器の基本的な物理特性から撮影システムに応じた基準となる線量を概ね把握することができるのは大きな利点といえる。

2.5 検出器の管電圧依存性(線質依存性)

本稿で比較対象とした 2 つの撮影システムに使用されている蛍光体は、X 線エネルギーにより線減弱係数が異なるうえ、臨床で使用する X 線エネルギー領域に k 吸収端を持つ。したがって、使用する管電圧(線質)により検出器に吸収される光子の数が異なり蛍光量が増減し、入出力特性やノイズ特性が影響を受ける。以下に、本稿で用いた検出器の管電圧依存性(線質依存性)について述べる。

2.5.1 撮影管電圧と画素値の関係

Fig.14 に同一の検出器入射線量で撮影管電圧を変えたときの画素値の変化を示す。図より、両システムにおいて撮影管電圧が 80kV 付近までは管電圧が高くなるほど画素値は高い値を示し大きく変化するが、80kV 以上 120kV 以下ではほぼ同一の画素値を示した。一般的に蛍光体に吸収された X 線量と発光量は比例関係にあり、検出器へ吸収される X 線量が多ければ蛍光量も多くなり結果として画素値は高い値を示す。仮に、検出器に管電圧依存性がなければ管電圧と画素値の関係は一定となる。しかし、図から分かるように同一検出器入射線量であるにもかかわらず、使用する管電圧が変化すれば得られる画素値も異なり、ここで使用した検出器は管電圧依存性を有していることがわかる。つまり、この結果は使用する管電圧により入出力特性が変化することを示している。最近のデジタル撮影システムでは不必要に多い線量や限度を超えた低い線量を回避するために EI (Exposure Index) が利用されている。この EI は管電圧 70kV を用いた RQA5 の線質のみでキャリブレーションされた入出力特性を用いて検出器入射線量を推定する。したがって、前述したように検出器が管電圧依存性を持っていれば推定誤差が大きくなることが容易に理解できる。このため EI を用いて線量の過不足を管理する際は、検出器の管電圧依存性を調べ、管電圧や被写体厚によりどの程度の誤差を生じるか認識しておくことが重要といえる。

2.5.2 撮影管電圧によるノイズ特性(粒状性)への影響

Fig.15 に検出器入射線量を同一とした時の両システムの管電圧と RMS 粒状度の関係を示す。図より、両システムともに管電圧により RMS 粒状度は異なり、FPD システムでは 80kV、CR システムでは 100kV で RMS 粒状度は最も小さな値を示した。ここで求めた RMS 粒状度は、画素値の変動を算出した値のため階調数の異なる両システムを比較することはできない。管電圧による RMS 粒状度の違いの要因は、両システムの検出器で用いられている蛍光体の K 吸収端による影響と考えられる。FPD システムの蛍光体である CsI は、Cs の 36keV と I の 33 keV、CR システムの蛍光体である Ba は 37keV に K 吸収端を持ち、この X 線エネルギーにおいて X 線吸収が大きくなる。FPD システムで最も高い粒状を示した 80kV の実効エネルギーは 37keV、CR システムで最も高い粒状を示した 100kV の実効エネルギーは 39keV であり、検出器の蛍光体の K 吸収端を上手く利用することで粒状性が向上することを意味している。この際、臨床画像で問題となるのは被写体コントラストの低下であるがデジタルシステムでは画像処理により最終的な画像コントラストを調整できる利点があり、デジタル特有の撮影条件が存在するのかもしれない。これについては今後の課題といえる。

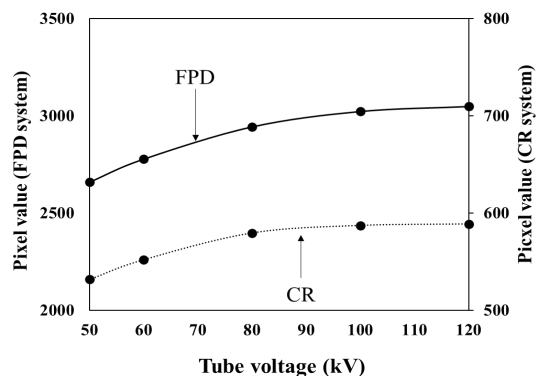


Fig.14 同一検出器入射線量における管電圧と画素値の関係

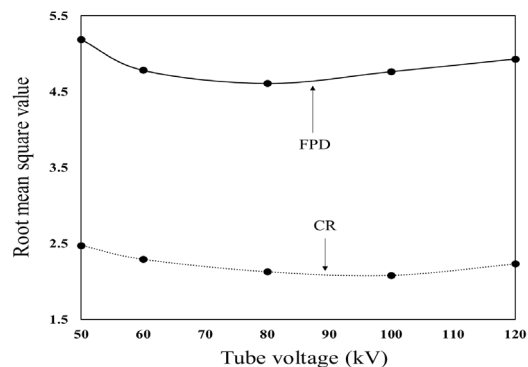
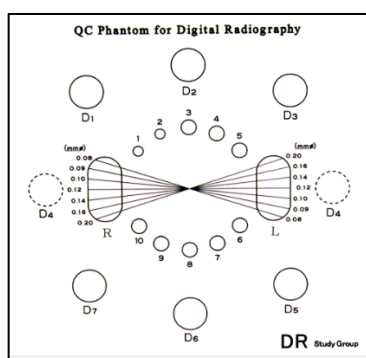


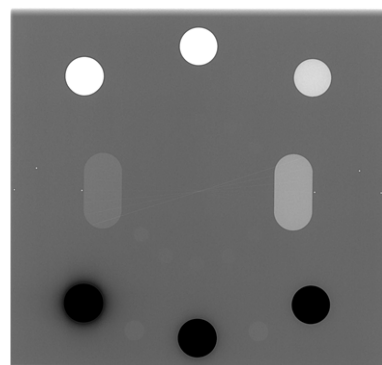
Fig.15 同一検出器入射線量における管電圧とRMS 粒状度の関係

3. 品質管理

デジタル撮影システムの品質管理は、米国医学物理学会 (American Association of Physicists in Medicine: AAPM) の Task Group 10 (TG10)¹²⁾ によるガイドラインが多くで模範として利用されている。品質管理の目的は、システムの性能を常に維持し、画質や X 線の出力などに問題がないことを確認して、患者の診断や治療などを適切に行うことである。品質管理は、一般的に装置設置時の受け入れ試験や定期的な日常点検 (不変性試験) を行い、装置を管理することである。特に、装置設置時の受け入れ試験は、購入した装置が仕様書およびカタログデータ通りの性能を有しているかの確認や不変性試験の初期値を設定するうえで重要であり、客観的なデータを示す物理評価を利用することで精度の高い管理を実施できる。一方、日常点検では簡易的なファントムを撮影し目視評価による確認を行い、異常を発見した場合には物理評価を用いて初期値と比較し、原因追及を行うことになる。しかし、多忙を極める日常業務の中で実施する日常点検は、得てして機械的な作業になりがちであるうえ、目視評価は評価者によりバラツキが大きく管理精度の低下が懸念される。本学会の平成 18 年度学術調査研究班「CR システムの品質保証プログラムの構築および標準化検討班」では、Fig.16 に示す DR ファントムを開発し、デジタル撮影システムの品質管理のための自動化プログラムを構築することで前述した問題を解決している¹³⁾。物理評価を用いた定量的な管理は、品質管理の精度を高めることができ、撮影装置を常に最良のコンディションに保ち患者様に検査を提供すると同時に医療過誤などといった事態から組織を守ることが可能となる。以下に受け入れ試験と日常点検の重要性を実感した一例を紹介する。



(a)



(b)

Fig.16 品質管理用の DR ファントム (a) 外観図 (b) X 線画像

3.1 受け入れ試験の重要性の一例

20 数年前著者は、CT 装置購入に際し、装置性能を評価するために X 線出力特性、解像特性、ノイズ特性などの物理評価を中心に受け入れ試験を実施し、解像特性の指標である MTF の値がカタログデータより逸脱したデータを得た。日常診療では著しく影響を受けるような画質の低下は認められなかったが、当時このデータをメーカーに提示したところ「測定精度が悪いのではないですか？」という回答がなされあまり相手にされなかった。日を変えて繰り返し測定を実施したがやはり同様の結果であったため再度メーカーにデータを提示したが適切な回答が得られず、メーカーの技術者とともに測定することを提案し、得られた結果もこれまでと同様であり原因追及が行われ、X 線管の焦点とその直下に設置されているコリメータのアライメントのズレが要因であることが判明した。これに伴い幾度となくアライメント調整を行ったが上手くいかず一部の部品を入れ替えを経験した。最近の装置の多くがコンピュータ制御のためユーザが装置をテストし、性能を確認することが難しくなってきたが、装置管理は診療放射線技師の責務であり、少なくとも診断に影響を及ぼす画質や線量の管理はユーザ自身が行い、購入した装置の性能が仕様書やカタログデータから逸脱していないか、修理後の装置が元の状態に戻っているかは客観的なデータを取得し、確認を行うことが病院ひいては患者様に不利益を与えないことに繋がることを痛感した事例である。

3.2 日常点検の重要性の一例

著者が以前勤務していた施設では、日々の始業点検において Fig.16 に示す DR ファントムを決められた撮影条件下で撮影を行っていた。この点検により、X 線出力から画像表示まで一連の動作確認と自動化プログラムを使用することで定量的に管理を行う。この管理において、フォトタイマの異常を検知した一例を紹介する。ある日の日常点検において、フォトタイマを用いた DR ファントムの撮影で照射時間が通常時より長く許容値を超えた。要因として考えられることは X 線出力またはフォトタイマの異常が疑われるため、まず X 線出力を測定し異常がないことからフォトタイマの異常が判明した。フォトタイマの故障は、患者被ばく線量や画質の担保に大きく影響するため重要な管理項目である。このケースのように管理ファントムを撮影するだけで早期に異常を発見でき日常点検の重要性と必要性を実感した事例である。

4. 終わりに

本稿では、臨床現場における撮影条件の初期設定および装置の品質管理における検出器の画質に関する物理評価の活用例を示し、物理評価のメリットと必要性について述べた。

近年、医用画像の画質は飛躍的に進歩を遂げ、X 線撮影領域においても通常の画像診断を行うにあたり十分な画質が得られるようになった。その一方で、私的な考えであるがデジタル撮影システムは増感紙/フィルムシステムのように線量に対する適正濃度という概念がないため、線量の過不足を判断することが難しくなり、必要以上に高い画質を求めることで被ばく線量の増加という弊害を生じることを懸念している。放射線画像を取り扱う診療放射線技師や研究者は、できる限り少ない線量で最大限の診断能を発揮する画像を医師に提供するように努力する責務がある。検出器の基本的な物理評価は、検出器の何が優れ、何が劣っているか、定量値を用いて客観的に評価でき、科学的な根拠に基づいた画質改善や被ばく線量低減の有効な資料として利用できることは最大のメリットといえる。

今後、少しでも多くの方が物理的な画像評価に興味を持ち、多くの研究を行いデジタル撮影システムに適した撮影条件の構築に期待する。

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. 日本放射線技術学会雑誌. 2011; 67(11): 1381-1397.
- 2) 鈴木昇一,浅田恭生,加藤英幸,他. X 線診断時に患者が受ける線量の調査研究班-中間報告 2. 日本放射線技術学会雑誌, 2009; 65(11): 1582-1589.
- 3) Schaefer-Prokop C, De Boo D, Uffmann M, Prokop M. DR and CR: Recent advances in technology. European journal of radiology. 2009; 72: 94-201.
- 4) Gibson DJ, Davidson RA. Exposure creep in computed radiography: a longitudinal study. Academic radiology. 2012; 19: 458-462.
- 5) ICRP Publication 93. Managing patient dose in digital radiology. 2004.
- 6) Shepard SJ, Wang J, Flynn M, et al. An exposure indicator for digital radiography: AAPM Task Group 116 (executive summary), Medical physics,2009; 36: 2898-2914.
- 7) Japan Network for Research and Information on Medical Exposures. (2015). Diagnostic Reference Levels Based on Latest Surveys in Japan-Japan DRLs 2015.
- 8) 日本の診断参考レベル(2020 年版). <http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRL2020>
- 9) IEC62220-1: Medical electrical equipment-Characteristics of digital X-ray imaging devices part1 : Determination of detective quantum efficiency. International Electrotechnical Commission. 2003.
- 10) 坂口太郎,片山礼司,杜下淳次,他:直接変換型 FPD を搭載したデジタル X 線透視撮影システムの画質特性と視覚評価の対応. 日本放射線技術学会雑誌. 2010; 66(11): 1457-1466.
- 11) 山下一也. X 線像の画質評価の問題点とその展開. 日本放射線技術学会雑誌. 1977; 33(3): 267-281.
- 12) Report of AAPM Task Group 10. Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems. 2006.
- 13) 小田紱弘,藤本啓司,陣内裕介,他:CR システムの品質保証プログラムの構築および標準化検討班報告(学術調査研究班報告). 日本放射線技術学会雑誌.2003; 59(1): 97-116.

実践！！ DR システムにおける画像評価

－画像取得から解釈まで－

「IEC62220-1-1 によるデータ取得方法と工夫」

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

デジタル画像の物理評価は定量的であるがゆえに、画質の優劣を正確に評価することができ
る。デジタルラジオグラフィ（DR）システムの画質的性能を表す検出量子効率（DQE）の取得を目
的に、IEC（国際電気標準会議）からその測定法が提案された。新システムを導入したとき、旧シス
テムとの DQE 比から線量低減率を推定できるなど撮影線量決定に大きく寄与する物理評価項目であ
る。しかし、解析用画像取得時の煩雑さや費やす時間がネックとなり、システム毎の DQE を取得し
ている施設は少ないと推察される。そこで本稿では、入出力特性・presampled MTF・NNPS について
IEC から提案された方法を解説し、加えてデータ取得時における注意点や工夫などを示す。

2. IEC62220 シリーズと DQE について

IEC62220 シリーズは異なるメーカーの X 線検出器について、その性能を示す DQE を算出し比較す
る目的で発行された。その中で、IEC62220-1-1 は一般撮影系の静止画用検出器を対象として 2003
年に発行され、その後、2 回の改定を行っている。さらに 2007 年にはマンモグラフィ用検出器を対
象とした IEC62220-1-2、2008 年には動画用検出器を対象とした IEC62220-1-3 が発行されている。

上述したとおり、DQE は DR システムの画質的性能を表す指標であるが、その詳細は量子の検出効
率を表し、検出器が X 線量子をどの程度有効利用して画像の構成に寄与させているかを表すもので
ある。DQE は DR システムの入出力特性、modulation transfer function (MTF)、normalizes noise
power spectrum (NNPS) を指定された線質で測定し、IEC62220 シリーズに示されている入射 X 線量
子数 q の値を用いて算出可能である。

$$DQE_{(u)} = \frac{MTF_{(u)}^2}{q \cdot NNPS_{(u)}}$$

次章以降、入出力特性、MTF、NNPS それぞれの詳細について述べる。

3. 入出力特性

本稿で示す入出力特性は IEC62220-1 シリーズにおいて、conversion function という名目で記されている。これはデジタル値と単位面積あたりの入射光子数の関係を表している。しかし、本稿では上式に従うこととし conversion function は使用せず、露光量とデジタル値の関係を測定し、これを入出力特性とする。入出力特性の形式には大きく分けて 2 通りあり、デジタル値が露光量に比例する入出力特性をもつシステム（リニアシステム）と露光量の対数に比例するシステム（log システム）が存在する。

次に、DR システムの入出力特性の測定方法について述べる。基本的にはアナログシステムと同様の方法であるが、いくつか問題点がある。そのなかでタイムスケール法は撮影時間を変化させて露光量を変化させる手法であり DR システムは相反則不軌が起こらないため問題なく、最も使用しやすい手法である。データ収集の際には露光量をモニタリングするため線量計を用いる。Fig. 1 に IEC62220-1 が示す入出力特性の測定配置を示す。

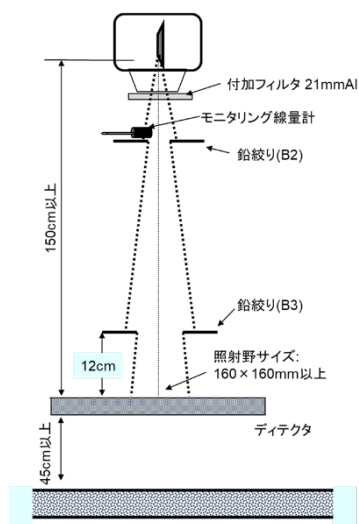


Fig.1 入出力特性の配置図

データ取得の際の X 線質であるが、DQE の算出までを目的とする場合は IEC61267 および IEC62220 シリーズに規定されている線質を使用する必要がある。これらの規定では一般撮影領域では RQA5 など 9 種類の線質が示されており、マンモグラフィ領域では RQA-M2 などモリブデンターゲット・モリブデンフィルタを対象とする 4 種類とその他数種類の線質が推奨されている。これらの線質は人体透過後の線質と同等となるような厚みのアルミニウム付加フィルタを用いるため、アルミニウムから発生する散乱 X 線の影響を極力少なくする必要がある。IEC シリーズで規定された線質を用いることで照射線量から検出器に入射するフォトン数を求めることが可能となり、DQE を算出する際に非常に有効である。

実際の測定ではモニタ線量を測りながらタイマを変化させて照射し、画像データを取得する。後述する presampled MTF や NNPS の測定の際、低露光の入出力特性データが必要となるため低線量域の精度確保は重要となるが線量計の感度に起因する精度低下が懸念される。この場合、モニタリング線量計と X 線管の距離を近づけるなどしてモニタ線量を十分ににする。

加えてタイムスケール法では、タイマの設定可能な範囲のみで DR システムのダイナミックレンジ全領域をカバーすることは困難である。この場合は距離を変化させ露光レベルを変えることで 2 つの入出力特性を測定し、これらをつなぎ合わせる。また、距離が可変できない装置ではフィルタ厚を変化させる。この場合、X 線質が変わるため照射線量と入射量子数の関係を用いることができない。よって RQA5 などの規定の線質のフィルタにて十分な線量範囲を規定のフィルタでデータ取得し、それ以外の線量域はフィルタ厚を変化させて測定する。

4. Presampled MTF

システムの解像特性は、出力画像の鮮鋭性を決定する因子であり非常に重要である。システムを介して出力された画像は、ほぼすべての場合で解像度の劣化が生じボケを伴う。このためシステムの画質を評価する上で解像特性を正確に評価することは重要であり、以前より様々な方法によって評価が行われてきた。しかし、観察や測定方法によって評価結果が変わるなど問題が生じ、現在では放射線画像の評価には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である。

MTF の定義には以下の 2 つがある

- ① 点像強度分布 or 線像強度分布のフーリエ変換
- ② 正弦波の振幅比

本稿では①について解説する。1次元にて線像となるデルタ関数を入力すると、システムを介した出力信号はほぼすべての場合においてボケを表す拡がりをもつ線像となる。これを線像強度分布(line spread function: LSF)といい、LSF に 1 次元フーリエ変換を行い、絶対値化、正規化の過程を経て MTF が得られる。

MTF を用いるためには測定対象のシステムが線形性と位置不変性を満たすことが必要となる。このうち線形性については前章で解説した入出力特性からデジタル値を露光量に変換することで線形性を担保することができる。また位置不変性とは画像上、どこでも同じ性質を持つことをいう。デジタルシステムの場合、入力信号が不変であっても信号とサンプリング点の位置関係によっては出力信号が変化するため位置不変性は成立しない。そこで DR システムにおいてはサンプリング以前のアナログ成分の解像特性を表した presampled MTF が主となっている。この 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ナイキスト周波数以上までも評価が可能である。

