

Communication of the Imaging Group of the JSRT

画像通信

2020 年 10 月

Vol.43 No.2(通巻 85)

☆ 画像部会特別企画Ⅰ『～ステイホーム：家で画像評価の基礎を確かめよう～』

①「DR セミナー開催について」

岐阜医療科学大学 保健科学部 篠原 範充

②「X 線画像の入出力特性とコントラスト」

つくば国際大学 医療保健学部診療放射線学科 柳田 智

③「X 線画像の解像特性」

鈴鹿医療科学大学 東出 了

④「X 線画像のノイズ特性」

東北大学病院 診療技術部放射線部門 小野寺 崇

⑤「SNR, NEQ, DQE」

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

☆ 画像部会特別企画Ⅱ『AIに関する書籍紹介』

「書籍紹介」

岐阜医療科学大学 保健科学部 篠原 範充

☆ 技術紹介：

「Siemens Healthineers の AI 技術を用いた撮影・画像解析支援」

シーメンスヘルスケア株式会社 デジタルヘルス&SYNGO 事業部 鈴木 貴士、岩田 和浩

シーメンスヘルスケア株式会社 DI 事業本部 MR 事業部 大澤 勇一

☆ 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 ～ステイホーム：家でディープラーニング研究を始めよう～に参加して」

市立四日市病院 中央放射線室 倉谷 洋佑

②「医用画像処理プログラミングセミナーを受講して」

鹿児島大学病院 元日田 調

③「オンライン医用画像処理プログラミングセミナー初開催」

広島国際大学 保健医療学部 山本 めぐみ

岐阜医療科学大学 保健科学部 篠原 範充

☆ 大学/研究室/研究会紹介：

「中山研究室の紹介」

立命館大学 理工学部 電子情報工学科 中山 良平

☆ 国際会議案内・報告：

①「JRC2020web 参加報告」 広島国際大学大学院 医療福祉・科学研究科 医療工学専攻 博士前期課程 橋本 滯

②「ハイブリッド CARS2020 参加報告」

広島国際大学大学院 医療福祉・科学研究科 医療工学専攻 博士前期課程 山中 大夢

☆ 画像部会 HP「研究情報サイト」の紹介：「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

☆ 標準デジタル画像データベース(胸部腫瘍陰画像)の紹介

☆ 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 89 回 画像部会予告

日 時：2021 年 4 月 15(木)～18 日(日) 第 77 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，他(予定)

テーマ「動画の画像評価」(仮題)

Educational Course：

「動画の画像評価 総論 (仮題)」

Intellectual Discussion：

- 1) IEC 622201-1-3 の解説 (仮題)
- 2) IEC 622201-1-3 に沿った画像評価 (仮題)
- 3) 動画の視覚評価 (仮題)
- 4) 動画の評価 (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.ritsume.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>

オンライン DR セミナー開催について

岐阜医療科学大学 保健科学部 篠原 範充

画像部会では、デジタル X 線画像システムの物理評価における知識と技術の理解・習得を目的に DR セミナーを開催してきました。本セミナーでは検出器の入出力特性、解像特性、ノイズ特性、そしてこれらを総合した検出量子効率である DQE について学んでいただいています。今年度は、COVID-19 による影響によりハンズオンによる本セミナーの開催は困難となりました。そのため、トライアルとしてオンラインにて画像評価の基礎を学ぶためのセミナーを実施することにいたしました。セミナーのタイトルを「オンライン DR セミナー ～ステイホーム：家で画像評価の基礎を確かめよう～」とさせていただきます。在宅時間を有効に使っていただき、画像評価に初めて取り掛かる方、画像評価に興味はあるが取り掛かれない方、子育て中の方など初心者の方を対象とした学習機会になればよいと考えております。

セミナーは、これまでも DR セミナーを全国で開催してきました画像部会委員であります東出先生、柳田先生、小野寺先生、由地先生が講師として担当させていただきます。内容は、これまで JRC（日本放射線技術学会総会学術大会）、JSRT（日本放射線技術学会秋季学術大会）にて実施しました専門部会講座（入門編）をブラッシュアップして講演形式で実施いたします。

JRC 2019	講座(入門編)：「X 線画像の入出力特性とコントラスト」
JSRT 2018	講座(入門編)：「X 線画像の解像特性」
JSRT 2018	講座(入門編)：「X 線画像のノイズ特性」
JSRT 2019	講座(入門編)：「SNR, NEQ, DQE」

初めての試みですので、多少のトラブルは予想されますが、画像部会としては、対面式の講演会に匹敵するようにしっかりと準備をして臨みたいと思います。受講いただく皆様にもオンラインシステムに接続するだけでなく、オンラインシステムにて質問していただくなど、オンラインセミナーをぜひ楽しんで頂ければ幸いです。

今後も画像部会としては、部会員、学会員の皆様に何かの形でお力になれるようオンラインにより「何ができなくなった」ではなく「何ができるか！」の観点で各種企画を考えていきます。どうぞよろしくお願いいたします。

X 線画像の入出力特性とコントラスト

つくば国際大学 医療保健学部診療放射線学科 柳田 智

1. はじめに

「コントラスト」という言葉は、日常的にも使われている用語である。コントラストを広辞苑で調べると、「①対照, 対比. ②(写真用語) 被写体あるいは映像・画像の最明部と最暗部との明るさの比. 広義には, それらの全体としての明暗の調子」と記されている。X 線画像におけるコントラストとは, 2 点間の写真濃度(輝度)の差である。X 線画像のコントラストは被写体厚により変化するのは周知のことであるが, 「被写体を透過する X 線線質」「画像処理」

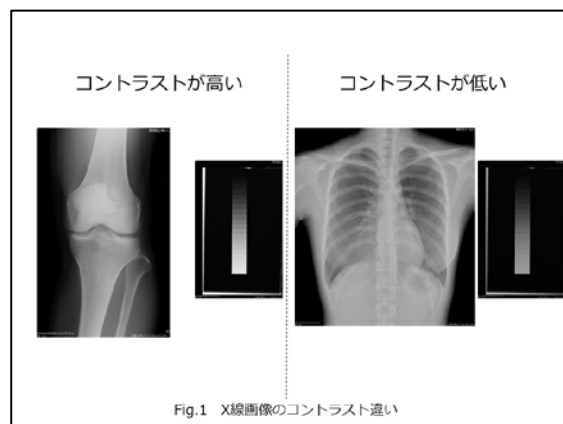
「表示デバイスの入出力特性」などが影響する。デジタルシステムの場合には, 「検出器の入出力特性」は画像調整により, 画像コントラストへの影響は少ないが, 検出器の物理特性を知る上でも重要であり, 正確な測定と解析が必要である。本入門講座では, IEC62220-1-1 に準じた一般撮影の X 線デジタルシステムの入出力特性の測定方法を解説するとともに, 実際に測定する時の注意点やポイントについて解説する。

2. X 線画像のコントラスト

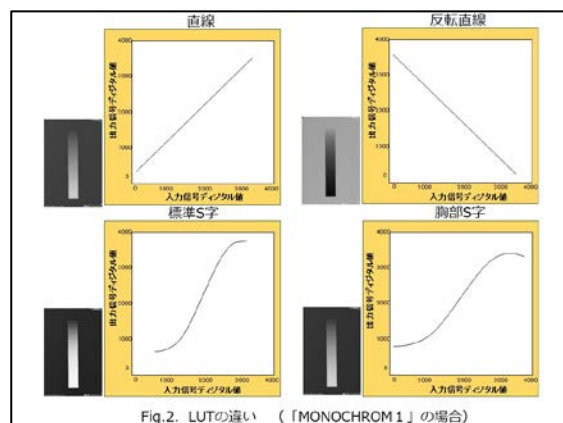
X 線画像のコントラストは, 被写体コントラストと写真コントラストに影響される。被写体コントラストは, X 線(光)と被写体に起因する X 線透過度(光の反射度)によるコントラストであり, 写真コントラストは, 特性曲線(デジタル特性曲線)で示されるフィルムコントラストである。

一般撮影領域の X 線画像では, 四肢などの撮影ではコントラストを高く設定し, 胸部撮影で

は, コントラストを低く設定するのが一般的である。(Fig. 1)



アナログシステム(フィルム-スクリーン系システム:F/S 系システム)の場合は, 入力に相対露光量と出力に濃度を取ってグラフ化した特性曲線により, 最高濃度, 最低濃度, ラチチュード, コントラストなどがわかり, その傾き(ガンマ: γ)によりコントラストが表現されている。一方, デジタルシステムでは前述のとおり画像処理によりコントラストは大きく異なる。特にルックアップテーブル:LUT は入力信号を目的部位に応じた出力信号に変換するデジタル値の変換テーブルとしてコントラストに大きく影響する。(Fig. 2)



3. デジタルシステムの入出力特性

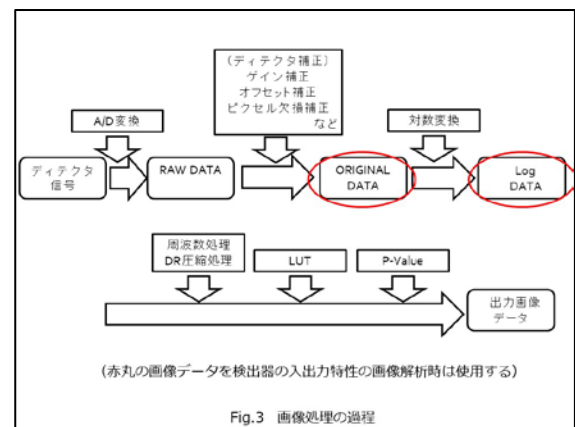
デジタルシステムの検出器の入出力特性は、入力に露光量、出力に画像データのデジタル値を取り両者の関係を示したものである。入出力特性を知ることにより、検出器のシステムの直線性やダイナミックレンジの広さなどを知ることができる。また、検出器からログデータしか出力されない場合には、検出器の MTF や NNPS を求める際に入出力特性のグラフから傾き G を求め有効露光量変換する必要がある。

入出力特性の測定方法には、アルミステップを用いるブートストラップ法、タイマを可変して露光量を変化させるタイムスケール法、SID を変化させ距離の逆二乗則から露光量を変化させる距離法がある。それぞれの測定法には短所があり、FPD や据え置き型の CR などのデジタルシステムでは2回曝射ができないことからブートストラップ法は不向きである。十分な撮影距離が取れない装置や撮影室では距離法も不向きである。タイムスケール法は、短時間撮影領域で、表示時間と露光量の線形性が安定して得られるか調整しておく必要がある。これらの短所を補うために、距離法とタイムスケール法を組み合わせる方法も有用であると考えられる。

4. 入出力特性の測定方法の手順

デジタル X 線検出器の入出力特性の測定方法は、IEC62220-1 シリーズに定められており、一般撮影領域は IEC62220-1-1 (Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in radiographic imaging) に詳細に記されているので参照されたい。ここでは、IEC62220-1-1 に準拠した入出力特性測定方法を以下に解説する。なお、デジタル X 線検出器の入出力特性を求めるための画像データは、フィルタ処理や階調処理などの画像処理後の画像から求めることは難しく、オリジナルデータと呼ばれるキャリブレーション補正以外

の画像処理が施されていない状態の画像データやオリジナルデータを対数変換した後のログデータが必要である (Fig. 3)。画像フォーマットは、ヘッダのない RAW データ形式、DICOM 形式、Tiff 形式など圧縮のかかっていない形式である必要がある。また、DICOM 形式で DICOM Tag (0028 0004) 光度測定解釈の値が「MONOCHROM2」の場合は、極性が逆（黒がデジタル値 0）である。「MONOCHROM2」の画像の状態では入出力特性を解析することができないので注意が必要である。



① X 線検出器キャリブレーション

まず初めに、X 線検出器のキャリブレーションを行っておく必要がある。IEC62220-1-1 では、欠損ピクセルの補正やフラットフィールド補正、ゲイン補正など補正が許容されている。経験上 X 線を使って補正を行う場合には、ヒール効果の影響を排除するために、SID を長くしたり、検出器を 90 度ごと 360 度回転させて X 線を 4 回に分けて照射したりするなどの工夫する必要があると考える。

② X 線質の決定

入射表面線量や画像データを取得する前に、半価層を測定し X 線質を決定する必要がある。X 線の基準線質は IEC61267 で定められており、使用するアルミニウムフィルタの純度は 99.9% 以上としているが、IEC62220-1-1 では 99.0% のアルミニウムフィルタを推奨しているので注

意が必要である。IEC62220-1-1 に記載されている一般撮影領域で推奨されている X 線質を Fig. 4 に示す。IEC62220-1-1 では RQA3, RQA5, RQA7, RQA9 が示されているが、代表して一種類のみの X 線質を使用する場合には通常 RQA5 を使用する。

Standard RADIATION QUALITY characterization (IEC 61267)	Nominal X-RAY TUBE VOLTAGE (kV)	FIRST HALF-VALUE LAYER (HVL) mm Al	ADDED FILTER mm aluminium	Calculated SNR _{in} in 1/(mm ² ·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

Fig.4 IEC62220-1-1で推奨されるX線質

Fig. 5 に RQA5 での半価層測定時のジオメトリと実際の測定の様子を示す。

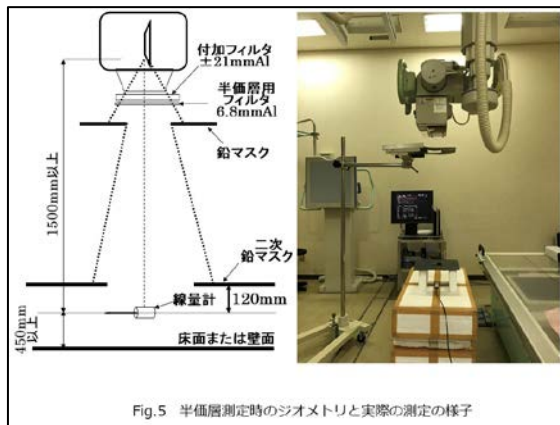


Fig.5 半価層測定時のジオメトリと実際の測定の様子

RQA5 での半価層測定の手順を以下に記す。

- 表示管電圧を 70kV 固定とする。(あらかじめ間接的(X 線ビーム)測定をしておく。誤差は 1.5kV または 1.5%以内)
- 付加フィルタ (21mmAl) を付けた状態で線量 I_0 を測定する。線量測定では、後方散乱の影響を除外するために、床面または壁面より線量計を 450mm 以上離すようにする。
- B) の状態にさらに RQA5 半価層用フィルタ (6.8mmAl) を装着して線量 I を測定する。

D) B) から C) を繰り返して I/I_0 が 0.5 に最も近くなるように付加フィルタ (21mmAl) の厚さを可変する。

E) D) で調整した結果の付加フィルタで曝射時が、RQA5 の X 線質となる。

③ 線量測定

線量測定のジオメトリは、今回は半価層測定時と同じとする。二次マスクの大きさは、照射野サイズが 160mm×160mm 以上になるようにする。また、二次マスクと線量計の距離は 120 mm とする。②で決定した管電圧で付加フィルタを入れた状態で、mAs 値を変化させ (ex. 2.5, 5.0, 10, 20, 40, 80, 160, 320, 630), 線量を 3 回ずつ測定してそれぞれ平均を求める。

低露光から高露光まで測定する場合には、前述のようにタイムスケール法と距離法を組み合わせる測定する方法のほかに、アルミフィルタを付加して低露光量から高露光量への変更倍率を求めて低露光量のグラフと高露光量のグラフをつなぎ合わせる方法もある。

④ 画像取得

画像取得時のジオメトリと実際の取得時の様子を Fig. 6 に示す。

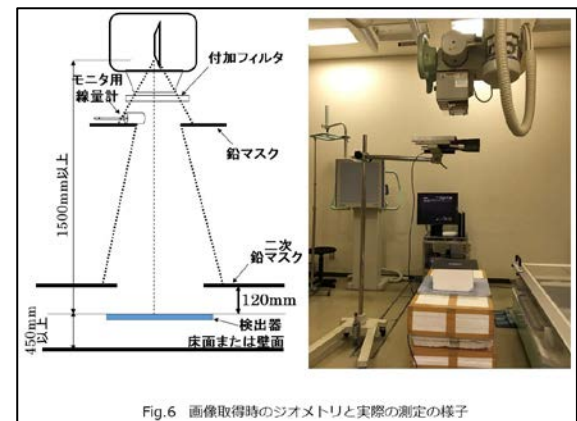


Fig.6 画像取得時のジオメトリと実際の測定の様子

画像取得時の手順を以下に記す。

- 画像取得のジオメトリは、③と同じとする。
- ②で決定した管電圧で付加フィルタを入れた状態で、③で撮影した mAs と同じ条件

でそれぞれ3枚の画像を取得する。(3枚の画像の平均デジタル値を求めるが、ばらつきが少ない場合には1枚でも可能と考える。)

- C) 距離の逆二乗則から撮影時の線量を求め、②の線量測定の結果と大きな乖離がないかを確認する。(Fig.6のモニタ用線量計)

CRでの画像取得の場合には、フェーディングの影響があるので、撮影から読み取りまでの時間を一定にする必要がある。

5. 入出力特性の解析方法

画像表示・解析ソフトを使って、取得した画像のデジタル値を計測する。Fig.7は、ImageJを使ってデジタル値を計測した例である。この例では、照射野の中心の位置に100×100pixelのROIをROI Managerで記憶させ、すべての画像で同じ位置で同じ大きさでデジタル値を測定している。

