

Communication of the Imaging Group of the JSRT

画像通信

2019年4月

Vol.42 No.1(通巻 82)

☆ 第 85 回画像部会 『はじめてみよう深層学習による画像研究』

Educational Lecture

「深層学習の勘所」

岐阜大学工学部 原 武史

Intellectual Discussion

1. 「Neural Network Console ではじめる深層学習と画像研究」 広島国際大学保健医療学部 診療放射線学科 川下 郁生
2. 「DIGITS ではじめる深層学習と画像研究」 福島県立医科大学 新医療系学部設置準備室 高橋 規之
3. 「深層学習を用いた画像研究をはじめのための基礎知識」 岐阜大学 福岡 大輔
4. 「深層学習を用いた画像研究をはじめました」 岐阜医療科学大学 保健科学部 放射線技術学科 篠原 範充

☆ 技術紹介:

- ①「X 線動態解析が目指す胸部生理機能の視覚化・定量化」 コニカミノルタ株式会社 松谷 哲嗣
- ②「ImageJ プラグインを用いたモニタの画質測定ツールの紹介」 純真学園大学 徳禮 将吾・九州大学大学院 杜下 淳次

☆ 読者のページ:

- ①「第 19 回 DR セミナーを受講して」 産業医科大学病院 放射線部 佐藤 直紀
- ②「第 19 回 DR セミナーを受講して」 市立四日市病院 中央放射線室 吉田 将人
- ③「第 11 回 ROC セミナーを受講して」 聖マリアンナ医科大学病院 画像センター 田沼 隆夫
- ④「ROC セミナーを受講して」 マツダ株式会社マツダ病院 岡本 藍子・三宅 久美子
- ⑤「第 39 回 CAD セミナー(ディープランニングに備える)を受講して」 沖縄県立中部病院 放射線技術科 久場 匡
- ⑥「第 39 回 CAD セミナーを受講して」 磐田市立総合病院 放射線治療技術科 朝比奈 克至

☆ 専門部会講座(入門編):「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

☆ 専門部会講座(入門編):「進化するデジタルイメージング(Evolving digital imaging)」

中央医療技術専門学校 中島 正弘

☆ 温故知新 ～過去の教えから学ぶ～:

「温故知新 ～過去の教えから学ぶ～その3 「画像通信」で画像研究の歴史を知る」

画像部会長 白石 順二

☆ 大学/研究室/研究会紹介:

①「熊本大学大学院保健学教育部 内山研究室の紹介」

熊本大学大学院生命科学研究部 内山 良一

②「九州医用画像コミュニティの紹介」

産業医科大学 病院放射線部 村上 誠一

☆ 国際会議案内・報告:

「ミャンマーの画像事情」

北海道大学大学院保健科学研究院 山品 博子

☆ 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

☆ 標準デジタル画像データベース(胸部腫瘍陰影像)の紹介

☆ 2019 年度事業計画・2018 年度事業報告

☆ 画像部会入会案内



JAPANESE
SOCIETY
OF
RADIOLOGICAL
TECHNOLOGY

公益社団法人 日本放射線技術学会
画像部会

第 86 回 画像部会予告

日 時：2019 年 10 月 17 日(木)～19 日(土) の第 47 回日本放射線技術学会秋季学術大会期間中 予定
会 場：グランキューブ大阪（大阪府立国際会議場）（大阪府）
内 容：「深層学習による画像研究の実践編(仮題)」

中高校生対象メディカルサイエンス講座の開催予定

第 2 回中高校生対象メディカルサイエンス講座 2019 年 8 月 3 日(土)

会場：東京工業大学キャンパス・イノベーションセンター

医用画像処理プログラミングセミナーの開催予定

第 40 回医用プログラミングセミナー 2019 年 6 月 15 日(土), 16 日(日)

会場：熊本大学医学部保健学科

臨床画像評価セミナーの開催予定

第 6 回臨床画像評価セミナー 2019 年 7 月 6 日(土), 7 日(日) 会場：国立がん研究センター中央病院

DR(デジタルラジオグラフィ)セミナーの開催予定

第 20 回 DR セミナー 2019 年 12 月 7 日(土), 8 日(日)

会場：群馬パース大学

ROC セミナーの開催予定

第 12 回 ROC セミナー 2019 年 9 月 7 日(土), 8 日(日)

会場：大阪急性期・総合医療センター講堂

画像部会委員 氏名・所属・電子メール

白石 順二	(画像部会長) 熊本大学大学院生命科学研究部	j2s@kumamoto-u.ac.jp
小野寺 崇	東北大学病院診療技術部放射線部門	onodera@rad.hosp.tohoku.ac.jp
篠原 範充	岐阜医療科学大学保健科学部放射線技術学科	shinohara@u-gifu-ms.ac.jp
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
東出 了	鈴鹿医療科学大学保健衛生学部	raryo@suzuka-u.ac.jp
福岡 大輔	岐阜大学教育学部技術教育講座	dfukuoka@gifu-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@hs.hirokoku-u.ac.jp

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>

第 85 回画像部会プログラム

日時：2019 年 4 月 13 日（金） 15:00～18:00

会場：パシフィコ横浜 会議センター 501 室

1. Educational Lecture :

「すぐにできる深層学習」

岐阜大学 原 武史

司会 熊本大学大学院 白石 順二

2. Intellectual Discussion :

「はじめてみよう深層学習による画像研究」

司会 広島国際大学 山本 めぐみ

- | | |
|--|----------------|
| 1. Neural Network Console ではじめる深層学習と画像研究 | 広島国際大学 川下 郁生 |
| 2. Digits ではじめる深層学習と画像研究 | 福島県立医科大学 高橋 規之 |
| 3. 深層学習を用いた画像研究をはじめのための基礎知識 | 岐阜大学 福岡 大輔 |
| 4. 深層学習を用いた画像研究をはじめてみました | 岐阜医療科学大学 篠原 範充 |

各種セミナーのご案内

- ・専門部会講座（画像）入門編 4月12日（金） 8:00～8:45 会場 502 室
「X 線画像の入出力特性とコントラスト」 つくば国際大学 柳田 智
- ・専門部会講座（画像）入門編 4月14日（日） 8:00～8:45 会場 501 室
「さまざまな X 線画像システム」 中央医療技術専門学校 中島 正弘

深層学習の勘所

岐阜大学工学部 原 武史

1. はじめに

深層学習は、人工知能技術の基盤として利用されており、特に画像認識分野では、商用も含めて活用され始めている。畳み込みニューラルネットワーク (Convolutional Neural Network: CNN) を利用した画像認識手法は、十分なデータが与えられれば、高い精度で画像の分類を実現できるため、多くの研究に用いられている。本稿では、深層学習についての考え方と研究の進め方について概説する。

2. 深層学習にできることとデータの関係

人工知能の基盤技術と聞くと、すべてが実現できる印象を持ちがちである。本来、人工知能は、人間の知能を機械の中に計算可能な方法で実現する研究分野であり、その中には、記憶や検索といった分かりやすい知能から、好き嫌いの感情や愛情、そして欺瞞などの人間らしい重要な知能も含まれている。そのような幅広い人工知能分野の研究において、深層学習は計算可能な技術の一種であると考えられる必要がある。そして、深層学習は、大量のデータに基づいて、そのデータの傾向を自動的に解析する能力に優れた方法であると理解するとよい。つまり、データとそのデータが意味する事柄（いわゆる正解）を大量に収集すれば、その間に存在する隠れた相関を自動的に抽出して、データと正解を紐付けできる技術であると考えられる。図1は、データ収集からその利用に関する概念を示す。まずは、様々な物理データを装置で収集し、それをコンピュータに入力できる形式に変換する。そして、次に計算可能な形式に変換し、深層学習にふさわしい標準データに変換する。これは、例えば平均をゼロ、標準偏差を1.0にするような、統計的な標準化（正規化）を行う場合もある。その後、明らかなエラーの排除や確認作業などのデータクレンジングを行い、正解データとのすり合わせを行う。これで深層学習の入力データとすることが可能である。大量のデータを収集して、その正解データとの紐付けを実現するためには、大変な手動の作業が必要である。この作業は、いわゆるアノテーション作成などとも呼ばれる。しかし、研究実施における重要な作業である。



図1 データ収集からその利用の流れ

深層学習は、このように収集されたデータをデータを説明する「説明変数」として利用し、そのデータを意味する「目的変数」に変換する。この組み合わせが、深層学習における教師データである。この教師データに基づいて、深層学習では、主に「回帰」「分類」「検出」「合成」の4つの事柄が実現できる。「回帰」は、入力データから数値を出力する方法である。例えば、画像を入力して年齢や血圧、血糖値などの数値を出力する方法である。「分類」は、入力を複数の状態に分ける方法である。これは、画像に含まれる対象をその名称ごとに分類したり、病気の状態を判別する方法である。「検出」は、画像中にある対象の位置を特定する方法である。画像を入力して、その中の異常部位や変化した部位を抽出する方法である。合成は、正解データから逆に入力を合成したり、2つの状態の組み合わせを学習して、一方だけが入力されたときにもう一方を推定する方法である。画像を入力して、他のモダリティの画像を推定したり、異常画像を自動生成する方法ともいえる。深層学習では、主にこの4つの技術が多くの研究で用いられている。収集したデータに基づいて、深層学習は、説明変数と目的変数の関係を学習する。図3は、その考えを模式的

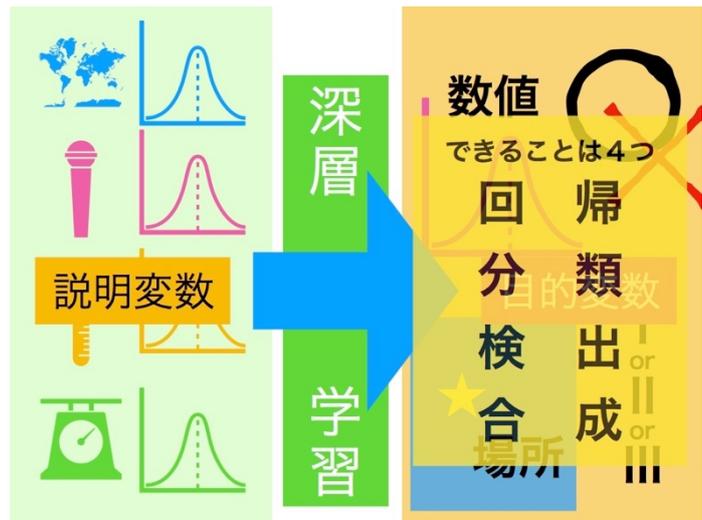


図2 深層学習ができる主な4つの内容

学習データと評価データ

・性能評価のためには検証が必要



fを構築するためのデータ：学習データ/Trainingデータ
 その後に評価するためのデータ：評価データ/Testデータ

学習データと評価データが混ざるといわゆる「カンニング」

混ざらないように かつ 少ないデータを最大限活用する工夫
 Cross-validation/Leave-one-outなど

図3 学習データと評価データの関係

に表現する。説明変数はいわゆる関数の入力であり、目的変数は、その出力である。深層学習は、その間の関係を示す関数であり、学習はその関数を決定する手段であると考えられる。ここで、関数を決定するためのデータは、「学習データ」や「Trainingデータ」と呼ばれる。関数を決定したあとに、その関数を評価するデータは、「評価データ」や「Testデータ」と呼ばれる。関数の決定において、学習データと評価データが混在しないように分割する必要がある。これは、データが混在すると、いわゆるカンニング行為に相当するため、結果がよくなる方向に変化する。データが少ない場合には、データを分割すると学習データ数の確保が難しくなる場合がある。そのための工夫として、n-fold cross validation 法や leave-one-out 法などが知られている。データの分割をソフトウェアで行ったり、学習の過程で自動で行う場合もあるが、それが十分に信頼されている方法でないとデータの混在が発生している場合もある。もっとも重要な部分であるため、検証を別に行う必要がある。