①の定義を用いる presampled MTF の測定法にエッジ法がある。エッジ法は IEC が DQE の測定方法を標準化したなかで MTF の測定法として採用された。エッジ法の原理は線形システムにステップ信号を入力し、システム通過によってボケを生じたエッジ拡がり関数(edge spread function: ESF)を取得後、この ESF を微分することで LSF に変換するものである。測定デバイスについては IEC62220-1 に 1 mm 厚のタングステン推奨する旨が記載されている。Fig. 2 にエッジ法における測定ジオメトリ、Fig. 3 にエッジデバイスの配置の 1 例を示す。

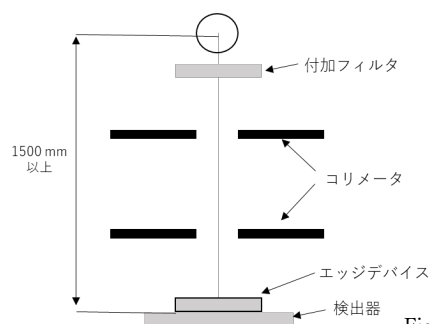


Fig.2 エッジ法のジオメトリ

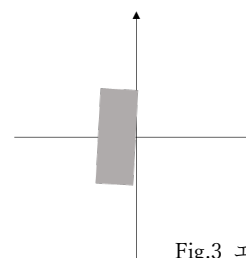


Fig.3 エッジデバイスの配置

X線管の焦点と検出器間の距離は可能な限り 1500 mm 以上とすることが望ましい。また、リーダータイプのシステムではディテクタ前面にあるカバーや天板、フォトタイマなどは可能な限り取り除くようにする。

デバイスの配置について、実効サンプリング間隔が十分に小さい合成プロファイルを取得することを目的に、エッジデバイスを検出器に対して $2\sim3^\circ$ 程度傾けて配置する。この理論は良書を参照いただきたいが、角度を正確に測定することが精度の良い presampled MTF の取得に直結する。少なくとも 2 方向の presampled MTF を取得することが望ましいが、CR システムにおいてはスキャン方向でのエッジデバイスの向きによってプロファイルが変化することから 4 方向の測定を行うべきである。

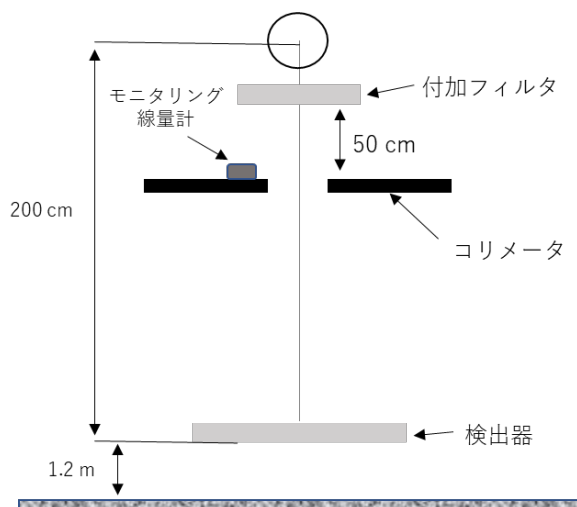
データ取得の際の X 線質は IEC が定めたものを用い、照射線量は画像の直接線領域のデジタル値が最大デジタル値の 50～80% 程度となるよう設定する。

5. NNPS

粒状とは画像を観察したときに感じる不規則なざらつきのことを指し、その性質をノイズ特性あるいは粒状性という。ノイズ特性の評価はノイズの空間周波数成分をパワースペクトルで表すノイズパワースペクトル (noise power spectrum : NPS) を用いて行われており、特に DR システムのノイズ特性をノーマライズドノイズパワースペクトル (normalized NPS : NNPS) という。

ノイズ特性の評価法として NNPS の他に RMS 粒状度や自己相関関数がある。RMS 粒状度は測定資料にトレンドがあると正確な値を求めることはできず、また空間周波数の関数ではないため異なるシステム間の比較には不向きである。NNPS はノイズレベルを空間周波数ごとに評価できるだけでなく、DQE の算出式内にも値が用いられるなど、非常に有用なノイズ特性の評価項目である。DR システムでは撮影線量のブレに対し、感度補正がはたらくなどの理由で画像の濃度やコントラストを一定に保つことができる。しかし、線量不足の場合、ノイズ特性の悪化は避けられず診断能の低下を招く。よって、画像のノイズ特性は適正線量決定の根拠となり、その理解は非常に重要である。

Fig. 4 に NNPS 実測時の配置を示す。



NNPS のデータは、入出力特性のデータは照射線量が既知であることから、これを利用するのが望ましい。したがって基本的には入出力特性の配置図と同様になる。ただし、IEC62220 シリーズでは総解析画素数を 400 万画素以上必要としているため、ディテクタの照射範囲および解析範囲とピクセルサイズから、1 画像あたりの解析画素数を決定し、必要枚数を調整する必要がある。

Fig. 4 NNPS 実測時の配置

5. まとめ

本稿では DQE 算出に必要な入出力特性、preampd MTF、NNPS におけるデータ取得時の注意点と工夫について IEC62220 シリーズを基に解説した。現在、一般撮影領域において、使用される検出器は computed radiography システムから FPD へ置き換わっている。新システムを導入する都度 DQE を取得しておけば、次回更新時における線量設定の大きな根拠となる。しかし、DQE はその「精度」が大事であり、これを担保するには各測定時の正確性と結果の解釈が必要である。

参考文献

- ・ IEC62220-1: Medical electrical equipment-Characteristics of digital X-ray imaging devise part1: Determination of detective quantum efficiency, International Electrotechnical Commission, 2003

- ・ 桂川 茂彦編, 桂川重彦, 藤田広志, 杜下淳次, 他著: 医用画像情報学, 南山堂, 2002

DR システムの出力データ形式と取り出し方

日本医療科学大学 保健医療学部 診療放射線学科 今花 仁人

1. はじめに

デジタルラジオグラフィシステム（以下 DR システム）の普及により、現在多くの臨床施設において単純 X 線画像はデジタル化され、その恩恵は計り知れないものがある。

画像の物理評価に関して言えば、増感紙-フィルムシステムでは、フィルムに出力された濃度（アナログ信号）をデジタル信号へと変換するためのマイクロデンシトメータなど高価な装置が解析に必要であった。したがって物理評価は開発に関わる研究者など一部の限られた施設でしか行えなかった。DR システムでは出力されたデジタル信号を市販のコンピュータなどを用いることによって、誰もが解析が可能となった¹⁾。このように画像の物理評価に対する敷居が低くなったことは、デジタル画像の基本的な特性を把握し日々の検査に臨むユーザにとって大変重要な意味を持つ。今日まで多くのセミナーや勉強会を通して物理評価の解析方法は広く普及している。

しかし解析する際のデータ形式が間違っていたために、解析結果が無駄になってしまう場合や解析結果を誤って理解してしまう場合がある。

本講座では DR システムの物理評価を行うにあたり、解析に用いるデータに関する注意点を述べる。

2. 線形システム

デジタル画像の物理評価は、評価するシステムが線形システムであることを前提としている。線形システムには入力と出力が存在し、それらの間には以下の関係が成り立つ。

- ① 入力を c 倍したとき、出力も c 倍となる。
- ② 入力が $f_1(x)$ のときの出力を $g_1(x)$ 、入力が $f_2(x)$ のときの出力を $g_2(x)$ とすると、
入力が $f_1(x)+f_2(x)$ のとき、その出力は $g_1(x)+g_2(x)$ となる。

例えばいま、検出器のある位置 x において、X 線露光量を $f(x)$ 、出力されるデジタル値を $g(x)$ とすると、線形システムであれば X 線露光量が c 倍となると出力されるデジタル値も c 倍となる。またこのシステムの出力は個々の入力に対する出力の和となる²⁾³⁾。(Fig. 1)

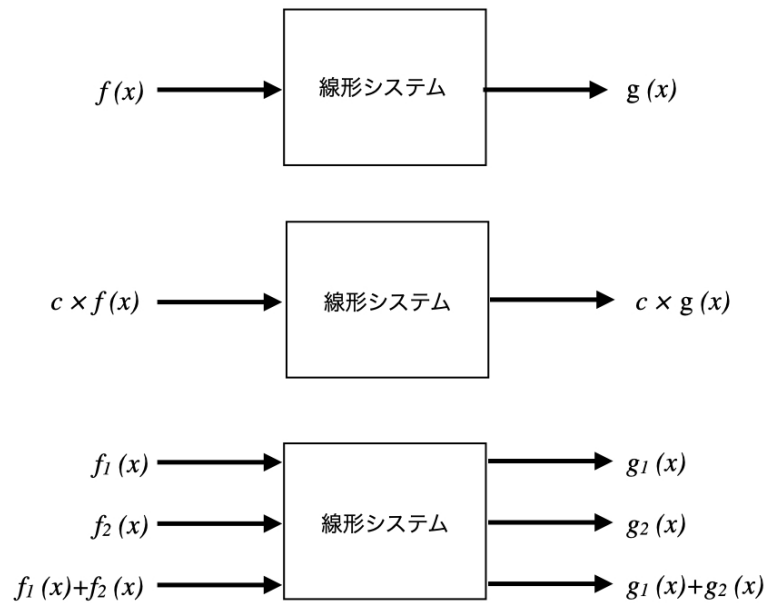


Fig. 1 線形システム

よくある誤解として, 出力の $g(x)$ が $g(x)=af(x)+b$ といった切片を含んだ関数となった場合, $g(x)$ と $f(x)$ がグラフでは直線関係にあるため線形システムだと思われがちだが, 前述の線形システムの条件である「システムの出力は個々の入力に対する出力の和」を満足していないため線形システムとはならない (Fig. 2).

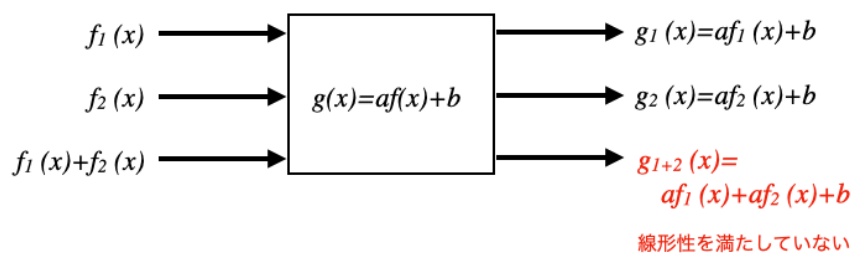


Fig. 2 切片を含んだシステム

物理評価を行うにあたっては, 出力されたデータが線形性の条件を満たしていることが重要であり, 評価するシステムが線形システムである事によって初めて MTF などの数学的解析手段が応用できる事となる.

3. raw データ

Fig. 3 にフラットパネルディテクタ（以下, FPD）のディテクタ信号が出力画像となるまでの概略を示す.

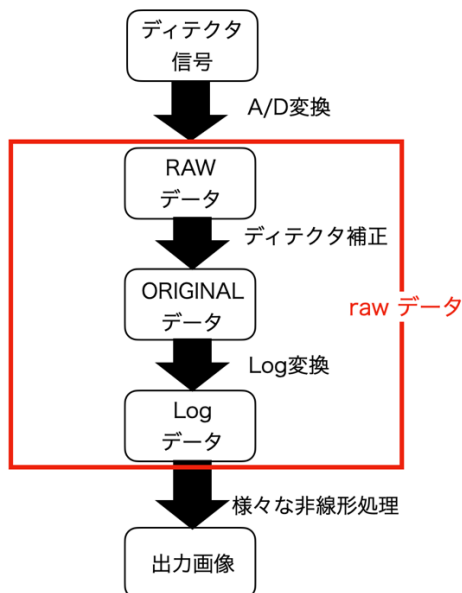


Fig. 3 FPD におけるデータ出力の流れ

現在市販されている FPD から出力可能な物理解析に用いる raw データとしては IEC62220 シリーズの定める RAW データ, ORIGINAL データ, Log データに大別される⁴⁾.

RAW データはディテクタ信号が A/D 変換された直後のデータであり, 一般にユーザで取得することは困難である. また補正の掛かっていない状態のデータであるため解析に用いる場合, 必要に応じてディテクタ補正などを行う必要がある.

ORIGINAL データは欠損ピクセルの置換やピクセルのオフセット補正など FPD の均一性に関わる種々のディテクタ補正がかかった状態であり, 解析に使いやすいという利点がある. またこの段階では露光量に対してデジタル値は線形に変化しており, 前項の線形システムの条件を満足していることから, デジタル値をそのまま解析に用いることができる.

Log データは対数アンプ回路を通過した後のデータであり, 出力されるデジタル値は対数に変換されている. この段階で前述の「システムの出力は個々の入力に対する出力の和となる」という線形システムの条件を満たさなくなり, このシステムは Log システムと呼ばれる. (Fig. 4).

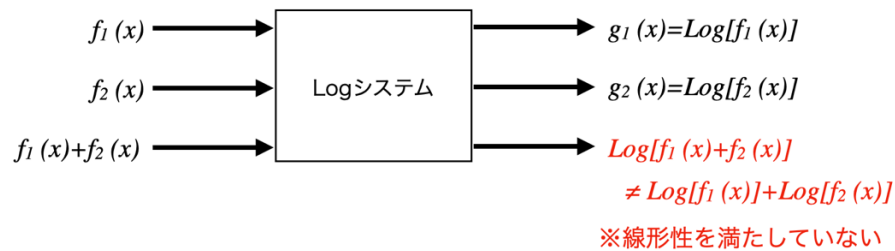


Fig. 4 Log システム

Log システムから出力されたデータに対して物理解析を行う場合, 入出力特性の傾き G を用いてデジタル値を有効露光量に変換する線形化が必要となる。

装置からこれらの raw データ出力が不可能である場合, ユーザ側で可能な限りの非線形処理を外し, Look up table (LUT) を装置のダイナミックレンジ全てに掛かる直線階調とすることで raw データに近い状態で出力することができる。しかし本来の raw データとは異なるため入出力特性などでデータの特性を確認しておく必要がある。

また, いずれのデータにおいても入出力特性のグラフに切片を含む場合や, 低露光部において非線形となる場合などもある。これらは解析精度を低下させる要因となるため物理評価を行う際は, 一度正確な入出力特性を測定しておくことが望ましい。

4. 非線形処理の例

物理解析を行うにあたり, 自身の扱うデータが線形であることの確認は重要である。しかし実際には, ユーザ側で確認不可能な非線形な関数が出力データにかけられている場合なども多く存在する。

その一例として, digital imaging and communications in medicine (DICOM) の Part14 に規定された grayscale standard display function (GSDF) を紹介する。GSDF は人間の視覚特性に基づいた Barten モデルから導出されたデジタル画像の表示関数である。この関数は横軸が輝度に対する視覚の弁別閾 Just Noticeable Difference (JND) で表されており, 人間の視覚特性は輝度に対して非線形な反応をするため GSDF は非線形な関数となる⁵⁾。この GSDF によって変換を受けたデジタル値は presentation value (P-Value) と呼ばれ, 当然非線形なものとなる (Fig. 5)。

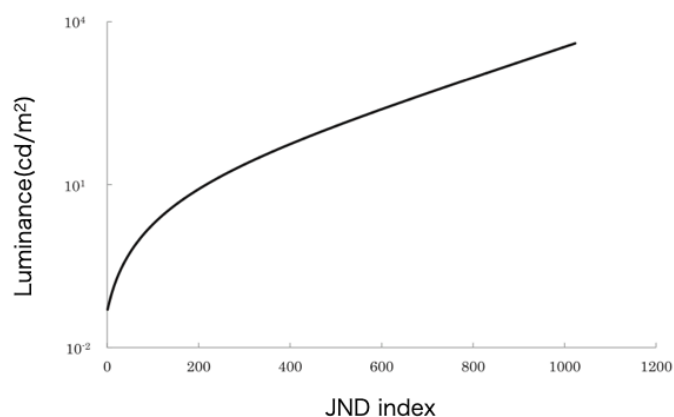


Fig. 5 GSDF

モニタ診断が普及した現在において, GSDF によって変換された P-Value はモニタを含む表示デバイスの階調特性を統一するために大変有用なものであるが, 物理解析においては線形性の条件を満たさなくなる. 物理解析の際はシステムから出力されるデジタル値が光学濃度に対して線形な値 (相対濃度値) に切り替えておかなくてはならない. しかし装置によっては P-Value の出力のみしか対応していない機種も存在するため, あらかじめ確認しておく必要がある.

5. おわりに

物理解析は様々な特性を客観的な数値として比較できるため, 装置の性能の把握や撮影条件の決定など様々な場面で有用である. しかしその結果は正しいデータによって正確に導き出されたものでなければ数値だけが独り歩きしてしまう事にもなりかねない. 日頃, 解析方法や結果にばかり目を向けてしまいがちだが, 自戒も込めて解析前に取得したデータの特性を十分検討していきたい.

- 1) 小寺吉衛: デジタル化時代の画像評価 - アナログ画像とどこが異なるのか -. 臨床技術講座. 日放技学誌 2012; 68(4): 509-518.
- 2) 西木雅行: 線形システムの基本と逆フィルターについて. 専門部会講座 (入門編). 画像通信 2020; 43(1): 53-57.
- 3) H. H. Barrett and K. J. Myers.: Linear continuous to continuous system. Foundations of Image Science, Wiley 2003; 297-323.
- 4) 日本放射線技術学会 監修: 標準 デジタル X 線画像計測, オーム社, 2010.
- 5) DICOM PS3.14, Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Part 14: Grayscale Standard Display Function.