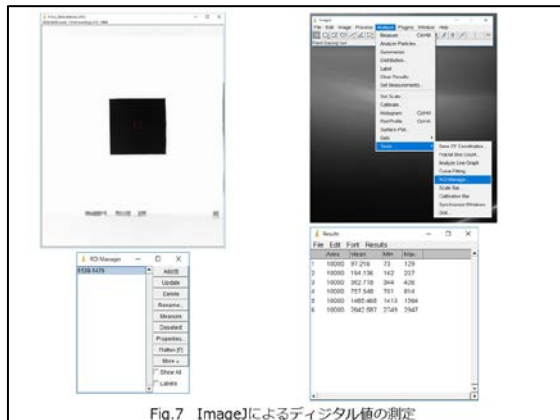


Fig.7 ImageJによるデジタル値の測定

Fig.8 にリニアシステム(Canon CXDI70C-Wireless 間接変換型 FPD 蛍光体:CsI)とログシステム(Canon CXDI-31 間接変換型 FPD 蛍光体:GOS)の入出力特性の解析結果のグラフを示す。リニアシステムの場合は、横軸に線量、縦軸にデジタル値を取り、そのまま普通軸のままグラフ化するのが一般的である。今回の測定では、高露光量側の測定点が少なかったために、プラトーとなる部分が観察できていないが、さらに高露光量側を測定することにより、線量と

デジタル値がプラトーになる部分が観察される。ログシステムの場合には、線量を対数変換して、相対露光量とする。横軸に相対露光量、縦軸にデジタル値を取り、そのまま普通軸でグラフ化するのが一般的である。グラフ化した時に近似式を求め、この一次関数の傾きがGとなり、ログシステムのMTFやNNPSを求めるときの有効露光量変換に用いられる。

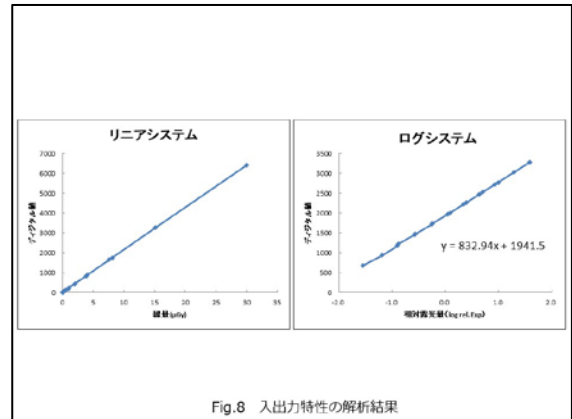


Fig.8 入出力特性の解析結果

6. まとめ

アナログシステムでは、入力(線量)と出力(濃度)の関係をグラフ化することによりフィルムとスクリーンの特性曲線が求められ、その形状からコントラストがわかる。一方、デジタルシステムでは、検出器の入出力特性よりも画像処理の階調処理のLUT形状がコントラストに大きく影響する。検出器の入出力特性は、システムの直線性やダイナミックレンジの広さを知ることができる。また、ログシステムのNNPSやMTFを解析する際には、有効露光量変換するためにGを求める際に入出力特性の測定が必要となる。

デジタルシステムの入出力特性の測定は煩雑であるが、検出器の物理特性を知るうえで絶対に必要となる。繰り返し行うことで、正確に測定できるコツがつかめると考える。本入門講座がその一助になれば幸いである。

X 線画像の解像特性

鈴鹿医療科学大学

東出 了

1. はじめに

X 線画像の解像特性は、出力画像の鮮鋭性に大きく関わり、画質に関わる重要な因子の 1 つである。この解像特性の評価には modulation transfer function (MTF) が用いられてきた。MTF は、入力信号をどの程度忠実に出力信号として表現できるのかについて、空間周波数におけるレスポンス関数である変調伝達関数として表したものである。今回、デジタルラジオグラフィ (DR) システムにおける解像特性の評価について記述する。DR システムの解像特性評価には presampled MTF が用いられ、解析方法としてエッジ法、チャート法、スリット法がよく知られている。紙面では、現在最も用いられているエッジ法について解説する。

DR システムの物理特性を理解する上で、解像特性を理解することは重要であり、正確な評価が必要とされる。本講座では、MTF の定義や必要条件、DR システムにおける解像特性の評価方法と考え方についてできる限り解りやすく伝えたいと考えている。

2. MTF の定義

特定の信号 A を線形システムに入力した場合、出力される信号 B は、システムの変調伝達関数である MTF によって変化する。この MTF を評価するための入力信号 A として、インパルス信号、ステップ信号あるいは正弦波信号が用いられる。システムが線形であることを前提に MTF は以下の方法から評価できる。

- ・点像強度分布 (point spread function: PSF) のフーリエ変換
- ・線像強度分布 (line spread function: LSF) のフーリエ変換
- ・正弦波形の振幅比

3. MTF 評価における必要条件

レスポンス関数である 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条件となる。

3-1. 線形性

線形性とは、入力と出力が比例関係となることである。実際の DR システムにおいても、CR システムや一部の FPD システムにて非線形システム (ログシステム) は存在する。そのため、評価対象システムの X 線量とデジタル値の関係を示す入出力特性を明らかにすることで、線形であるか非線形であるかについて判断することができる。線形システムの場合は MTF の適応に問題はないが、非線形システムの場合は入出力特性を用いて線形化を行う。実際には、入出力特性のグラフからデジタル値を X 線量に変換することで線形化が可能となる。ここで注意が必要となるのが、線形化できるデータは入出力特性

によって X 線量に戻すことができるデータのみである。画像処理が掛かったデータにおいては、入出力特性による変換を用いてもほとんどのケースで線形化をすることができない。このため、DR システムの presampled MTF を算出する際には Raw data や For processing data など画像処理を掛ける前の画像を取得する必要がある。また、線形システムの場合でも X 線量が 0 のときにデジタル値 ($\neq 0$) を持つ場合がある。この場合、デジタル値を X 線量に変換する必要がある。

3-2. 位置不変性

位置不変性とは画像上どこでも同じ性質を持つことで、画像の位置によって特性が変わらないことである。アナログシステムである増感紙－フィルムシステムでは、位置不変性が成立する。しかし、デジタルシステムでは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出力信号は変化するために位置不変性は成立しない。(Fig. 1)

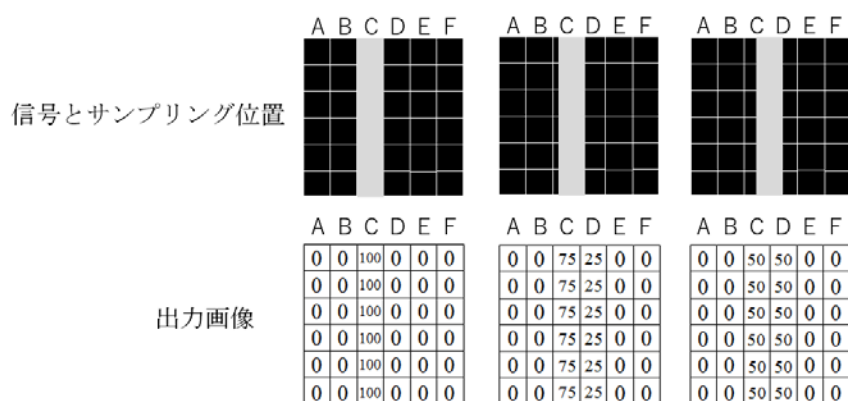


Fig. 1 信号とサンプリング位置による出力画像

4. DR システムにおける MTF

DR システムでは、前述したようにログシステムにおいても入出力特性によって線形化が可能となるデータ（信号値に依存する画像処理などが掛っていないデータ）であれば、線形性を満たすことができる。しかし、位置不変性は簡単な変換や補正によって満たすことができない。そのため、考案されたのが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）の解像特性を表した presampled MTF による評価法である。Presampled MTF は非常に細かい間隔のデータをサンプリングする必要があり、撮影対象デバイスをわずかに傾けることにより様々なピクセルアライメントのデータを取得する。この非常に細かいサンプリングにより、位置不変性の問題を回避した方法といえる。このため、presampled MTF は DR システムの解像特性を表す代表的な指標となっている。

5. Presampled MTF

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可能である。よって、アナログシステムの MTF やサンプリング間隔の異なる他の DR システムとの比較が可能であり、有用な評価法である。Presampled MTF 測定にはデバイスの配置方法やプロファイルの合成が重要となる。

6. エッジ法による Presampled MTF の測定方法

DR システムにおいて MTF を評価する際には、エリヤシングの影響を含まない presampled MTF の評価が有効である。ここでは、最も代表的な測定法であるエッジ法による presampled MTF 解析の方法について解説を行う。

エッジ法は、2003 年に IEC が DQE の測定方法を標準化した中で、MTF の測定法として採用された。IEC 62220-1¹⁾ は一般撮影などの検出器（静止画）を対象としており、その後、マンモグラフィの検出器を対象とした IEC 62220-1-2²⁾ が規格された。このため、presampled MTF 測定のスタンダードな方法としてエッジ法が広く認知されるようになった。

6-1. 原理

Fig. 2 にエッジ法の測定原理を示す。線形である X 線画像システムに(a)ステップ信号を入力した場合、システムを通過することによって、(b)ボケを生じた edge spread function (ESF)が信号として出力される。この ESF を微分することで、(c)LSF を取得することが可能となる。そして、“LSF のフーリエ変換”から (d)MTF を導くことができる。

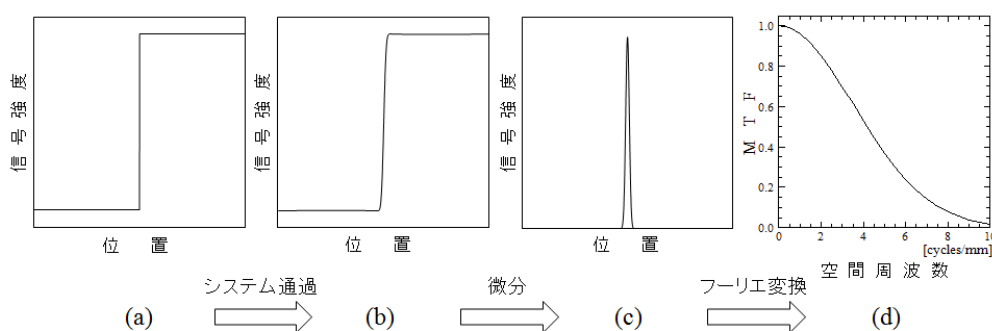


Fig. 2 エッジ法の測定原理

(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)

6-2. 測定デバイス

測定デバイスとして IEC 62220-1 では 1mm 厚のタングステン，IEC 62220-1-2 では 0.8mm 厚のステンレススチール (Type 304 stainless steel) もしくは 1mm 厚のタングステンを使用することを推奨している。測定デバイスにより“ステップ信号”を入力できることが重要である。

6-3. 画像取得

エッジ法は X 線束とエッジデバイスとのアライメントに関して、スリット法よりも敏感ではない。このため、画像取得が比較的容易であり、重要なアドバンテージとなる。IEC 62220-1 および IEC 62220-1-2 は異なる機器メーカー間で行われる評価の方法を揃えることを目的としており、研究者や現場スタッフが行う測定の方法を制限するものではない。しかし、IEC 規格による方法は汎用性が高く、これらの方法をベースとして画像取得を行うことが望ましい。

6-3-1. 測定ジオメトリ

一般撮影装置での測定ジオメトリの例を Fig. 3 に示す。X 線管の焦点と検出器表面間の距離は可能な

限り 1500mm 以上とする。散乱線の低減を目的にコリメータを配置する。エッジデバイスは検出器の表面に密着させて、エッジの中心と X 線束の中心を一致させる。ディテクタの前面にカバーや天板、フォトタイマなどが存在する場合は可能な限り取り除くことが必要である。

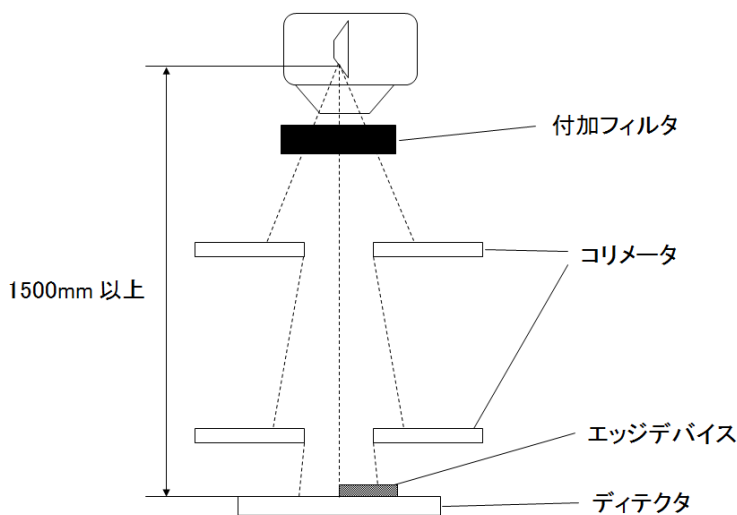


Fig. 3 一般撮影装置における測定ジオメトリ

6-3-2. デバイスの配置

実効サンプリング間隔の小さい合成プロファイルを取得するために、エッジデバイスを検出器に対して 1.5° ～ 3.0° 程度傾けて配置する。

6-3-3. X 線の線質決定

X 線の線質は、測定のために応じた管電圧、付加フィルタ（または総ろ過）を選択する。IEC 62220-1-1³⁾では、Table 1 に示すような線質が規定されており、この中から 1 つまたはそれ以上を選択し、1 つだけ選択する場合は一般撮影装置では RQA5 を選択する。

6-3-4. X 線量の決定

照射線量は、エッジ画像の直接線領域におけるデジタル値が最大デジタル値の約 50～80 %となるレベルを目安に決定するのが望ましい。

Radiation Quality No.	Approximate X-ray Tube Voltage (kV)	Added Filter (mmAL)	HVL (mmAL)
RQA3	50	10.0	3.8
RQA5	70	21.0	6.8
RQA7	90	30.0	9.2
RQA9	120	40.0	11.6

Table 1 IEC における X 線質（一般撮影）

6-4. Presampled MTF の解析法

Fig. 4 にエッジ法における presampled MTF 解析の手順⁴⁾を示す。大きく分けると①～④の工程を経て、presampled MTF を得る。最初に、取得したエッジ画像から①合成エッジプロファイルの作成を行い、細

かい実効サンプリング間隔のプロファイルを取得する。この際に、エッジ画像の傾き角度を正確に求めて合成することが重要⁵⁾となる。次は必要に応じて、②デジタル値から X 線量へ変換し、線形化を行う。(Log システムや、非線形システムの場合)そして、③ESF を微分することで LSF に変換する。④LSF に対してフーリエ変換および正規化を行う。そして、各種補正 (bin 処理における補正、隣接差分を用いた微分に対する補正) を行い、presampled MTF が算出される。



Fig. 4 エッジ法における presampled MTF 解析の手順

6-5. エッジ法の特徴

- ・ステップ信号を入力信号として、出力信号からシステムの MTF を得る方法である。
- ・ESF を LSF に変換する際の微分処理によってノイズは増幅するため、平滑化などの工夫が解析時に必要となる。

7. Presampled MTF 結果の理解

MTF は、入力信号をどの程度忠実に出力信号として表現できるのかについて、空間周波数におけるレスポンス関数である変調伝達関数として表したものである。MTF の値が 1 であれば、入力信号をそのまま出力信号として表現ができ、ボケを生じないことになる。MTF の値 (≤ 1) が 1 に近いほど解像特性は優れていて、このレスポンス値が低いほど解像特性は劣ることになる。

Fig. 5 に presampled MTF の結果を示す。このグラフの結果から A よりも B の方が presampled MTF の値が大きく、解像特性が優れていることがわかる。2 cycles/mm での presampled MTF の値を比較すると、A は 0.51、B は 0.60 程度である。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) の解像特性を表した presampled MTF において B は A よりも高いことから、サンプリング前の段階で B は A よりも入力信号をより忠実に出力信号として表現できていることが理解できる。

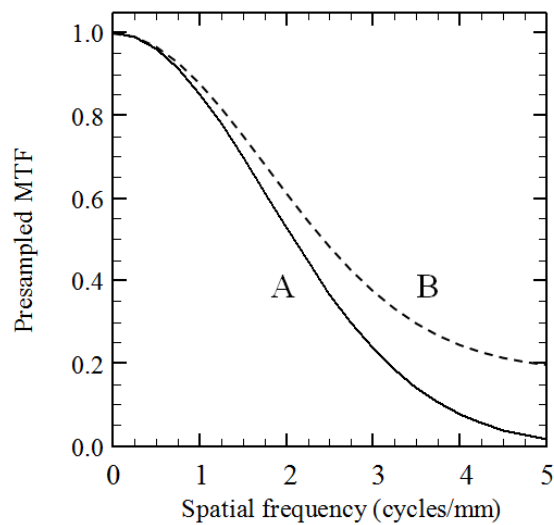


Fig. 5 presampled MTF の結果

8. おわりに

今回、デジタル X 線画像における解像特性評価について解説した。DR システムの重要な物理特性には、入出力特性、解像特性、ノイズ特性、雑音等価量子数 (noise equivalent quanta: NEQ)、検出量子効率 (detective quantum efficiency: DQE) がある。この NEQ や DQE を精度良く評価する上でも presampled MTF の正確な評価は非常に重要となる。そのため、解像特性を含めた物理評価について知識をもつことがデジタル X 線画像を理解する上で必要である。

日本放射線技術学会画像部会にて開催されている DR セミナーでは、これらの評価技術を学び、演習を通して評価法を習得することを目的として、年 1 回の開催をしている。本セミナーでは、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」(オーム社出版 日本放射線技術学会監修 市川勝弘、石田隆行共編)⁶⁾をテキストとして用いる。本書には、より詳細な解説があり、実際に解析を行うための演習用 Excel シートや ImageJ マクロ、そして使用方法の説明などが収録されている。エッジ、スリット、矩形波チャートの画像データもあり、presampled MTF 解析をすぐに体験することが可能である。DR システムの解像特性評価法である presampled MTF 解析に興味を持った方は、ぜひ DR セミナーへの参加や本書を参考にして頂きたい。

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 62220-1-2. Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices - Part 1-2: Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in mammography, ed. 1.0, 2007.
- 3) 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, 2015.

- 4) 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.
- 5) 東出 了, 市川勝弘, 國友博史, 他. 角度計測誤差が presampled MTF へ及ぼす影響の検証と角度計測の最適手法の提案. 日放技学誌 2009; 65(2): 245-253.
- 6) 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.