3. 深層学習を実行するために

深層学習の計算のためには、スパコンのような大型計算機が必要と考えがちであるが、データの規模によっては普段利用しているコンピュータでも実験は可能である。特に、最近のノートパソコンは高性能であり、十分なメモリー（16GB程度）があれば、簡単な深層学習の計算は十分に可能である。ソフトウェア技術も必要となるが、C/C++言語に対する理解はほぼ不要である。もちろん、その知識があった方が理解は容易であるが、必要な知識は、コンピュータリテラシの基本的な内容と、プログラ

ミングを行うための概念でほとんど網羅される。必要とされる知識は、ファイルの保存場所の表現方法（パスという）や、ファイルの解凍状態（ZIPファイルか解凍されたファイルかの判断）といったリテラシ関連の内容と、プログラムにおけるデータの管理方法（配列の次元）、数値の表現（整数型が実数型か）、計算に必要なメモリー量の推定、といったプログラム実行の理解である。もちろん、結果を評価するための統計的な知識やその計算方法の理解も必要である。この計算環境は、容易にしかも無料で実現できる点が、これまでのプログラミング環境とは大きく異なる点の1つである。図4にその概念図を示す。パソコンのハードウェアがあると、その上にオペレーティングシステムが存在して管理を行なっている。これは、Windows10やmacOS、Linuxといった存在である。深層学習の実行環境はいろいろ存在するが、まずはAnacondaの利用を推奨する。Anacondaは、OS上に様々な開発環境を実装する仮想化ソフトウェアと考えるとよい。Anaconda上に深層学習の計算環境を複数構築できる点が優れている。深層学習では、Python（パイソン）を利用する 경우가多く、図に示すようにPythonの環境を構築し、さらにその上にTensorFlow（TFと表示）をインストールし、さらにKeras（ケラス）をインストールする。一見、複雑に見えるが、この構造は他のOSでも同様に実行できるため、広く利用されている。また、そのような実行

の環境は、Amazon Web Service（AWS）のような外部の計算機利用サービスでも利用可能であり、その場合には、ウェブブラウザ経由で利用することも可能である。もちろん有償であるが、大規模な計算環境を時間貸して利用できる。なお、図5に示すように、画像部会のセミナーにおいては、セットアップの資料を配布しており、計算環境構築の支援も行なっている。セミナーに参加（参加費は有料の様様である）して、他の例題にも取り組んでいただきたい。インストールするソフトウェアはすべて無償である。16GB以上のメインメモリーが推奨である。

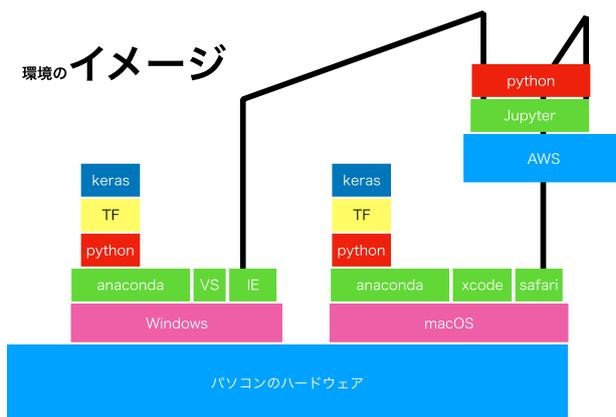


図4 深層学習の実行環境

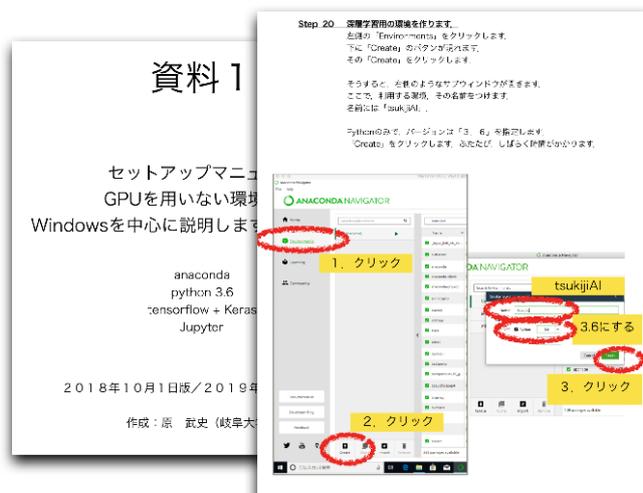


図5 インストールの手順書

C言語を少し学んだことがあると、画像の表示は最初の関門であったかもしれない。Pythonを利用すると、非常に簡単である。図6は手書き文字認識でよく利用されるMNISTデータベースの中からデータを抽出して表示する例である。画像の読み込みは、`mnist.load_data()`の1行で完了する。これは、`mnist.load_data`関数が自動的にネットワークに接続してファイルサーバから直接コンピュータのメモリに保存するためである。あとは、画像の大きさや表示する間隔の指定などを行い、実行するだけである。このように、意外と手間がかかる周辺部の処理についても、便利な関数や方法が数多く用意されている点は、これまでのC/C++言語の環境でも同様であったが、これほど容易に利用できるほどではなかった。この他、保存されたデータから折れ線グラフや散布図を作成したり、統計処理を行うことも可能である。さらには、GPUなどの並列計算の装置があれば、ある程度、自動的に高速化が行われる点も優れている。これは、深層学習で用いるニューラルネットワークの構築においても同様である。図7は、手書き文字認識の例題で利用する3層の古典的なニューラルネットワークの例である。0から9の10種類の文字の画像が保存する画素値を1次元に変換して入力し、10種類の文字に対応するノードが発火するように学習を行う。この3層のニューラルネットワークは、下のプログラムのように簡単に書ける。ネットワークの学習方法を指定して、入力と出力を適切に与えれば、簡単に学習を実現できる。このような仕組みを理解すれば、CNNやさらに複雑な構造をもつネットワークも自分で構築できる。なお、このネットワークの書き方は、Kerasの手順に基づき、TensorFlowの計算方法で処理される。図8は、セミナーで利用する資料3で構築するCNNの例である。このCNNも同様の手順で自分で構築可能である。

```
In [172]:
import matplotlib.pyplot as plt
(orgimg_train, orglabel_train, (orgimg_test, orglabel_test)) = mnist.load_data()

fig = plt.figure(figsize=(10, 10))
fig.subplots_adjust(left=0, right=1, bottom=0, top=1, wspace=0.1, hspace=0.1)
for i in range(100):
    ex = fig.add_subplot(10, 10, + i, xticks=[], yticks=[])
    ex.imshow(orgimg_train[i].reshape((28, 28)), cmap='gray')
```

図6 Pythonでの画像表示

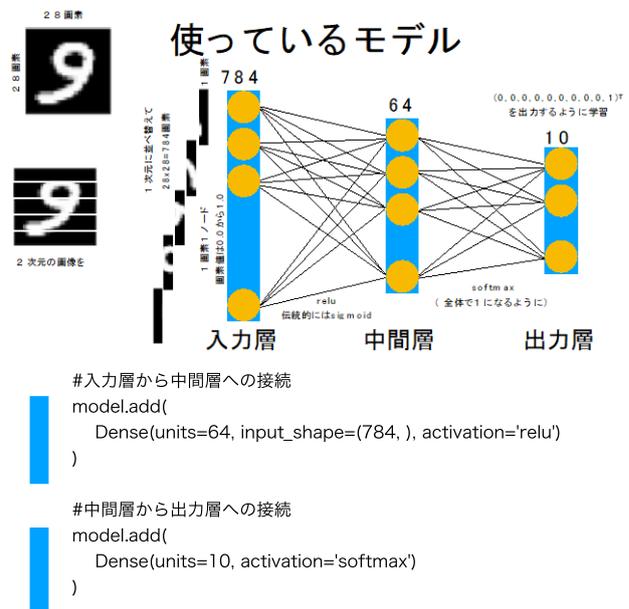
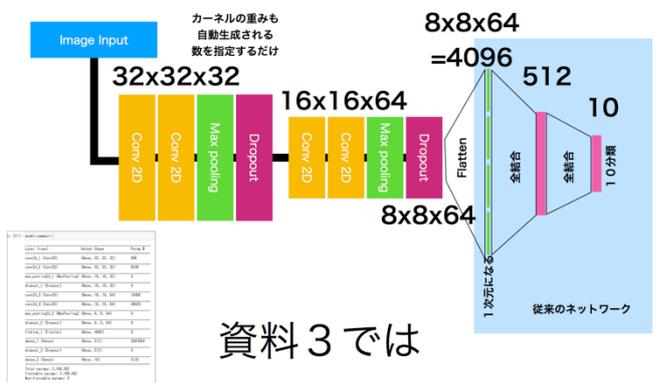


図7 3層のニューラルネットワークの構築例



資料3では

図8 CNNの構築例

4. まとめ

深層学習は、小規模な計算であれば、手元のコンピュータでも実行可能である。そして、その技術は、コンピュータリテラシの基本とプログラミングの初級の技術があれば十分に開始できる。図9に、筆者が考えるデータ数のマイルストーンを示す。まずは、3例くらいの症例があれば、画像をプログラムに取り込む方法が確定できる。30例くらいの症例があれば、比較的安定した分散が計算可能であり、そこから効果量 (Effect size) を算定して、将来必要となるデータ数の推定が可能となる。100例程度の症例があれば、データの傾向が明らかになり、深層学習の実験を目指すことも可能となる。300例程度になれば、本格的な深層学習の研究に向けて予備実験が実現でき、1000例ともなれば広く認められる研究成果になると考えられる。そんなにデータを集めるのは無理だと諦めてはいけない。図10に、有名な画像アーカイブサイトとそこで公開されている肺癌CT画像データの例を示す。Cancer Image Archiveには、2019年3月24日時点で91種類のデータベースが登録されている。National Lung Screening Trial (NLST) の26254患者、73117検査のCT画像も公開されている。すべて合わせると11.3TBという大規模データなので、ダウンロードには注意が必要である。このように、データベースの公開によって、研究に貢献する試みも数多くある。深層学習の研究計画を考えると、プログラミング技術も重要であるが、それよりもデータが重要である、さらには、研究の意義を問う、という研究の原点に立ち返ることもできる。各種セミナーを実施しているので、ぜひ参加してスキルアップをはかり、同時に、最近の研究実施の流れを理解していただきたい。