物理評価のピットフォール

－ Presampled MTF とサンプリング，非線形への対応 －

鈴鹿医療科学大学

東出 了

1. Presampled MTF とサンプリング

1-1. Presampled MTF の理解

システムの解像特性評価には modulation transfer function (MTF) が用いられる。この MTF を適用する上での前提条件として、「線形性」と「位置不変性」がある。このため、デジタル値と線量が比例関係とならない digital radiography (DR) システムでは、「線形性」を満たすために「線形化（有効露光量変換）」が必要となる。また、DR システムでは同じ入力信号を用いてもサンプリング位置によって出力画像の変化が起こるため「位置不変性」は成り立たず、「位置不変性」を成立させるためにサンプリング間隔を非常に小さく設定した presampled MTF での評価が必要となる。Presampled MTF の評価には、使用するデバイスを $1.5 \sim 3.0^\circ$ 程度傾けて画像を取得する必要がある。^{1), 2)} わずかに傾いたデバイスは検出器におけるピクセルとの位置関係が各行で異なるため、各行のデータをデバイスの傾き角度に応じた位置補正を行うことでデータの合成が可能となり、非常に細かい間隔のデータを取得することができる。この非常に細かい間隔のデータを用いることで DR システムにおいても「位置不変性」を満たすことが可能となる。なお、金属であるタングステン (1.0 mm 厚) をデバイスとして用いたエッジ法が International Electrotechnical Commission (IEC) より推奨されている。^{3), 4)} 現在、エッジ法は日本でも DR システムの解像特性 (presampled MTF) 評価の方法として最も使用されており、DR セミナーや研究発表など本学会においても東出らの解析方法が用いられている。⁵⁾

算出された presampled MTF は、図 1 のように X 線検出器のボケとサンプリングアパーチャのボケを含んだ MTF を表し、デジタル化される前のアナログ成分の MTF を意味する。物理評価における解像特性を正しく理解する上で、presampled MTF の位置付けを理解することは非常に重要である。

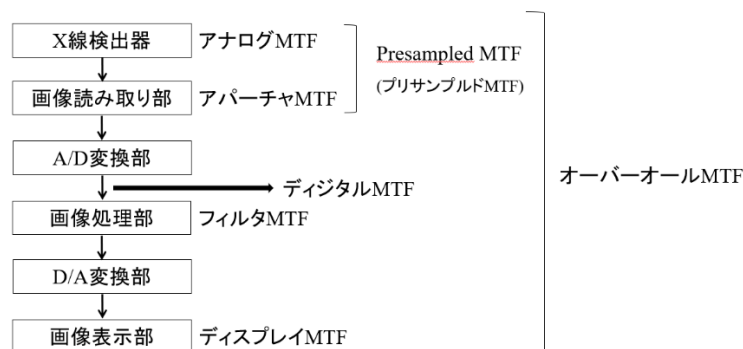


図 1 デジタル X 線画像システムにおける presampled MTF

1-2. Presampled MTF とサンプリング

今回、異なるサンプリング間隔での画像出力が可能な検出器である Konica Minolta 社製の AeroDR fine 1417HD（以下、AeroDR fine）を用いた。間接変換方式 flat panel detector (FPD)である AeroDR fine の presampled MTF を算出するため、エッジ法にて RQA5 の線質で画像を取得した。取得したサンプリング間隔が 0.200 mm と 0.100 mm のエッジ画像から解析した垂直方向の presampled MTF の結果を図 2 に示した。両者の presampled MTF の結果はほぼ同等であったが、約 1.5 cycles/mm より高い空間周波数において 0.100 mm 間隔の presampled MTF の結果が高い値を示し、0.200 mm 間隔の方がやや低い値となった。

Presampled MTF は間接変換方式 FPD の X 線検出器（蛍光体層であるシンチレータ）と画像読み取り部（サンプリングアパーチャ）の解像特性を示す。今回のデータは同じシンチレータを使用することからアナログ MTF は同じである。0.100 mm と 0.200 mm の画像は 1×1 ピクセルと 2×2 ピクセルのデータを用いて画像が作成されている。このため、画像読み取り部（サンプリングアパーチャ）の大きさは異なることになり、アパーチャ MTF は異なるといえる。図 2 の結果の違いについて原因を確認するために、0.100 mm 間隔の結果に対して sinc 関数によるアパーチャ MTF の補正を付加して 0.200 mm 間隔に相当する presampled MTF を算出した結果を図 3 に示す。補正後の結果と実測した 0.200 mm 間隔の presampled MTF はほぼ一致しており、アパーチャ MTF の違いが図 2 の結果の違いであることが確認できた。今回の presampled MTF の結果から理解すべきポイントは、サンプリング間隔の違いが presampled MTF の結果の違いとなった訳ではなく、サンプリングアパーチャの大きさが異なることによって presampled MTF の結果に違いが生じた点である。

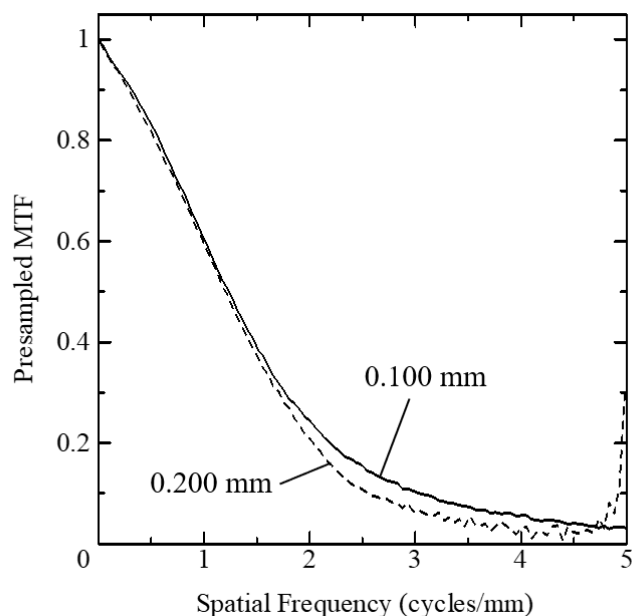


図 2 異なるサンプリング間隔における間接変換方式 FPD の presampled MTF

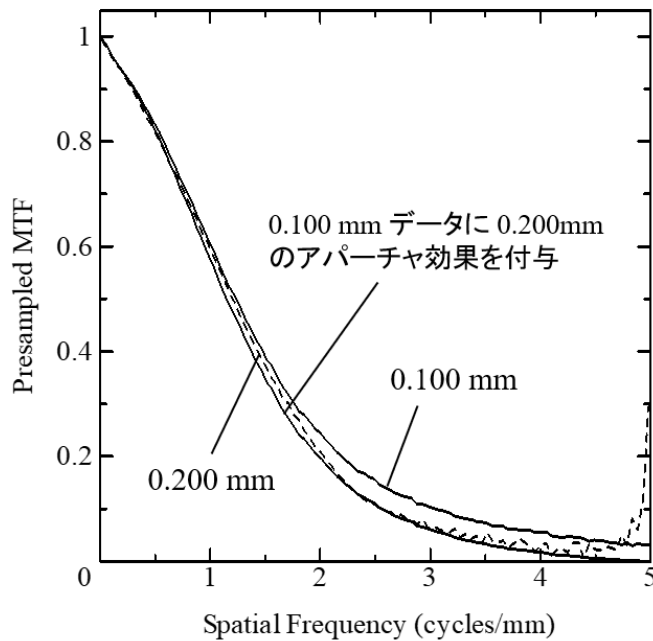
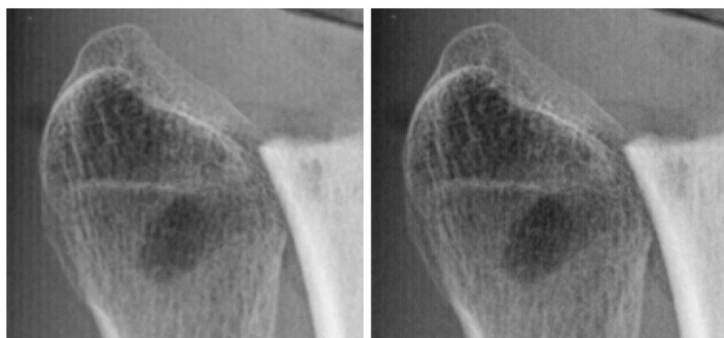


図3 アパーチャ MTF を考慮した補正後の presampled MTF との比較

次に、サンプリング間隔の違いによる画像への影響を確認するために、同検出器と散乱 X 線除去用グリッド (3:1, 40 本/cm) を使用して膝ファントムと矩形波チャートを撮影した。なお、エアアシングの影響も確認するためにグリッド縞除去処理は使用せずに画像を出力した。0.200 mm と 0.100 mm のサンプリング間隔による画像への影響を確認するために、図 4 に膝ファントムの腓骨近位部の画像、図 5 に矩形波チャートの画像を示した。両者ともに 0.100 mm 間隔の画像の方が細かい部分の情報まで視認することが可能である。サンプリング間隔が小さい方がより細部まで表現が可能となっていることがわかる。ここで理解すべきポイントは、画像の見え方の差は presampled MTF の違いだけではなく、サンプリング間隔の影響が含まれている点である。1-1 で前述したように、presampled MTF は X 線検出器のボケとサンプリングアパーチャのボケを含んだ MTF を表し、デジタル化される前のアナログ成分の MTF を意味し、サンプリングされる前の解像特性を示している。このため、presampled MTF が同等の場合でもサンプリング間隔が小さい方が情報量は多くなることで、より細部まで表現が可能となる。

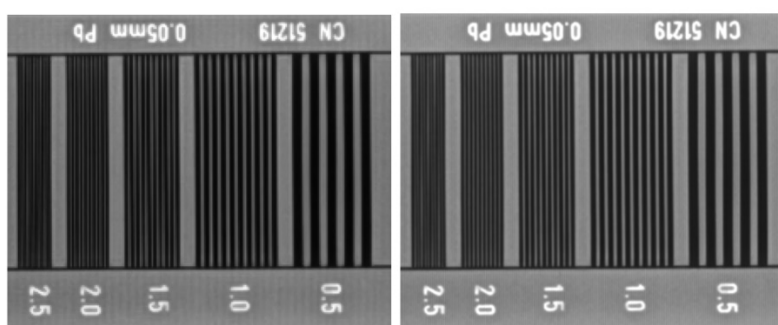
次に、サンプリング間隔の違いによるエアアシングの影響を確認するために、図 6 にグリッド縞の画像を示した。0.200 mm, 0.100 mm 間隔の画像ではナイキスト周波数がそれぞれ 2.5 cycles/mm, 5.0 cycles/mm となる。このため、40 本/cm のグリッド縞は 0.200 mm 間隔の画像ではエアアシングエラーが生じ、低空間周波数の信号として表現されていることが確認できる。このように、サンプリング間隔の違いはエアアシングにも影響を及ぼしていることが理解できる。



(a)

(b)

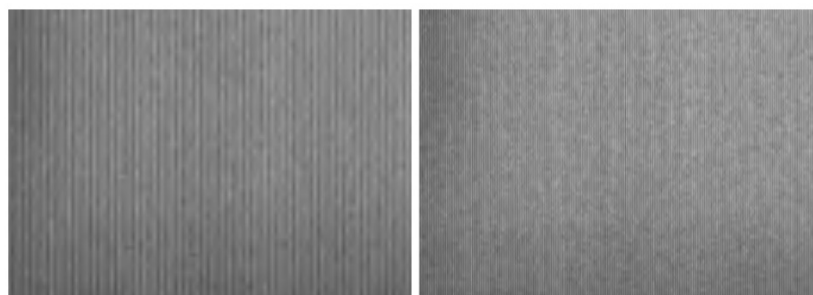
図4 膝ファントムの腓骨近位部の画像 (a) 0.200 mm 間隔, (b) 0.100 mm 間隔



(a)

(b)

図5 矩形波チャートの画像 (a) 0.200 mm 間隔, (b) 0.100 mm 間隔



(a)

(b)

図6 グリッド縞の画像 (a) 0.200 mm 間隔, (b) 0.100 mm 間隔

1-3. まとめ

前述の 1-1, 1-2 より, 両者の presampled MTF の結果は, 約 1.5 cycles/mm より高い空間周波数において 0.100 mm 間隔の方が高い値を示したが, 両者の差はアパーチャ MTF の違いであることが確認できた. 膝ファントム画像と矩形波チャート画像を確認すると, 両者ともに 0.100 mm 間隔の画像の方が細かい部分の情報まで視認することが可能であり, サンプル間隔が小さい方がより細部まで表現が可能となっていることがわかる. また, エリアシングの影響もサンプル間隔によって変化するこ

とが確認できた。

以上より、presampled MTF がほぼ同等の場合においてもサンプリング間隔が異なると、画像の見え方、エリアシングの影響は異なることに注意が必要である。DR システムの物理特性の1つである解像特性を理解する上で、presampled MTF の意味や位置付けを十分に理解することが重要となる。これらを理解した上で presampled MTF の結果を確認し、DR システムの解像特性を評価することが大切となる。DR システムでは「presampled MTF」と「サンプリング間隔」の関係が非常に重要であり、画像の鮮鋭性や虚像（エリアシングエラー）の影響を変化させ、画質を決定することになる。

2. 非線形への対応

2-1. 物理評価における線形性の重要性について

DR システムの物理評価を行う上で、入出力特性の評価は非常に重要である。入出力特性を明らかにすることで、検出器の直線性・ダイナミックレンジ・階調数・最高デジタル値などを把握することができる。特に、入出力特性の評価として最も重要なポイントは「検出器における線量（入力値）とデジタル値（出力値）の関係」であり、X線発生装置をコントロールして検出器への入射線量を正確に管理した上で評価することが必要である。物理評価は「線形性」を満たすことが重要であり、「線量とデジタル値が比例関係にあること」もしくは「デジタル値を線量に変換できる関係であること」を確認することが必須となる。また、リニアシステム（線量とデジタル値が比例関係にあるシステム）でも図7のような場合には注意が必要である。(a)では、線量（入力信号）が0の際にデジタル値（出力信号）がbとなるため、切片値bを全体に減算する必要がある。(b)では、低線量領域において非線形となる部分があるため、有効露光量変換による線形化が必要となる。

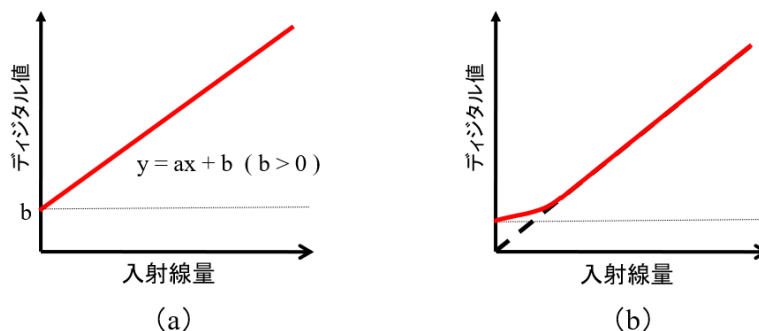


図7 線形化の処理が必要となるリニアシステム

(a) 切片が0とならないケース、 (b) 低線量領域において非線形となる部分があるケース

前述したように物理評価は「線形性」を満たすことが重要であり、解像特性評価で用いる presampled MTF やノイズ特性評価で用いる normalized noise power spectrum (NNPS) において理論的に「線形性」を満たすことが必須となる。ログシステムの同一画像データに対して線形化に用いる入出力特性の傾きを 700, 1024, 1300 と変化させた場合の presampled MTF の結果を図 8, NNPS の結果を図 9 に示

す．このように，非線形データの場合において正確な線形化を実行できなければ，presampled MTF や NNPS の結果は誤った値となって算出される．Presampled MTF や NNPS が正しく評価されなければ，両者を用いて算出される noise equivalent number of quanta (NEQ) や detective quantum efficiency (DQE) も誤った評価結果となってしまい．このため，DR システムの物理評価では正確な線形化を実施することが重要であり，入出力特性を正確に評価するために線量測定や画像取得に時間を掛けて正確かつ慎重に実施することが必要となる．

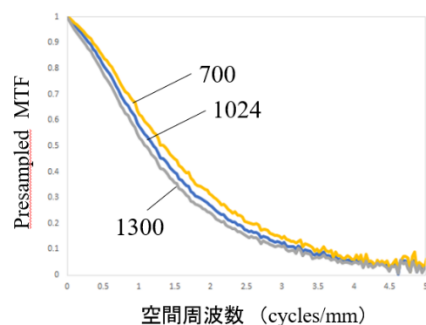


図 8 線形化のエラーを伴う
presampled MTF の結果

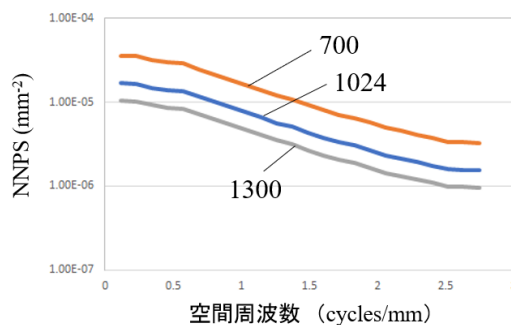


図 9 線形化のエラーを伴う NNPS の結果

2-2. 非線形対応へのヒント

2-1 にて前述したように理論的に物理評価は「線形性」を満たすことが重要である．しかし，現在の DR システムの画像処理には非線形処理が多く用いられるため，画像処理に対する評価を実施するために非線形への対応が望まれている．CT 分野では非線形に対する評価が既に行われており，タスクベースによる MTF 評価を導入した Richard らの方法⁶⁾が用いられている．このように他分野からの導入が非線形対応へのヒントとなると考えている．

現在，筆者らは DR 分野における非線形に対応する解析方法を確立するために検討を行っている．DR システムに適した解析方法の確立が必要であり，精度や確度の高い評価方法を確立できるように進めている．今回の画像部会では発表できる段階にないが，なるべく早い段階で評価方法を発表できるように努めていきたい．

2-3. まとめ

理論的に物理評価は「線形性」を満たすことが必須であり，presampled MTF や NNPS，NEQ，DQE を正確に評価する上で重要である．これらの理論を理解した上で，非線形システムや非線形処理に対する評価を確立し，各システムや各処理に対して評価をしていくことが大切である．現在，筆者らは DR システムにおいても非線形対応の評価方法の提案を準備している．新たな評価方法を発表し，多くの研究者と評価方法について議論できる機会を楽しみにしている．ご期待頂けると幸いである．

謝辞

今回、「1-2. Presampled MTF とサンプリング」を準備する上で異なるサンプリング間隔で画像出力が可能な検出器での画像取得が必要となりました。1-2 のエッジ画像, ファントム画像の撮影および画像提供のご協力を頂きました東海大学医学部附属八王子病院の由地良太郎先生, 河端英里先生には心から感謝を申し上げます。

参考文献

- 1) Fujita H, Doi K, Giger ML. Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 6. MTFs of II-TV digital imaging systems. Med Phys 1985; 12(6): 713-720.
- 2) Giger ML, Doi K. Investigation of basic imaging properties in digital radiography. I. Modulation transfer function. Med Phys 1984; 11(3): 287-295.
- 3) IEC 62220-1. Medical electrical equipment-Characteristics of digital X-ray imaging devices Part 1: Determination of the detective quantum efficiency, ed. 1.0, 2003.
- 4) IEC 62220-1-1. Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices - Part 1-1: Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in radiographic imaging, ed. 1.0, 2014.
- 5) 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.
- 6) 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): 4115-4122.