X 線画像のノイズ特性

東北大学病院 診療技術部放射線部門 小野寺 崇

まずは、デジタル画像の特徴をもう一度思い出してもらいたい。デジタル撮影システムには自動感度補正機能が備わっており、撮影条件の振れに対し適切な濃度、コントラストとなるように画像出力する。自施設でお使いのデジタルシステムにて適当線量で撮影を行えば“ある程度の”画像は出力されるであろう。しかし、画像雑音はどうであろうか。X 線量によって画像のざらつきは異なる。デジタルシステムにおいて、画像処理後のデジタル値と撮影線量には関係性がないため被ばくと画質の最適化を目指すうえでノイズ特性の理解は非常に重要になる。加えてデジタルシステムのノイズ特性は低コントラスト検出能に直結するため、ノイズ特性の測定法に関する理論の理解が重要となる。

そこで本セミナーでは DR システムのノイズ特性としてノーマライズドノイズパワースペクトル (NNPS) について述べる。NNPS は RMS 粒状度とは異なり空間周波数の情報を持っているためシステム間の比較に最適であり、また DR システムの総合評価のひとつである検出量子効率 (DQE) の算出にもその値が用いられる。以上のように NNPS を正しく理解し、正確に測定できることの意義は大きい。

※本セミナーはオンラインでの開催となるため、質疑応答の時間が限られることが予想されます。

解決できない疑問がある場合は下記アドレスまでメールをいただければ幸いです。

onodera@rad.hosp.tohoku.ac.jp

東北大学病院 小野寺 崇

X線画像のノイズ特性

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

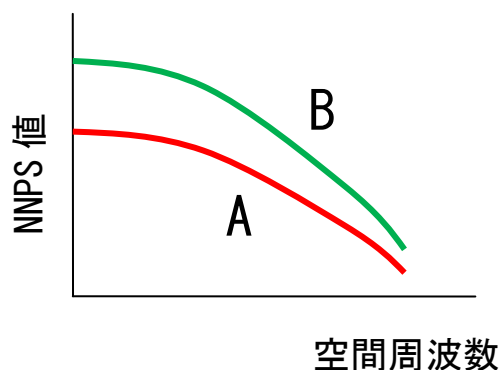
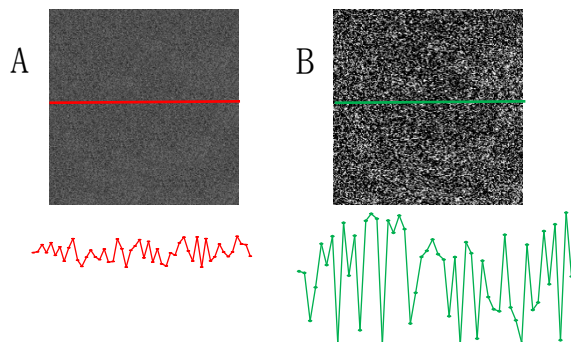
本邦において一般撮影部門におけるデジタル画像の普及率はほぼ100%達成されたといっ
てよいだろう。岸本らの報告¹⁾では、デジタルシステム先駆けであるコンピューテッドラジオグ
ラフィ (CR) システム移行時には撮影条件の検討が不十分であったことや、品質管理が十分に行わ
れていなかったために患者が受ける線量増加と施設間格差の拡大がみられたことが指摘されてい
る。このような医療被ばくによる影響への不安が広がる中、2015年に防護の最適化を目的とし
て診断参考レベル²⁾が策定された。診断参考レベルは線量限度ではないものの、各施設が撮影線量
を見直す基準となっているものと推察する。

ここでデジタル画像の特徴をもう一度思い出してもらいたい。デジタル撮影システムには自
動感度補正機能が備わっており、撮影条件の振れに対し適切な濃度、コントラストとなるように画
像出力する。自施設でお使いのデジタルシステムにて診断参考レベル相当の線量で撮影を行えば
“ある程度の”画像は出力されるであろう。しかし、画像雑音はどうであろうか。X線量によって
画像のざらつきは異なる。デジタルシステムにおいて、画像処理後のデジタル値と撮影線量に
は関係性がないため被ばくと画質の最適化を目指すうえでノイズ特性の理解は非常に重要になる。

CRシステムやフラットパネルディテクタ (FPD) システムはデジタルラジオグラフィ (DR) シ
ステムと総称され、近年、一般撮影部門で使用されている撮影システムはこれらが該当する。FPD
システムは直接変換方式と間接変換方式に大別され、CRシステムも含めてその物理特性は大きく異
なる。特にノイズ特性は線量に大きく依存するため、各システムのノイズ特性を理解することは被
ばく低減の一助となる。

そこで本稿ではDRシステムのノイズ特性としてノーマライズドノイズパワースペクトル
(NNPS) について述べる。NNPSはRMS粒状度とは異なり空間周波数の情報を持っているためシス
テム間の比較に最適であり、またDRシステムの総合評価のひとつである検出量子効率 (DQE) の算出
にもその値が用いられる。以上のようにNNPSを正しく理解し、正確に測定できることの意義は大
きい。

2. ノイズの量と質を評価する



図にはノイズ画像とそのプロファイル、および NNPS 値のグラフを示した。細かいノイズを含むがそのノイズ量は少ない画像 A は空間周波数が高くなるにつれて NNPS 値は低下する。画像 B は細かいノイズを含み、A と比較してノイズ量が多い。この場合 NNPS 値は全体的に高くなる。

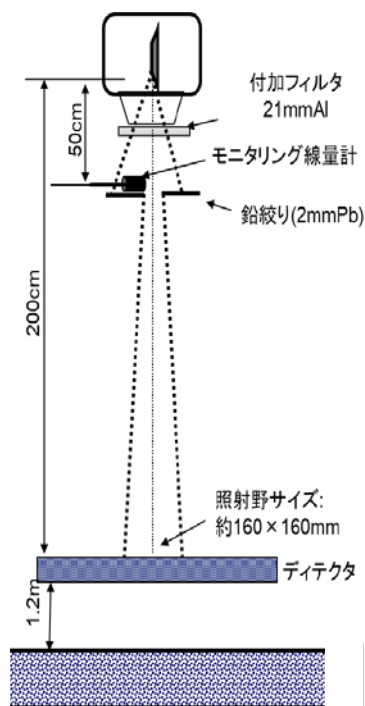
画像のノイズを評価する項目のうち RMS 粒状度はノイズの量のみしか評価できないことは先に述べた。CT 分野においては画像雑音の評価として画像雑音標準偏差 (SD) が用いられるが RMS 粒状度同様にノイズの量のみでの評価に止まる。しかし NNPS はノイズの周波数スペクトルを示すため、ノイズの量だけでなく質をも評価できる。森は CT 画像における信号検出について信号スペクトルと雑音スペクトルの関係性を論じ、NPS の低周波域が低コントラスト検出能を規定すると述べている³⁾。これは DR システムにおける NNPS でも同様で、特にマンモグラフィーのようなコントラストが重要な撮影においては、検出器の NNPS は価値の高い情報となる。

3. NNPS 測定の実際

3-1 ノイズ画像の取得

一般的に NNPS を測定するためのノイズ画像を得るには検出器中心に一様露光を行えばよいが、本稿では検出量子効率 (DQE) の取得を意識した測定について述べる。臨床条件における評価の場合はその目的に応じた X 線質を用いればよいのだが、DQE を測定するには IEC シリーズ⁴⁾ に準じた線質を用いるとよい。一般撮影領域においては 50 kV~120kV の範囲で 4 種類の線質が推奨されており、アルミニウムのフィルタを付加することで人体透過後の線質を模擬している。これらの線質を用いることで、IEC シリーズに記されている各線質ごとの入射フォトン数からノイズ画像取得の際の照射時における入射フォトン数を求めることができる。

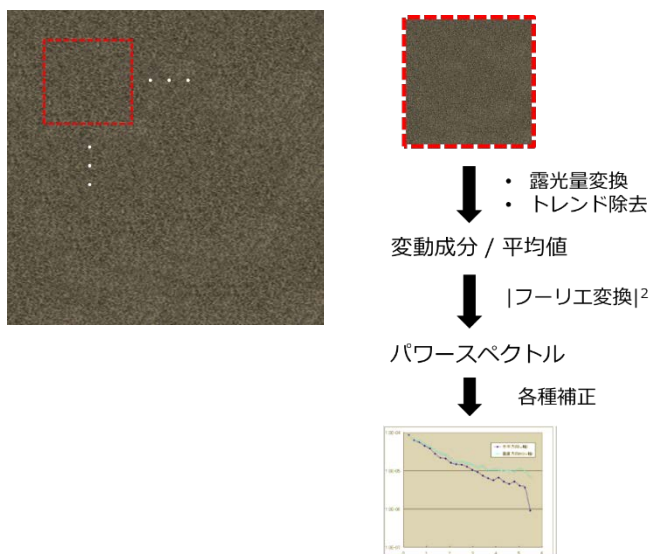
下図に一般撮影領域のノイズ画像取得時における測定配置を示す。



このジオメトリから分かるように、ディテクタへの入射表面線量はモニタリング線量計の値から距離の逆 2 乗則を用いることで換算する。したがって各デバイスの配置時には特に注意しなくてはならない。また NNPS 測定の前に、当該システムの入出力特性を測定する必要がある。近年は検出器の進化に伴い低線量時の NNPS を測定する機会が多くなった。このとき低露光の入出力特性のデータが必要となるが、直線性などの特性を確認するためにも低線量域の精度確保は重要である⁵⁾。線量計の感度不足による測定精度の低下が懸念されるため、モニタリング線量計と X 線管球の位置を近づけるなどの対策が必要である。

3-2 NNPS の解析

NNPS 算出手順の概略を右図に示す。DR システムの NNPS は一様照射して得た raw データに関心領域 (ROI) を設定し、ROI 内の変動成分のパワースペクトルから算出する方法が用いられる⁵⁾。この方法は直接フーリエ変換法と呼ばれるものであるが、その他の方法として、Blackman-Tukey 法と呼ばれる変動成分の自己相関関数をフーリエ変換する手法もある。



図の流れに則り、解析過程を簡便に解説する。まずは画像内に ROI を設定するが、このとき解析範囲内にキズやピクセル欠損など

のアーチファクトがないことを確認する。このとき複数画像を用いて平均することで解析精度を高める必要があり、総解析画素数が 400 万画素以上とするように求められている。IEC シリーズでは ROI の大きさが指定されており、ROI の位置をオーバーラップさせながら解析することを求められている。しかし、オーバーラップさせることによる精度向上は認められないことが知られており⁶⁾、解析範囲をより多くとることのほうが効果的である。図内では露光量変換の工程を示したが、画像部会が開催している DR セミナーにおいては IEC シリーズで推奨されている方法とは異なり、フーリエ変換後に露光量変換を行う手法を解説している。

次に ROI に対し、面内のトレンド除去を行う。トレンドとは信号成分に入り込んだ非常に緩やかな低周波数成分のことであり、トレンドを含んだまま解析を行うと低周波数域の精度低下につながるため、あらかじめ除去する必要がある。二次元二次多項式にてトレンド成分を近似し、ノイズプロファイルから減算することでトレンド成分の除去が可能となる。この際得られるプロファイルはデジタル値 0 を中心としたゆらぎに変化しており、つまりゼロ周波数成分のないノイズプロファイルとなる。

上記手法で得たノイズプロファイルをフーリエ変換することでノイズパワースペクトルを求める。画像自体が 2 次元であることから NNPS も本来 2 次元の関数であるが、そのままではグラフによる比較が困難なことから、その断面を抽出した 1 次元の NNPS を用いる。IEC シリーズでは 1 次元 NNPS を得るために 2 次元 NNPS 上の軸上を除く軸に沿った両サイド 7 ラインを加算平均するように定められている^{5) 6)}。また IEC シリーズでは両サイド 7 ラインの加算平均の他に、周波数ビンという概念に基づき平均処理を行う。IEC シリーズでは DQE を求めることを前提としているため、周波数ビンの利用、また 400 万画素以上の解析を求めるなど NNPS 解析の精度向上に努めており、我々も同様にデータ取得時など精度向上を意識しなければならない。

4. さいごに

本稿では X 線画像のノイズ特性について解説した。現在使用しているシステムのノイズ特性を理

解することは、被ばくの最適化を考えるうえで非常に重要なことだと考える。また、IEC シリーズは DQE の測定法を提案したものであるが、DQE は現在のところ DR システムの画質的性能を表すうえで最も適した指標であるとされており、装置の更新を行う際も新旧システムの DQE を求めることで線量設定の大きな目安となる。読者の皆様にはシステムの DQE 算出にトライしていただきたいが、画像部会ではその一助として毎年 DR セミナーを開催しているので、ぜひご参加いただきたい。

参考文献

- 1) 岸本健治、有賀英司 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) 医療放射線防護連絡協議会, 日本小児放射線学会, 日本医学物理学会・他: 最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定. <http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRLhoukokusyo.pdf>
- 3) 森一生 近年の X 線 CT 画像の非線形特性と画質の物理評価について 東北大医保健学科紀要 2013;22(1): 7-24.
- 4) IEC62220-1:Medical electrical equipment-Characteristics of digital X-ray imaging devices part1:Determination of detective quantum efficiency, International Electrotechnical Commission ,2003
- 5) 市川勝弘 石田隆行 標準デジタル X 線画像計測. オーム社, 東京, 2010
- 6) 國友博史 Noise Power Spectrum 測定時の誤差要因の検討, 画像通信 2008, 31(2): 11-17

SNR, NEQ, DQE

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。

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。

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

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。

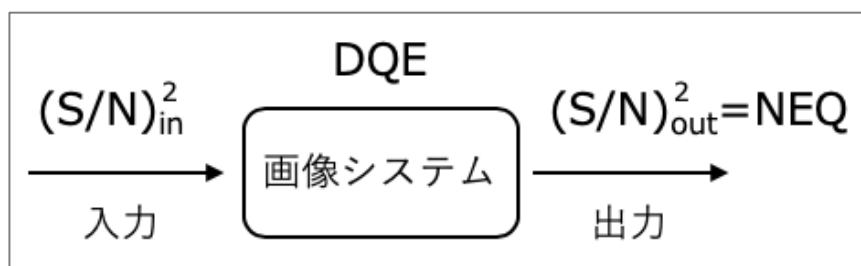


Fig.1 DQE,NEQ の定義の概念図

2-1. 入力 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 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光子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、入力の変動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 は入力と出力の変動の比であり、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える。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。

2.DQE,NEQ の測定方法

DQE や NEQ を算出するためには、先に述べた光子数、入出力特性、NNPS、MTF が必要である。過去の専門講座で述べられているため、簡単に述べる。

2-1.幾何学的配置

DQE や NEQ を算出するための規格として、IEC から発表された IEC 62220-1 に推奨される測定方法が記載されている。しかし、これは主にメーカーや研究所に出されたものであり、ユーザーサイドでの測定では実験配置など困難な場合がある。特に水平垂直のアライメントが重要になるため注意が必要である。

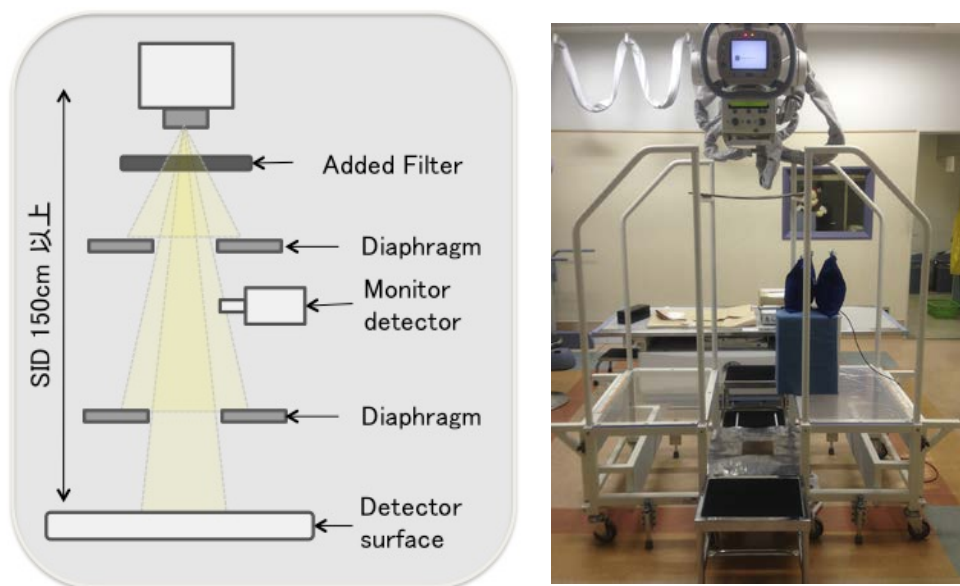


Fig.2 IEC62220-1 に記載されている幾何学的配置

3-1.光子数

DQE を算出する際に入力の変動として光子数が必要であるが、画像システムによって X 線管の固有透過などが異なり、管電圧を同じにしても線質が異なる可能性がある。その場合 X 線スペクトルが異なり光子数を求めるのが困難になるため、IEC 62220-1 では線質を規定しており、

一般撮影領域で用いる4種類の線質に関しては単位面積単位線量あたりのフォトン数をテーブル化している (Table 1)。ここで注意すべき点は使用する X 線管の管電圧は固定で、半価層が規定値になるように付加フィルタの厚みを増減させることである。付加フィルタに記載している厚みはあくまで参考値であり、X 線管によっては異なることになる。この線質で入出力特性、MTF、NNPS を測定することで DQE を求める際、入力と出力のゆらぎを求めることが可能となる。

線質 (IEC61267規定)	管電圧[kV] (固定)	半価層[mm Al] (規定値)	付加フィルタ[mm Al] (増減させる)	フォトン数 [1/(mm ² *μ Gy)]
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