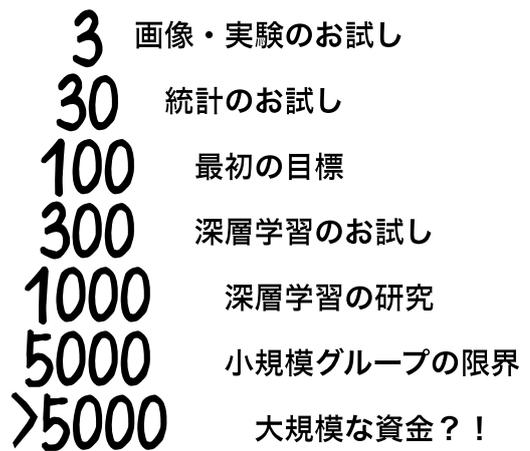


図9 データ数のマイルストーン (私案！)

300例程度になれば、本格的な深層学習の研究に向けて予備実験が実現でき、1000例ともなれば広く認められる研究成果になると考えられる。そんなにデータを集めるのは無理だと諦めてはいけない。図10に、有名な画像アーカイブサイトとそこで公開されている肺癌CT画像データの例を示す。Cancer Image Archiveには、2019年3月24日時点で91種類のデータベースが登録されている。National Lung Screening Trial (NLST) の26254患者、73117検査のCT画像も公開されている。すべて合わせると11.3TBという大規模データなので、ダウンロードには注意が必要である。このように、データベースの公開によって、研究に貢献する試みも数多くある。深層学習の研究計画を考えると、プログラミング技術も重要であるが、それよりもデータが重要である、さらには、研究の意義を問う、という研究の原点に立ち返ることもできる。各種セミナーを実施しているので、ぜひ参加してスキルアップをはかり、同時に、最近の研究実施の流れを理解していただきたい。

26000例を公開

26000例を公開！

Collection Statistics	
Modalities	CT
Number of Patients	26,254
Number of Studies	73,118
Number of Series	203,099
Number of Images	21,082,502
Images Size (TB)	11.3 TeraBytes

図10 画像ダウンロードサイトと National Lung Screening Trial の公開例

Neural Network Console ではじめる深層学習と画像研究

広島国際大学 保健医療学部 診療放射線学科 川下 郁生

1. はじめに

近年、深層学習を中心とした所謂人工知能の技術革新に伴い、様々な分野で深層学習を用いたシステムが研究開発されている。医療においても特に画像診断にかかわる分野で数多くの製品が開発され、実用化が既に始まっている。今後は更なる性能の向上に加え、応用対象も画像診断に止まらず、放射線治療や医療安全など、様々な分野に拡大することが予想される。

本学会でも、深層学習に関する研究にこれまで以上に注力して推進していく必要性が高まっている。しかし、いざ深層学習を始めよう思っても困難な環境構築や慣れないプログラミングなど、初学者にとって大きなハードルがいくつも立ちほだかり、思うように進まず断念する例が多い。筆者もその1人だった。

今回紹介する Neural Network Console¹⁾は容易に環境を構築でき、マウス操作のみのコーディングレスで深層学習を実現できる非常に優れたソフトウェアである。これまで興味はあっても実際に深層学習の研究を始めることができなかった初学者に是非とも活用して貰いたく、本稿で紹介させていただく。

2. Neural Network Console について

Neural Network Console (以下、NNC) とは、ソニー株式会社で開発され 2017 年に無償で公開された深層学習開発ソフトウェアである。Windows 8.1/10 対応で圧縮ファイルを適当な場所に解凍するだけで環境設定が完了するため、環境の構築で挫折する恐れがない。また入力ファイルの準備から深層学習の結果出力まで全てマウス操作のみで実行できるので、慣れるだけで誰にでも使いこなすことができる。また、最適なネットワーク構造の自動探索機能など開発を効率化させるサポート機能が充実しており、初心者に限らず他のフレームワークを使いこなせる開発者にとってもメリットのあるソフトウェアである。NNC の内部では、こちらも C++ で実装されオープンソースとして公開されている Neural Network Libraries (NNabla)²⁾ が動いており、より高い自由度を求める場合は NNabla を用いて Python 言語で実行することもできる。NNC や NNabla を用いた学習済みのネットワークは、他のフレームワークでも動作確認を行うことが可能で、成果物を C++ で製品に組み込むことも許されている。

NNC には本稿で紹介する Windows アプリ版とクラウド版があり、基本操作と機能はほぼ同じである。WEB にアクセス可能ならば Windows に限らずに Linux, Mac など環境を選ばず利用できる。クラウド版は 10 時間の無料使用枠を超えるとネットワークの学習時間に応じて対価の支払が必要となる有料版である。大規模なネットワークの学習には膨大な演算が必要となるが、クラウド版の場合、比較的安価にマルチ GPU を用いた高速学習が可能となる。10 倍から数百倍の速度で学習できるので、高価な GPU 環境の初期投資が難しい個人の研究者にとってありがたい選択肢の一つになるのではないだろうか。

3. Neural Network Console の基本操作

3.1 プロジェクト管理

Windows アプリ版 NNC の起動画面を図 1 に示す。NNC 内で深層学習のネットワーク構成と学習・評価に使用したデータ、および性能評価の結果は、プロジェクト単位で管理されており、過去の実験結果との比較も容易に行える。複数人で使用する場合も支障が出にくい設計になっている。

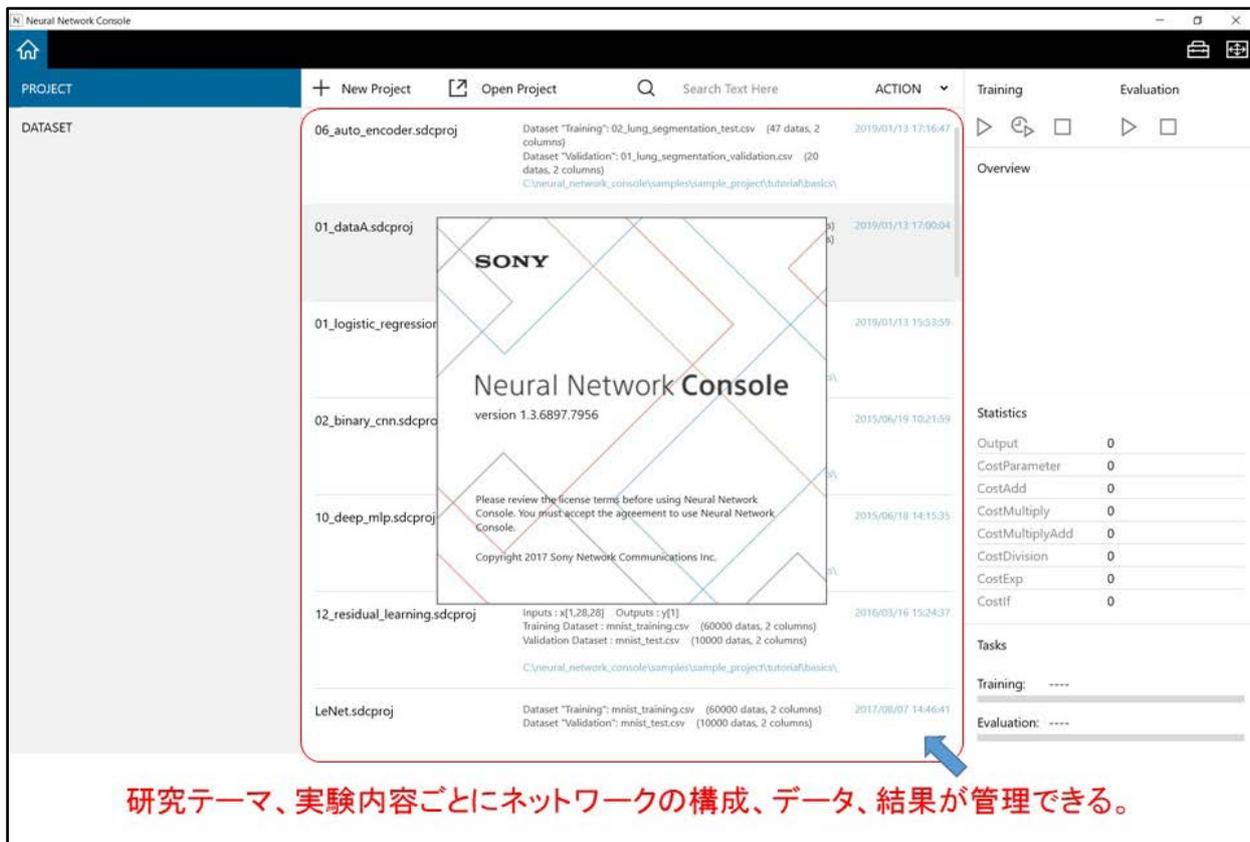


図 1 Windows アプリ版 NNC の起動画面

3.2 データの入出力

学習や評価に用いる画像データは、CSV 形式のリストで読み込む方式になっている。適当なフォルダに画像データを移し、図 2 のように 1 行目にヘッダ、2 行目以降にデータファイルを記入する（相対パス、絶対パスどちらも可）。図 2 の例は 2 クラス分類の例で、A 列に入力ファイル、B 列に正解のラベルを 0 or 1 で記入している。複数の画像や多次元特徴量などは列を追加し、ヘッダの x や y で指定する。NNC にはマトリックスサイズの調整など簡単な画像処理機能に加えて、ランダムに画像を選択して図 2 の CSV ファイルを作成する機能がある（図 3）。しかし時々リストから抜け落ちる場合があるので確認を要する。

画像ファイルは拡張子が .png, .jpg, .jpeg, .gif, .bmp, .tif に対応しているが、可逆圧縮でノイズが発生しない .png 形式をお勧めしたい。また入力ファイルは RGB24bit のカラー画像の他、8bit, 16bit グレースケールにも対応している。内部では 32bit 実数形式で処理されているようなので、どうしても浮動小数点の形式である必要があれば、画素値単位で CSV ファイルにテキスト形式で記述するしかない。ま

た、残念ながら DICOM ファイルやヘッダなしの raw 画像ファイルには、現時点で対応していない。出力の画像は RGB24bit カラーと 8bit グレースケール画像に限られ、フォルダ内にまとめて保存される。