物理評価のピットホール

—DQE と線量，物理評価と臨床画像—

東海大学医学部附属八王子病院 診療技術部放射線技術科 由地良太郎

1.はじめに

一般撮影領域におけるデジタル化はCRが登場してから急速に進み、現在ではCRからFPDへの完全移行も進んできている。装置更新などにより検出器が変わる際、我々放射線技師が留意する点は線量と画質であり、装置の持つ能力や特徴の評価が重要である。医用X線画像の評価方法として検出量子効率(detective quantum efficiency : DQE)や雑音等価量子数(noise equivalent quanta : NEQ)の算出方法は国際電気標準会議(International Electrotechnical Commission : IEC)から発表された IEC 62220-1^{1), 2)}にも記載されており、近年ではDRセミナーや論文により物理評価の方法や理論を学習しやすい環境である。そのためDQEはX線撮影装置の評価項目として多くの施設で算出されており、近年ではX線検出部の評価として用いられるNEQを算出している施設も多い。この2つの評価項目は信号雑音比(signal-to-noise ratio : SNR)や入力と出力のゆらぎの概念から導かれた尺度であり、本稿では数字だけが一人歩きしないよう意味も踏まえて理解が深まるよう述べていきたいと考える。

また、DQEを用いて撮影線量の検討が行われているが、DQE算出における画像取得をする際に撮影線量を意識していないことが散見される。本稿ではDQEを算出する際の撮影線量に関する留意点を述べる。

2.DQE,NEQの定義

DQEは医用画像で広く用いられている雑音に対する信号の割合を表すSNRで定義され、入力と出力のSNRの二乗の比で定義される。また、NEQは出力のSNRの二乗で定義されている。^{3), 4)}

$$DQE = \frac{(S/N)_{out}^2}{(S/N)_{in}^2} \quad NEQ = (S/N)_{out}^2$$

また、Fig.1に示すように画像システムを介して得られるSNRの二乗の比がDQEとも考えることもできる。定義にあるようにDQE, NEQを理解するには、まずSNRの理解が必要不可欠である。画像システムにおいては入力と出力があるが、まずはそれぞれを分けて述べていく。



Fig.1 DQE,NEQ の定義の概念図

2-1.入力の SNR

放射線画像システムにおいて Fig. 1 の入力に当たるのは X 線光子そのものである。X 線の発生は時間的にも空間的にもゆらぎがあり、ポアソン分布に従うと言われている。ポアソン分布とは二項分布の極限であり、確率が小さく、数が多い場合に起きる確率分布である。ポアソン分布は「単位時間(空間)あたりに平均 λ 回起こる現象が、単位時間(空間)に k 回起こる確率」を表すのに用いられ、以下の式で表せられる。

$$P(k) = \frac{\lambda^k e^{-\lambda}}{k!}$$

ポアソン分布の特徴としては平均値(期待値)と分散が λ になることである。ここで SNR の概念に戻ると信号値は平均値、雑音は分散の平方根である標準偏差となるため SNR は $\sqrt{\lambda}$ となる。

$$S/N = \frac{\text{信号値}}{\text{標準偏差}} = \frac{\lambda}{\sqrt{\lambda}} = \sqrt{\lambda}$$

つまり、 λ が大きいほど SNR は大きくなるということになる。

放射線に置き換えて考えると、単位面積あたりにカウントされる光子数が q であった場合、その量子のゆらぎである分散は q となり、標準偏差は $\sqrt{q}$ となる。SNR における信号値は光子数であり、雑音は分散の平方根である標準偏差であるため、SNR の二乗は光子数と同じになる。

$$(S/N)_{in} = \frac{\text{入力の信号値}}{\text{入力の標準偏差}} = \frac{q}{\sqrt{q}} = \sqrt{q}$$

$$(S/N)_{in}^2 = q$$

よって、入射してくる X 線すなわち入力の SNR の二乗は光子数と一致することがわかり、光子数が大きいほど SNR は大きくなり、雑音の割合は少なくなっていくため、良好な SNR を得るにはある程度の光子数が必要であることが理解できる。

2-2.出力の SNR

次に出力の SNR について述べる。放射線画像システムにおいて出力に当たるのは画素値であり、出力の SNR は入力時と同様に平均値と標準偏差の比で定義される。ここで注意すべき点として画素値は画像システムによりデジタル化された段階でフォトン数とは全く異なる数字となるため、のちの DQE を定義する上で問題が生じる。そのため、画素値をそのまま扱うのではなく、入出力特性を用いて露光量に変換する必要がある。

$$(S/N)_{out} = \frac{\text{出力の信号値}}{\text{出力の標準偏差}}$$

$$(S/N)_{out}^2 = \left(\frac{\text{出力の信号値}}{\text{出力の標準偏差}} \right)^2 = \left(\frac{\text{露光量の平均値}}{\text{露光量の標準偏差}} \right)^2$$

ここで、出力である X 線画像のノイズ特性の評価で用いられている NNPS(normalized noise power spectrum)を考える。NNPS は「信号値を 1 に規格した場合のノイズゆらぎ成分の標準偏差の二乗値」で定義されるため信号値と雑音の関係式となっており、一様領域で変動する画素値を露光量に変換した値の平均値とその単位面積あたりのゆらぎである標準偏差を用いて、以下の式で求められる。

$$NNPS = \left(\frac{\text{露光量の標準偏差}}{\text{露光量の平均値}} \right)^2$$

露光量の平均値を平均フォトン数とし、露光量の変動をフォトンの変動と仮定したノイズ特性の指標となる。ここで出力の SNR の二乗と比較を行うと NNPS の逆数になっていることがわかる。また、画像から求める NNPS は MTF(modulation transfer function)によって変調された画素値に基づいており、NNPS は二乗の単位を持つため出力の SNR の二乗は以下の式のように表せられる。ここ示す MTF は presampled MTF を表し、システムの解像特性の評価として用いられている指標である。

$$(S/N)_{out}^2 = \frac{MTF^2}{NNPS}$$

2-3.DQE,NEQ

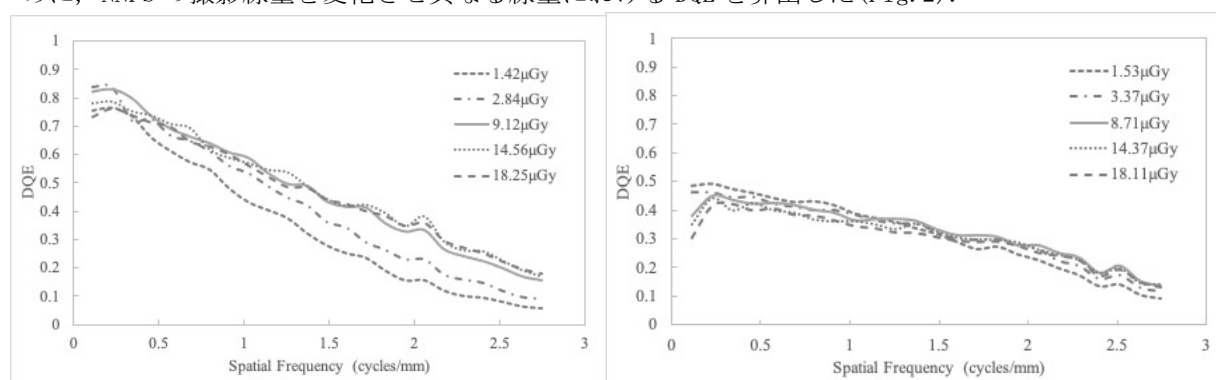
定義に戻ると DQE, NEQ は入力と出力の SNR の二乗で表されるため、以下の式になる。

$$DQE = \frac{MTF^2}{q \times NNPS} \quad NEQ = \frac{MTF^2}{NNPS}$$

本来は空間周波数の関数として表されるが、今回は省略している。上記式で気をつけるべきはあくまで算出するための式であることである。MTF や NNPS を用いるため解像特性とノイズ特性を兼ね備えた評価指標と思いがちであるが、本来の定義としては SNR の二乗値であり、入力と出力のゆらぎを表している。また、入力のゆらぎが光子数になることから NEQ が出力の光子数を表し、DQE が光子数の伝達特性と勘違いすることがある。DQE は入力と出力のゆらぎの比であり、SNR の概念で考えた場合これまでの式が成り立つということである。画像システムにおいては光子数そのものが画素値となるわけではなく、検出効率やノイズ因子によって入力とは異なる結果となる。入力の SNR では雑音はポアソン分布から考えられる量子ノイズのみを考慮したが、画像システムを介するため量子ノイズ以外の付加ノイズが加わりノイズ量が増加する。そのため DQE はあくまで量子ノイズのみを考慮した場合に成り立つため、実際の画像システムにおいては様々なノイズが発生するため、このような簡単な式にはならないことに注意が必要である。⁴⁾

3.異なる線量における DQE

上記で述べたように実際の画像システムにおける DQE が撮影線量によって変化することを確認するために、NNPS の撮影線量を変化させ異なる線量における DQE を算出した (Fig. 2)。



(a)

(b)

Fig.2 異なる線量における DQE (a)RQA3 (b)RQA7

使用した装置は Konica Minolta 社製の AeroDR (1417HD) であり、線質は (a) RQA3 と (b) RQA7 を用いた。presampled MTF はエッジ法を用い、高露光部のピクセル値がシステムの最高デジタル値の約 50%～80%になるような線量で取得し、NNPS は FPD への到達線量が約 1mR (8.67 μ Gy) になる線量を基準

線量とし、1/10 線量、1/3 線量、1.5 倍線量、2 倍線量で画像取得を行った。RQA3 では線量によって DQE が異なっているが、RQA7 では線量による大きな変化は見られなかった。これは理想的なシステムを想定して量子ノイズのみを考慮した DQE の定義と量子ノイズ以外の様々なノイズが加わる実際の装置との違いだと考えられる。

DR におけるノイズ分析は入出力特性で用いる均一露光画像のピクセル値から求めることが可能である。量子ノイズのみである理想的なシステムにおいてはポアソン分布に従うため、線量に比例するピクセル値とその分散は比例関係になる。しかし、実際の画像から露光量変換したピクセル値と分散の関係を見ると緩やかな曲線を描くことになる (Fig. 3)。

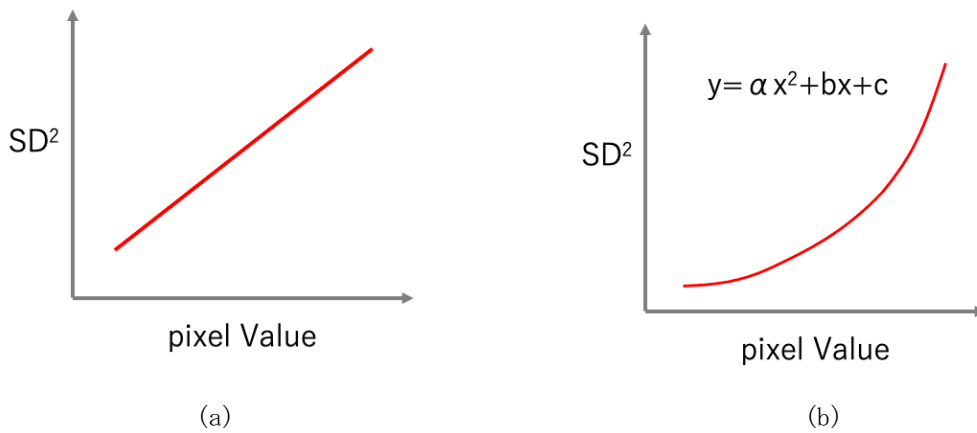


Fig.3 ピクセル値と分散の関係 (a)理想的なシステム (b)実際のシステム

この原因は量子ノイズ以外の構造ノイズや電気ノイズによる影響である。量子ノイズ(σ_{quantum})はピクセル値の平方根に比例し、構造ノイズ($\sigma_{\text{structure}}$)はピクセル値に比例し、電気ノイズ($\sigma_{\text{electronic}}$)はシステム固有の値を待つためピクセル値には依存しない。ピクセル値が線量に比例するシステムにおける画像ノイズ(σ_{total}^2)は次式が成り立つ。⁵⁾

$$\sigma_{\text{total}}^2 = \sigma_{\text{quantum}}^2 + \sigma_{\text{structure}}^2 + \sigma_{\text{electronic}}^2$$

また、加法性と乗法性の性質から次の指揮が成り立つ。

$$\sigma_{\text{total}}^2 = \alpha\chi + \beta\chi^2 + \gamma$$

ここでは α は量子ノイズの係数、 β は構造ノイズの係数、 γ は電気ノイズの係数を表す。Fig. 3(b)の関係式から係数を求めることで、システムのノイズ成分の割合を求めることが可能である。今回用いた装置では取り出し可能な ORIGINAL DATA は対数変換後の画像であるため、入出力特性の傾きから露光量変換のデータを用い、照射野中心に 100×100 ピクセルの ROI を設定し、ピクセル値と分散から求めた。

ピクセル値によってノイズ成分の割合が変化していることがわかる (Fig. 4). また, 線質によって量子ノイズの割合も異なることがわかる. 今回 NNPS 算出に用いた線量域は露光量変換後のピクセル値で表すと約 100~1000 であり, RQA7 では量子ノイズの割合が高いのに対し, RQA3 では電気ノイズや構造ノイズの割合が高い. DQE の定義が量子ノイズのみ考慮するため, 量子ノイズ優位な線量域では撮影線量によって DQE は変化しにくい, 構造ノイズや電気ノイズが優位な線量域では DQE の定義との乖離が生じ, 線量によって DQE が変化すると考えられる.

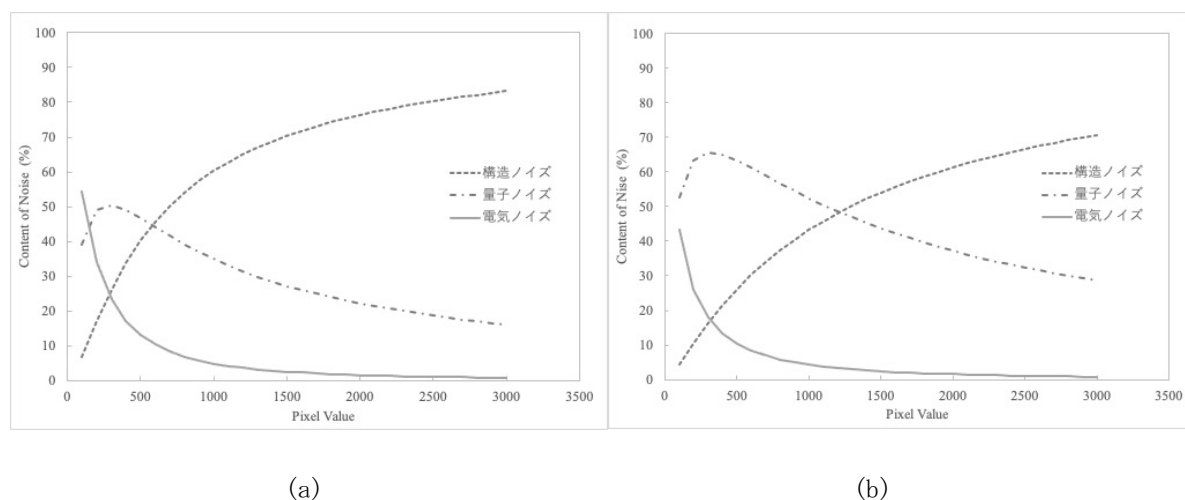


Fig.4 ノイズ成分分析(百分率) (a)RQA3 (b)RQA7

4.臨床画像と物理評価

上記のことから DQE を算出する際は検討する線量域を検討し, 画像を取得する必要がある. 実際に検討する線量で撮影された臨床画像の ORIGINAL DATA のピクセル値がどの程度なのかを調査し, 物理評価を算出する線量を決定することで臨床に用いられる線量での評価が可能である. しかし, DQE は定義から考えると量子ノイズ以外を考慮していないため, あくまで効率としてとらえ, 出力のみを表す NEQ を用いた方が画像評価としては適切であると考えられる. また, 物理評価のみで線量を決定するのは乱暴であるため, 画像処理を含めた視覚評価や臨床目的に応じて評価することが重要である.

参考文献

- 1) IEC 62220-1. Medical electrical equipment-Characteristics of digital X-ray imaging devices Part 1: Determination of the detective quantum efficiency, ed. 1.0, 2003.
- 2) IEC 62220-1-1. Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices - Part 1-1: Determination of the detective quantum efficiency -

Detectors used in radiographic imaging, ed. 1.0, 2014.

- 3) 石田隆行, 松本政雄, 加藤亜紀子, 下瀬川正幸. よくわかる医用画像工学. 東京 : オーム社, 2008
- 4) 市川勝弘, 石田隆行. 標準デジタル X 線画像計測. 東京 : オーム社, 2010.
- 5) 國友博史, 市川勝弘, 東出 了, 他. 低線量領域における Digital Radiography の物理的画質特性の検討. 日放技学誌 2012; 68(8): 961-969.

無線動画(シリアル)撮影機能を搭載した回診用 X 線撮影装置「AeroDR TX m01」の特長

コニカミノルタ株式会社ヘルスケア事業本部モダリティ事業部 佐藤 朋秀

1. はじめに

現在、世界的な COVID-19 の蔓延もあり、感染症予防対策のための隔離病棟や集中治療室(以下 ICU)に入院している重症患者の診断および病態管理を行うため、回診用 X 線撮影装置の重要性が再認識されている。重篤な患者の場合、CT などの高度な検査が必要とされることもあるが、患者の移送が必要となり、病態管理や感染症予防対策の観点からそれが困難となるケースもあることが一つの要因である。

コニカミノルタでは、画像診断領域において広く利用されている単純 X 線撮影装置に着目し、従来の静止画から得られる情報量を大きく増大させる動画(シリアル)撮影技術確立、一般 X 線撮影装置を用いたデジタル X 線動画撮影システムを実現した。さらに本年 3 月には、ベッドサイドでの無線動画撮影を可能とし、患者の移送なしにより多くの情報を提供し得る回診用 X 線撮影装置「AeroDR TX m01」^[1]を発売、X 線動画撮影のポータブル撮影領域への拡大を実現した。本稿では、この回診用デジタル X 線動画撮影システム、無線動画撮影技術およびポータブル撮影に有用なアライメントサポート機能について紹介する。

2. 回診用デジタル X 線動画撮影システム

この回診用デジタル X 線動画撮影システムは、「AeroDR TX m01」とワイヤレスカセット型 DR「AeroDR fine motion」^[2]との組み合わせにより、パルス X 線の連続照射(15 frame/sec)による無線動画撮影に対応(図 1)、ベッドサイドにおいて臥位や座位での動画撮影を可能としている。

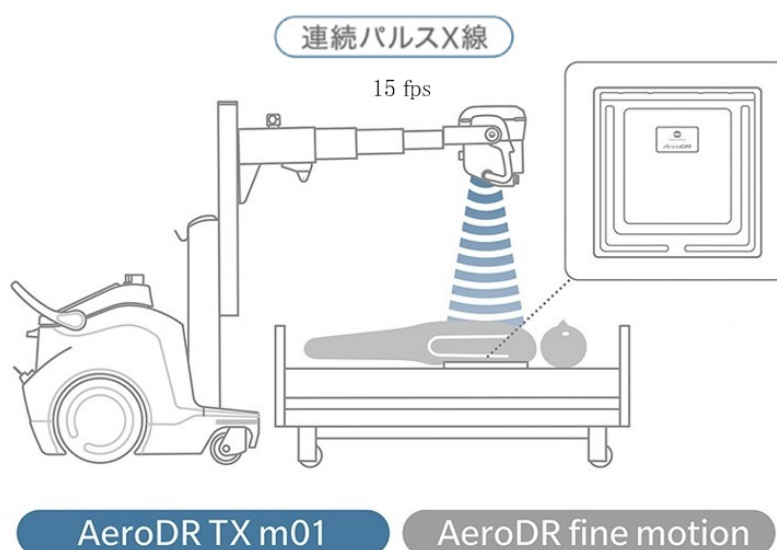


図 1 無線動画(シリアル)撮影の概念図

また、撮影された動画を X 線動画解析ワークステーション「KINOSIS」^[3]に転送することで、各種解析処理およびその結果表示が可能となる(図 2)。



図 2 動画撮影システムと X 線動画解析ワークステーションの概念図

3. 無線動画撮影技術

これまでにコニカミノルタが開発したデジタル X 線動画撮影システムにおいては、一般 X 線撮影装置と接続インターフェース、ワイヤレスカセット型 DR「AeroDR fine motion」の 3 つの機器が専用ケーブルで接続され(図 3)、パルス X 線の連続照射と、FPD の画像読み出し動作のタイミングを同期している(図 4)。