Table1 IEC 62220-1 に規定された線質と単位面積単位線量あたりのフォトン数

3-2.入出力特性

物理評価の中で最も基本的であり、最も重要な項目である。検出部に到達した線量の相対値と出力画像のピクセル値の関係を示すものであり、線量と検出部の信号値(ピクセル値)との関係を確認するために必要である。これは後に説明する解像特性やノイズ特性を求める際にも必要であり、結果に影響するため重要である。デジタルシステムにおける測定方法はタイムスケール法が主流である。入出力特性において注意すべき点はピクセル値についてである。一概にピクセル値といっても画像のデータ種によって値は異なってくる。臨床現場ではメーカーの協力を得ることが難しい病院もあり、画像データの取り出しには苦勞する場合がある。現在ではメーカーによっては raw データの取り出しが可能になるオプションもあるが、高価な場合が多い。そのため自施設における取り出し可能なデータがどんな種類であるのかを知ることが重要である。

3-3.MTF

一般的にデジタルシステムでは位置不変性が成り立たないため、実効サンプリング間隔を小さくすることで問題を回避し、A/D 変換前の解像特性を表した presampled MTF で評価されている。システムを介するとほぼすべての場合においてボケが生じるため、それに伴う応答特性をフーリエ変換等を用いて空間周波数領域で評価するものである。測定方法としてはスリット法、エッジ法、矩形波チャート法などがあり、それぞれ利点欠点が存在するため理解した上で測定する必要がある。

IEC 62220-1 においてはエッジ法が提案されているが、最も困難な事はどの方法も測定デバイスが必要であることであり、入出力特性の様に線量計があれば測定できるものではない。DQE や NEQ を求める際の注意点として MTF はなるべくノイズの影響を受けない状態での測定が必要であるため、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行う必要がある。そのため、NNPS を取得した画像の線量と異なることに注意が必要である。

3-4.NNPS

DR・CR におけるノイズ特性は単位面積当たりの入射 X 線量で正規化するため normalized NPS (NNPS) と表記されることが多い。システムの過程で様々なノイズやボケが生じるため、出力画像のピクセル値のゆらぎを評価したものである。測定方法は二次元フーリエ変換法が主流であり、IEC 62220-1 でも推奨されている。幾何学的配置は入出力特性と同様であり、線量計があればデータ取得可能である。ヒール効果の影響を受けやすいため撮影距離には注意が必要だが、入出力特性の画像データを用いることも可能である。DQE, NEQ の算出に関しては NNPS の測定時の照射線量によって結果が変わるため画像データだけでなく、線量の測定にも正確性が求められる。

4.おわりに

DQE と NEQ の定義に関してはこれまで多くの記事があるが、それぞれ 2 つの捉え方が存在する。ひとつは SNR という概念から算出式をもとに考えること、もうひとつはゆらぎとして考えること。この 2 つの捉え方は最終的には結果は同じになるが、2 つを咀嚼することでより理解につながる。現在は物理評価ソフトやプログラムがあるため結果が先行して出てしまうことが多いため、意味を理解していなくても算出できる。そのため、結果が事実と異なっても気付いていないケースが散見される。特に処理画像を用いた結果は本来の定義ではあり得ない数値が出ていることがある。相対値として出せばいいのではなく、その結果にはどのような因子が関わり結果として何を表しているのかを考察しなければ、誤った解釈を生む可能性があるため定義の意味を理解するのが必要だと考える。

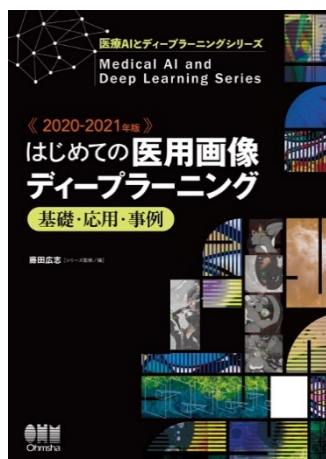
書籍紹介

岐阜医療科学大学 保健科学部 篠原 範充

ここ数年、北米放射線学会（RSNA）において話題の中心は、深層学習（Deep Learning）を中心とした Machine Learning である。演題、セミナーはもちろんのこと各社の機器展示には Deep Learning, Machine Learning, Artificial Intelligence (AI) の文字が躍っており、放射線画像分野において実用化の時代が到来している。

一方、そのレベルは様々であるが“AI”，“人工知能”と記載された民生品が多く存在し、深層学習は、我々の生活にも浸透しつつある。このような環境の中で多くの会員が深層学習を自分の研究に取り入れたいと考えているのではないだろうか。日本放射線技術学会総会学術大会（JRC），日本放射線技術学会秋季学術大会（JSRT）においても Deep Learning に関するテーマが急速に増加している。本学会においても AI 技術活用班を立ち上げ、放射線技術学と AI との関連、その活用法について検討を進めている。しかし、研究活動に深層学習を組み入れるためには、必要なツール、高度な技術などが立ちはだかり、大きなハードルとなっていた。また、一般図書として発刊されている書籍では、医用画像とは異なる部分もあり、エキスパートのみが実施できる研究であった。

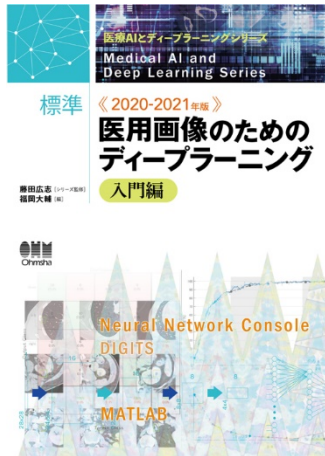
そこで、私が、本誌で紹介したい書籍、藤田広志監修の「医療 AI とディープラーニングシリーズ」である。この書籍は、シリーズタイトルにもあるように医療に特化したディープラーニングの専門書である。主に、医療における事例を交えて人工知能について本格的に学ぶことができる書籍と研究環境から実装までをマニュアルのように導いてくれる書籍に分かれる。



1. 2020-2021 年版 はじめての医用画像ディープラーニング

—基礎・応用・事例— 藤田広志 編

2019 年に発刊された初版の第 2 版であるが、AI 研究は急速なスピードで進化しており、最新の情報を取得できる進化版となっている。AI に興味がある方は、総論、研究環境、評価法などの研究に向けての基礎知識を知ることができる。応用編では、検出、分類、推定、作る・処理などご自身の興味や専門分野と AI 技術をリンクさせることができる。事例編では、より具体的な研究事例も充実しており、この書籍は、AI 研究を始める上で、まず初めに手に取り読んで頂きたい一冊である。



2. 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ー 福岡大輔 編

2019 年に発刊された初版の第 2 版である。プログラミングなどの専門的な知識がなくても、実際にディープラーニングを自分の研究に取り入れてみたいと考えている方にはお勧めの書籍である。ソニーが開発したニューラルネットワーク統合開発環境である Neural Network Console と NVIDIA が提供するディープラーニング学習システム DIGITS, そして第 2 版より追加された MathWorks が開発した MATLAB を用いた医用画像による研究環境の構築と動作例が記載されている。手順通りに進めることによりディープラーニングの環境が簡単に手に入り、各環境での説明書の役割を果たしてくれる。画像部会でもプログラミングセミナー初級編の参考書として使用させていただいた。



3. 標準 医用画像のためのディープラーニング実践編ー 原 武史 編

入門編とは異なり医用画像に AI を本格的に導入したい方にお勧めの書籍である。GPU の有無に関わらず初学者でも研究がスタートできるように Anaconda, TensorFlow, Keras, Jupiter Notebook などの開発環境の準備が詳細に記載されている。また、日本放射線技術学会が公開している標準デジタル画像データベースなど（現在、画像部会のホームページでは、miniJSRT_database として公開しているため、ぜひご利用いただきたい。）、誰でも入手できる公開データベースを用いて動作確認ができるため、環境確認や研究の練習がすぐできるように解説されている。最後に研究の成果を評価するための解説も記載されているため、プログラミングに挑戦して AI 研究を行ってみたい初学者の方でも円滑に研究行うことができる。



4. Python による医用画像処理入門 上杉正人、平原大助、齋藤静司 編

実践編と同様にこの一冊で研究環境の準備から研究例まで集約されている。研究環境は、ブラウザ上より実行できる Google Colaboratory についても紹介されており、OS や端末に依存せずに研究をスタートさせることができる。この書籍では、Python の基本的な文法やライブラリについて解説されており、その後、OpenCV (Open Source Computer Vision Library) により画像処理の基本が理解できる。そのため、Python を初めて使う方でも導入から実装までが容易に理解できる。また DICOM 画像の理解や使用方法についても詳細に解説されており、画像処理だけでなく、AI-PACS (人工知能が組み込まれた画像保管管理システム) など医療情報との連携を期待させる一冊である。



2. 放射線治療 AI と外科治療 AI 有村 秀孝 編、諸岡 健一 編

がん治療などに用いられている AI に関して手法や事例を集約した書籍である。主ながん治療の中でも画像解析技術を応用した放射線治療と外科治療をテーマにしており、放射線治療では、治療計画、各部位のがん、動態追尾照射、小線源治療、化学放射線療法における AI の利用が紹介されている。外科治療では、消化器、脳、口腔領域と手術手技トレーニングにおける AI の利用が紹介されている。この書籍は、初学者にもわかるように AI 技術の必要性から最新のレディオミクス (Radiomics) まで 1 冊に収められており、まさにこの分野において現状と今後の進展について知るためには必見となると考える。

ここでは、医療 AI とディープラーニングシリーズ 5 冊についてご紹介させていただいた。近日、内視鏡画像 AI、さらに超音波画像 AI など販売される予定であり、更なるシリーズの充実が図られている。

画像部会員の皆様の中には、「AI や Deep Learning を自分の研究に組み込みたいが難しそうでなかなか踏み出せない」、「踏み出したけれど進まない」など大きな壁に阻まれているお話を伺う。この医療 AI とディープラーニングシリーズは、初学者であつても分かりやすく解説されており、研究の大きな一歩を踏み出すためのバイブルになるのかもしれない。

なお、各書籍の表紙画像はオーム社より引用 (<https://www.ohmsha.co.jp/>) させていただいた。

Siemens Healthineers の AI 技術を用いた撮影・画像解析支援

シーメンスヘルスケア株式会社 デジタルヘルス&SYNGO 事業部 鈴木 貴士、岩田 和浩

シーメンスヘルスケア株式会社 DI 事業本部 MR 事業部 大澤 勇一

1. はじめに

Siemens Healthineers（以下 Siemens）は、これからの医療サービスの中核になるのは、新たなバリューであると考えている。（図 1）プレシジョン・メディシンを拡充し個別化医療を進めること、医療サービスの提供方法そのものを変革していくこと、ペイシェント・エクスペリエンスの質を高め、家族の満足度にも配慮すること。さらに、医療のデジタル化を強力に推し進めることで、健康と医療の本質を変えること。これらバリュー向上を通して、医療に携わる方々が、これまで以上に優れた医療サービスを低コストで提供できるよう取り組んでいる。

この取り組みの中心にあるものが、AI（Artificial Intelligence、人工知能）の技術を活用した医療のデジタル化の推進であると考えている。本稿では、Siemens の AI 技術の歴史と開発の方向性を紹介した上で、Siemens が提供する AI を活用した撮影支援および画像解析サービスと新型コロナウイルス感染症（以下 COVID-19）に対応した研究用 AI 画像解析プロトタイプを紹介する。



図 1 : Siemens Healthineers が提供をお約束するバリュー

2. Siemens Healthineers の AI 技術開発の歴史

Siemens の AI 技術開発には歴史がある。（図 2）1990 年代より、AI の技術のひとつである機械学習を用いた製品開発が行われている。機械学習を用いた画像処理技術により多くの画像解析用アプリケーションの製品化を実現し、複数のモダリティでの活用が行われてきた。さらに、2010 年代以降は、深層学習、いわゆるディープラーニングを用いた技術開発を急速に進め、ディープラーニングを用いた製品も既に多くの装置でご使用いただいている。ディープラーニングを用いた製品では、画像解析だけではなく、画像収集用の装置の機能でも活用されるようになり、例えば、CT 装置の天井部に取り付けられた 3D カメラから得られた被検者の体形、位置、身長情報を元に、迅速な検査とより正確な画像撮影を実現する。（図 3）

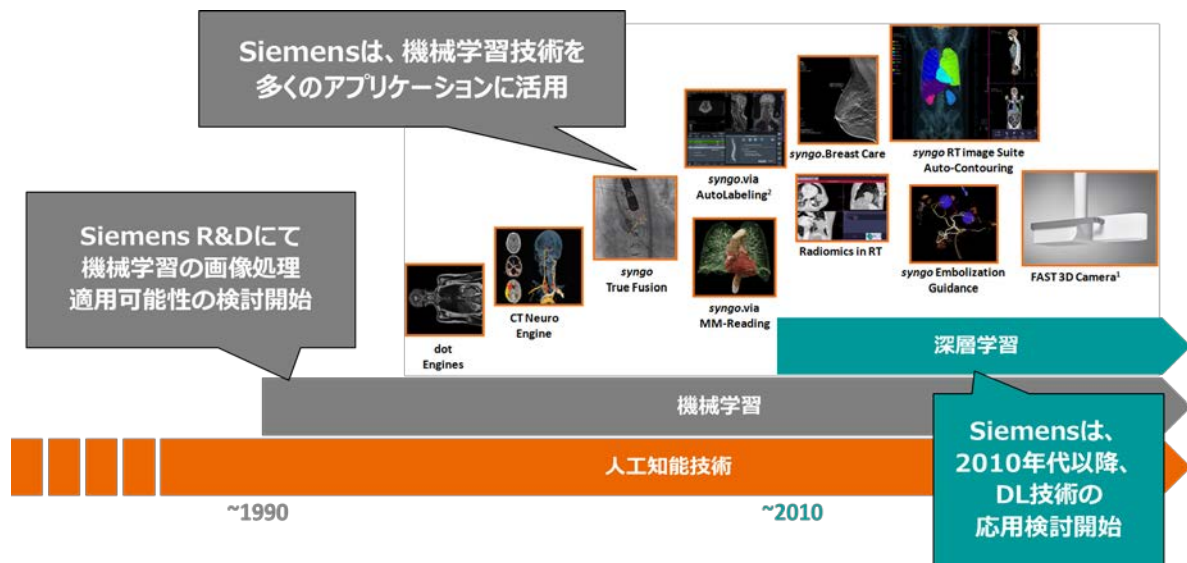


図 2 : Siemens Healthineers の AI 技術開発の取り組み

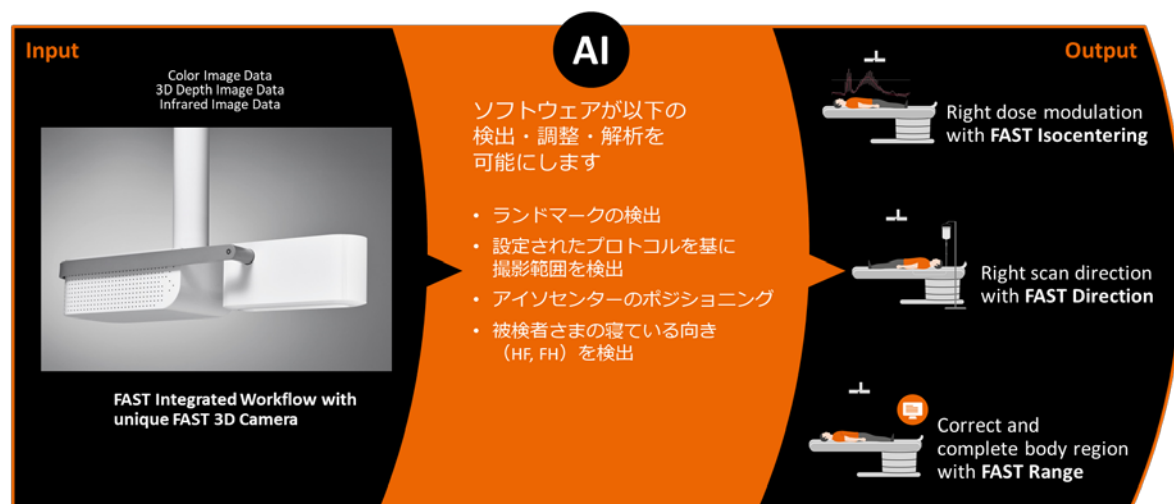


図 3 : Deep Machine Learning 技術を活かした撮影

3. Siemens Healthineers の AI 技術開発環境と開発ポリシー

Siemens の AI 開発は、非常に充実した環境で行われている。24 ペタフロップスという高性能なスーパーコンピュータを用い、急速に技術開発を進めている。また、AI 技術開発の肝となる教師データおよび評価データは、様々な国のパートナー施設から提供していただき、さらに、臨床画像だけでなく診断レポート、臨床データ、ゲノムデータを含み、10 億以上のデータを使用して開発が進められている。既に 45 以上の AI を使用した製品を市場に提供していると同時に、ディープラーニングに関連した 200 以上の特許を応用した製品開発を進めている。（図 4）

また、Siemens の AI 技術を活用した製品開発には当面の方向性がある。開発し製品化を行うソフトウェア、サービスはあくまでも診断支援を行う補助的なツールと考える。ソフトウェアが自ら「診断」を行うことは想定していない。さらに、AI 技術の一つの特徴でもある、「自律的に学習」することは想定していない。ソフトウェアの「学習」は先ほど触れた膨大なるデータを用いた開発工程において行い、教師データとなる画像データと診断結果の紐づけは経験豊富な診断医によって行われる。