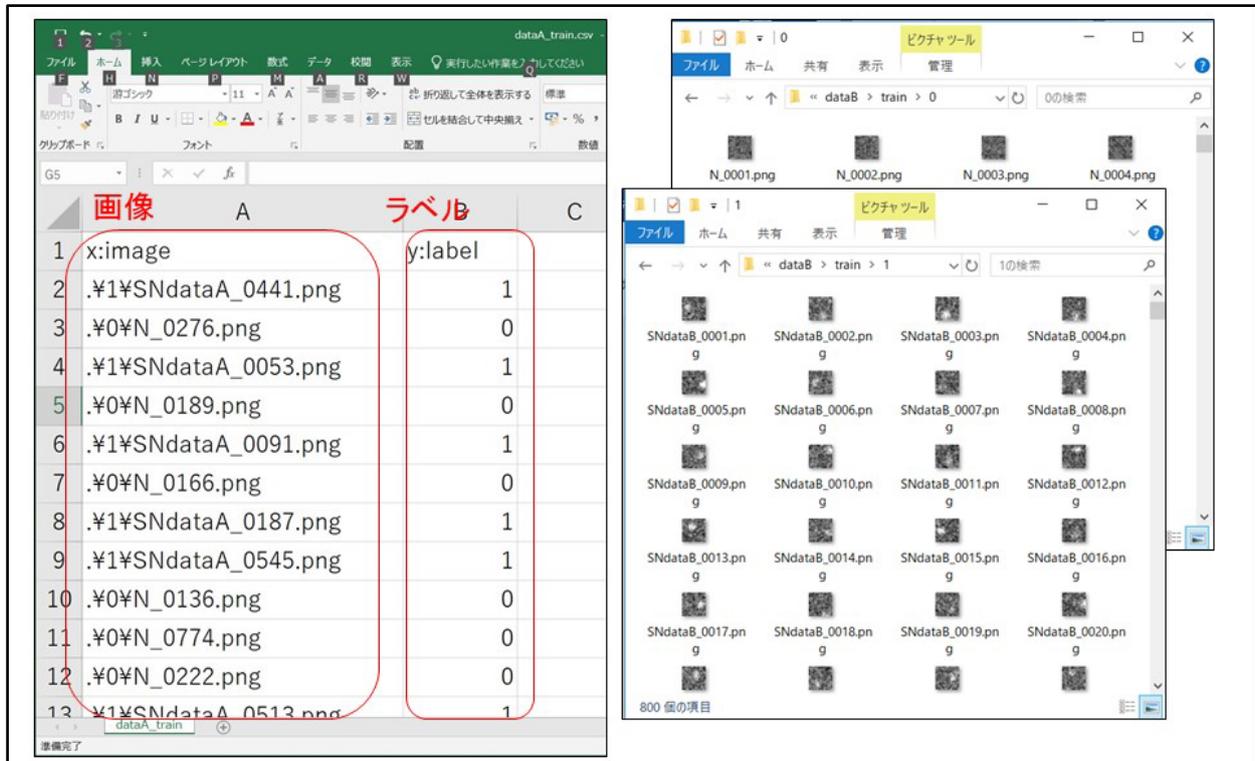


図2 読み込み画像データリストの作成

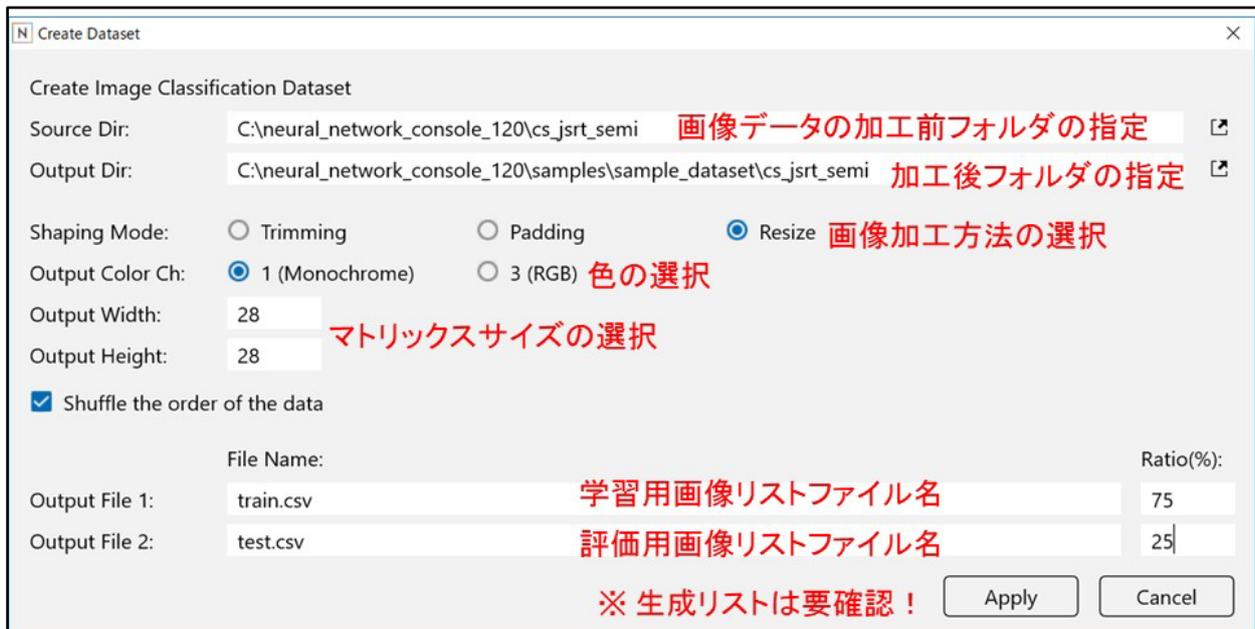


図3 データセットの作成画面

3.3 ネットワーク構造の編集

ネットワーク構造の編集画面を図4に示す。関数を左のリストから選択してネットワークを設計する。入力データの種別とマトリックスサイズに応じて、画面左下の黒色太字の変数を適宜変更する必要があるが、最低限の変数を指定すれば残りは自動的に調整される。右下の変数の数はネットワークの複雑さを表す指標となる。一般にネットワークの層が深くなりニューロンの数が増えるほど、難解な問題が解き易くなるが、変数の乗加算回数が増加するため学習時間が長くなる傾向がある。構造が複雑になるほど、学習に必要な画像数も増えるため、問題の難易度に応じてネットワーク構造を考えると良い。最適なネットワーク構造を探索したいときは、画面右上のCONFIGメニュー内のStructure SearchをEnableにする。

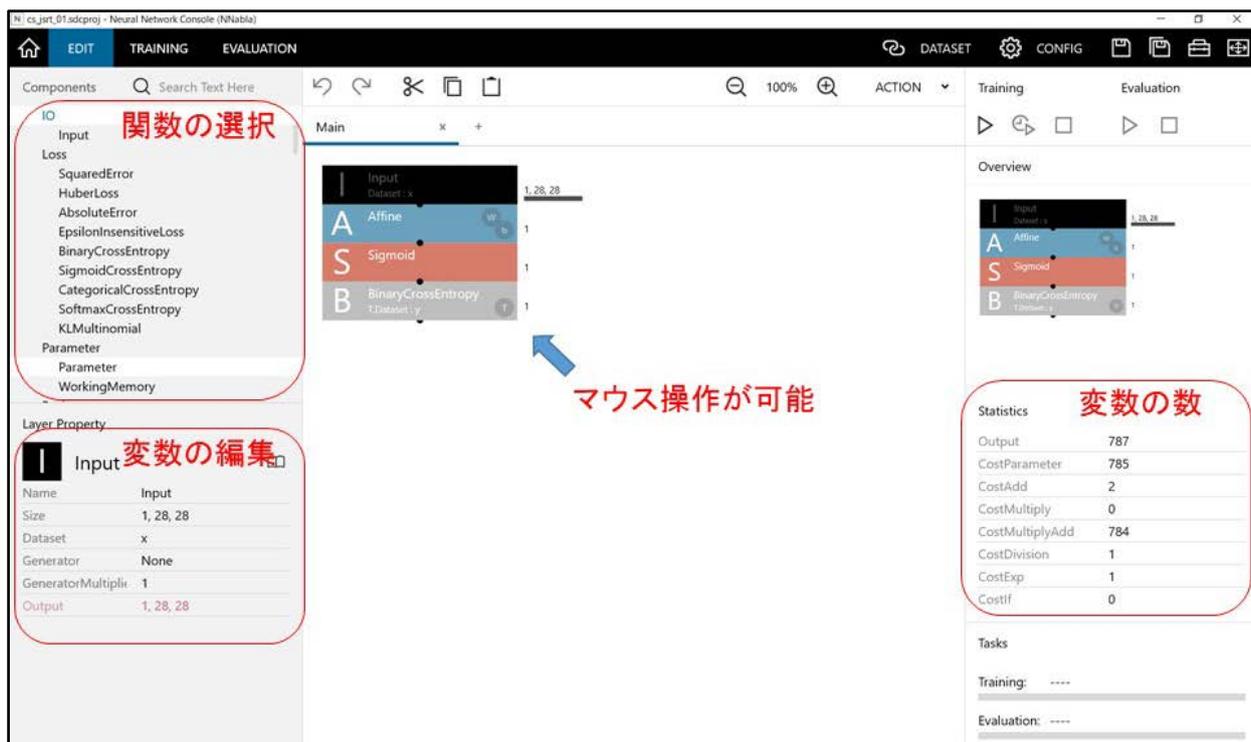


図4 ネットワーク構造の編集画面

3.4 ネットワークの学習

ネットワーク学習時の画面を図5に示す。予め指定した学習用データリストからランダムにミニバッチサイズのデータを読み取り、パラメータを更新する作業を繰り返す(ミニバッチ勾配効果法)。パラメータの更新回数(エポック数)を横軸に、誤差の値を縦軸に表したのが図5中央の学習曲線である。学習曲線の形状から経験的にネットワーク構造、学習用画像数、バッチサイズ、最大エポック数を調整する。

3.5 性能評価

性能評価は、学習に使用していないバリデーションリストのデータを用いて分類性能、抽出性能などを評価する。実際はバリデーションリストの結果でエポック数を確定するなど、厳密に考えるとバリデーションリストのデータも学習にわずかながら影響を及ぼしている。そのため、より信頼性の高い実験を計画する場合、データ数が十分であれば別途テスト用データを準備する方が望ましい。



図5 学習時の画面



図6 評価結果の表示画面（左:各画像の分類結果，右:評価結果の混合行列）

画像の分類を行った評価結果の表示画面例を図6に示す。左は画像単位で結果を確認する表示で、右は評価対象全体の混合行列による表示例である。いずれもCSVファイル形式で結果を保存できる。