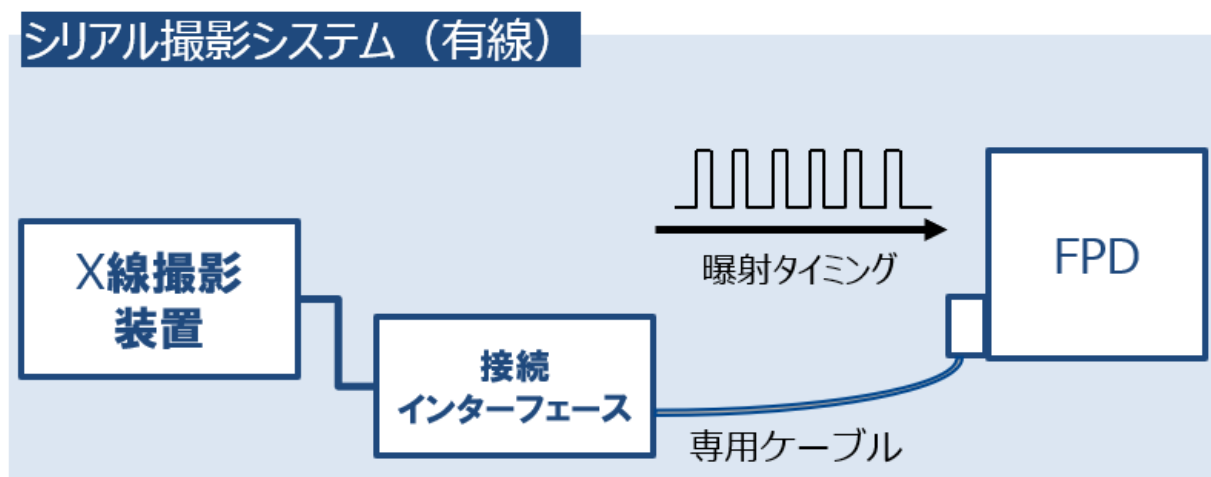


図 3 動画撮影システム(有線) 概略図

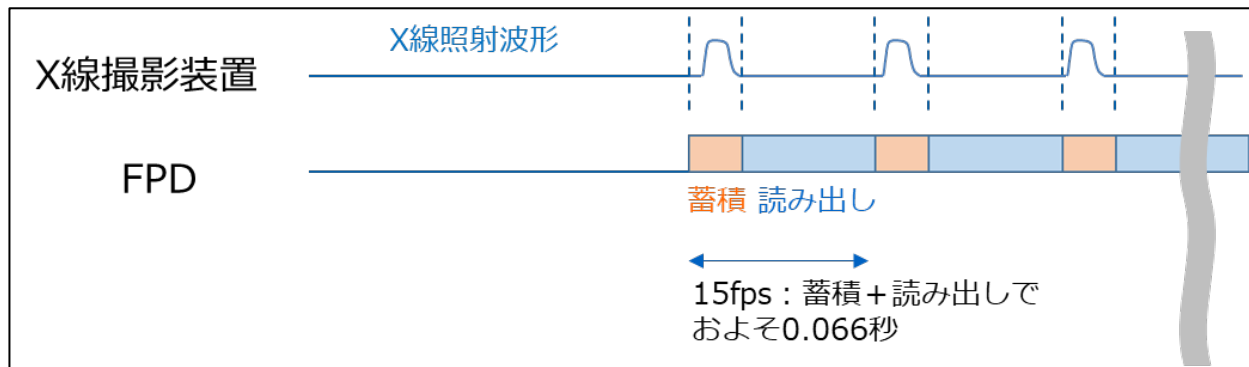


図 4 パルス X 線の連続照射における同期概略図

一方、回診用 X 線撮影装置「AeroDR TX m01」では、有線接続と同等の精度で曝射タイミングの同期が可能な無線接続技術を開発し、パルス X 線の連続照射による無線動画撮影に対応した(図 5)。これにより FPD は静止画と同様に無線で使用可能となり、人工呼吸器や患者モニタリングシステム等の様々な機器が患者に装着される ICU の環境においても、動線を確保した動画撮影が可能となった。

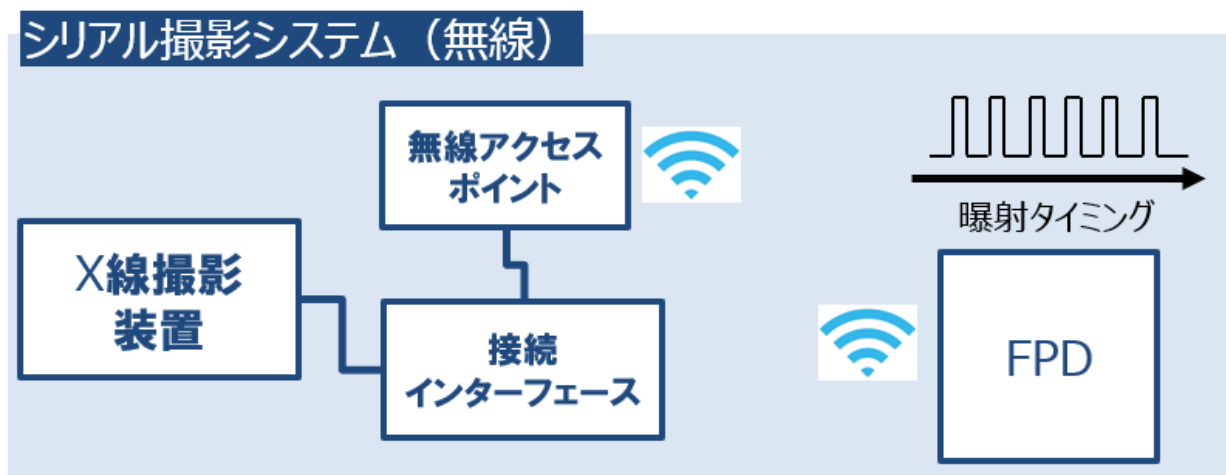


図 5 動画撮影システム(無線)概略図

4. アライメントサポート機能

「AeroDR TX m01」では、ベッドサイド撮影におけるポジショニング支援を目的とし、X 線管球と FPD それぞれのロール角およびピッチ角の表示機能を搭載した。特に、ピッチ角においては、これらの数値が一致した際、色付き表示することで X 線の FPD への斜入を防止、画像影響を最小限に抑えている。(図 6)。

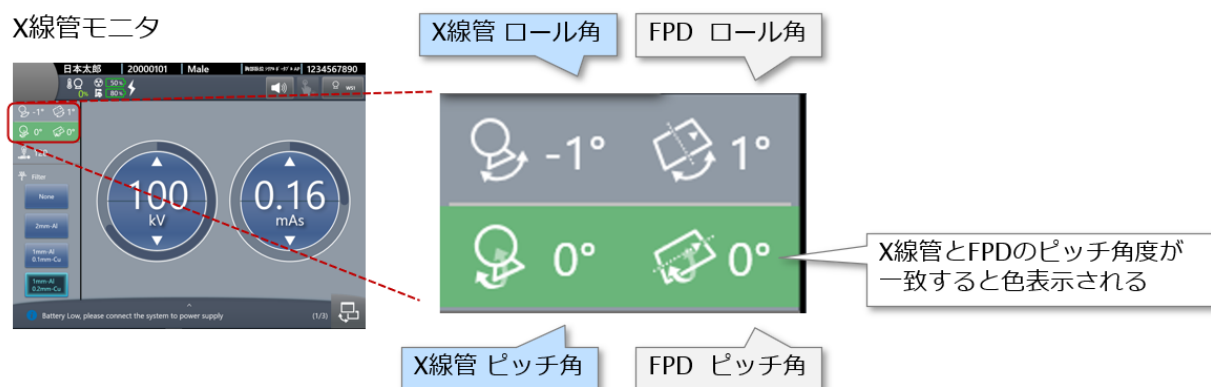


図 6 X 線管モニタの表示

それぞれの角度は、X 線管と FPD に搭載された 3 軸加速度センサーを用いて算出される(図 7)。また、FPD においては 3 軸の重力加速度の大きさから FPD が縦を向いているか、横を向いているかを検出し、縦横方向に合わせて FPD のロール角とピッチ角を切り替えることで、FPD の向きによらず X 線管球と FPD のロール角とピッチ角を合わせている(図 8)。

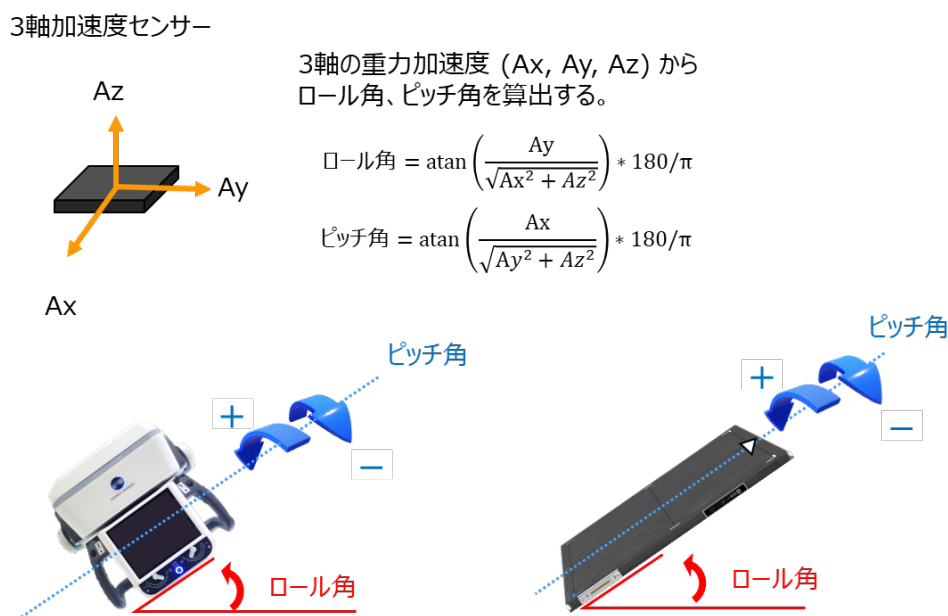


図 7 3 軸加速度センサーを使ったロール角とピッチ角の算出

縦向き、横向きでもロール角とピッチ角の関係は変わらない

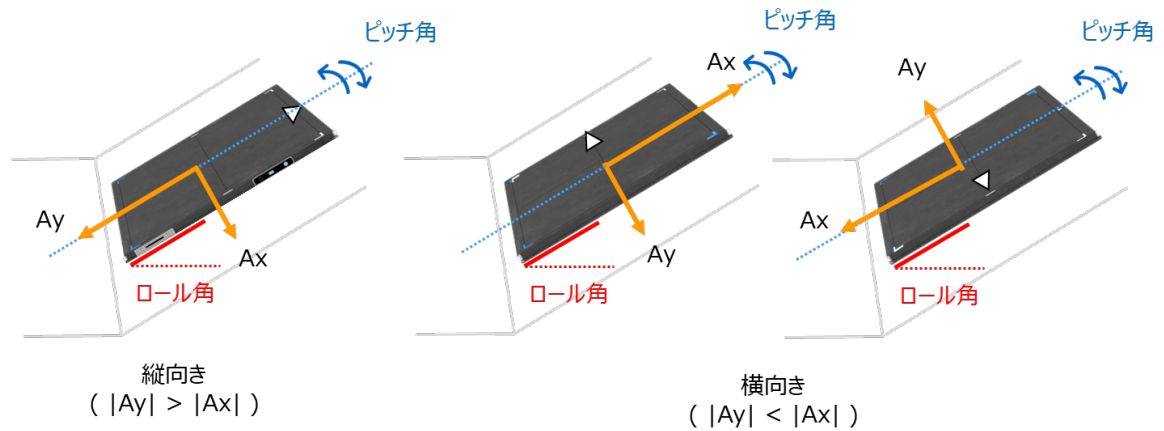


図 8 パネル向きとロール角/ピッチ角の関係

このアライメントサポート機能により撮影の再現性を向上させ、経過観察に適した画像の提供に貢献することが可能である。

5. おわりに

コニカミノルタが開発したデジタル X 線動画撮影システムは、回診用 X 線撮影装置への動画撮影機能搭載により一般撮影領域からポータブル撮影領域に拡大した。ポータブル撮影領域では、特に診断や治療のための情報が限られる ICU において、従来の静止画以上の情報量を有する動画の提供を通じ、病態管理により貢献することが強く期待される。

今回紹介した「AeroDR TX m01」をはじめとするこのデジタル X 線動画撮影システムが、より有用性の高い画像診断機器となるよう、今後も臨床価値の創出・検証および機器開発に取り組み、更なる医療の質の向上に貢献してゆく所存である。

[1] AeroDR TX m01 [販売名：移動型汎用 X 線装置 AeroDR TX m01(製造販売認証番号：第 303ABBZX00055000 号)]

[2] AeroDR fine motion [販売名：デジタルラジオグラフィー SKR 3000(製造販売認証番号：第 228ABBZX00115000 号)]

[3] KINOSIS [販売名：画像診断ワークステーション コニカミノルタ DI-X1(製造販売認証番号：第 230ABBZX00092000 号)]

CXDI-RF Wireless B1 における Built-in AEC Assistance 技術について

キヤノン株式会社 医療機器第三開発部 **丹羽 宏彰**

メディカル第一事業企画部 **佐嶋 一裕**

1. はじめに

キヤノンは、DR(Digital Radiography)方式のワイヤレス X 線デジタル撮影装置の新製品として、“デジタルラジオグラフィ CXDI-RF Wireless B1”を2021年8月下旬に発売した。新製品はフルサイズ(約17×17インチ)対応のワイヤレス X 線デジタル撮影装置(※1)である。1台で幅広い撮影手法や撮影部位に対応しているほか、可搬性に優れた外装デザインでさまざまな撮影シーンでの作業負荷軽減に貢献する。また、キヤノンの新技術「Built-in AEC Assistance」を採用する。

「Built-in AEC Assistance」は、X 線イメージセンサーと同一面上に形成された、画像検出用の画素と同一構造の検知用素子を用いて、画像生成と同時に、照射された X 線に相当する画素値をリアルタイムに検知することができる技術である。今回、「デジタルラジオグラフィ CXDI-RF Wireless B1」の技術を紹介する。

2. CXDI-RF Wireless B1 の特長:透視から一般撮影まで幅広い撮影手法に対応

DR 方式の X 線撮影手法として、バリウム等を使用し、X 線をパルス状または連続照射することで体内を透過する際に生じる X 線のコントラスト差をモニターでリアルタイムに動画のように観察する「透視」や、胸部や腹部、骨や関節などを静止画として撮影する「一般撮影」などがある。本製品は1台で「透視」から「一般撮影」まで幅広い撮影手法に対応する。本体質量は約3.5kgで、持ちやすさを追求した外装デザインを採用しているため、撮影時の位置決めや片手での持ち運びを容易に行うことができる。撮影した画像は、専用コントロールソフトウェアにより素早く表示、確認が可能で、多様な撮影ワークフローに対応する。

※1 ワイヤレス撮影時は一般撮影のみ対応。

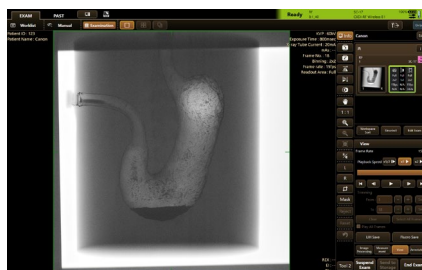


図 1：透視／一般撮影それぞれに対応可能な専用ソフトウェア（画面イメージ）

3. 新技術:「Built-in AEC Assistance」により多様な医療現場での撮影をサポート

X 線を用いて撮影を行う医療現場においては、「人体への X 線の照射は社会的・経済的要因を考慮しながら、できるだけ少なくするよう努力すべき」という放射線防護の基本的な考え方である「ALARA(※2)の原則」に基づき、さまざまな取り組みが行われている。例えば、X 線撮影システムでの撮影に際しては、一般的に X 線発生装置から被写体に対して過度に X 線が照射されないよう管理するため、照射された X 線に相当する電流を検知する外付けデバイスが使用されている。しかし、DR 方式の X 線撮影装置などをシステムの撮影台から取り外してワイヤレスで撮影を行う場合等、外付けデバイスが使用できないケースがある。

この度、キヤノンは、長年にわたり培ってきた X 線センサー技術とイメージング技術を生かし、従来、外付けデバイスが担っていた機能を撮影装置に内蔵させることができる新技術「Built-in AEC Assistance」を開発した。新製品は、画像を生成すると同時に、照射された X 線に相当する画素値をリアルタイムに検知する新技術「Built-in AEC Assistance」を採用している。これにより、システムの撮影台から取り外してワイヤレス撮影を行うような、外付けデバイスが使用できないシーンを含む多様な医療現場で撮影をサポートする。

※2 As Low As Reasonably Achievable の略。1977 年に国際放射線防護委員会により勧告された考え方。

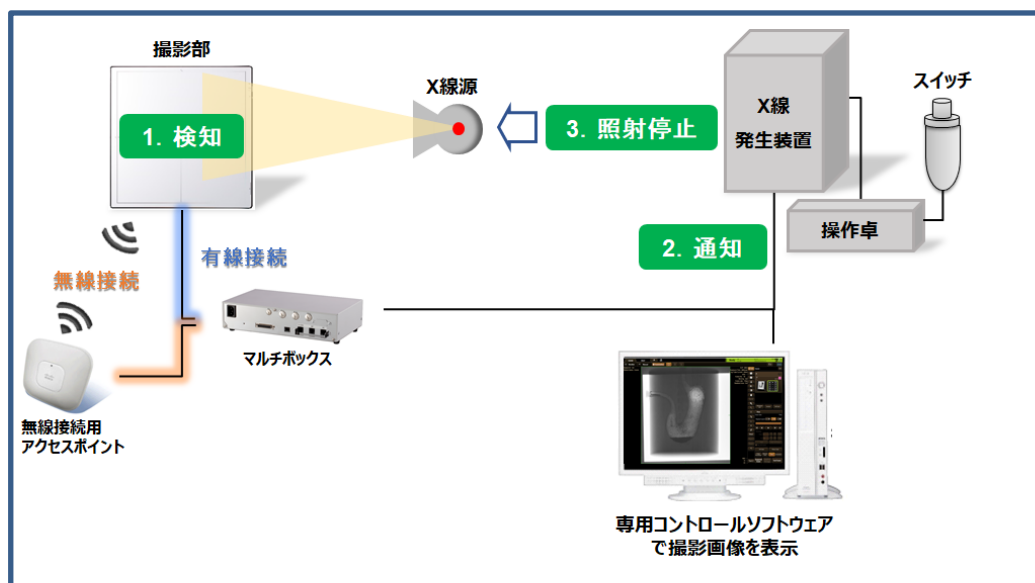


図 2：新製品を使った X 線照射停止までの流れ（イメージ）

4. Built-in AEC Assistance 技術について

新技術では、X 線イメージセンサー内の電気信号の高速読み出しや各種アルゴリズムによる画素値補正を可能にすることで、X 線イメージセンサーと同一面上に形成された、画像検出用の画素と同一構造の検知用素子を用いて、画像を生成すると同時に、照射された X 線に相当する画素値をリアルタイムに検知する。

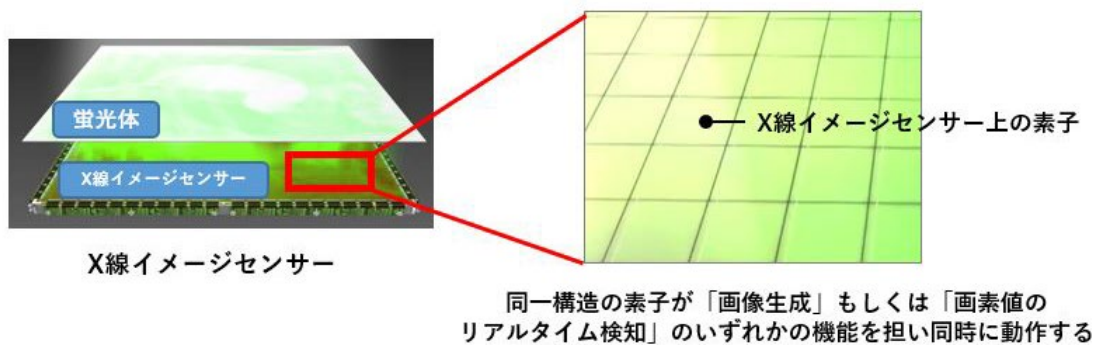


図 3：X 線イメージセンサー内の素子構造（イメージ）

リアルタイム検知された画素値情報は、逐次累積され、さらに、基準値をあらかじめ設定しておくことで、画素値の累積情報が基準値に到達した時点で X 線発生装置へ通知することができるため、専用の外付けデバイスを使用することなく、X 線発生装置側で X 線照射の自動停止が可能になる。

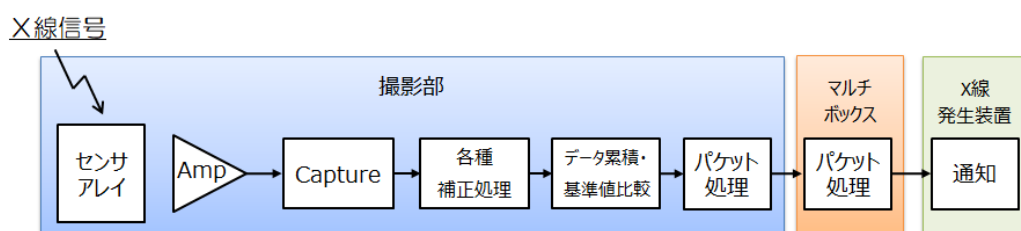


図 4 : Built-in AEC Assistance データフロー

5. おわりに

キヤノンは今後この技術を X 線デジタル撮影装置「CXDI」シリーズに搭載していくことで、病院内における回診撮影を含む幅広い撮影シーンに対応できるよう製品開発を進めていく。また、医療以外のさまざまな用途への応用も視野に入れた開発を進め、X 線センサー技術とイメージング技術をより一層進化させることでデジタル撮影領域を拡大していく。