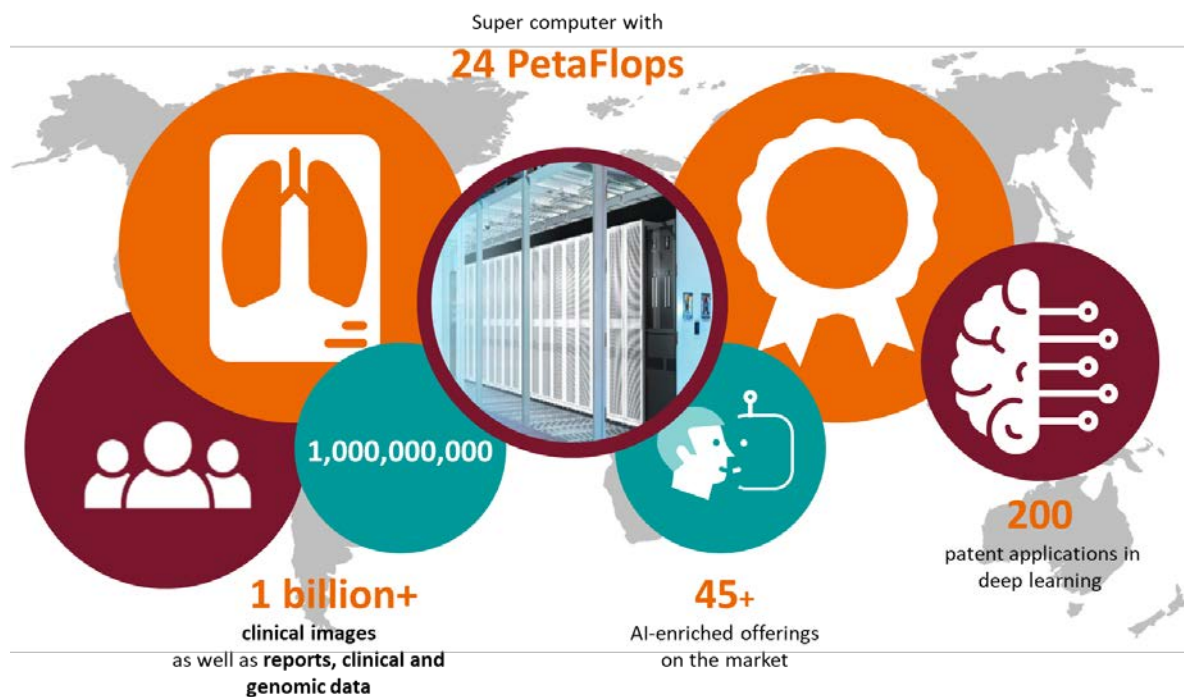


図 4：長年に渡る AI 技術開発の経験と開発環境

4. MR 検査における AI 技術の活用

画像診断のための検査は、どのような検査においても被検者ごとに、その体型、年齢、呼吸や心拍の状態は異なる。検査を実施するオペレータは目的の診断情報が得られるよう撮像条件の調整を行う。特に、MR 検査においてはオペレータの経験や熟練度によって対応に差が生じることは否めない。そして、一般的な MR 検査は T1 強調、T2 強調、FLAIR など各種のコントラスト像を撮像し、そのコントラスト、すなわち、グレースケールを基にして、対象部位の状態を観察している。

一方で、プレジジョン・メディシンや個別化医療への将来ニーズは高まっている。これらは、取得データの精度を重要な課題として要求する。また、コンピュータサイエンスの世界に目を向ければ、ディープラーニングに代表される人工知能の進化は目覚ましい。これは正確なデータを解析する上で非常に有益な手段となる。

4. 1. MR 検査における AI 技術の活用

プレジジョン・メディシンに向かう MR 検査の行程を示す。（図 5）初めのステップは Robust（堅牢）、Consistent（一貫）な検査の実施である。次に Quantitative（定量化）。そして、Individualized（個別化）。そこには AI 技術等の各種の革新技术がベースとなる（図 6）。このプレジジョン・メディシンに向けた MR 撮像の取り組みとして、Siemens では Dot（Day Optimizing throughput）や BioMatrix により、被検者の生体としての特性やオペレータの違いによるばらつきを抑制する技術を発表させてきた。今回は、上記の 2 つのソリューションに加え、定量的な組織の評価や鑑別を行う上で、高い精度の撮像を可能にする MRF（MR Fingerprinting）に関して解説を行う。

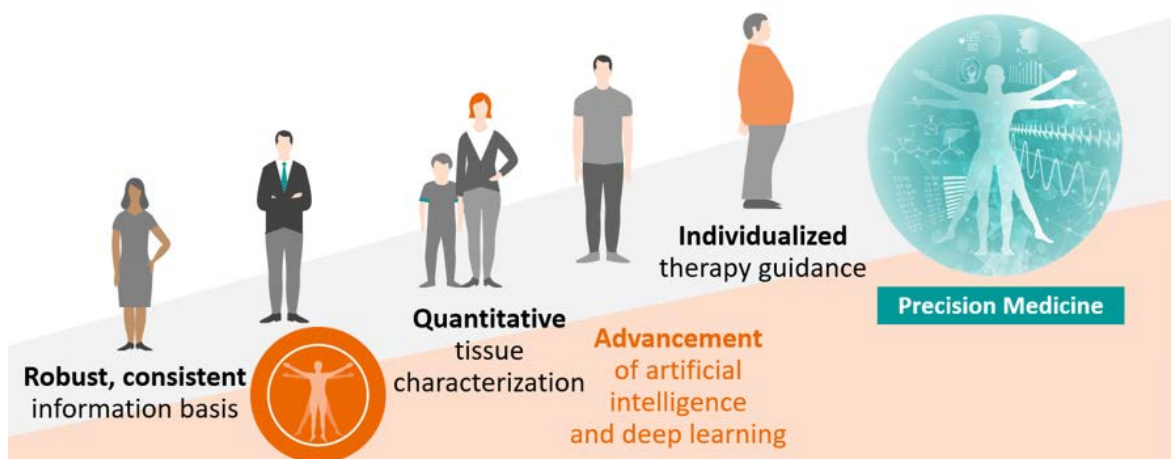


図 5：プレジジョン・メディシンに向かう MR 検査の行程

初めのステップは Robust（堅牢）、Consistent（一環）な検査の実施である。次に Quantitative（定量化）。そして、Individualized（個別化）。そこには AI（人工知能）技術等の各種の革新技术がベースとなる。

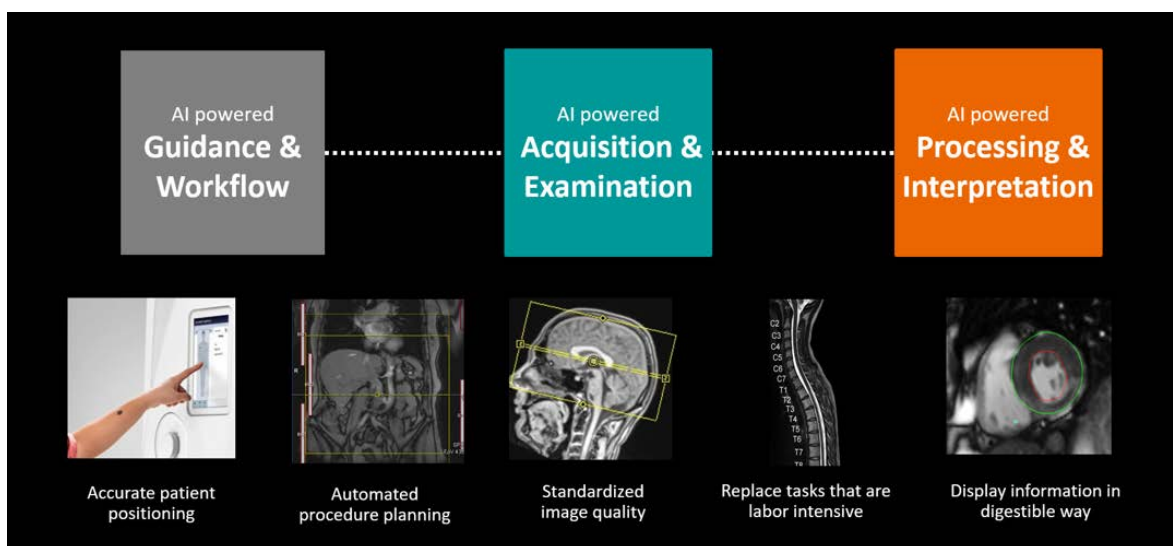


図 6 : AI (人工知能) を活用した各種処理

- 左) 撮像臓器を特定し撮像中心に移動する機能
- 中) コイル選択, 撮像断面設定, 椎体ナンバリング
- 右) 臓器の輪郭抽出と処理(左室駆出率)

4. 2. Dot (Day Optimizing throughput)

■Dot の概要

Dot は先述したプレジジョン・メディシンに向かう MR 検査の行程の第一ステップに大きく寄与するソリューションである。

Dot は検査一連の再現性や効率を上げるための撮像支援機能である。撮像断面設定や後処理の自動化だけでなく、プロトコル選択や造影タイミングの簡便な設定をガイドする機能を、各領域に合わせて対応する。また、多くのサポート機能を施設ごとにカスタマイズ出来る。部門内、部門間連携のナレッジシェア機能と呼んでよいだろう。すなわち、検査戦略（撮像シーケンスのフロー、パラメータ調整）のガイドダンスと共有が主な機能となる。この中には、撮像断面の自動化も含まれる。

■自動撮像断面設定

一つの例であるが、2012 年に google 社がニューラルネットワークに機械学習を行わせ、画像からネコを認識させた。このニュースは膨大な数の教師データが確保できた場合の AI と画像の相性の良さ、そして、第三次 AI（人工知能）ブームの到来を示した。子供たちは好きな果物ならば 10 個ほど見れば、その区別はつく。一方で、AI がその果物を認識するには 100 万個ほどの教師データとバックプロパゲーション（逆伝播法）が必要と言われる。1) 医療の世界では良質かつ膨大な教師データが必要であり、ここが実用化と真の意味での貢献の可否がかかっている。

さて、Dot では AutoAlign 機能により撮像断面の設定をサポートする。図 7 に示すように、3D 撮像したデータから各部位のランドマークを検出する。そのランドマークを基にして、撮像断面を設定していく。

再現性が高く信頼できる断面設定がオペレータを支援するのである。例えば、頭部では視神経を1断面に収めるダブルオブリーク面の設定。椎体では椎間板の自動検出と脊椎のラベリング（図8）、心臓では長軸短軸などの自動断面設定により、オペレータの熟練度に依存せず、迅速で再現性の高い撮像が可能となる。また、心臓では被検者の心拍数によるパラメータ調整も Dot がサポートする。

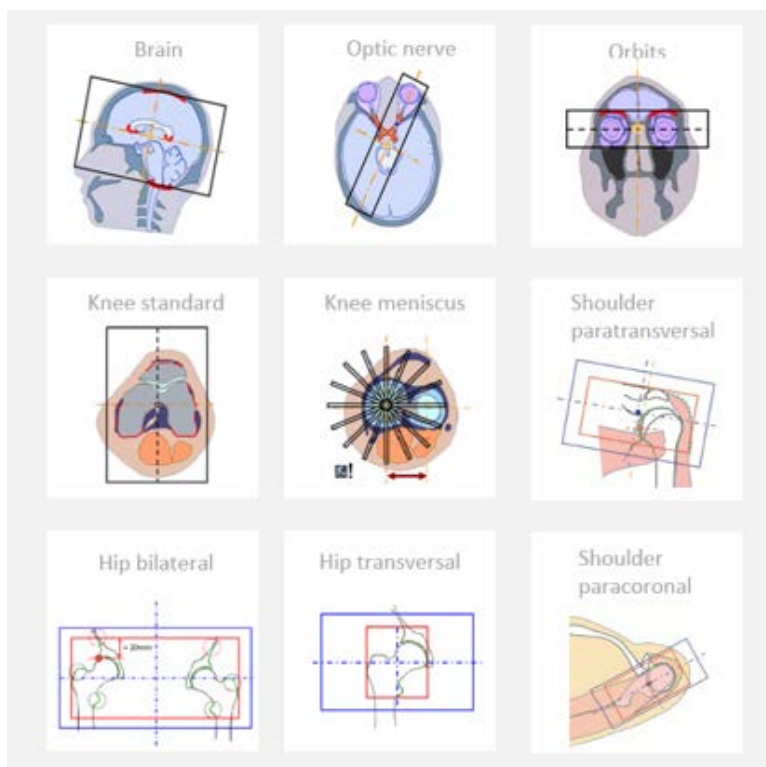


図7：各部位のランドマーク例

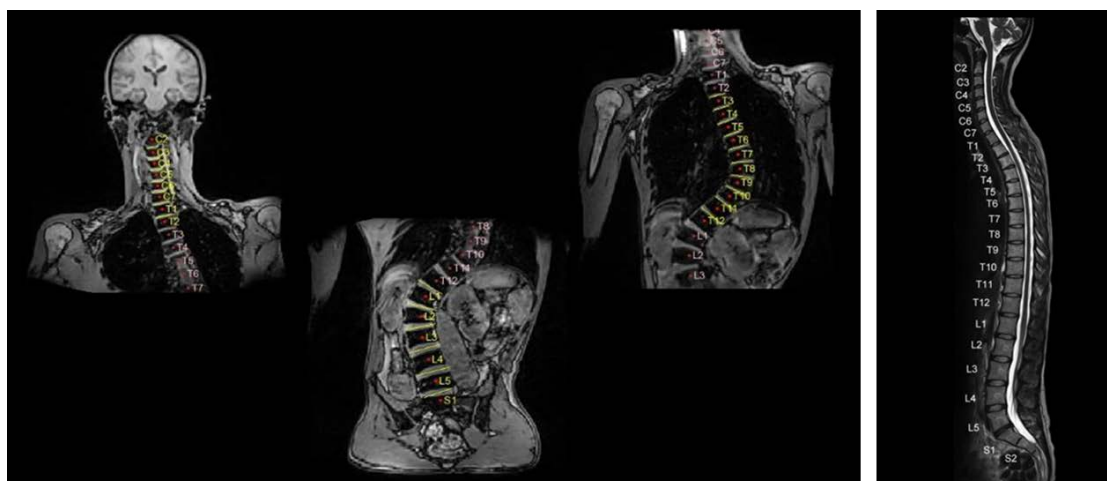


図8：椎体に応用した自動位置決め機能

- 左) 位置決め画像において、椎体ナンバーリングと椎間板の抽出
- 右) 各ステップを結合し、椎体ナンバーリングを実施

■BioMatrix Interface

BioMatrix Select & Go は次のような機能である。(図 9) まず、ガントリ前面に配置されたタッチパネルで撮像対象の検査部位をタッチする。すると AI を利用したインテリジェントボディモデルに基づき、被検者の身長から対象臓器の位置を特定し、そこをマグネット中心に移動させる。レーザーマーカを用いたマニュアル操作の位置合わせの手間が無くなり時間短縮ができる。また、其の為に被検者から目を離すこともなくなり、安全性の向上にもつながる。本機能と先述した Dot による自動断面設定の組合せは、時間を無駄にすることなく、撮像という空間を正確に担保していく。

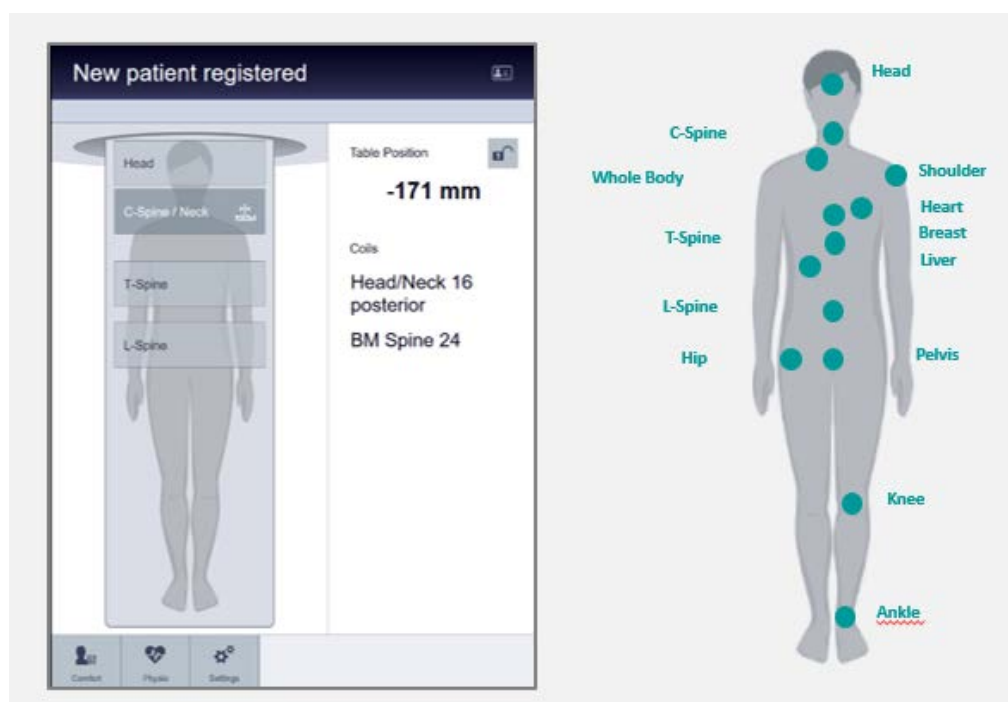


図 9 : Select & Go タッチパネル画面

5. 画像診断支援における AI 技術の活用

先に説明したように、Siemens はすでに画像診断支援を中心とした AI を応用した様々なソリューションを展開している。以下にその事例を示す。

■AI 解析受託サービス

多くの国において、CT や MRI などの画像検査数の増加に伴い、読影医の数が不足している状況である²⁾。それに伴い、読影医一人当たりの仕事量が増加し、1 症例あたりの読影時間の短縮が、結果として誤診に繋がる可能性が懸念されている。例えば、読影時間が 50%減少すると、誤診率が 16.6%上昇するという報告もある³⁾。AI が応用された画像解析技術は、そのような課題解決のキーテクノロジーとなる可能性を持つ。AI が応用されたアルゴリズムによって自動化されたシステムは見落としを防止し、ユーザーである医療従事者の業務効率と負担の軽減が期待される。また、標準化された結果の生成によって、患者は同質な診断を受けることができると考えられる。

現在シーメンスヘルスケア（Siemens の日本法人。以下シーメンスと表記。）は、胸部 CT 検査を対象とした胸部 CT 画像 AI 解析受託サービスを展開している。ユーザーが PACS もしくは CT 装置から Siemens が展開しているクラウドシステムである **teampay Digital Health Platform** に非造影胸部 CT 画像を送ると、シーメンスが AI を使用して肺、心臓、大動脈、胸椎骨の異常の検出や解剖学的解析を実施し、結果および定量レポートをユーザーに返すサービスである。具体的には、以下の解析が実施される。