評価結果に対する考察の一つの材料として、学習済みパラメータを可視化して確認することができる。学習結果リストでパラメータを確認するレイヤーをダブルクリックか右クリックしてPlot Weightを選択すると、可視化されたパラメータ（畳み込み層の場合重み係数）とパラメータの寄与率が表示される（図7）。寄与率のグラフの横軸はパラメータの次元数、縦軸は累積寄与率を示す。また、学習済みニューラルネットワークについて、評価用画像がどのように処理されているか途中結果を出力して確認

することもできる。図 8 は胸部 X 線画像に対する左右反転の認識を試みた例で、畳み込み層からプーリング層を経て活性化関数処理後を途中出力した画像である。縦郭付近の特徴を取り出す一次微分処理後と考えられる画像が確認できる。詳細な手順は NNC のチュートリアルを参照されたい。

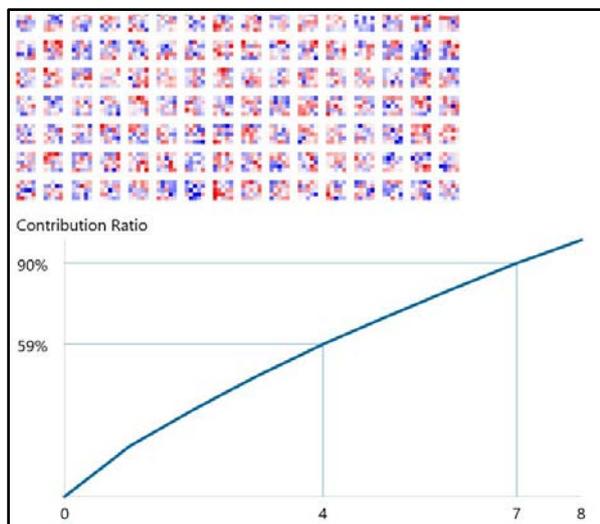


図 7 可視化されたパラメータと寄与率

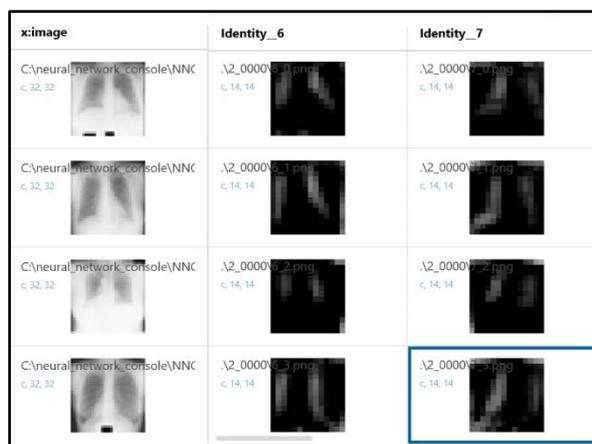


図 8 学習済みネットワークの途中結果出力画像

4. Neural Network Console による深層学習を用いた画像研究

4.1 深層学習を用いた画像研究

従来の画像認識技術を用いたコンピュータ支援診断システムは、開発者の知識と経験に基づいて複雑なアルゴリズムが構築されていた。例えば病変の検出支援の場合、病変の検出探索範囲を絞る領域抽出、病変に似た陰影を強調するフィルタ処理の後、偽陽性陰影の削除を目的とした特徴量分析が用いられる。このようなアルゴリズムの設計と開発には専門知識と多大な労力を必要とし、最適化にも限界があった。

一方、深層学習を用いたシステムでは、入出力の関係を与えるだけで認識器を獲得し、最適化が可能となり、短期間にわずかな労力で従来のシステムより性能の向上が見込める。データ数の確保が難しい場合には従来の開発方法に分があるが、困難な問題でも膨大な数の良質なデータが確保できる対象であれば、深層学習を試みるべきであろう。

深層学習の用途は、クラス分類、信号検出、領域抽出、画像処理、回帰分析、画像生成、文書生成など多岐に渡る。医用画像や医療情報を入力とし、必要な情報を出力に設定することで、次のように画像診断支援や治療計画支援、撮影支援、検出支援や医療ミス対策など、実現可能な研究テーマは無限に存在する。

- ・クラス分類：良悪性鑑別／カテゴリ分類（診断支援），撮影部位／患者識別／適正線量（検出支援）
- ・信号検出：病変検出／骨折検出（診断支援），ガーゼ検出／デバイス位置確認（医療ミス対策）
- ・領域抽出：目的臓器の経過観察／計測（診断支援），標的臓器／リスク臓器抽出（治療計画支援）
- ・画像処理：ノイズ低減／高解像度化／Bone Suppression 処理などの非線形画像処理（診断支援）
- ・回帰分析：予後予測（治療支援），造影剤の適正投与量推定／最適な撮影条件推定（撮影支援）
- ・画像生成：類似画像生成／深層学習用画像水増し Augmentation（診断支援）
- ・文書生成：読影レポート自動生成（診断支援）

4. 2 Neural Network Console による画像分類

ここでは深層学習の用途で最も一般的な画像分類の簡単な実験結果の例を示す. 3種類の画像分類問題に対して, 3種類のニューラルネットワーク構造で画像分類を行った. 図9(a)は28×28の画像の中央に円形の信号を入力しノイズを付加した画像であり, ノイズのみの画像との分類を行う. (b)は信号の入力位置をランダムに変化させノイズを付加した画像とノイズのみの画像である. (a)(b)共に8bitのpng形式の画像である. (c)は標準デジタル画像データベース³⁾の胸部X線画像を32×32に縮小した8bit, png形式の画像で, APとPA方向の誤登録検出を想定して左右(表裏)反転画像との分類を行う.

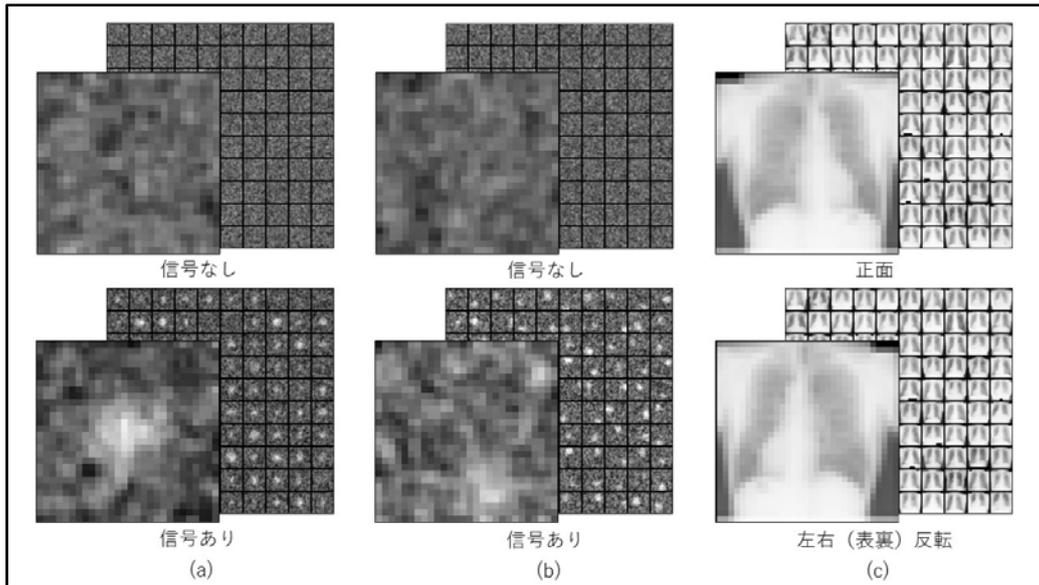


図9 学習済みネットワークの途中結果出力画像

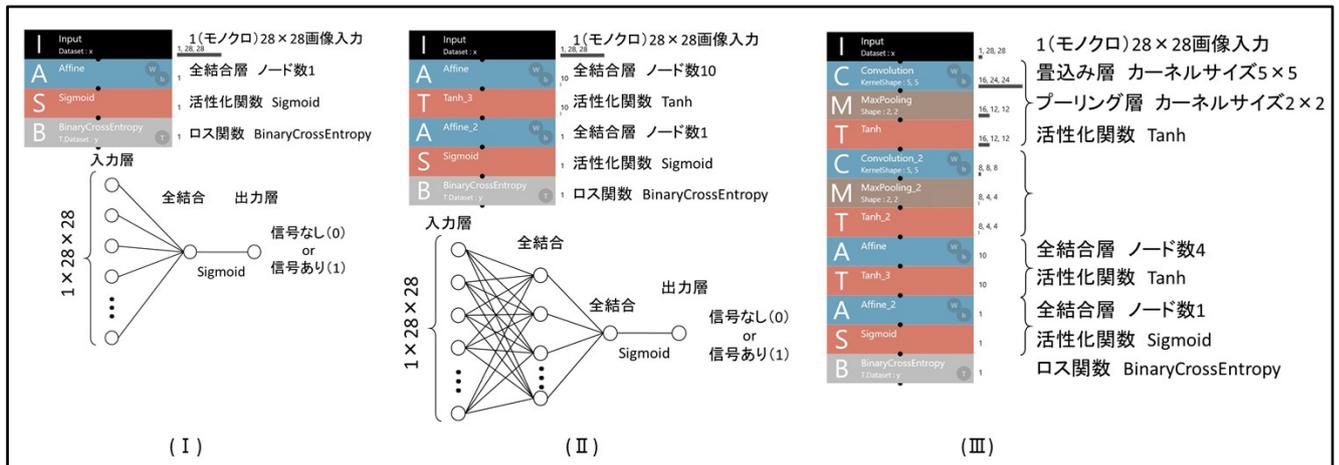


図10 ニューラルネットワーク構造

実験に用いた3種類のネットワーク構造を図10に示す. (I)は1層の単純パーセプトロン, (II)は2層の多重パーセプトロン, (III)は畳込みニューラルネットワーク(畳込層2層, 全結合層2層)である. 画像(a)(b)については1600枚(信号あり800, なし800)で学習を行い, 200枚(信号あり100, なし100)で評価を行った. 画像(c)は360枚(信号あり180, なし180)で学習を行い, 94枚(信号あり47, なし