<主な製品仕様>

販売名	デジタルラジオグラフィ CXDI-RF Wireless B1
撮影方式	シンチレーター＋アモルファスシリコン (a-Si)
シンチレーター (蛍光体)	CsI (ヨウ化セシウム)
画素サイズ	160 μ m
有効撮影範囲	約 420×430mm
外形寸法	約 460 (幅) × 460 (高さ) × 15.5 (奥行き) mm
質量	約 3.5kg (バッテリー含む)
フレームレート (有線時)	5fps (1×1) 15fps (2×2 ビニング) 30fps (3×3 ビニング／9×9 インチサイズ)
I/F	有線 : Gigabit Ethernet 無線 : IEEE802.11 a/b/g/n (2.4GHz／5GHz)
医療機器認証番号	302ABBZX00058000

オンライン医用画像処理プログラミングセミナー

おうちで学ぶ初めてのディープラーニングを受講して

松江市立病院 放射線部 岩坂 徹

近年医療技術にも多くの分野で AI 技術が用いられてきており、新卒の学生は大学で AI を習得した技師が今後は増えていく流れになっていくと思われる。我々のような中間管理職の世代は若者のからの新しい知識と、上司の古くからの経験と技術を融合しなければならない世代として、AI 技術の習得も必須であると考えてきた。しかし、AI をやってみたいけど Python コードを習得していない自分にとってなかなか敷居の高い分野でした。

2 年前に Sony の開発した Neural Network Console (NNC) の存在を知り、独学で初めてみました。幸いにもこのツールは導入コストが無料で、開発の Sony 社が You Tube にチュートリアルを含めた詳しい解説動画や、ネットワーク型グラフィックボードの機能があり、AI の構築も Graphical User Interface (GUI) により、プログラムコードを書かなくても構築が可能となっています。「やってみたいな、けど始めるには PC を買わなきゃいけないのかな」とか「やってみたいけど、コードを覚える時間がなかなか作れないな」みたいな方にはお勧めのプログラムになります。個人で初めて見たのですが、やはり自分一人で動画を見ながらやっていて、出来るようにはなっていくのですが、動画はやはり一般的な内容が中心になっているので、放射線技師が医療画像をあつかって解析を行うには、細かい疑問が浮かんでくるようになり、ここをもう少し効率的にしたいなという点が多く浮かんできました。

そんな中でこの講座を診療放射線技術学会のホームページで見かけ、受講したいと思い応募しました。

受講が受理されると、受講までの基礎知識の動画、NNC のインストールガイド、当日の授業の受講データが配布されます。受講までに NNC のインストールを行う必要がありますが、インストールガイドも非常にわかりやすい内容となっているために安心してインストールすることができます。NNC はウェブ型 GPU を使用することも可能ですし、時間がかかるのですが、CPU での処理も可能となるので、本講座を受講するために新しい PC を購入する必要もありません（ちなみに私は「本講座を受講するのに AI の処理をするのに性能の高い GPU が必要だから」と言って PC の更新を行いました。）任意ではありますが、Slack へ登録を行うと、掲示板機能を利用して事前に聞いたことや、わからないことを聞くこともでき、スタートラインに立つ前に挫折するという事はありません。また、事前学習である中山先生の深層学習の基礎の動画講義は非常にわかりやすい講義です。受講までにきちんと見ておくことをお勧めします。また、2020-2021 年版 標準 医用画像のためのディープラーニング：入門編（オーム社）が基本テキストになるので、こちらも一度読んでおくことで講習当日の講義内容をよりきちんと理解することができると思います。事前のネットワークテストでネットワーク環境のチェックも行っていたので、Wi-Fi 等で受講をあまりお勧めはしませんが、受講中の接続状況も事前にシミュレートすることも可能です。

受講当日は座学からはじまり、AI で行う研究の方法論で AI でのデータの収集方法とその工夫の仕方、学習用の教師データの作成、AI の学習、解析、結果の評価と解釈方法までの内容を受講し、次に NNC の

基本操作と、説明までの講義を午前中に受講しました。講義の途中でも疑問に思っていたことはすぐに聞くことができ、わからない事や疑問をうやむやにすることなく受講をすることができました。

昼食後はハンズオンのセッションで、受講内容は「画像の分類」と「セグメンテーション」の二つでした。

事前に配布されたデータを用いてデータセットの作成からネットワーク構築まで、各受講者に合わせたペースで行ってもらえ、躓いてもスタッフが画面共有を利用した個別指導を行っていただける為に非常に親切な対応をしていただけます。午前中の座学で学んだ内容を盛り込み、学習パラメータの設定による処理時間への影響や、結果への影響、出てきた結果の解釈など、非常にわかりやすい講義だと感じました。

2つ目のハンズオンの題材はU-Net を用いたセグメンテーションの講習です。U-net は物体の自動抽出等に利用される手法です。一つ目のハンズオンと同様に事前の配布データからデータセットの作成を行い、ネットワークの作成を行いました。

ハンズオンもサポートスタッフのおかげで脱落者もなく皆が最後まで行うことができました。

受講後には当日の講義、ハンズオンの内容のレジメをいただくことができたので、講義では使用したデータの画素数が小さいために、ネットワークの構造はシンプルなものでしたが、高画質なデータだったらどうなるのか、またU-net の階層を深くしてやることでどうなるのか、それらについてもレジメを見直しながら、データセットは放射線技術学会の配布するものを使用して高画質なデータでデータセットを作成し、浅いU-net から5階層のU-net まで構築し、その結果の違いや、学習パラメータの違いによる結果の違いなど、本講座を受講するだけでいろいろなことを行うことができるようになりました。

皆さんも是非ともこの講座を受講して、座学を通じて、ハンズオンを通じて新しいスキルを身に付けてみませんか？現地セミナーとなると、家庭や勤務の制限が多い昨今ですが、Web ハンズオンセミナーですと、そのような制限ありません。

最後に本講座の講師を務めていただきました篠原範充先生、寺本篤司先生、中山良平先生、田中利恵先生、山本めぐみ先生、バックアップサポートをしていただいた藤田医科大学の寺本研究室のスタッフの皆様に心より御礼申し上げます。

オンライン 医用画像処理プログラミングセミナー ～おうちで学ぶ初めてのディープラーニング～を受講して

九州大学病院 医療技術部 放射線部門 平山 亮太

このたび、令和4年7月17日に画像部会主催で開催された「第43回医用画像処理プログラミングセミナー ～おうちで学ぶ初めてのディープラーニング～」を受講させていただきました。以前からよく耳にしていた「ディープラーニング」や「深層学習」といったものに興味はあったのですが、具体的にどういったもので、どのように利用することができるのか、自分なりに調べてみてもいまいち理解できていませんでした。そんな折、ハンズオン形式の第43回医用画像処理プログラミングセミナーの開催を知り、一からディープラーニングに触れてみたいと思い、申し込むに至りました。今回参加報告をさせていただくにあたり、私と同じようにディープラーニングへの取っ掛かりを探している方の一助になれば幸いです。

申込後数日が経過して受講が決定すると画像部会の先生から事前案内のメールが届きました。遠隔でのハンズオンセミナーを円滑に実施するための事前準備に関するハンドアウトが送付され、受講日までのおよそ10日の間にハンドアウトに沿って準備をしました。事前準備の内容としては、深層学習の基礎に関する動画の視聴、当日使用するNeural network console (NNC) のインストールと画像部会が公開している深層学習用画像データセットのダウンロード、セミナー中のやり取りを円滑にするために使用するslackの設定、Webexの接続テストがありました。事前準備で一番悩むことが多そうなNNCのインストールに関しては、手順を細かく示した動画を提供していただけたので、特に迷子になることも無く、すんなりとインストールができました。なお、受講者3～4人に対して1人の担当チュータが割当てられ、事前準備での不具合や不明な点に手厚く対応いただける体制が整えられていました。事前準備の最後に受講者の状況把握のためのアンケートが用意されており、自身が深層学習に携わった程度やセミナー当日に使用するハードウェアなどの環境に関して回答しました。

セミナー当日は、推奨される環境に合わせてWebex用の端末と作業用の端末を準備して受講に臨みました。10時からセミナーが始まって最初に画像部会の講師の方々より自己紹介があり、つづいて受講者の自己紹介がありました。自己紹介が一通り終わると、早速講義が始まりました。

午前中に行われた講義では深層学習研究の方法論についてご教授いただきました。深層学習で必要となるハードウェアとソフトウェアについてや、使用するデータの準備方法、学習後の評価方法について初學者にもわかるように易しくかつ詳しくお教えいただきました。中でも、私が興味を惹かれた内容は深層学習で行えることをわかりやすく教えていただいた点と深層学習に使用できるさまざまなソフトウェアを紹介いただいた点でした。深層学習で行えることについては、私が最も知りたかった部分であり、分類、領域抽出・物体検出、回帰（予測）、画像生成・画像変換の4項目について例を挙げながら

ご講義いただけただけで大変勉強になりました。また、今回の実習で使用したものはNNCでしたが、それ以外のTensorflow+Keras, Pytorch, MATLABといったソフトウェアについても、実際に使用されている先生方からそのソフトウェアの利点や欠点を交えながら紹介していただけただことは大変興味深く、ソフトウェアに関する理解を深めることができました。ほかにも深層学習で使用するデータ数が少ないときの対処方法などを教えていただいた点も大変興味深かったです。

お昼休憩を挟んで、午後からNNCを用いた実習が行われました。NNCではデータを入力する入力層、処理をするための畳み込み層、次にどう伝達するかを判定する活性化関数、圧縮するためのプーリング層、ネットワークの精度を評価するためのロス関数といったものがレイヤーとして存在し、これらのレイヤーを繋げていくことによってネットワークを構築できます。最初の実習では画像の向きが異なる胸部X線画像に対して方向分類を実施するためのネットワークを作成しました。このネットワークはレイヤーを一列に繋げていくシンプルなものだったため、一つ一つの層でどのように処理しているのかを考えやすく深層学習を身近に感じることができました。2つ目の実習では胸部X線画像から肺野領域をセグメンテーションするためのネットワークを作成しました。今回は一列に繋ぐシンプルなものではなく、U-Netと呼ばれるネットワークを構築しました。U-Netは前半で画像の特徴を抽出しながら画像を縮小していき、後半で画像を元のサイズに復元しながら前半で得られた情報を統合してセグメンテーションするネットワークで、文字通りネットワークを構築するレイヤーをU字になるように繋げて作成しました。個人的には指示された通りにレイヤーを繋げてネットワークを作成していく点はそれほど難しくはなかったのですが、自分自身でネットワークを一から構築していくことを考えたとき、もう少し理解を深めなければならないと感じました。実習中に遅れが生じてしまった受講者に対してはSlackでのやり取りだったり、個別のリモート環境を構築しての対応だったり、すべての受講者に対して丁寧に対応していただいたのが印象的でした。実習の最後に講師の先生から今回使用したネットワークのパラメータなどを変えて性能の変化を調べてみることをお勧めいただきましたので、後日試してみたいと思いました。それと私が実習を受けた中で最も耳に残った内容はネットワークを構築する際に最初に入力と出力を考えることが重要ということでした。こういった出力を得たいのか、そのためにどのようなものを入力するのかを念頭に置きながらネットワークを構築することは深層学習だけでなく他のことでも大切なことだと感じました。すべての受講者の作業終了を確認し、セミナーは15:30ごろ終了しました。なお、セミナー終了後も追加資料の配布や情報提供のため、Slackが活用されました。

今回「第43回医用画像処理プログラミングセミナー ～おうちで学ぶ初めてのディープラーニング～」を受講させていただき、深層学習の基礎およびNNCを用いたディープラーニングへのアプローチを学ぶことができました。また、画像部会の先生方や受講者の皆さんのお話を聞いて自分自身の研究へのモチベーションの向上にも繋がりました。いつか深層学習に触れてみようと考えて、まだあまり行動を起こせていない方がいらっしゃいましたら、きっと得るものがあると思いますので、ぜひ次回開催された折に参加されてみてください。

最後に、お忙しい中今回のセミナーを準備し開催いただいた画像部会の先生方、サポートいただいた学生の方々に、この場を借りて御礼申し上げます。ありがとうございました。

第9回 臨床画像セミナーを受講して

東海大学医学部附属八王子病院 診療技術部放射線技術科 河端 英里

7月23日から24日の2日間に渡り、臨床画像セミナーに参加させて頂きました。今回のセミナーの内容は物理評価と視覚評価についてでした。

1日目は主に物理評価に関する講義と演習がおこなわれました。講義では画質評価の指標として用いられるMTFやNPS、DQEの定義から測定方法までわかりやすく教えていただきました。また、実際に測定を行っている様子を動画で見ることができました。測定する際の注意点やポイントを解説してくださるため、自施設で測定を行うときのイメージ作りができました。演習ではImageJとExcelを使用し実際にDQEやNPSを算出しました。演習は各々のパソコンで作業するのですが、分からない点は個別に対応してもらえするため安心して演習の内容に集中することができました。



講義中の様子

視覚評価に関する講義では視覚評価の種類やその使い分け方、試料作成から解析までの流れを教えていただきました。演習では一対比較法による視覚評価とROC Viewerを用いた観察者実験を行いました。私は一対比較法の演習でうまく評価結果を出すことができないまま1日目を終えたのですが、白石先生に時間外にも関わらず快く対応していただき、無事に結果を得ることができました。セミナー全体を通して先生方は随時質問を受け付けてくださるため、疑問が残ることもありませんでした。

今回はコロナ禍のため少人数で行われた臨床画像セミナーでしたが、先生方は熱心に教えてくださり、とても中身の濃い2日間を過ごすことができました。知識を深めることができ嬉しく思う一方で、自分の知識不足を痛感しました。頂いたExcelシートとROC解析ソフトを使って実際に物理評価や視覚評価を行えるよう、今回教えていただいたことを復習して定着させたいと思います。

最後になりますが、本セミナーを企画・運営してくださった日本放射線技術学会画像部会の先生方ならびに東京支部の皆様にご心より御礼申し上げます。

第9回 臨床画像評価セミナーを受講して

東京都立大学大学院 片瀬 知樹

2022年7月23日、24日の2日間にわたって開催されました臨床画像評価セミナーに参加いたしました。コロナ第7波の影響で対面開催が危ぶまれましたが、感染対策を万全に講じた上でのセミナー開催となりました。

以前よりX線画像のNNPS解析プログラムを作成しており参考書とともに研究を進めていましたが、初めてのプログラミングと画像評価に対する知識不足で行き詰まりを感じていました。どうしたものかと右往左往していたところ、所属研究室の教授より本セミナー開催の情報を紹介され、画像評価法を講義と演習を通して学べるという魅力的な点に惹かれ応募いたしました。以下には本セミナーを受講してよかった点を報告いたします。

まず本セミナーの受講動機でありましたNNPSに関してとても理解が進みました。講義では基礎的なことからお話していただきましたが、知識不足の私には非常にわかりやすい内容でした。恥ずかしながら「粒状性」と「ノイズの割合」に関する言葉の定義というものをしっかりと理解していなかったため、認識を改めるという点でも非常に良かったです。演習ではimage Jを使用して入出力特性、ノイズ特性、解像特性、NEQ・DQEと一連の流れに沿って行われましたが、画像の取得方法や撮影方法についても紹介いただき、参加者が自分の施設でも行えるような説明もあり大変参考になりました。

次に視覚評価に関する講義、演習がとてもわかりやすかったです。今までの研究から物理評価に関しては多少の知識はありましたが、視覚評価に関しましては国家試験に合格できる程度の知識しかありませんでした。不安の中での参加となってしまいましたが、講義と演習を通して初学者の私でも非常に理解しやすい内容となっていました。本セミナー開催前に多少なりとも知識をつけていけばより質問などできたのではないかとその点は反省しております。

最後に講師の方々にとっても質問しやすい環境でありました。コロナ禍という影響で受講者に対するスタッフの数がおよそ1:1で、演習で困った際もすぐに講師の方にフォローしていただきました。また、講師の方々皆様が声をかけやすい方々でしたのでとても質問しやすく感じました。初歩的な質問を幾つかしてしまいましたが、丁寧にお答えいただきましたこと深く感謝しております。

本セミナーには冒頭に書きました通り、私は物理評価方法に関して学びたいと思い参加いたしました。しかし参加して物理評価は勿論のこと、視覚評価に関してもとても勉強になりました。研究に必要であるから受講するというのは勿論ですが、私のように思いがけない発見や学びがあるため興味のある方は受講することをお勧めいたします。

最後になりましたが、臨床画像評価セミナーを開催および運営していただきました日本放射線技術学会画像部会及び東京支部の皆様にご心よりお礼申し上げます。

プログラミングで使える DICOM タグの活用

つくば国際大学 医療保健学部 診療放射線学科 川田 悟

1. はじめに

現在、深層学習を用いた研究は活発に行われており、放射線領域の論文数も爆発的に増加をしている。実際、深層学習を個人でプログラミングして実装する際、選択肢として考えられるのは「python」や「Neural network console」などが挙げられる。「Neural network console」は自身でコーディングすることなく直感的に深層学習を用いた AI 開発を体験できる。その反面、無料利用枠やワークスペースなどが決められており制限がある。そこで、始めの垣根は高いもののほとんど制限がない「python」を学ぶことは今後の研究活動に大きな利点となる。

また、医用画像を深層学習させる際、1 枚のみを処理することはまれであり、多くはボリュームデータを扱うことになる。深層学習させるために入力する医用画像は、基本的に前処理と言われる目的に応じて拡大縮小・反転などのアフィン変換、二値化やしきい値などの処理を行う。「python」上でこれらの処理を行うことも可能であるが、枚数が多い場合は時間がかかってしまう。そこで、「C 言語」と呼ばれる比較的高速で処理を行うことのできるプログラミング言語で処理をすることが多い。

以上の点から今回の講座ではプログラミングで使える DICOM タグの活用ということで

1. DICOM データの構造
2. 「C 言語」による DICOM の処理方法
3. 「python」による DICOM の処理方法

を中心に話すことにする。DICOM データの構造を学ぶことにより、直接 DICOM データから画像を読み込んだり画像を読み込む際の入力情報を少なくできたりするなど多くのメリットがある。

2. DICOM データの構造

DICOM ファイルは DICOM タグにより情報が整理されている。DICOM タグは「グループ番号」「エレメント番号」に分けられ、それぞれ表 1 のように分類される。ここで一つ誤解をされることが多いところであるが、ヘッダー情報と画像データは全く独立しているものではないことを記しておく。すなわち、画像データも DICOM タグにより整理される情報の一つということが表よりわかる。画像を読み込むこととヘッダー情報を読み込むことは本質的には変わらないことを示している。

また、画像データを読み込むときに必要な Row や Columns など画像から直接読み込むことが出来れば余計な手間は減らせる。DICOM タグを制する者は画像研究を優位に進められると言える。

表 1 代表的なタググループおよびエレメント番号

タグ番号	情報種別	エレメント番号	
(0008,XXXX)	検査情報	検査日付	(0008,0020)
		モダリティ	(0008,0060)
(0010,XXXX)	患者情報	患者氏名	(0010,0010)
		患者体重	(0010,1030)
(0018,XXXX)	画像収集情報	検査部位	(0018,0020)
		曝射時間	(0018,1150)
(0020,XXXX)	画像付帯情報	検査 ID	(0020,0010)
		患者方向	(0018,0020)
(0028,XXXX)	画像表示情報	行	(0028,0010)
		列	(0028,0011)
	画素情報(画像)	画素データ	(7FE0,0010)

3. 「C 言語」による DICOM の処理方法

C 言語はプログラミング言語の中でも歴史が深く、特徴として汎用性が高いことが挙げられる。すなわち目的に応じて拡張が容易であると言える。今回は、C 言語を拡張した C++言語を用いる。C++言語では画像データを直接読み込む関数は用意されていない。ゆえに自分で DICOM データを読み書きするようにプログラミングしなければならない。そこで用いる関数として「fread 関数」「fseek 関数」「fgetpos 関数」などがある。「fread 関数」はファイルから指定バイト数のデータを指定した数だけ読み込む関数である。また「fseek 関数」はファイル読み込み位置の指定子を、条件を満たす位置まで移動する関数であり、「fgetpos 関数」は読み込み位置を取得する関数である。具体的に DICOM データを処理するにはどのようにするのか以下にプログラミングコードを記す。

```

1      fseek(fp, 0, SEEK_END);
2      fgetpos(fp, &pos);
3      head = pos - (nx * ny * 2);
4      fseek(fp, head, SEEK_SET);
5      for (int i = 0; i < nx * ny; i++) {
6          fread(&ims, sizeof(short), 1, fp);
7          img[i] = (float)ims;
8      }
```

このコードがどのような処理をしているか説明する

(1 行目) DICOM データの終端の位置までファイル位置の指定子を移動する

(2 行目) 指定子の位置を取得する (ファイルサイズが取得される)

(3 行目) その位置から画像のデータ量の分だけ差分することで画像データの最初の位置を同定する

※ nx 、 ny は画像の幅と高さの大きさを示す.