- 肺結節の検出と大きさ（2D 径、3D 径、体積）の計測
- 肺葉ごと、および肺全体に対する-950HU を閾値とした肺気腫領域の割合（LAA%）の計算
- 冠動脈石灰化部分の検出と心肥大等の評価に利用できる心臓の体積計測
- AHA ガイドラインに従った 9 箇所における大動脈径の自動計測
- 胸椎骨の高さの自動計測

図 10 に生成される解析画像の一部を示す。定量レポートの色分けされた値は予測された重症度を示しており、赤色、橙色、黄色、緑色の順に重症度が高い可能性を示す。

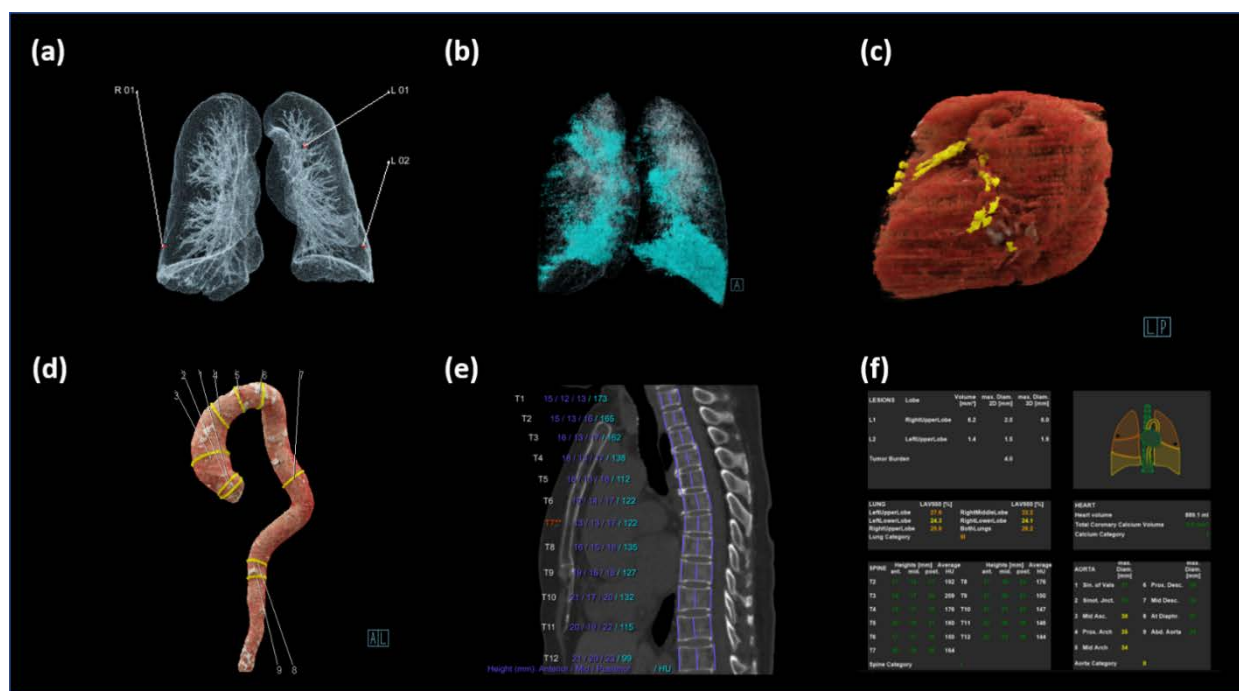


図 10 : AI 解析受託サービスで生成される解析結果の一部

- (a) 肺結節の検出、(b) 肺気腫の疑いがある領域の強調、(c) 冠動脈石灰化部分の検出、
(d) 大動脈径の計測、(e) 胸椎骨の高さの自動計測、(f) 定量レポート

■CT Pneumonia Analysis

世界中で猛威を振るっている新型コロナウイルス（SARS-CoV-2）は、2020 年 8 月においても日本国内および諸外国において未だに終息の目処が立っていない状況であり、多方面からその対策の取り組みが行われている。PCR 検査は COVID-19 の確定診断に最も活用されている手段であり、メディアでも各地におけるその陽性数が毎日のように報道されるほどポピュラーな検査となっている。しかしながら、学術論文等によりその感度は 70%⁴⁾ という報告があり、特に感染初期においては偽陰性として見落とされる可能性が指摘されている⁴⁾。一方、胸部 CT 検査による COVID-19 診断の有効性について議論されており⁵⁾、PCR 検査と比較して良い感度を示したという報告がある⁴⁾。すなわち、胸部 CT 検査は COVID-19 患者の診断に有効な手段となる可能性が報告されている。

CT Pneumonia Analysis (CTPA)⁶⁾ は、COVID-19 の胸部 CT 画像所見で一般的に認められる異常を自動的に定量化する機能を持ち、期間限定の後ろ向き研究用として利用可能な AI 解析アプリケーションである。肺および各肺葉の自動セグメンテーションが実施され、それぞれの部位（肺領域、片肺、各肺葉）において解析が実行される。現在のバージョン (v2.0) では、主に二つの機能を有する。一つ目は、COVID-19 患者に一般的に認められる異常所見である「すりガラス陰影 (GGO)」と「浸潤影 (Consolidation)」の自動検出・定量化である。ディープラーニングによってトレーニングされたアルゴリズムにより、COVID-19 に関連する異常パターン (GGO および Consolidation) がセグメンテーションされ (図 11)、以下の定義に基づいて定量化される。

(i) Percentage of Opacity (PO):

$$PO = 100 \times \frac{\text{volume of predicted abnormalities}}{\text{volume of interest}} \quad (1)$$

(ii) Percentage of High Opacity (PHO):

$$PHO = 100 \times \frac{\text{volume of high opacity abnormalities}}{\text{volume of interest}} \quad (2)$$

ここで、“volume of interest” (VOI) は、肺葉、片肺、肺全体のいずれかにおける体積を表す。PO 内の “volume of predicted abnormalities” は VOI 領域において AI アルゴリズムによって検出された異常部分、すなわち、COVID-19 患者に一般的に認められる GGO、consolidation および crazy-paving pattern を含む陰影の体積を表す。PHO 内の “volume of high opacity abnormalities” は VOI 領域において AI アルゴリズムによって検出された異常部分のうち、さらに CT 値が -200 HU 以上の領域を “高陰影” と定義し、その部分の体積を表す。Consolidation のような高陰影は重症度と関係がある可能性があり⁷⁾、PHO も COVID-19 の重症度を定量化できる指標の一つの可能性はある。PO、PHO は自動的に算出され、各肺葉の重症度は PO の値から Opacity Score (OS) によって分類される (PO = 0, OS = 0; 0 < PO ≤ 25, OS = 1; 25 < PO ≤ 50, OS = 2; 50 < PO ≤ 75, OS = 3; 75 < PO, OS = 4)。OS の定義は Bernheim ら⁸⁾ の定義に基づく。左/右肺および肺全体の OS は、その領域に含まれる肺葉の OS の合計値で示される。

二つ目の機能として、ディープラーニングによってトレーニングされたアルゴリズムにより、COVID-19

の可能性を示す確率（COVID-19 Probability）が表示される。0～1 の範囲で示され、下記の分類によって COVID-19 の可能性を予測することができる。

0 ≤ COVID-19 Probability ≤ 0.3: COVID-19 の可能性が低い。

0.3 < COVID-19 Probability < 0.6: どちらともいえない。

0.6 ≤ COVID-19 Probability ≤ 1.0: COVID-19 の可能性が高い。

定量結果および COVID-19 Probability は、最終的に図 12 に示す定量レポートとして出力される。本アプリケーションは、将来的に臨床において、胸部 CT 画像から COVID-19 患者の早期発見や経過観察中における重症度の定量的評価ができることが期待される。また、結果は解析が開始されてから 15～20 分程度で生成されるため、診断だけでなく、トリアージとして利用できる可能性もある。

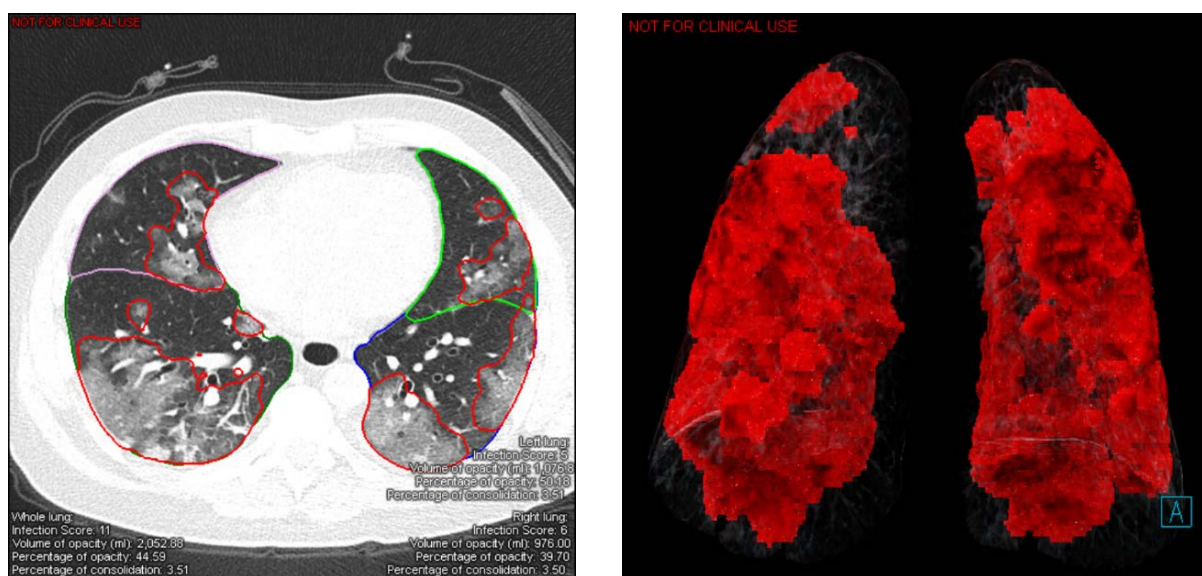


図 11 : CT Pneumonia Analysis Prototype 解析イメージ結果

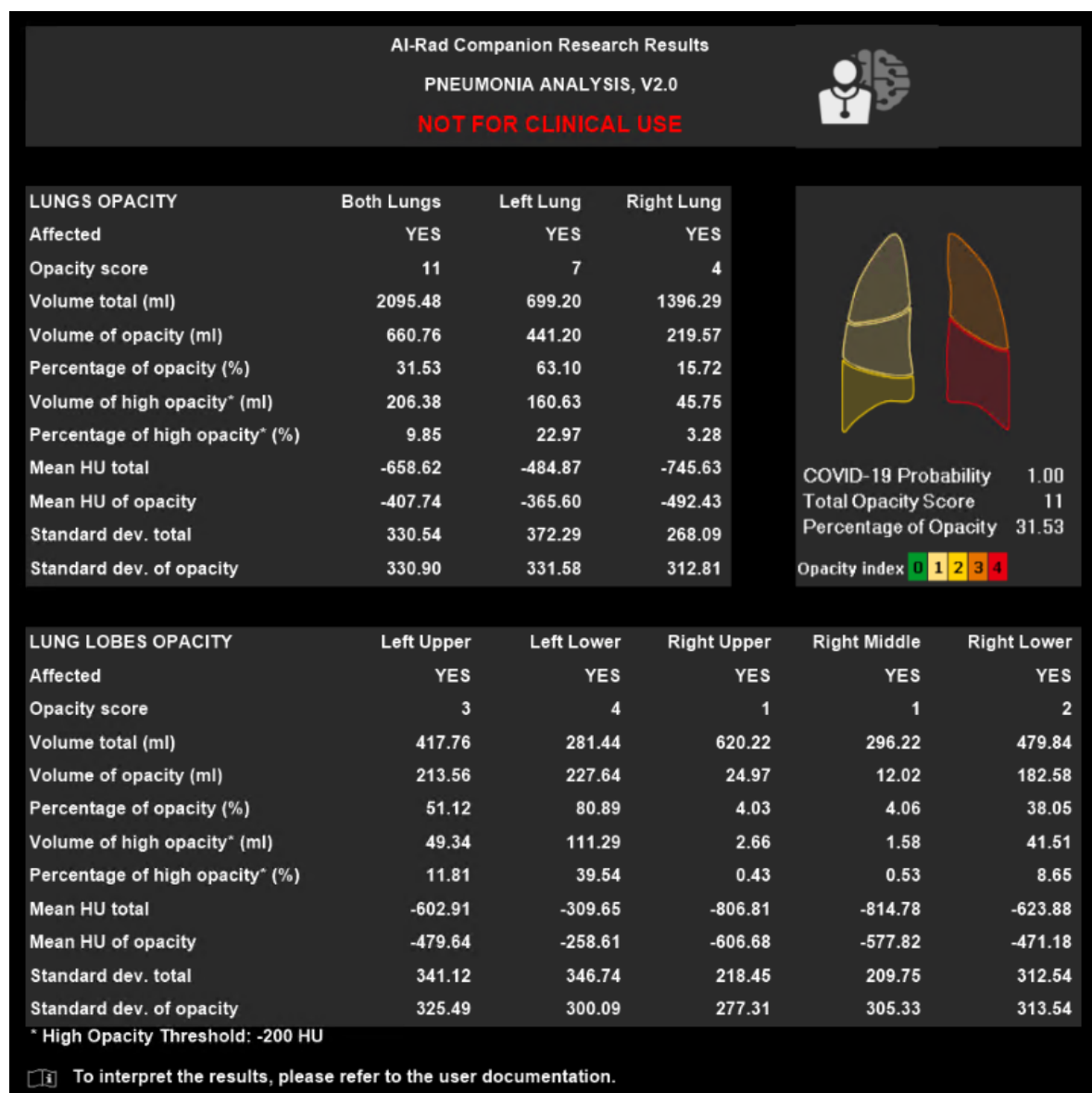


図 12 : CT Pneumonia Analysis Prototype より出力される Result テーブル

6. おわりに

本稿で紹介した機能は Siemens が開発している技術の一部であり、診断支援や個別化医療をサポートするような技術の開発も行っている。また、機能面だけではなく、使用環境にも配慮したソリューション開発も行っており、従来のオンプレミスによる利用に加え、クラウド利用に対応したポートフォリオの数も今後益々増えていく予定である。医療現場における急速なデジタル化は今後もさらなる医療の変革をもたらすと信じている。

＜参考文献＞

- 1) 新井紀子 ;AI vs 教科書が読めない子どもたち, 東洋経済新報社
- 2) The Royal College of Radiologists. Clinical radiology UK workforce census 2018 report.
<https://www.rcr.ac.uk/publication/clinical-radiology-uk-workforce-census-report-2018>
- 3) Berlin L. Faster Reporting Speed and Interpretation Errors: Conjecture, Evidence, and Malpractice Implications. J Am Coll Radiol. 2015;12(9):894-896. doi:10.1016/j.jacr.2015.06.010
- 4) Fang Y, Zhang H, Xie J, et al. Sensitivity of Chest CT for COVID-19: Comparison to RT-PCR. Radiology. 2020;296(2):E115-E117. doi:10.1148/radiol.2020200432
- 5) Hope MD, Raptis CA, Henry TS. Chest Computed Tomography for Detection of Coronavirus Disease 2019 (COVID-19): Don't Rush the Science. Ann Intern Med. 2020;173(2):147-148. doi:10.7326/M20-1382
- 6)
<https://www.siemens-healthineers.com/medical-imaging/diagnostic-imaging/ai-covid-19-algorithm>
- 7) Inui S, Fujikawa A, Jitsu M, et al. Chest CT Findings in Cases from the Cruise Ship “Diamond Princess” with Coronavirus Disease 2019 (COVID-19). Radiology. 2020;2(2) [Online ahead of print 2020 May 17]. doi:10.1148/ryct.2020200110
- 8) Bernheim A, Mei X, Huang M, et al. Chest CT Findings in Coronavirus Disease-19 (COVID-19): Relationship to Duration of Infection. Radiology. 2020;295(3):200463. doi:10.1148/radiol.2020200463

オンライン 医用画像処理プログラミングセミナー ～ステイホーム：家でディープラーニング研究を始めよう～に参加して

市立四日市病院 中央放射線室 倉谷 洋佑

2020 年 7 月 12 日に開催された、部会初となるオンライン開催でのディープラーニング体験セミナーに参加したので報告致します。

開催概要については JSRT の HP で知りました。もともとディープラーニングがこれからの研究には欠かせないと考えていた私は、自作 PC を組んだり、参考書を購入したりしていましたが、実際の処理にはまだ手を付けられずにいました。今回のセミナーは初心者向けの実習であったため、まさしく私にとっては打って付けで「これだ！」とすぐさま応募するに至りました。実は落選だったのですが欠員が出て、繰り上げで参加できることが決まりました。

しかし、参加が決まったものの「知識が足りているのか？PC スペックは足りるのか？実習についていけるか？」など様々な不安要素がありました。そんな私の気持ちを知ってか知らで大変手厚い対応が用意されていました。

セミナーに先立って、ディープラーニングの基礎的な講義動画がメールで配布され、予習することができました。動画ではディープラーニングの歴史を抑えつつ、敵対生成ネットワークやコンピュータ支援画像診断など実際の医療応用についても解説されていました。このように事前に予習する時間があるのは初学者に優しいなと感じました。また当日使用したソフト[Neural Network Console : NNC]のダウンロードおよび、動作確認手順も動画でわかりやすく案内されました。そのほかに、PC スペックやネット回線の確認、ディープラーニングセミナーへの参加経験、疑問点などをあらかじめ主催者に伝えておきました。セミナー当日に使用したオンライン会議アプリも通信チェックをする機会が前日に設けられていました。

このような事前準備を用意してもらっていたため、「うまくいくだろうか。」という不安は解消され「なんとかなりそう！」という気持ちで当日を迎えられました。

当日は朝の 10 時から開催でした。学生さんがスタッフとしてトラブルに個別に対応してくれるバックアップがあり心強く感じました。冒頭に主催者挨拶があり、参加者は一人ずつ簡単に自己紹介をしまし