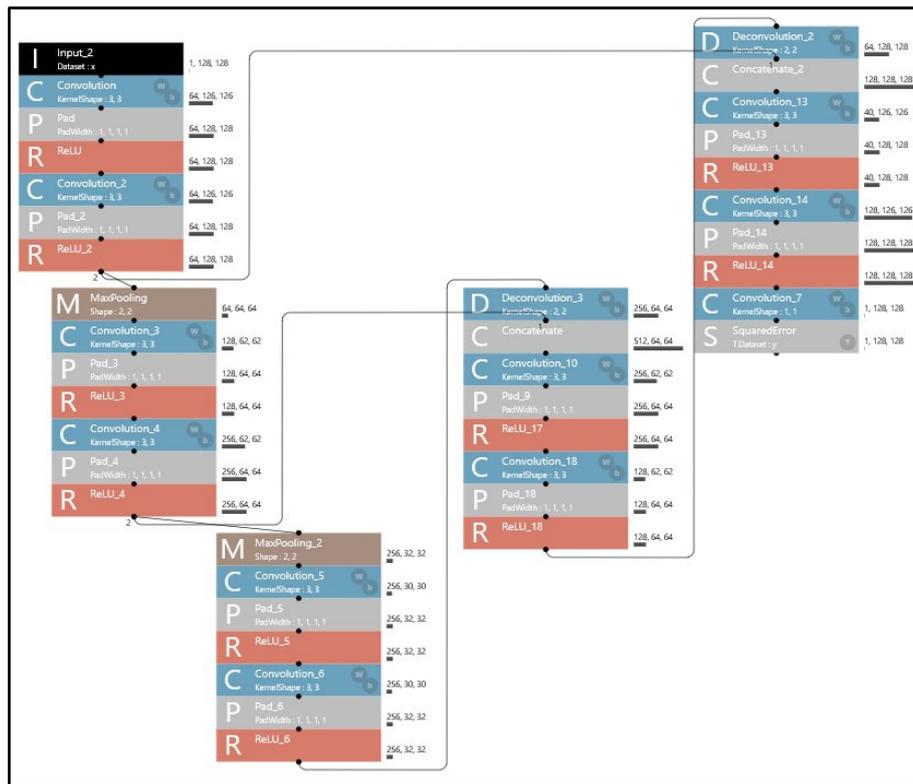


図 12 NNC を用いた U-Net のネットワーク編集画面

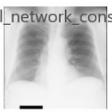
x:image	y:label	y'
C:\neural_network_console\NNC c, 128, 128 	C:\neural_network_console\NNC c, 128, 128 	.\0_0000\0.png c, 128, 128 
C:\neural_network_console\NNC c, 128, 128 	C:\neural_network_console\NNC c, 128, 128 	.\0_0000\1.png c, 128, 128 
C:\neural_network_console\NNC c, 128, 128 	C:\neural_network_console\NNC c, 128, 128 	.\0_0000\2.png c, 128, 128 
C:\neural_network_console\NNC c, 128, 128 	C:\neural_network_console\NNC c, 128, 128 	.\0_0000\3.png c, 128, 128 
C:\neural_network_console\NNC c, 128, 128 	C:\neural_network_console\NNC c, 128, 128 	.\0_0000\4.png c, 128, 128 

図 13 肺野領域抽出結果の確認画面

胸部 X 線画像 (128×128, 8bit) に対して, 図 11 を参考に NNC で U-NET を構築した編集画面を図 12 に, 肺野の領域抽出を行った例を図 13 に示す. 教師画像は SCR database⁵⁾ で公開されている画像を使用した. 領域抽出結果は概ね良好な結果が確認できる. 教師画像の領域 X と抽出結果 Y との抽出精度の評価には, 以下のような尺度が用いられる. X, Y の重複がない場合最小値 0, X, Y が完全に一致の場合最大値 1 となる. Jaccard 係数は 2 画像の領域に含まれる画素のうち共通した領域の画素が占める割合を示し, Dice 係数は 2 画像の領域の平均画素数と共通画素数の割合を示す. いずれも共通画素数を重視した類似度評価であるが, 2 画像の領域の差の画素数に大きく依存する欠点がある. Simpson 係数は 2 画像の領域の画素数が少ない方の値と共通画素数の割合を示す. 一方の領域の画素数が少ない場合に, 差の画素数がどれだけ多くても類似度がほぼ 1 となってしまう欠点がある. したがって対象の特徴や評価の目的に応じて用いる指標を選択する必要がある.

$$\text{Jaccard 係数} = \frac{|X \cap Y|}{|X \cup Y|} \cdots (5), \quad \text{Dice 係数} = \frac{2|X \cap Y|}{|X| + |Y|} \cdots (6), \quad \text{Simpson 係数} = \frac{|X \cap Y|}{\min(|X|, |Y|)} \cdots (7)$$

具体的な計測方法は紙面の都合上割愛するが, ImageJ⁶⁾ の Stacks と Image Calculator の論理演算機能を用いることで容易に各指標の値を算出できる. 肺野領域抽出結果に対するそれぞれの指標値は, Jaccard 係数:0.953, Dice 係数:0.976, Simpson 係数:0.983 となった.

5. おわりに

本稿では, Neural Network Console の基本的な操作法と使用上の注意点, および画像の分類や領域抽出など医用画像を用いた具体的な研究への活用事例について紹介した. これまで深層学習に関心があっても, 環境設定やプログラミングの敷居が高く, なかなか自身の研究に取り入れることができていなかった初学者にとって, 本稿が参考となり多くの研究に役立てていただけたら幸いである.

謝辞

NNC を無償公開されているソニー株式会社と小林由幸氏ら開発者に感謝の意を表す.

参考文献

- 1) Neural Network Console ホームページ <https://dl.sony.com/ja/>
- 2) Neural Network Libraries ホームページ <https://nnabla.org/ja/>
- 3) 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.
- 4) Ronneberger O, Fischer F, Brox T: U-Net: Convolutional Networks for Biomedical Image Segmentation, MICCAI 2015, 234-241, 2015
- 5) Segmentation in Chest Radiograph <https://www.isi.uu.nl/Research/Databases/SCR/>
- 6) ImageJ <https://imagej.nih.gov/ij/>

DIGITS ではじめる深層学習と画像研究

福島県立医科大学 新医療系学部設置準備室 高橋 規之

1. はじめに

DIGITS[1]は、NVIDIA 社が提供しているディープラーニング学習システムである。DIGITS は、オープンソースソフトウェアであり無償で公開されている。ディープラーニングの学習からテストまで、プログラミングによる処理が必要なく、グラフィカルユーザーインターフェースによる操作のみですべてを実行することが可能である。したがって、プログラミングの知識を持たないディープラーニングの初学者には、最適なシステムである。本稿では、胸部 X 線画像を用いた画像分類を例にして、DIGITS の使用方法を紹介する。

2. DIGITS の特徴と機能

標準的な DIGITS の動作環境は、Linux OS である Ubuntu がインストールされた GPU 搭載の PC である。DIGITS は、バージョンアップが進んでおり 2018 年 12 月現在、DIGITS6 がリリースされている。DIGITS6 では、画像分類、領域分割、物体検出を行うことができる。また、バックエンドとして、Caffe, Torch, Tensorflow を選択することができる。ネットワークには、学習済みモデルの AlexNet, GoogLeNet, LeNet, U-NET を使用することができる。

DIGITS では、「学習データの作成」、「学習モデルの作成」、「学習の実行」、「学習済みモデルのテスト」と、ブラウザ上で順番に作業を進めていく。これらの作業では、グラフィカルユーザーインターフェースによる操作と、学習状況の可視化などモニタリングが可能となっている。Fig.1 に、ブラウザに表示された DIGITS5 のホーム画面を示す。本稿では筆者が使用している DIGITS5 を例に処理概要を紹介する。操作画面は DIGITS6 と変わりはない。



Fig.1 DIGITS のホーム画面

3. 画像分類

本稿では、ネットワークとして AlexNet を用いて、胸部 X 線画像を用いて、「オリジナル」と「左右反転」の 2 種類の画像分類を行う。「学習用データ」として 237 枚を、「検証用データ」として 10 枚を、クラスごとに用意した。

3.1 学習用データセット作成

「学習用データ」フォルダと「検証用データ」フォルダを用意し、それぞれに「オリジナル」と「左右反転」フォルダを作成し、その中に使用する画像を入れておく。フォルダ名が、分類対象となるクラス名に自動的になる。

3.2 学習モデル作成

先に作成した学習データセットを指定し、「学習回数」と「学習率」を入力、「最適化関数」が複数の中から選べるので適宜選択する。学習用データの中で検証用データに使用する割合を指定できる。ネットワークを 1 つ選択する。なお、フレームワークはデフォルトで Caffe になっている。ここでは、AlexNet を指定する。最後に、学習モデルに名前をつけて学習をスタートさせる。

3.3 学習実行

学習実行中から、損失と学習精度の学習曲線がリアルタイムで表示され、学習状況をモニタリングすることができる。学習が終了した学習曲線画面を Fig.2 に示す。

3.4 学習済みモデルのテスト

転移学習が済んだ AlexNet モデルを、テスト用データを使ってテストする。リストファイルを使って複数画像を一度にテストできる。Fig.3 に、分類結果画面を示す。左にテスト画像が表示され、右に高い分類確率が得られたクラスから順に上から表示される。

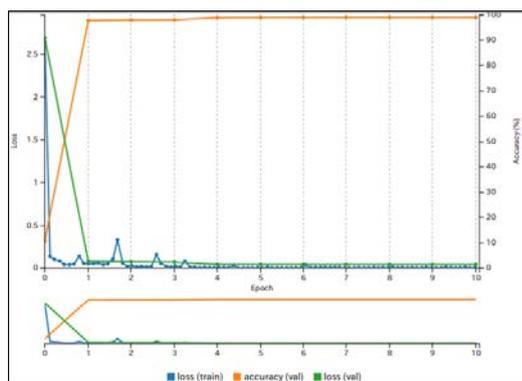


Fig. 2 学習状況の可視化

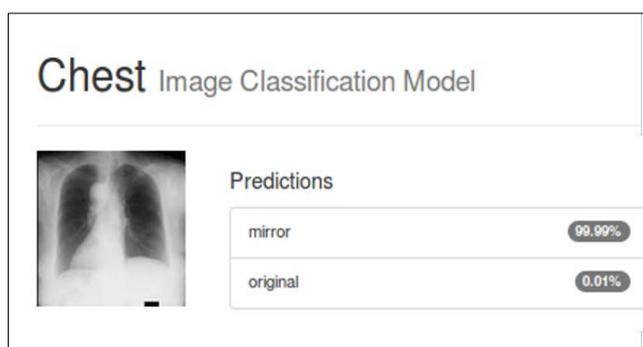


Fig. 3 分類テスト結果の一例

4. まとめ

本稿では DIGITS の概略を紹介した。DIGITS を活用する上で参考になることを期待する。

深層学習を用いた画像研究をはじめするための基礎知識

岐阜大学 福岡 大輔

1. はじめに

近年、コンピュータ支援診断（CAD: computer-aided diagnosis）システムや撮影・検像，画質改善など医療システムへのAIの応用が期待され、ディープラーニングは大きなトレンドのひとつとなっている。

ここでは、ディープラーニングに関する研究をはじめめる上で必要なディープラーニング周辺の関連する幅広い知識について取り上げる。

2. ディープラーニングに必要な知識

ディープラーニングに関連する周辺技術は、ハードウェアに関する知識、OSやフレームワークなどソフトウェアに関する知識、ネットワークモデルなどディープラーニングに関する知識の3層に分けられる。ディープラーニングの環境があらかじめセットアップされたコンピュータが利用でき、エンドユーザとして使用するのであれば、図1の最上位のディープラーニングの仕組みやモデルを理解すればよいが、実際にはハードウェアをはじめ、OSに関する知識、医用画像処理に関する幅広い知識が必要となる。