※ DICOM の画像データは 2 バイト整数型 (short 型) なので, $nx * ny * 2$ で画像サイズを表している.

(4 行目) 画像データの始まり位置までファイル位置の指定子を移動する.

(5~8 行目) 実際に画像を読み込む

※ DICOM の画像データは 2 バイト整数型 (short 型) なので, 画像処理に適した単精度浮動小数点型 (float 型) に変換しながら 1 画素ずつデータを読み込んでいる.

このように, 画像を読み込むだけでもファイル位置の特定を自分で行うなど様々なことを考えなければならぬ. 仕様自体は単純であるが明快ではなく難解である. しかし逆を返せば, 基本的なことを知っていれば自分でいくらかでもカスタマイズできるという点でメリットでもあると言える. そして「C 言語」はコンパイラ言語と言って, 自身がプログラミングした処理をコンピュータが処理する機械語に変換してから実行するため, 高速な処理が可能となる. Python はインタプリタ言語と言って, 1 行ずつコードを解釈しながら実行しているので, 実行速度が遅くなる. また, Python などの言語ではバックグラウンドで自動的にその他の処理が実行されることが多く, C 言語に比べて処理内容を把握することが困難な場合が多い. まとめて「C 言語」は実行する処理が明確で, 機械語に変換してから実行するので高速であると言える.

4. 「python」による DICOM の処理方法

「python」による DICOM データの処理方法は「pydicom」と呼ばれる DICOM ファイルを扱うための Python ライブラリを用いる.

```
1 import pydicom
2 path = pydicom.data.get_testdata_file("〇〇.dcm")
3 dataset = pydicom.filereader.dcmread(path)
```

このコードがどのような処理をしているか説明する

(1 行目) pydicom を使用することを宣言する.

(2 行目) DICOM ファイルへの絶対パスを取得する.

(3 行目) DICOM ファイルの読み込みを行う.

C++では、様々なことを考慮しなければいけないが「pydicom」では読み込みはファイルへの絶対パスがあれば1行で読み込むことが出来る。このように「pydicom」はDICOMデータを取り扱うことに特化したライブラリである。

「pydicom」はDICOM規格の複雑さを吸収してくれる。ゆえに深層学習していくうえで大きな武器になる。また、「C言語」は高速処理ができ、自身で色々カスタマイズできるので前処理に適している。それぞれの長所を適材適所で用いていくことが画像研究にとって重要であると考える。

ImageJ を用いた画像処理

大阪大学医学部附属病院 医療技術部 荻原 良太

1. はじめに

ImageJ は極めて強力な画像処理および画像解析ソフトである。直感的に分かり易いユーザーインターフェースに加えて、世界中のユーザーが種々の拡張機能を開発し無料公開・頒布してきたことで広く利用されている。放射線技術科学分野においても DICOM (digital imaging and communications in medicine) 形式を含む数多くの画像形式に対応していることから幅広く活用されている。本講座では基礎的な医用画像処理について ImageJ を用いながら解説を行う。

2. ImageJ 使用上の留意事項

2-1. ビット深度

ビット深度とは 1 ピクセルあたりに割り当てるデータ量のことである。ImageJ で画像を開くと画像タイトルの下に画像サイズ・ビット深度・データサイズの並びで画像情報が表示される(図 1)。例えば 16 bit の画像は 2 の 16 乗分の階調域があり、1 ピクセルは 0 から 65535 ($=2^{16}-1$) までの画素値を持つことが可能である。なお 8 bit および 16 bit の画像は負の値や小数を持つことが出来ないため、画素値を小数倍する場合や画像間で減算または除算する場合には十分に注意する必要がある(表 1)。このような処理を行う際はビット深度を 32 bit まで広げることも考慮するべきである。

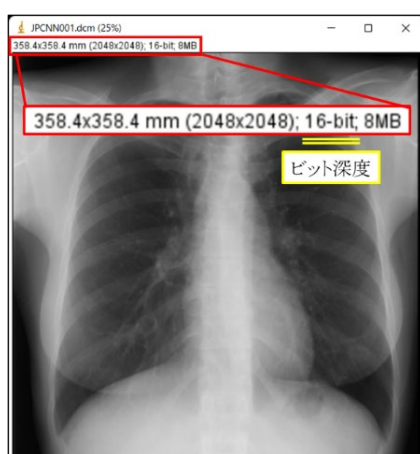


図 1 画像情報の表示位置

表 1 画素値の取り得る範囲

ビット深度	画素値の範囲	負の値	小数
8 bit	0 から 255	×	×
16 bit	0 から 65535	×	×
32 bit	非常に広い	○	○

2-2. 対象ウィンドウの選択方法

画像処理は1枚の画像または複数の画像を対象とする。前者の場合、アクティブな画像が対象となるため事前に画像ウィンドウをクリックして選択しておく必要がある。後者では、対象画像を選択するのに画像タイトルを用いるので画像ウィンドウの上方部を確認しておく必要がある。画像タイトルは用途に合わせて変更しておくことを推奨する。画像タイトル変更などの各種処理はImageJのメニューバーから実行可能である。本講座で扱う処理を、本稿末尾にある表2に纏めるので必要に合わせて確認されたい。

3. ImageJを用いた画像処理

3-1. アンシャープマスク処理

3-1-1. 概要

アンシャープマスク処理は、画像の鮮鋭度を補正する鮮鋭化処理である。図2に画像処理の概要を示す。始めに、原画像と原画像を平滑化した平滑化画像との差分を取ることで画像内の高周波成分を抽出する。この高周波成分に任意係数を乗算して成分を強調し、原画像に加算することで高周波数強調画像が作成可能である。強調される周波数成分は平滑化の度合いによって異なる。度合を小さくすれば高周波成分のみが、大きく平滑化すればより低周波の成分まで強調されるため、観察対象の大きさや形状に応じて適切に変化させることが望ましい。

3-1-2. ImageJによる処理方法

ImageJはデフォルトでアンシャープマスク処理が可能である。平滑化フィルタにはガウシアンフィルタが採用されている。デフォルト機能を使用する際はガウス関数の標準偏差 σ が取る距離、つまり信号値が約61%に減衰するフィルタの半径と、高周波成分画像に乗算する係数の値を設定する必要がある。ガウシアンフィルタ以外の平滑化手法（たとえばMeanフィルタなど）を適用したい場合は、複製した原画像に対して任意の平滑化フィルタを適用することで平滑化画像を作成し、Image Calculatorの機能によって原画像との差分を取得する。この差分画像（高周波成分画像）に対してMathのMultiply機能を用いて任意の強調係数を乗算し、この画像を原画像に加算することで高周波数強調画像の取得が可能である。

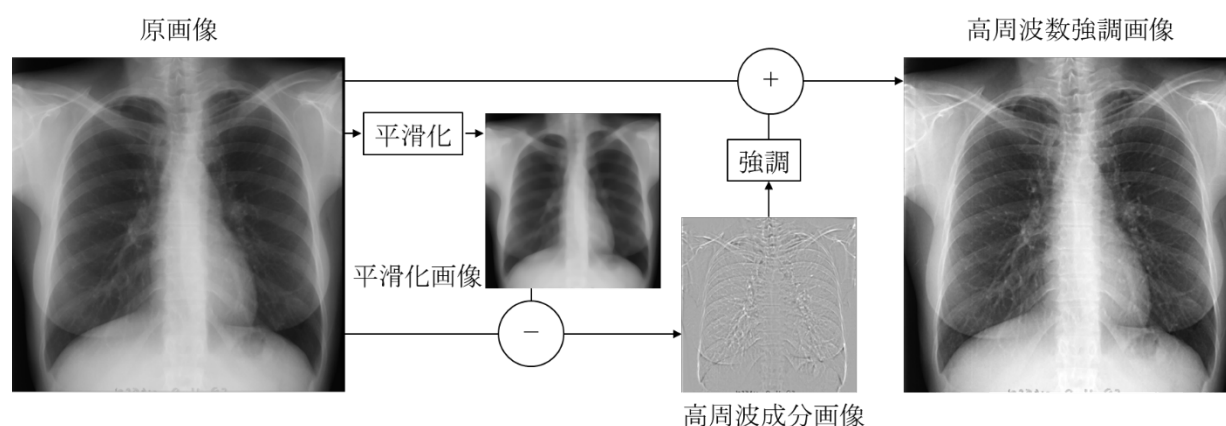


図2 アンシャープマスク処理

3-2. エネルギーサブトラクション処理

3-2-1. 概要

エネルギーサブトラクション法は、異なる2つのエネルギーで撮影された画像を荷重減算することで、骨成分を消去した軟部組織画像や、軟部組織成分を消去した骨画像を作成する手法である。骨に重なる異常陰影の識別を容易にし、骨部の視認性を向上させることで診断支援の役割を担っている。現在採用されているエネルギーサブトラクション法は軟部画像と骨部画像とを交互に求める繰り返しのアルゴリズムを使用している。また、被写体厚の違いによって適切な荷重係数を設定する新しいエネルギーサブトラクション処理が開発されている。

3-2-2. ImageJ による処理方法

ImageJ のデフォルトの機能だけでは前述の複雑なアルゴリズムによるエネルギーサブトラクション法を実現することは極めて難しい。ただし画像の局所領域のみを対象とするなら、荷重係数を用いた画像間の単純減算によって軟部組織と骨部組織とを分離することは可能である。本講座では右下肺野領域のみに注目してエネルギーサブトラクション処理の結果を検討する。

始めに、Math の Multiply 機能を用いて高エネルギー画像と低エネルギー画像に対して荷重係数を乗算する。次に、この2画像を Image Calculator の subtract 機能によって減算する。画素値が負の値を取る可能性があるのでsubtract機能を用いる際は32 bitにビット深度を変更することを忘れてはならない。図3に示すように荷重係数を適切に設定すれば、画像間の単純減算処理だけでも軟部組織と骨部組織との分離が可能である。画像の明るさとコントラストを調節することで2画像の比較が容易となる。

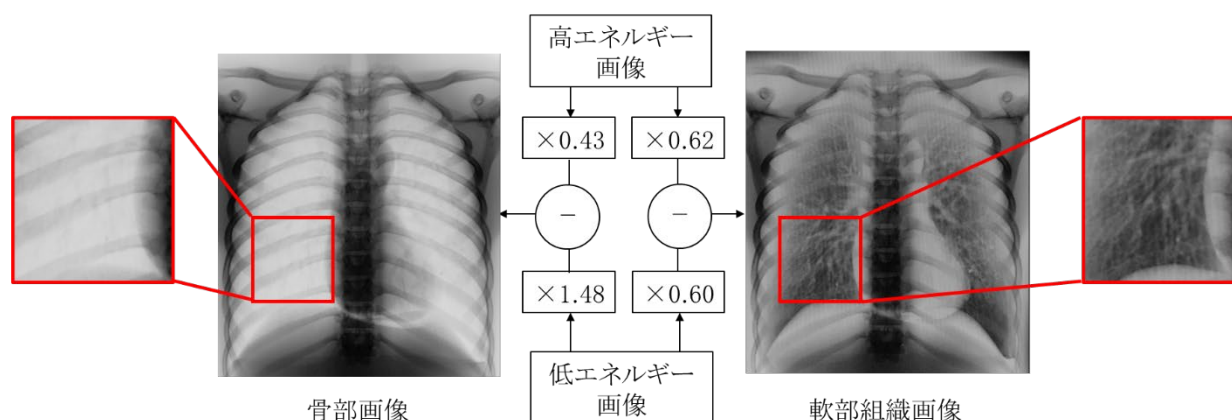


図3 荷重係数を用いた単純減算によるエネルギーサブトラクション処理

3-3. マルチ周波数処理

3-3-1. 概要

マルチ周波数処理は、画像の鮮鋭度を補正する鮮鋭化処理であり、アンシャープマスク処理の原理を踏襲している。アンシャープマスク処理との相違点は複数の平滑化画像を作成することであり、これによって画像内の異なる周波数成分を自由に調節できる。マルチ周波数処理では平滑化フィルタのサイズや周波数成分に対する強調係数など、設定すべきパラメータは多く、観察対象物のコントラストや大きな

どに注目し適切にパラメータを選択することが重要となる。

3-3-2. ImageJ による処理方法

処理方法の概要を図 4 に示す。アンシャープマスク処理と同様に、始めに平滑化画像を作成する必要がある。原画像を複数枚、複製した後に重み付け平均であるガウシアンフィルタをそれぞれに適用させる。フィルタサイズには異なる値を設定する必要がある。Image Calculator の subtract 機能を用いて平滑化画像と原画像との差分を取り、Math の Multiply 機能によって差分画像に任意の強調係数を乗算する処理はアンシャープマスク処理と同様である。この時、画素値が負の値または小数を取ることがあるため Image Calculator を使用する際はビット深度を 32 bit に変更することを忘れてはならない。最後に Image Calculator を使用して、各周波数成分の画像を原画像に加算することで周波数強調画像を作成できる。肺野内の血管や椎体骨の鮮鋭度の向上が確認できる。

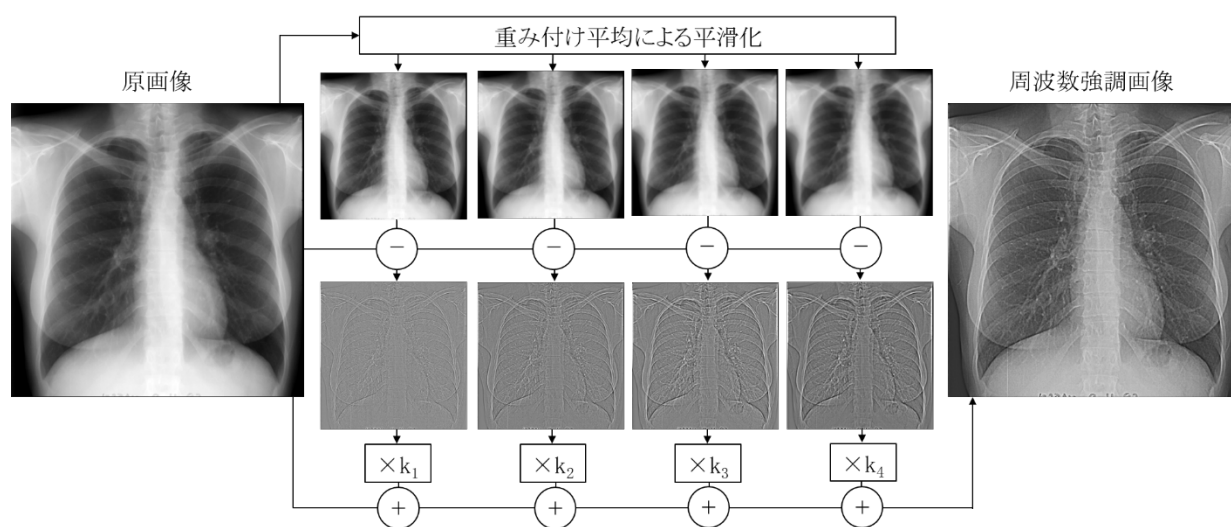


図 4 マルチ周波数処理

3-4. ダイナミックレンジ圧縮処理

3-4-1. 概要

ダイナミックレンジ圧縮処理は、画像のコントラストを補正する処理である。モニタなど表示系のダイナミックレンジが狭い場合、高濃度部には黒つぶれ、低濃度部には白飛びが発生し、関心領域の視認性が損なわれる場合がある。ダイナミックレンジ圧縮処理とは、関心領域のコントラストや高周波成分を保持したまま黒つぶれや白飛びを補う処理である。

3-4-2. ImageJ による処理方法

ダイナミックレンジ圧縮処理は、平滑化画像内の関心領域のみに対してダイナミックレンジ圧縮処理を行い、これを原画像に対して減算することでコントラスト補正を行うというものである。平滑化画像を減算するため高周波成分を保持しながら濃度補正が可能となる。本講座では縦隔部の白飛び領域の濃度補正を目的として画像処理を行う。

処理方法の概要を図 5 に示す。始めに、原画像を複製し平滑化フィルタで平滑化画像を作成する。次に

表 2 をもとに、Threshold と Mask 機能を使用して平滑化画像から低濃度部を抽出する．図 6 に示す Threshold ウィンドウ内の 2 本のスクロールバーを調整して、平滑化画像から抽出対象となる低濃度領域をハイライトさせる．図 5 の赤色部分が抽出領域に相当する．この時、Threshold ウィンドウ内の Apply ボタンをクリックしないように注意する．図 6 の通り、本例では抽出対象の画素値が 2553 から 3532 の範囲にあることが分かる．ここで Mask 作成処理を行うと、ハイライト領域の画素値が 255、それ以外は 0 のマスク画像が作成される．さらに、Math の Divide 機能によりマスク画像全体を 255 で除算することで画素値が 0 と 1 のバイナリ画像に変換できる．このバイナリ画像の作成がポイントであり、Image Calculator の Multiply 機能を用いて平滑化画像とバイナリ画像を乗算することで、平滑化画像から関心領域のみが抽出できる．

ダイナミックレンジ圧縮には階調圧縮テーブルを用いる．このテーブルは入力濃度に対して単調減少する形状を有している必要があり、これによって低濃度側の濃度を持ち上げる働きがある．ImageJ では calibrate 機能を用いることで階調圧縮テーブルの作成が可能である（図 7、表 2）．Calibrate ウィンドウの左枠内には関心領域内の画素値を、右枠内には階調圧縮後の画素値を入力する．本例では関心領域内の画素値は 2553 から 3532 の範囲内にあった．より低濃度域（画素値 3532）のコントラストを抑えることがダイナミックレンジ圧縮の目的であるため、画素値 3532 には約 25%相当の 830 を設定する（のちほど画素値 3532 から 830 を減算して白飛びを抑制するため）．画素値 2553 の濃度域は保持したいので 0 と入力する．図 7 のように階調圧縮テーブルには指数関数 (Exponential) を選択し、左枠内には画素値 2553 から 3532 までの数値を、右枠内にはその数値に対応した指数関数を取り得る値を適切に入力する．以上の処理を実行することで、関心領域内の画素値が階調圧縮される（2553 から 3532 まで線形的に分布していた画素値が、0 から 830 までの指数的な階調に変化される）．最後に、原画像から階調圧縮後の画像を減算する．白飛びしていた領域のコントラストが抑制され縦隔部の視認性の向上が確認できる．