た。北海道や宮崎など全国から参加があったのはオンラインだからこそではないかと思いました。図の写真は受講環境です。

まずスライドを用いた基礎的な内容の解説がありました。講師の先生は大学で研究室を持っておられ、そちらでの学生指導の内容や研究の話を交えてながら進めてくれたのですが、そういった実際の現場の話が聞けたことは特に興味深かったです。続いて NNC の概略についてスライド解説がありました。スライドを読むだけでなく NNC のパラメータの意味など解説を沢山挟んでくれたのでとても勉強になりました。これは一人で参考書を読みながらやるよりも格段に頭に入ったと思います。質問もその都度音声やチャットで受けてくれ、いつでも疑問を解消しやすい環境が整っていました。

昼食休憩のあと、いよいよ実習がありました。実習は二つで、一つ目は胸部単純 X 線写真を上下左右に回転させた画像について学習をさせ、入力した X 線写真がどちら向きかを認識させる実習。二つ目は胸部単純 X 線写真の肺野部分を学習させて、入力した X 線写真の肺野を自動抽出させるものでした。画像データベースは学会の HP からダウンロードできるものを利用しました。NNC への入力を進めながら、各々の理解度は会議アプリの挙手システムを用いてその都度確認してくれました。個別に解説を加えてくれたり、学生のサポートが入ってくれたり、とにかく一日を通して「誰も置いて行かない！」という講師の皆さんの志が見えて最後まで気持ち良く参加できました。私も意外にもすんなりと実習をこなすことができ、「自分の PC でもディープラーニングの研究ができる。」と自信ができました。尽力くださった講師の先生方、学生の皆様に感謝いたします。この「自分の PC でディープラーニング処理を行う」というのが本セミナーのミソだと感じました。

この度は自宅からオンラインでの参加、そしてディープラーニングの実習と貴重な経験ができました。ありがとうございました。今後は自らの研究や後輩への説明で NNC を使っていければいいなと考えています。私のようにディープラーニングに興味のある方で概要を知りたい方や、実際に処理をしてみたいけど自分一人ではやるにはハードルが高いと考えている方には、このセミナーかなりおすすめです。



図 受講環境

オンライン

医用画像処理プログラミングセミナーを受講して

鹿児島大学病院 元日田 調

R2 年 7 月 11 日学会初の試みとなるオンラインでの医用画像処理プログラミングセミナーを受講した。以前よりディープラーニングに興味があり参考書と共に独学で研究を進めるものの、エラーコードや応用力のなさがゆえに度々挫折を感じていたのが現状であった。コロナの影響もあってか講習会の数も少なくなり先に進めなくなっていた時に、本セミナーの開催が予定されており、著名な先生方のセミナーが無料と驚きながら限定 20 名という狭き門であったが応募初日に申し込み受講が可能となった。

本セミナーは、ソニーが開発した深層学習の統合開発環境である Neural Network Console (NNC) を用いた演習であった。10:00~15:00 で午前中に PC を触りながら講義を聴きながら MNIST の手書き数字認識、午後に胸部 X 線画像の方向分類、肺野のセグメンテーションを行った。オンラインということで自宅での学習となり、初心者なのにセミナーのペースについていけない不安であったが開始早々心配は不要だと感じた。WEBEX ミーティングを使用しチャット機能もあるため講義の裏で質問することが可能であった。それ以外にも Slack によるサポート機能も得られた。初めに受講生の自己紹介の時間も設けられ初心者も多く、講義のスピードも少人数制であったからか受講生がしっかりついていっているかを何度も確認しながら演習を行っていたため理解できずに動画が流れているだけというオンラインのデメリット性は全く感じられなかった。『プログラミングが苦手な人向け』という謳い文句から NNC も参考書を読んだが理解できなかった私が、話し方・スライドもわかりやすく穏やかな講師の方々の講義を聴くとすらすらと理解でき、感動を覚えるほどであった。基本的な使い方を講義していただいたので、これから応用し自身の研究に生かしていきたい。

オンラインセミナーは、時間を有効活用できる。私のような地方在住者は著名な先生方の講習会を受けるとなると例え半日の講習でも宿泊が必要となる。勿論平日勤務のため家族との時間は休日がほとんどだが、それすらなくなってしまう可能性がある。しかし、オンラインセミナーは 10 時開始でも、直前まで家事ができ、休憩時間は家族に昼食を作り一緒に食事することも可能であった。また、本セミナー後 19 時から懇親会も spatial.chat で開催され自宅で夕食をとりながら著名な講師の方々と受講生と意見交換し研究の助言を得ることができた。講習会後 1 カ月程度は Slack 掲示板に書き込み可能でバックアップを受けることも可能とのことであった。ステイホームも飽きてきたころであるが、自宅での時間が非常に有意義なものであった。

本セミナー開催にあたって、講師の方々・運営企画していただいた皆様・サポートいただいた学生の方々に心より御礼申し上げます。今後も講習会に参加できることを楽しみにしております。

オンライン医用画像処理プログラミングセミナー初開催

広島国際大学 保健医療学部 山本 めぐみ

岐阜医療科学大学 保健科学部 篠原 範充

1. はじめてのオンラインセミナー開催の経緯

画像部会では、CAD（コンピュータ支援診断）や画像処理について自分でオリジナルの手法を開発したいという会員の皆さんのために、C 言語プログラミングの習得を目的とした医用画像処理プログラミングセミナーを開催してきました。今回は、今話題のディープラーニングに興味を持たれている方（超初心者）を対象として、放射線技術学におけるディープラーニング研究を始めるために必要な環境設定や画像識別、領域抽出といった処理を SONY の Neural Network Console を用いて体験していただくことを目的として開催します。当初は、対面でのセミナーを予定していましたが、2020 年度は COVID-19 により、日本放射線技術学会全体の各種セミナーの開催が 10 月まで中止となりました。しかし、こんな状況でも！いやこんな状況だから！学習をしたい方も多いであろうと考え、寺本委員・篠原委員の提案により「オンライン 医用画像処理プログラミングセミナー～ステイホーム：家でディープラーニング研究を始めよう～」の開催を行うことにしました。初めての試みですので、接続なども含めてトラブルも予想されますが、受講の皆様のご協力を頂きながらオンラインでのハンズオンセミナーを開催することにいたしました。

2. セミナーの構成と準備

受講申し込みは予想以上にあり、ハンズオンセミナーを安定して実施するためには定員を多くすることは懇談であると判断しました。そのため、事前のオンデマンド講義＋当日のオンライン講義とオンラインプログラミング受講の通常コースと事前のオンデマンド講義受講と後日一部の当日映像の視聴ができるコースの 2 コースで校正しました。

事前のオンデマンド講義は、中山委員による「深層学習の基礎」とプログラミング環境準備の寺本委員による「NNC インストール・データベース準備」でした。（図 1）また、全ての作業が非対面で行われるため、ソフトやデータの事前インストール、当日のトラブル対応に備えて、2～3 名の受講者につき 1 名チ

ューターの配置されました。準備の段階から当日も含めコミュニケーションが取りやすいようにチャットアプリ(図2)も用意されました。



図1 事前学習用動画



図2 チャットの様子

3. セミナー当日（セミナー本部）

セミナーは、藤田医科大学寺本研究室を本部として実施いたしました。スタッフは、寺本委員、篠原委員、藤田医科大学の山田あゆみ先生、寺本研究室内の学生2名（4年生の鈴木さん、大学院生の遠田さん）で行いました。篠原委員が、セミナーの進行、寺本委員がセミナーの講師として実施しました。すずきさんは、寺本委員の手順に間違いが無いことを受講生とともに確認する確認担当、山田先生と遠田さんは受講生のトラブルがあった場合別のWEB会議室への誘導などトラブル担当で実施しました。実際にトラブルがあった場合には、中山委員、田中委員、山本委員が遠隔チューターとして対応することになっていました。

本部においても感染対策は重要であり、スタッフは研究室への入退出時には手指消毒を行い、寺本委員は、個人研究室(図3)、篠原委員は壁向きの座席(図4)、山田先生と学生についても十分な距離と対面にならないように配慮しての実施となった

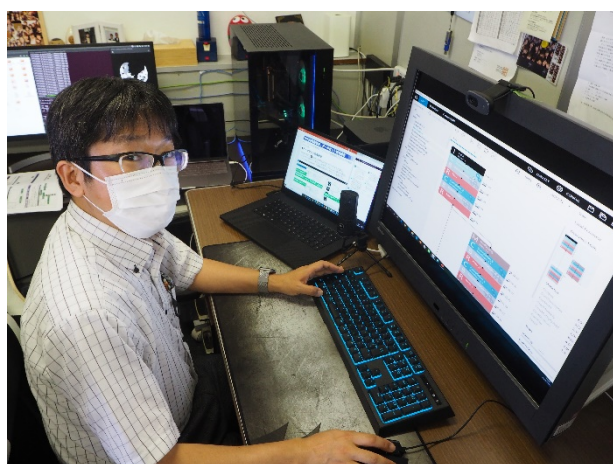


図3 寺本委員の環境

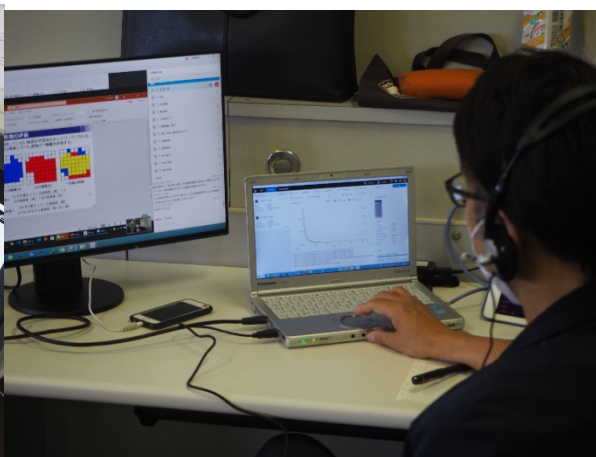


図4 篠原委員の環境

4. セミナー当日（遠隔チューター 山本委員）

今回、医用画像処理プログラミングセミナーに初めてチューターとして参加しましたのでご報告いたします。当日は表1の流れでセミナーが行われました。Web システムはWebex が使用されました。事前接続テストも行っていたため、接続トラブルは最小限でしたが、カメラ・音声の接続が難しいケースがありました。講義資料はPDF で配布されました。図4は私の環境の写真です。左側(iPad)に講師の画面、PC 画面にはチャットアプリと、NNC コンソールを準備し、受講者と同時に作業を行いました。受講者が困った場合には個別対応でチャットと別の画面接続アプリで対応できるよう待機していました。

表1 当日のスケジュール

9:45	Webex接続開始
10:00	開会
10:10	講師、受講者 自己紹介
10:30	NNCの概要説明
11:00	講義 ディープラーニングの研究方法論
11:30	昼食
12:30	演習1 胸部X線画像の向きを自動検出
13:40	演習2 セグメンテーション
15:00	閉会

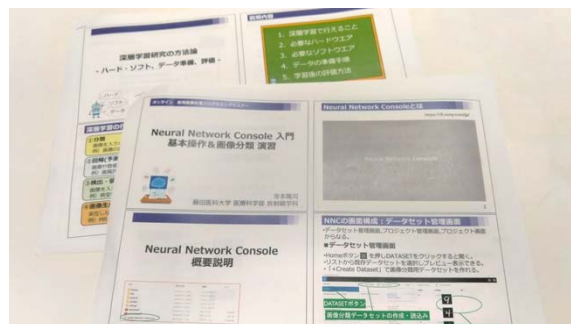


図5 講義資料(PDF 印刷)

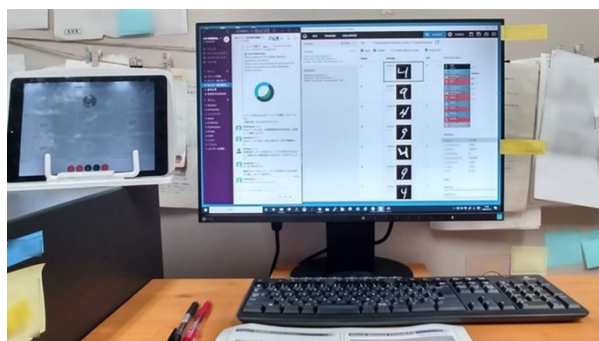


図6 山本委員（遠隔チュータ）の環境

5. まとめ

今回のセミナーでは、受講生の方の準備とスキルが高かったこともあり、大きなトラブルには至らず遠隔チューターや別に準備した WEB 会議室の出番はなくスムーズに進行できました。しかし、中級編・上級編を行う場合には、色々な操作やプログラミングの作業が多くなっていくため、受講生が困った場合の対応には相手の PC 画面が見える Web システムが必要であると感じました。

セミナー開催後は、寺本委員主催の Web 懇親会も開



図7 ソーシャルディスタンスを取っての
本部記念撮影

催され、スタッフと受講者の情報交換が行われました。こちらは、現在の仕事の状況や具体的な研究相談など良い時間となりました。しばらくの間、Web開催によるセミナーを行わざるを得ない状況が継続する可能性があり、今回のセミナーがトライアルとして画像部会として良い知見となりました。ご支援いただきました学会本部関係者の皆様および受講生の皆様に感謝申し上げます。今後も画像部会としても部会員、学会員の皆様に何かの形でお力になれるようオンラインにより「何かができなくなった」ではなく「何ができるか！」の観点で各種企画を考えていきます。どうぞよろしくお願いいたします。



図 8 参加者記念撮影

中山研究室の紹介

立命館大学 理工学部 電子情報工学科 中山 良平

はじめに

私の所属する立命館大学は1900年創立、1922年設立の伝統ある大学になります。立命館大学と聞くと京都をイメージされる方が多いかと思いますが、理工学部は1994年にびわこ・くさつキャンパスに移動し、私は滋賀県草津市で勤務しています。私が、三重大学放射線科から立命館大学理工学部へ異動したのが2015年ですので、私の研究室は6年目になります。最初の3年ほどは研究室運営、講義の準備、研究環境整備に追われる日々でしたが、最近ようやく腰を据えて研究が出来る環境が整ってきました。本稿では、私の研究内容と研究室の様子について紹介したいと思います。

研究内容の紹介

私の研究室では、研究成果をもとに社会へ貢献することを研究の理念として、画像処理や機械学習、深層学習などの情報工学技術を医療に応用する研究を進めています。論文を書くための研究ではなく、臨床で実際に用いるための研究やソフトウェア開発を目指しています。具体的には診断支援を目的とした

- 医用画像に含まれる病変を強調、可視化
- 医用画像を高画質化、高解像度化
- 病変の病理組織型（良悪性）の可能性評価
- 診断の客観的な判断材料となる形態的特徴やテクスチャ特徴などの特徴量の計測

などに取り組んでいます。図1に、脳MRIのテクスチャ解析／ヒストグラム解析ソフトウェアを示します。このようなソフトウェアを開発し、医療施設の読影室に導入することにより、診断の正確さ、再現性、効率化の向上を図っています。

私は理工学部所属で、立命館大学には医学部も無く、医療データをどのように収集しているか疑問に思われるかもしれませんが、ありがたいことに前職場である三重大学をはじめ6大学病院、7医療施設、そして3企業と共同研究を実施し、そこで多くの医療データを提供いただいています。共同研究では、多くの医師や診療放射線技師の方々と直接ディスカッションしながら研究を進めることができるため、臨床の需要に合った研究が出来ていると自負しています。また、企業と共同研究をすることで、診断の質を向上させるだけでなく、経済のことも考慮しなければならないことを痛感しています。

現在、研究室には、4回生12名、大学院生10名が所属しています（図2）。理工学部らしく全

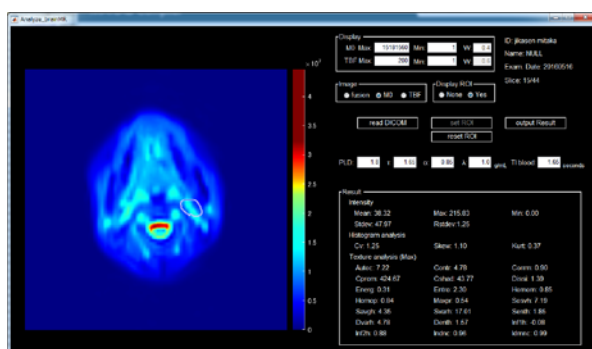


図1: 脳MRIの解析ソフト



図2: 修論発表会の打ち上げ

員男子学生です。ゼミは週一回、原稿提出と進捗報告のプレゼンを行います。今はZoomによるゼミが基本です。なかなか理解してもらえませんが、学生には研究を積み上げることと他人に分かり易く伝えることを意識するよう指導しています。特に現在ブームとなっている深層学習は日進月歩で、研究を進めているうちに、新しい技術が次々と出てきます。そこで目移りし、少しずつ積み上げてきた自分の技術を捨て去り、他人が作った新しい技術に飛び付き再現することを研究と勘違いしないようにして欲しいと思っています。学生の研究方針としては、まず、研究を始めた時点での最新技術を医療に応用し、その技術の問題点を明らかにする。その問題点を解決するアプローチを学生が自ら提案、開発する。そして、その改良した技術を医療に応用し、問題点を明らかにする。その繰り返しを学生には徹底させたいと考えています。

研究室で用いているプログラム言語はMATLABが中心です。共同研究先の海外医療機器メーカーや海外の大学がMATLABで開発していることが第一の理由です。高額ですが、安定して動作するMATLABで開発することにより、企業の製品に組み込みやすく、臨床現場にも導入しやすいメリットがあります。また、MATLABはinstruction, デモが充実しており、ある程度やる気がある学生は独学で習得できるので、プログラミングの勉強に多くの時間を割くことなく、研究に集中することも理由の一つになります。