2.1 コンピュータに関する知識と実行環境構築

(1) ハードウェアに関する知識

ニューラルネットワークの演算を行うためには、CPU（central processing unit）による演算とGPU（graphics processing unit）による演算がある。ディープラーニングは、CPU環境とGPU環境のいずれの環境でも行うことはできるが、CPUによる演算に比べGPUによる演算は非常に高速に処理を行うことができる。GPUの大きな特徴の一つには、搭載されているコア数が多いことが挙げられる。例えば、NVIDIA社のGEFORCE RTX2080Tiでは、NVIDIA CUDAコアと呼ばれるプロセッサコアを4352コア搭載し、高速な並列演算を実現している。ディープラーニングを行うためには、CUDA、CuDNNというライブラリに依存するためNVIDIA社のGPUが用いられることが多い。

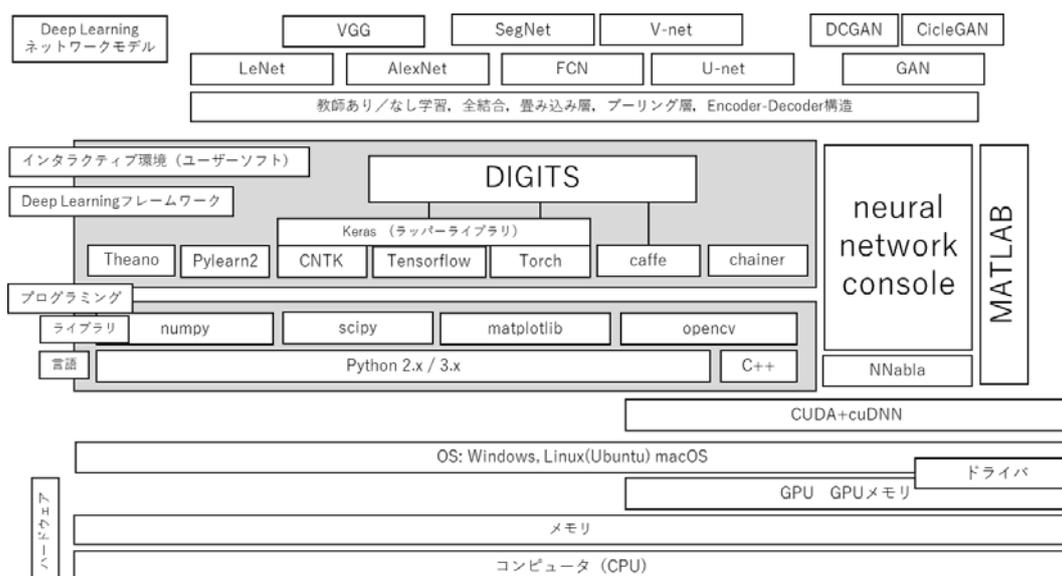


図1 ディープラーニングに関する幅広い知識

(2) オペレーティングシステムに関する知識

ディープラーニングの環境を構築するうえで、オペレーティングシステム (OS) に関する知識も必要となる。ディレクトリ構造やパス (相対パスや絶対パス) に関する知識、ターミナル画面上のコマンド操作や、ファイルリストを作成するためにリダイレクト・パイプ、バッチ処理などを理解することが必要である。また、読み込み/書き込み/実行などのユーザ権限や、管理者権限といった知識も必要となる。

(3) 深層学習フレームワーク

ディープラーニングに関する基礎的なライブラリなどを集めた深層学習フレームワークが数多く提供されており、これらのフレームワークを利用してニューラルネットワークの開発を行うのが一般的である。フレームワークには、有名なもので Google 社が開発した Caffe や Tensorflow, Microsoft 社が開発した CNTK(Computational Network Toolkit), ソニーが開発した Neural Network Libraries(NNabla)や、Theano, Chainer, Torch などさまざまなフレームワークが公開されている。フレームワークごとに関数の使い方が異なっていたため、フレームワーク間の互換性を高めコードの可読性を向上するために、上位ラッパー (もとの機能を包み込むという意味) と呼ばれる API(Application Programming Interface)が提供されている。上位ラッパーとして有名な Keras では、TensorFlow バックエンド, CNTK バックエンド, Theano バックエンドをサポートしている。多くのフレームワークは Python 言語でプログラミングし実行するため、プログラミング言語 Python に関する知識も必要となる。

近年では、Python などのプログラミングを必要としないディープラーニングツールも提供されており、GUI(graphical user interface)を用いてニューラルネットワークを開発することができる。視覚的にもわかりやすく直感的な操作で行うことができる。プログラミングを必要としない開発環境としてソニー社が提供する Neural Network Console や、NVIDIA 社の DIGITS などが有名である。

2.2 医用画像と画像処理に関する知識

さまざまなニューラルネットワークのモデルが提案され、多くのネットワークモデルは GitHub などのネットワークサービスから入手することができる。しかし、これらのモデルは入力画像として、一般画像を対象としており、画像サイズは 256×256 程度で、濃度分解能は 8 ビット、画像の保存形式は PNG 形式などが用いられる。一方、医用画像では DICOM(digital imaging and communication in medicine) フォーマットが用いており、画像サイズも大きく多バイトデータが用いられる。このため、ニューラルネットワークの入力として DICOM フォーマットの画像を 256 階調に減色し、画像サイズを縮小/トリミングして画像フォーマット変換するなどの処理が必要となる。また、ディープラーニングでは大量の画像を用いて学習処理を行うことが多いため、画像ファイルを一括して変換処理することが求められる。これらは OpenCV などの画像処理ライブラリを用いてプログラミングで行うこともできるが、たとえば、画像解析ソフトウェアである ImageJ によるマクロなどを習得しておく、簡単に画像ファイルの一括変換を行うことができ非常に便利である。

2.3 評価・検証に関する知識

ディープラーニングを用いた画像分類処理や領域抽出処理、超解像処理や敵対的生成ネットワーク (GAN) による画像生成などにより、さまざまな画像処理を行うことができる。これらの結果は従来の画像処理の結果とまったく同じという訳ではないため、ディープラーニングによる結果が本当に役に立つ意味ある結果であるかを評価・検証することは非常に重要である。

ニューラルネットワークの識別能を検証するための、Leave-one out 交差検証法や K-分割交差検証法などの知識はもちろんであるが、そのほかにも例えば超解像やノイズ除去などの画質改善を目的としたニューラルネットワークであれば出力画像の物理評価なども重要となる。また、ヒトの応答も含めたシステム全体の評価を行うのであれば ROC/FROC 実験などの視覚評価に関する知識も重要となる。

3. まとめ

本稿ではディープラーニングを始める上で必要な幅広い知識について解説した。ディープラーニングの仕組みやモデルの理解といったディープラーニングの本質的な知識のほかにも、周辺の関連知識としてコンピュータに関する知識、画像処理に関する知識、評価・検証に関する知識といった幅広い知識が求められる。これらの知識の多くは机上で学ぶより、実践を通して「経験」で学ぶほうが身につくスキルであり、まずは試しにディープラーニングを始めてみよう実践スタイルの学習が大切であると考えられる。今後、人工知能を用いたシステムの実用化は、ますます進むものと考えられる。新しいシステムを研究開発や、ヒトと人工知能の協働を考える上でも、これらのスキルを身につけて理解することは、非常に重要である。

深層学習を用いた画像研究をはじめてみました

岐阜医療科学大学保健科学部 放射線技術学科 篠原 範充

1. はじめに

北米放射線学会 (RSNA 2018) において話題の中心は、深層学習 (Deep Learning) を中心とした Machine Learning であった。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“研究課題”より“実用化”の時代に急速に移行していることを感じさせる光景であった。

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や Web サイトなどが多く存在し、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。本学会においても Deep learning を用いた研究が増加しており、その中心は、医用画像を対象とした研究である。しかし、必要なツール、高度な技術など立ちはだかる 未知の壁 により、研究活動に深層学習を組み入れることを躊躇している会員も少なくないと推測する。

そこで、本稿では、私自身の深層学習を用いた研究のスタートアップと現在の研究状況について記載し、初級者における未知の壁 (困難な事項) を共有したい。

2. 準備

私が研究を始めるにあたり、困難であった問題点は、3つある。①大規模なデータベースの準備、②GPU (Graphics Processing Unit) を搭載したワークステーションの準備、③開発環境の準備であった。

①大規模なデータベースの準備

ライフワークとして続けている乳癌分野での活動を通して、私は、放射線科医、乳腺外科医と情報交換をしやすい環境にあり、多くの研究材料を持ち込んで頂ける。しかし、施設によって状況が異なるため詳細は省略するが、本学では後ろ向き研究 (retrospective study) であっても倫理審査を通す必要があった。また、深層学習では、大規模なデータを必要とするため、後ろ向き研究であるが故に被験者の同意など困難な部分も出てくる。そのため、大規模データ、かつ連結不可能匿名化された情報を一緒に準備頂ける施設と医師、放射線技師の協力が不可欠である。今回は、我々は、倫理審査後に対策型検診マンモグラフィのデータを取得して研究を進めることができた。

②GPU を搭載したワークステーションの準備

先進的に深層学習を用いた研究を実施している研究者は、GPUとワークステーションを購入し、電源や高耐久ファンなど個別に部品を購入して組み立てている。実際にその方が安価に準備できる。しかし、その互換性などを熟知しておく必要があるため、我々は、大学・研究機関向けオーダーメイド PC を利用して完成品としてのワークステーションを購入した。最近では、深層学習用パソコンなども販売されており、環境としてはすぐに準備できるが、どの機種も気軽に購入できる金額ではない。そのため、我々も競争的研究費に申し込み資金を確保した。



Fig. 1 ワークステーション

ワークステーションの主なスペックを下記に示す.

CPU:Core i7 7700K 4core/8thread 4.2GHz 8MB

CPUクーラー:CoolerMaster Hyper212 高耐久静音ファン

メモリー:32GB

HDD1 BootDevice:SATAIII 8TB

GPU:GeForceGTX1080Ti 11GB

電源:850W

OS:Windows 10 Professional 64bit

初めての深層学習を行う機種としては、十分だと考えて購入した.

③開発環境の準備

画像部会が主催する医用画像プログラミングセミナーの資料が、インストールから動作確認まで詳細に記載されており、円滑に開発環境を整えることができた. 今回、Pythonを使用するが、通常Pythonを使う場合はPython本体をインストールした後にさらにライブラリを個別でインストールする必要がある. 本セミナーでは、PythonのディストリビューションとしてAnacondaを使用し、TensorFlowなどのオープンソフトウェアライブラリを利用したため、容易に環境を整えることができた. しかし、実際にこれらのツールを使いこなすには、一定のプログラミングの知識がある方が望ましいと考えられた.