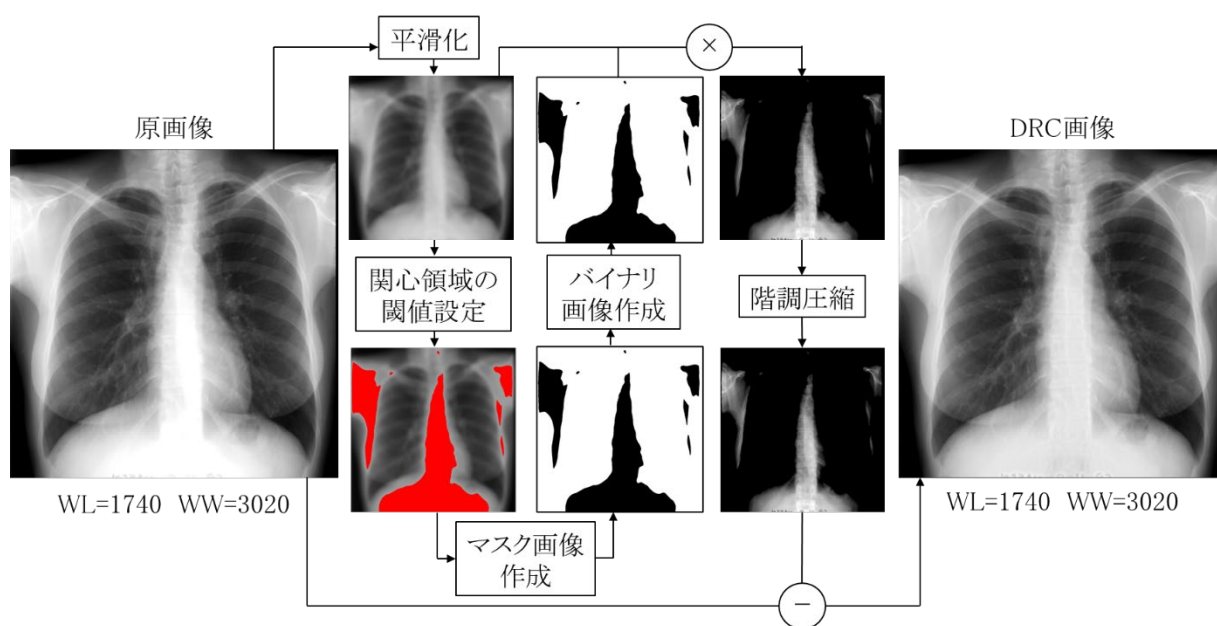


図 5 ダイナミックレンジ圧縮処理

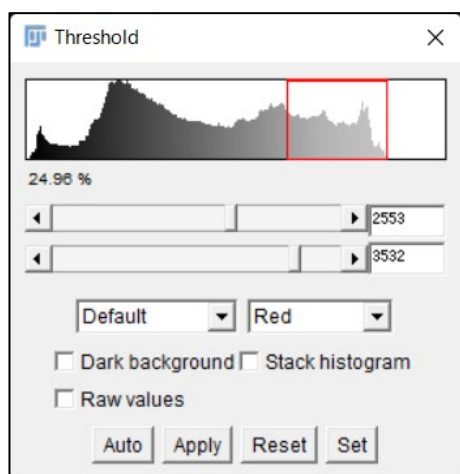


図 6 閾値の設定

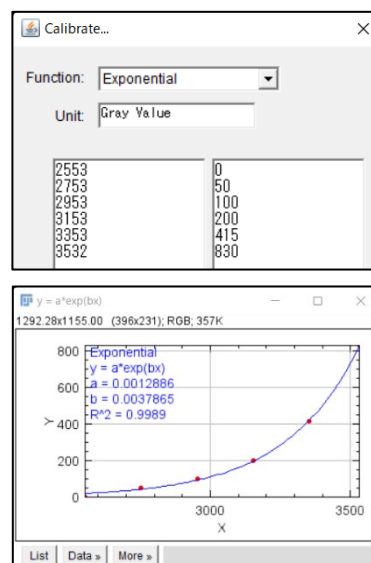


図 7 calibrate 機能

表 2 取り扱う処理の実行方法

項番	処理内容	ImageJ メニューバーからの実行方法
2-1	画像を開く	File > Open...
2-1	ビット深度の変更 (32 bit)	Image > Type > 32-bit
2-2	画像タイトルの変更	Image > Rename...
3-1	アンシャープマスク処理	Process > Filters > Unsharp Mask...
3-1	画像の複製	Image > Duplicate...
3-1	Mean フィルタの適用	Process > Filters > Mean...
3-1	2 画像間の減算	Process > Image Calculator... > Subtract ※ Image1 は原画像, Image2 は周波数画像のタイトルを選択 ※ Create new window に☑を入れる ※ 32-bit (float) result に☑を入れる
3-1	画像全体を乗算	Process > Math > Multiply...
3-1	2 画像間の加算	Process > Image Calculator... > Add
3-2	明るさ/コントラストの調節	Image > Adjust > Brightness/Contrast...
3-3	ガウシアンフィルタの適用	Process > Filters > Gaussian Blur...
3-4	Threshold 画面の呼び出し	Image > Adjust > Threshold...
3-4	マスク画像の作成	Edit > Selection > Create Mask
3-4	画像全体を除算	Process > Math > Divide...
3-4	Calibrate 画面の呼び出し	Analyze > Calibrate...

4. おわりに

本講座では医用画像で用いられている画像処理について、ImageJ の機能と併せながら解説を行った。画像処理のみならず、ImageJ は画素値の測定や特徴量抽出などの画像解析においても優れた機能を有している。他に何が出来るのかなと、興味を持ち一つ一つの機能を試してみたいと願う。

ImageJ には、プログラミングで作成できるマクロとプラグインという拡張機能がある。プログラミングの知識があればマクロの作成は比較的容易であり、本講座で取り扱った大部分はマクロによって自動化・簡略化することが可能である。限定された機能のマクロと比較してプラグインは拡張性が高く、種々のプラグインを世界中のユーザーが開発しインターネット上で公開している。複雑な画像処理や画像解析などは、マクロで自作するのも一つの手だが、インターネット上で探してみるのが研究の近道になるかもしれない。近年、人工知能の分野において脚光を浴びているプログラミング言語 python の構文でもプラグインの作成が可能であるので、ImageJ の深淵を覗きたい人は是非プラグイン開発に挑戦して頂きたい。本講座の内容が読者の皆様の研究や業務に役立つのなら幸甚に存じる。

5. 参考文献

- [1] Rasband, W.S., ImageJ, U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA, <http://rsb.info.nih.gov/ij/>, 1997-2012.
- [2] Schneider, C.A., Rasband, W.S., Eliceiri, K.W. "NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis". Nature Methods 9, 671-675, 2012.
- [3] Abramoff, M.D., Magelhaes, P.J., Ram, S.J. "Image Processing with ImageJ". Biophotonics International, volume 11, issue 7, pp. 36-42, 2004.
- [4] Shiraishi J, Katsuragawa S, Ikezoe J, Matsumoto T, Kobayashi T, Komatsu K, Matsui M, Fujita H, Kodera Y, and Doi K.: Development of a digital image database for chest radiographs with and without a lung nodule: Receiver operating characteristic analysis of radiologists' detection of pulmonary nodules. AJR 174; 71-74, 2000
- [5] 藤田広志, 石田隆行, 桂川茂彦 (2012) 『実践医用画像解析ハンドブック』 オーム社
- [6] 船橋正夫 (2017) 『CR 超基礎講座』 医療科学社
- [7] 中前光弘 (2016) 『CR の実践』 医療科学社

九州大学 医学部保健学科 放射線技術科学専攻

井手口研究室の紹介

九州大学大学院 医学研究院 保健学部門 **井手口 忠光**

1. 九州大学について

改めまして、九州大学を少しだけ紹介させていただきます。九州帝国大学の初代総長として明治44年に赴任された山川健次郎先生は、皆様にも関係が深い先生でもあります、ご存じでしょうか。NHKで放送された「八重の桜」で有名な白虎隊として明治政府との戦を経験され、その後渡米。明治34年、48歳の若さで東京帝国大学の総長に就任されています。そして特筆すべきは、東京帝国大学・物理学の教授時代に日本最初のX線発生実験に成功された先生でもあります(明治29年：1896)。

そのような歴史背景をもった九州大学に医学部付属のエックス線技師学校が設置されたのが昭和29年(1954)、その後、医療短期大学部が昭和46年(1971)と記録されています。2002年には医学部保健学科に改組され、今年で20回目の入学生を迎えています。さらに2007年に修士、2009年には博士課程が設置され、今に至っています(詳細は画像通信 Vol.31 No.1：東田先生)。



写真1 保健学科本館(2年～3年生の学び舎)

医学部保健学科のキャンパスは福岡市東区馬出(まいだし)にあります。敷地の中心には2009年完全竣工した九州大学病院が建ち、医学部(医学科、保健学科)、歯学部、薬学部が設置されています。馬出キャンパスは九州帝国大学発祥の地であり120年の歴史を誇る場所でもあります。敷地内の80年～90年経過した建物は新病院建築の同時期にリノベー

ションされ、長い歴史と伝統を受け継いだ新キャンパスに生まれ変わっています(写真1)。

2. 井手口研究室

そのような歴史の九州大学 馬出キャンパスに2019年9月1日付で赴任いたしました。卒後40年ぶりの学び舎は、感慨深いものがあります。後期が始まる1か月前という、中途半端な時期での赴任でしたが、新しく担当する科目の資料準備や次年度からの研究室のハードおよびソフト面の整備も含めて、あっという間に半年が過ぎ去ってしまいました。九州大学では学部3年生の2月頃に配属先の研究室が発表

されますが、それまでは主に保健学科本館で学びます。学部4年生になると隣接している基礎研究B棟の各研究室で1年間過ごすことになります（写真2）。私も2020年度4月から、学部卒研究生を4名担当することとなり張切っていましたが、忘れないあのコロナ禍となり井手口研究室（通称：いで研）は、波乱の幕開けとなりました。振り返るとCOVID19はいろいろな所に負の遺産を刻みましたが、Zoom等の新しい社会形態も生み出し、万事塞翁が馬とはこういったことか、と思ったりもします。



写真2 基礎B棟（教員、学部4年生、修士/博士の研究室）

ところで、九州大学の4年生は5月の連休明けから11月上旬まで臨地実習を行っていますが（途中夏季休暇）、週のうち水・木・金曜日の3日間が病院実習、そして月・火曜日が研究日として時間割が組まれています。その合間に国試模試や就活など4年生は非常に忙しい日々を過ごしていますが、それらをしっかりとこなしていく九大生の底力を感じます。

そして、ようやく2022年度から「いで研」は修士3名（うち社会人2名）学部卒研究生4名、総勢7名にて研究室として形が整い研究活動を行っています（写真3-4）。いで研では、修士は週1回、学部は隔週1回のペースで研究室ミーティングを開催し、研究の進捗を報告することになっています。修士のミーティングは社会人が2名いるために18:30または19:00から開始していますので、報告内容によっては帰宅が21時を過ぎることもよくあります。また、修士の学生にはそれぞれ担当の学部生がおり、国家試験、就活含めて先輩として相談に乗り、さらには研究の指導者として自らも学びながら成長しています。

いで研では、学部生は地方大会（九州放射線医療技術学術大会）での発表を、大学院生は国際大会（JRC含む）での発表を目標に各自の研究テーマに取り組んでいます。現在行っている主な研究は、Eye-trackingによる注視点解析の研究、構造類似度SSIMや複素ウェーブレットCW-SSIMによる新しい医用画像（DR, CT）評価の研究、さらにはGANを用いたDeep-learning等々です。その他にも、自然言語処理の研究など今まで取組んで来なかった新しい分野の研究にも挑戦しています。まだ、それらを計算できるGPU搭載のDeep-learning PCは研究室に1台しかないのですが、研究費を確保して順次増やしていきたいと思っています。その他にも、前大学でも同僚だった田中研究室とは専門分野も同じことから、共同で進めている研究もいくつかあります。その中で特に2020年度から開始した富士フイルムとの共同研究「DRの線量指標と基本的な画像特性」では、九州大学病院と九州中央病院そして済生会福岡総合病院も交えて研究をすすめています。しかし、ここでもCOVID19の影響で病院への立ち入りが制限されたり、入院患者さんの状況で

研究への対応が難しかったり等、当初の計画よりかなり遅れてしまいました。



写真3 研究室のメンバー(修士の入学式)



写真4 研究室にて(就活と勤務で2名不在)

しかしその様な状況の中、少しずつその成果もまとまり 2021JSRT 秋季、そして 2022JRC でも発表を行い、現在ヨーロッパの学会にエントリー中です。この研究には学部生数名も参加しており、地方学会でその成果の一部を発表しています。

この様によりやく軌道に乗ってきた「いで研」ですが、残念なことにまだ1度も学生たちと親睦会(飲み会)を開催できていません。そう、緊急事態宣言です。振返るとお店を予約しては延期、予約しては延期を、何度繰り返したことか。さらに、4年生は臨地実習の最中であるため、病院職員の方々と同様の慎重な行動制限を行っています。この原稿に掲載する「集合写真」は親睦会で撮る予定だったのですが、残念ながら今回も延期となり叶いませんでした。今話題の「青春は密」ではないですが、学生達のためにも一日も早い収束と日常が戻ってくることを願っています。

3. 最後に

九州大学では他大学からの大学院受験を大いに歓迎しています。もし、この原稿を読んでいただいている先生方の研究室で興味を示す学生さんがいましたら、是非とも以下 URL をクリックしていただいて、興味ある研究室に紹介いただければ幸いです。

[Advanced Medical Quantum Technological Science Course Division of Medical Quantum Science \(kyushu-u.ac.jp\)](https://www.kyushu-u.ac.jp/advanced-medical-quantum-technological-science-course/division-of-medical-quantum-science/)

4年目に突入した研究室ですが、私も還暦過ぎて早1年、無理がきかない年齢になってきました。しかし、何か一つでも小さな足跡を、伝統ある九州大学に残せるよう奮闘しています。今後とも、どうぞよろしくお願いいたします。

CARS2022 参加報告

愛知県立大学 情報科学部 情報科学科 川本 真大

2022年6月7日（火）から10日（金）までの4日間、Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)2022 が開催されました。本学会に参加し、ポスター発表を行ないましたので報告いたします。

CARS2022 では、36th International Congress and Exhibition on Computer Assisted Radiology(CAR), 24th International Conference on Computer-Aided Diagnosis and Artificial Intelligence(CAD-AI), 26th Annual Conference of the International Society for Computer Aided Surgery(ISCAS)および13th International Conference on Information Processing in Computer-Assisted Interventions(IPCAI)の4つの会議が開かれ、24 か国から277 題の研究発表が行われました。開催地は、東京都の虎ノ門ヒルズで、東京における開催は、1998 年から24 年ぶりの2 回目です。

私は、CAR の初日のセッションにおいて、「Skeletal muscle segmentation by simultaneous learning of particular superficial back muscles using 2D U-Net in torso CT images」という題目で、ポスター発表を行いました。ここでは、背面に隣接する骨格筋の同時学習に着目し、僧帽筋のセグメンテーションでは、脊柱起立筋を用いた同時学習によってその認識精度が向上するという発表を行いました。発表方法は、事前に英語で収録した映像がメインホール（図1）で映され、ポスターを設置した別のホール（図2）で質問を待つという形式でした。映像は大画面のホールにおける見やすさや聞き取りやすさを想定し、何回も収録しました。会場では、見渡せば海外の参加者が多数であり、同世代の発表者とも交流ができ、対面開催の良さを実感できました。

国際学会への参加は初めてでしたが、ハイブリッド開催で海外からのスライド聴講者のための動画作成や対面参加のポスタープレゼンやディスカッションなど、準備から発表まで1回の参加で多くの貴重な経験ができました。また、海外からの参加者も想像以上に多く、コロナ禍の国内開催の学会ではありましたが、国際会議の雰囲気を実感できました。とはいえ、ランチョンの時間などでは黙食など、まだまだ緊張感のあるものでした。CARS2023 はドイツのミュンヘンで開催されるため、研究とともに英語力もさらに鍛え、国外の国際会議における初の発表と交流に向け準備してきたいと思います。

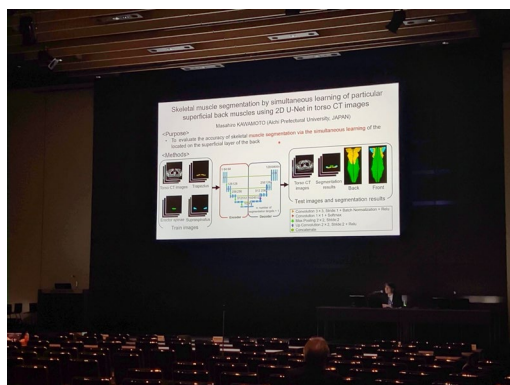


図1. メインホールの様子



図2. ポスター展示の様子

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

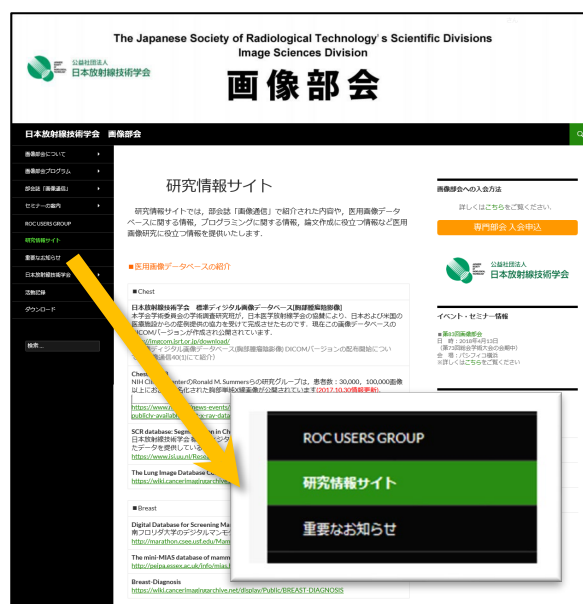


図1 画像部会 HP の「研究情報サイト」



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

私が勤務校で担当している講義科目のひとつに「放射線画像工学」があり、この講義では放射線による画像形成論からアナログフィルムの諸特性を取り扱っています。他の大学ではこれらの内容は縮小傾向かと思いますが、私の変なこだわり（銀塩写真は診療放射線技師の根っこにあるものだ！←私は技師ではありませんが・・・）で頑固に長い時間を取って講義しています。この科目に連動した実験も同様に、自動現像機を使ったフィルムの現像や平行光濃度による特性評価を行ってきました。しかし実験室を別の棟に移動させることになり、これまで修理しながら何とか動かしてきた自動現像機や平行光濃度計をついに廃棄することになりました。フィルム全盛だったころの装置がほとんど姿を消し、コンピュータや液晶モニタに囲まれた実験室はなんとなく寂しい気持ちです。

とはいえ技術はどんどん移り変わっています。デジタル画像が主流となり、AI技術も急速に医療現場に導入されつつあることから、それらに関する専門的な知識も求められるようになります。画像部会ではモダリティを限定せず、画像形成の基礎的な内容から最新のAI技術まで幅広く取り扱っています。診療放射線技師の会員だけでなく他分野で活動している研究者の皆様も是非画像部会にご参加いただき、画像部会を盛り上げていただけると嬉しいです。

With コロナ、After コロナ時代となり、対面・オンライン・オンデマンドを組み合わせたイベントを企画してまいります。多くの方と色々な形で交流できることを楽しみにしています。

(AT 記)

画像通信 Vol.45 No.2(通巻'89)

発行日 2022 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 篠原 範充

画
像
通
信

通卷八九号

VOL. 45 No2
AUTUMN 2022