おわりに

私は医工学の研究者を育成するために、三重大学放射線科から立命館大学理工学部へ異動してきました。技術レベルが高く、臨床もご存じの診療放射線技師の方々には、ぜひ博士を取得していただきたいと考えています。理工学部での博士取得に懐疑的な方もいらっしゃるかもしれませんが、鈴鹿医療科学大学大学院社会人コースで博士課程の診療放射線技師の方々の指導もしてきましたので、安心していただきたいと思います。私の研究室に興味を持っていただいた方は、ぜひお気軽にお問い合わせいただければ幸いです。

(研究室 HP: <https://nakayamarlab.wixsite.com/website>)

JRC2020web 参加報告

広島国際大学大学院 医療福祉・科学研究科 医療工学専攻 博士前期課程2年 橋本 滯

1. はじめに

2020年5月23日（土）正午～6月14日（日）17時にWebで開催された、第76回日本放射線技術学会総合芸術大会（通称：JRC2020web）に参加し、発表を行う機会が得られましたので、ここに報告します。

2. JRC2020 について

この学会は、日本医学放射線学会、日本放射線技術学会、日本医学物理学会、日本画像医療システム工業会の4団体共同で毎年、横浜にて開催されており（後述する通り、今回はWebを利用したオンライン上での開催）、放射線医療情報に関する専門家が集まる日本最大の学会です。国内から450以上、海外から60以上の演題が採択されていました。

3. Web 開催について

今回は、新型コロナウイルス感染症（COVID-19）拡大の影響により、Webを利用したオンライン上での開催でした。Web開催ならではの企画として、従来のCypos賞、WEB座長賞、WEBディスカッション賞、多くのアクセス数を獲得した演題ランキング、多くのいいね数を獲得した演題ランキング、解りやすいCyposを作成した演者についての表彰などもありました。発表形式については、Cyposスライドを閲覧する形式で開催され、Cyposスライドの横にチャットボックスが用意されており、そこで質疑応答がされる形で活発な議論がされていました。

4. 発表内容

私は「An Approach towards 4x Super-Resolution Processing for SPECT Images by Deep Learning」というタイトルで発表を行いました。SPECT画像は、64x64や128x128などの小さなマトリクスサイズで収集された投影像を再構成して得られます。現在、SPECT画像は放射性医薬品の分布の断層画像であること、SPECT画像の分解能が高くないことから、臓器の機能・代謝を表した画像となっています。もし高解像度のSPECT画像が実現できれば、より高い診断精度の実現の一助となることが期待されます。そこで、小さなマトリクス数で収集された低解像度の投影像から、Deep Learningを用いて4倍超解像処理を行い、高解像度SPECT像を得るという手法の開発に現在取り組んでおり、研究成果の途中報告を行いました。（図1, 2）

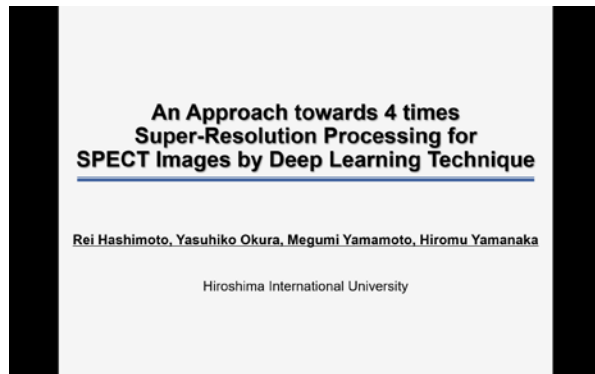


図 1. 発表スライドの例 1

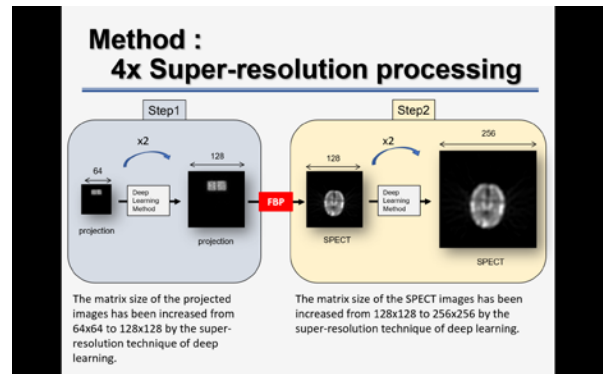


図 2. 発表スライドの例 2

5. 最後に

昨年に引き続いての口述発表や様々な研究者の方々とお話できる貴重な機会だったのですが、コロナウイルスの影響で Web 開催となつてしまい叶いませんでした。しかし、オンライン上での Web 開催を体験し、貴重な経験をさせて頂きました。

ハイブリッド CARS2020 参加報告

広島国際大学大学院 医療・福祉科学研究科 医療工学専攻 博士前期課程

山中 大夢

1. はじめに

今年 6 月 23 日から 27 日までの 5 日間、ドイツのミュンヘンで Computer Assisted Radiology and Surgery 2020 が開かれました。私はこの期間中、6 月 26 日のセッションにおいて Web 会議アプリケーション「Zoom」を使用して口述発表者として参加しました。

2. CARS2020

私は 1 月に Abstract を CARS2020 に登録しました。しかし 2 月から国内において COVID-19 が猛威を振るいはじめ、国内外を問わず学会の中止や延期が相次ぎ日本からの出国も難しい状況になりました。そこで、CARS2020 ではミュンヘン会場に来場できない発表者のために Web 会議アプリケーション「Zoom」の使用を可能にしたハイブリッド形式での開催を 4 月に発表し、発表者に対して英語音声が付与したビデオプレゼンテーションの 5 月下旬までの提出義務が与えられました。開催日時が近づくと CARS2020 担当者と頻繁に連絡を取り合うようになり、発表直前までそれは続きました。

会議期間中は CARS2020 のホームページにおいてスケジュールが掲載され、そこに自身が参加したいセッションの Zoom に参加するためのコードが置かれていました。自宅のパソコンや自身の携帯からでも参加することは可能であり、チャット機能を用いることで自由に質問を行うことができました。

3. 口述発表

私は「Digital Subtraction Angiography using Semantic Segmentation Model of Deep Learning Technique to reduce Motion Artifacts」というタイトルで発表を行いました。ミスレジストレーションアーチファクトの原因である時間差を伴う二画像間の減算処理を無くし、ライブ像から直接 DSA 像を作り出す新しい方法を Deep Learning アルゴリズムの 1 つである Semantic Segmentation を用いて開発することが発表研究の目的になります。

発表自体は事前に英語を録音したパワーポイントを約 10 分間 Web 上に流してもらうことで終了し、その後 Zoom においてリアルタイムの質疑応答が行われました。私はこの CARS2020 が国内外合わせて初めての口頭での発表でした。当然、英語での質疑応答も初めてであったために様々な方々に相談し、対応策をノートに書き出しそれを読み直しながら当日までトライ&エラーを繰り返しました。

質問内容は自身でも考えていた研究の課題点を指摘するものであり、改めて第三者目線からの指摘を受けたことで研究の問題点について他者目線から再確認することができました。また国際会議における多国籍の方々との討論を肌で感じることができ、自身の考えを相手に伝える難しさというものを知りました。

4. 発表を通じて

まずは CARS2020 への参加をサポートしてくださった大倉保彦教授、山本めぐみ助教に深く感謝申し上げます。今回の CARS2020 では学会での研究成果発表と質疑応答・国際学会・英語発表・Web 開催とその準備など、初めてのことが多く発表本番までたどり着くのは大変ではありましたが、先生方の適格な助言のおかげで切り抜けることができ刺激的な体験をさせていただきました。

国際学会が初めての学会発表ということで学会閉幕まで一喜一憂することが多くありました。けれども CARS2020 に参加したおかげで得られたものは数知れず、中でも自分に不足していた部分に気づけたことや新しい知識を得ることができたことは大変嬉しいことでした。ここで得られたものは今後の大学院生活を通じて、また社会に出た後でも日々実践することで鍛え上げてきちんと自分の力としていきたいと思っています。



図1 Zoomでの質疑応答



図2 CARS2020への参加シーン

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。

標準デジタル画像データベース(胸部腫瘍陰影像) DICOM バージョンの配布開始について

1998 年 1 月に配布を開始し、2008 年 3 月からは、日本放射線技術学会のホームページから無償でダウンロード入手が可能となり、多くの研究者に利用されてきました「標準デジタル画像データベース(胸部腫瘍陰影像)」ですが、収録されている画像のフォーマットが Raw データフォーマットであるため、通常の処理では画像を表示することができない、または、特定のソフトウェアや自作のプログラムでしか処理ができない、問題点がありました。今回、北里大学メディカルセンター放射線部の柳田 智先生のご尽力により、この画像データベースの DICOM バージョンが作成され、画像部会の HP から無償で部会員の皆様に提供できるようになりましたので、お知らせします。

この標準デジタル画像データベースは、1995 年 4 月より約 3 年の歳月をかけて、本学会学術委員会の学術調査研究班が、日本医学放射線学会の協賛により、日本および米国の医療施設からの症例提供の協力を受けて完成させたものです。配布開始から 10 年以上経過した現在でも、このように多くの腫瘍陰影像を含む胸部単純 X 線像のデータベースは世界でも唯一のもので、コンピュータ支援診断(CAD)の研究やデジタル画像の評価など、に、世界中の研究施設で利用されています。今後もコンピュータ・プログラミングの学習や、デジタル画像処理、CAD 研究の素材として、より多くの方々に活用していただきたいと願っています。ぜひ、多くの研究にご利用ください。

【標準デジタル画像データベース[胸部腫瘍陰影像] DICOM 版 ダウンロード入手先】

URL: <http://imgcom.jsrt.or.jp/download/> (画像部会 HP → ダウンロード)



【内容および仕様】 腫瘍陰影像 154 画像, 非腫瘍陰影像 93 画像
1 画像容量約 8MB, Dicom データ, 2048 x 2048 マトリクス,
0.175mm ピクセルサイズ, 4096(12bit)グレイスケール

【参考文献】

- 1) Shiraishi J, Katsuragawa S, Ikezoe J, Matsumoto T, Kobayashi T, Komatsu K, Matsui M, Fujita H, Kodera Y, 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.

【標準デジタル画像データベースを用いた, または関連した研究】

1. 引用文献の概要 (全 174 編, Scopus 調べ, 2016 年 1 月現在)
Academic Radiology:6 *AJR*(*American Journal of Roentgenology*): 4, *EJR*: 4,
IEEE Trans. Med. Imag: 7, *J Dig Imag*:4 *Medical Image Analysis*: 4, *Medical Physics*: 7,
Radiology: 4, その他海外論文:17, その他国内論文: 2, *Proceedings*: 38
2. 主な海外論文
 - 1) Li Q, Katsuragawa S, Doi K: Improved contralateral subtraction images by use of elastic matching technique. *Medical Physics*, 27: 1934-42, 2000
 - 2) van Ginneken B, Ter Haar Romeny BM, Viergever MA: Computer-aided diagnosis in chest radiography: A survey. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20: 1228-41, 2001
 - 3) Baydush AH, Catarious Jr DM, Lo JY, et al.: Computerized classification of suspicious regions in chest radiographs using subregion Hotelling observers. *Medical Physics*, 28: 2403-09, 2001
 - 4) Li Q, Katsuragawa S, Doi K: Computer-aided diagnostic scheme for lung nodule detection in digital chest radiographs by use of a multiple-template matching technique. *Medical Physics*, 28: 2070-76, 2001
 - 5) Arimura H, Katsuragawa S, Li Q, Ishida T, Doi K: Development of a computerized method for identifying the posteroanterior and lateral views of chest radiographs by use of a template matching technique. *Medical Physics*, 29: 1556-61, 2002
 - 6) Tsukuda S, Heshiki A., Katsuragawa S, et al.: Detection of lung nodules on digital chest radiographs: Potential usefulness of a new contralateral subtraction technique. *Radiology*, 223: 199-203, 2002
 - 7) Shiraishi J, Abe H, Engelmann R, Doi K: Effect of High Sensitivity in a Computerized Scheme for Detecting Extremely Subtle Solitary Pulmonary Nodules in Chest Radiographs: Observer Performance Study. *Academic Radiology*, 10: 1302-11, 2003
 - 8) Rapp-Bernhardt U, Roehl FW, Gibbs RC, et al.: Flat-panel X-ray detector based on amorphous silicon versus asymmetric screen-film system: Phantom study of dose reduction and depiction of simulated findings. *Radiology*, 227: 484-492, 2003
 - 9) Kakeda S, Moriya J, Sato H, et al.: Improved Detection of Lung Nodules on Chest Radiographs Using a Commercial Computer-Aided Diagnosis System. *AJR*, 182: 505-510, 2004
 - 10) Suzuki, K, Shiraishi, J, Abe H, et al.: False-positive reduction in computer-aided diagnostic scheme for detecting nodules in chest radiographs by means of massive training artificial neural network. *Academic Radiology*, 12: 191-201, 2005
 - 11) Shiraishi J, Abe H, Li F, et al.: Computer-aided Diagnosis for the Detection and Classification of Lung Cancers on Chest Radiographs. ROC Analysis of Radiologists' Performance. *Academic Radiology*, 13: 995-1003, 2006

- 12) Usami H Ikeda M, Ishigakil T, Fukushima H, Shimamoto K: The influence of liquid crystal display (LCD) monitors on observer performance for the detection of nodular lesions on chest radiographs. *European Radiology*, 16: 726-732, 2006
- 13) Campadelli P, Casiraghi E, Artioli D: A fully automated method for lung nodule detection from postero-anterior chest radiographs. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 25: 1588-1603, 2006
- 14) Loog M, Van Ginneken B: Segmentation of the posterior ribs in chest radiographs using iterated contextual pixel classification. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 25: 602-611, 2006
- 15) Shiraishi J, Li Q, Suzuki K, et al.: Computer-aided diagnostic scheme for the detection of lung nodules on chest radiographs: Localized search method based on anatomical classification. *Medical Physics*, 33: 2642-2653, 2006
- 16) Pesce LL, Metz CE: Reliable and Computationally Efficient Maximum-Likelihood Estimation of "Proper" Binormal ROC Curves. *Academic Radiology*, 14: 814-829, 2007
- 17) Shi Y, Qi F, Xue Z., et al.: Segmenting lung fields in serial chest radiographs using both population-based and patient-specific shape statistics. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 27: 481-494, 2008
- 18) Bessho Y, Yamaguchi M, Fujita H., Azuma M: Usefulness of Reduced Image Display Size in Softcopy Reading. *Evaluation of Lung Nodules in Chest Screening. Academic Radiology*, 16: 940-946, 2009
- 19) Aoki T, Oda N, Yamashita Y, Yamamoto K, Korogi Y: Usefulness of Computerized Method for Lung Nodule Detection in Digital Chest Radiographs Using Temporal Subtraction Images. *Academic Radiology*, 18: 1000-1005, 2011
- 20) Armato III SG, McLennan G, Bidaut L, et al.: The Lung Image Database Consortium (LIDC) and Image Database Resource Initiative (IDRI): A completed reference database of lung nodules on CT scans.

このデータベースの問い合わせ先;
白石順二(熊本大学) j2s@kumamoto-u.ac.jp

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年に 5 回程度開催して、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。画像部会に入会することにより、毎年 2 回開催されている学術大会の前に画像通信の閲覧が可能になり、事前に画像部会の講演内容を学んだり、活動計画に関する最新情報を得たりすることができるようになります。また、セミナー参加費にも割引特典があります。

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

現在、登録されている各専門部会について、それぞれ年会費 2,000 円ですが、2015 年度より、複数の専門部会に登録される場合、1 つの専門部会分だけ年会費 2,000 円とし、それ以外は 1,000 円としま

す。例えば、画像部会、撮影部会、計測部会の3つに登録する場合、これまでは $2,000 \text{ 円} \times 3 = 6,000 \text{ 円}$ でしたが、2015 度より $2,000 \text{ 円} + 1,000 \text{ 円} \times 2 = 4,000 \text{ 円}$ となります。なお、複数登録された専門部会に順位はなく、同等の特典を得ることができます。また、シニア会員および学生会員については現行と同じで、1つの専門部会につき年会費 1,000 円となります。

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。

3. 専門部会員の特典について

(1) セミナーおよび講習会への参加費の割引

2015 年度より、登録されている専門部会が開催するセミナーや講習会の参加費を割引します。割引額および対象となるセミナーや講習会は各専門部会で決定されますが、基本的には会員（該当する専門部会員でない正会員）参加費から 2,000 円程度の割引となります。ただし、他団体との共催分については割引は適用されません。

(2) 専門部会誌の優先閲覧

専門部会員の方は、春（4 月）と秋（10 月）に専門部会誌が出版されると同時に、登録されている専門部会の部会誌（電子版）が閲覧できます。なお、出版後 3 ヶ月を経過した後は、すべての正会員・学生会員について、すべての専門部会誌（電子版）が閲覧できます。

編集後記

「狼が来たぞ～」

イソップ童話「羊飼いと狼」の一節にある羊飼いの少年の言葉である。

平穏な日々に退屈だった羊飼いの少年は何度も狼が来たと嘘をつき、大人達をからかっていた。何度も嘘をつかれて惑わされた村人は、いつしか「またか」と対応しなくなり、ついには本当の非常事態だということがわからなくなって、羊は狼に食べられてしまう話である。この童話の本来の目的は「うそをついてはいけない」ことを子どもに伝えることなのだが、裏を返せば、正常性バイアスという人間が予期しない事態に直面したとき、「ありえない」という先入観や偏見が働き、物事を正常の範囲だと自動的に認識する心の働きを突いた戒めのようにも考えられる。

新型コロナウイルス感染症や台風などの異常気象による災害などによって非常事態が出現し続けている昨今。私たちの心は正常性バイアスに支配されていないだろうか。連日、TVやメディアで報道されることで「慣れ」や「飽き」が生じており、「非常事態だぞ～」という声がまるで他人事のように感じてはいないだろうか。私たちの心の在り方そのものが、さらなる災害を生み出すことのないよう、日頃から日常と非日常の切り替えに翻弄されず、冷静に対応することを心掛けていきたい。

(RY 記)

画像通信 Vol.43 No.2(通巻'85)

発行日 2020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

通卷八五号

VOL. 43 No2
AUTUMN 2020