この準備にもずいぶん時間を要することと、やはり1人で進めることは不安も大きいため、各学会が開催していたセミナーを受講することで円滑に環境は整えられた. これら①②③の未知の壁はクリアされ、研究を始めることができる.

3. 取り組み始めた研究

現在、我々が結果をお示しできる研究¹⁾について下記に記載する.

マンモグラフィ画像における乳房構成の自動分類

篠原範充¹, 神谷直希², 大島あみ³, 大貫幸二⁴, 宇佐美伸⁴, 梅邑明子⁴, 浅野聡子⁴

1 岐阜医療科学大学 保健科学部放射線技術学科

2 愛知県立大学 情報科学部情報科学科

3 愛知県立大学大学院 情報科学研究科

4 岩手県立中央病院 乳腺・内分泌外科

3-1. はじめに

わが国における乳がんの罹患率は増加傾向にあり、すでに女性におけるがん罹患率の第1位となっている. この早期発見のため、マンモグラフィによる検診が行われている. マンモグラフィを取り巻く大きな関心事に高濃度乳房がある. 2016年度にデンスブレスト対応ワーキンググループ対策型検診における対策高濃度乳房対策ワーキンググループにおいて、以前までの“高濃度”を“極めて高濃度”とし、乳房構成は脂肪性、乳腺散在、不均一

高濃度、極めて高濃度の4つに分類することが決定された。しかし、我々が実施した219名の読影医(マンモグラフィ読影認定A以上)に対する予備実験では、読影医の乳房構成分類が8割以上一致する症例は50%程度であった。そのため、乳房構成分類には、読影医間の差があり、その一致率を高める対策を現在行っている。それに先立ち、2017年3月には日本乳癌検診学会・日本乳癌学会・日本乳がん検診精度管理中央機構は共同で「対策型乳がん検診における高濃度乳房問題の対応に関する提言」を出している。

任意型検診としてマンモグラフィを行っている米国では、50州のうち27州で乳房構成の通知が法制化されており、その必要性は広がりを見せている。そのため、患者へリスクの説明、患者自身が乳房構成を認知することができる乳房構成評価用ソフトウェアが導入されつつある。わが国においても乳房構成評価用ソフトウェアの導入が進みつつあるが、欧米諸国と比較して乳房形態が大きく異なること(乳房構成が高濃度)、若年層の罹患率が高いことなど、わが国固有の問題点により、その精度が必ずしも高くない。これは、前述したように乳房構成を評価する方法²⁾が、定まっていないこと、わが国独自であることに起因している。

そこで、本研究では、DCNNと臨床画像1106枚を使用し、乳腺濃度を4つのカテゴリに自動分類する手法を提案する。DCNNでは、ImageNetで高い分類予測結果を残したAlexNet³⁾を使用する。

3-2. 方法

提案手法のフローチャートをFig. 2に示す。はじめに、マンモグラフィ画像を入力し、前処理として縮小後、エッジ画像を作成する。本研究における縮小サイズは入力画像の縦横比を保ち、入力画像データとGPUの性能を考慮して、高解像度で学習が可能となる値として1/15倍とした。画像縮小には、Bicubic法を用いた。エッジ画像の作成にはSobelフィルタを用いた。また、原画像とエッジ画像を用いた医師との評価の一致率の差を検討するため、入力画像を原画像のみ、エッジ画像(カーネルサイズ5)のみ、および原画像とエッジ画像の3つのデータセットを作成する。

乳房構成の自動分類は、本研究ではAlexNetを使用する。AlexNetは5つの畳み込み層と3つの最大プーリング層、さらに3つの全結合層から成る。正規化層はBatch Normalizationを使用する⁴⁾。全結合層は、Dropoutを使用し、Dropoutの確率を50%とする。全結合層では、Softmax関数を用い、乳房構成を4つに分類する。また学習回数は55、ミニバッチサイズは100とした。

対象画像は2017年に対策型検診で撮影された1106症例、左右両方のMLO画像で術後画像を含まないものを用いる。なお、本研究で使用する画像は岐阜医療科学大学において倫理委員会の承認を得ている。年齢は39~85歳であり、乳房構成は、マンモグラフィ読影医認定ASを持つ医師5名による合議制によって評価した。収集した画像は、乳房構成に大きな偏りがあるため、データ数が少ない構成に関しては同等の学習効果を期待し、Augmentationを行った。画像回転は、画像中心から時計回りに45×n度回転させた。乳房構成ごとに分け、

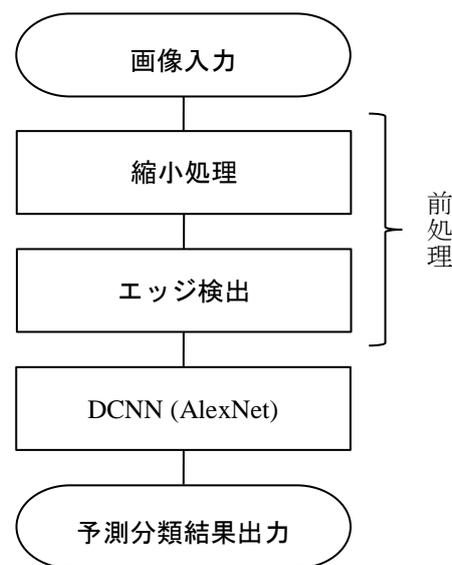


Fig. 2 フローチャート

Table1 対象画像の構成

	1:脂肪性	2:乳腺散在	3:不均一高濃度	4:極めて高濃度
原画像[枚]	76	644	370	16
Augmentation[枚]	608	0	370	640
合計[枚]	684	644	740	656

一番枚数が多いカテゴリーの画像枚数を基準としてその整数値を係数 n とした。表 2 に原画像、また Augmentation した後の画像枚数を示す。Table 1 より原画像の画像枚数構成は、1:脂肪性が 76 枚(6.9%)、2:乳腺散在が 644 枚(58.2%)、3:不均一高濃度が 370 枚(33.5%)、および 4:極めて高濃度が 16 枚(1.4%)である。Augmentation は、2:乳腺散在の画像枚数を基準とし、1:脂肪性は $n = 8$ 、3:不均一高濃度は $n = 1$ および 4:極めて高濃度は $n = 40$ として、1:脂肪性画像を 608 枚、3:不均一高濃度画像を 370 枚、および 4:極めて高濃度画像を 640 枚作成する。

3-3. 結果

AlexNet を使用し、原画像のみ、エッジ画像、原画像とエッジ画像の 3 つのデータセットに対する Augmentation 有無の予測分類結果と医師分類との平均一致率を Table 2 に示す。データセットは、エッジ画像の平均一致率が最も高かった。Augmentation は原画像以外では平均一致率が向上した。またエッジ画像における混合行列を Table 3 に示す。1:脂肪性と 4:極めて高濃度の予測分類一致率が高く、学習曲線においても高精度かつ低損失で分類された。

Table 2 乳房構成の自動分類結果

画像の種類	Augmentation	
	なし	あり
原画像	0.763	0.615
エッジ画像	0.779	0.917
原画像&エッジ画像	0.778	0.911

Table 3 エッジ画像の時の混合行列

		予測分類結果			
		1	2	3	4
医師分類	1	147	4	1	0
	2	2	115	13	0
	3	0	18	131	2
	4	0	0	0	112

3-4. 考察

本研究では 3 つのデータセットにて分類精度を比較した。Table 2 より Augmentation は平均一致率が向上したため本研究において有効な手法であると考え。またエッジ画像のみを入力画像とした時が、原画像のみ、または原画像とエッジ画像を入力した時に比べて、高い平均一致率となり、エッジを検出した画像を用いることが本研究の手法において一致率向上の一つの要因であると考え。乳房構成について、平均一致率が 90%を超えたが一致しない症例があった。現在、これらの結果に関して医師にフィードバックし、医師の分類基準の正確性を検討いただいている。また、本研究の結果を参考にする場合と参考にしない場合の医師の判定基準の変化についても研究行っている。さらに現在、機種異なる場合やさらなる被験者情報の追加による分類精度について研究を進めている。

4. おわりに

私も始めたばかりの深層学習を用いた研究についてご紹介した。私自身が研究を始める前に感じた未知の壁(困難な事項)は、半分くらい越えられたと考える。これには、学会などのセミナーにおいてご指導いただいた先生方や研究を進めるにあたり具体的にサポートいただいた先生方のお力によるもの大きい。画像部会員の皆様においては、画像部会が主催する医用画像処理プログラミングセミナー(6月 熊本)に参加することで実験環境については整えていただける。まだ私自身も初級者であり、さらに多くの知識を習得し研究に利用していきたい。

参考文献

- 1) AlexNet を用いたマンモグラフィ画像における乳腺濃度の自動分類, 医用画像情報学会 36(1), in print, 2019.
- 2) 日本医学放射線学会 / 日本放射線技術学会マンモグラフィガイドライン委員会編. マンモグラフィガイドライン第3版. 医学書院, 2010.
- 3) Krizhevsky A, Sutskever I, and Hinton GE: ImageNet Classification with Deep Convolutional Neural Networks. In Proc. NIPS 25: 1106-1114, 2012
- 4) Ioffe S, Szegedy C: Batch Normalization: Accelerating Deep Network Training by Reducing Internal Covariate Shift. 2015

略歴

篠原 範充(シノハラ ノリミツ)

略歴:

平成 10 年 藤田保健衛生大学 診療放射線技術学科卒業.
平成 16 年 岐阜大学大学院 工学研究科 博士後期課程修了.
平成 17 年 岐阜大学産官学融合センター 講師
平成 18 年 岐阜医療科学大学 保健科学部 放射線技術学科 講師
平成 27 年 同 准教授
現在に至る.

博士(工学), 診療放射線技師.

画像処理, 画像認識, および医用画像の画像評価に関する研究に従事.

乳がんに関しては, 全国各地で開催されている医師, 放射線技師の講習会や講演会などで医療職の教育に従事. 主にデジタルマンモグラフィ, 精度管理が専門

NPO法人日本乳がん検診精度管理中央機構 技術委員, 施設画像評価委員

日本乳癌学会 教育研修委員 画像小委員

日本乳癌検診学会 研修委員, 選挙管理委員

日本放射線技術学会 画像部会委員, 学術委員

愛知県乳がん画像研究会 世話人

日本放射線技術学会, 日本医用画像工学会, 医用画像情報学会, 日本乳癌検診学会, 日本乳癌学会, 日本乳腺甲状腺超音波医学会, 生体工学会, 日本放射線技師の会員

X線動態解析が目指す胸部生理機能の視覚化・定量化

コニカミノルタ株式会社 松谷 哲嗣

1. はじめに

通常、ヒトの安静時の呼吸運動は横隔膜や外肋間筋などの呼吸筋の収縮と弛緩によって行われる。肺そのものに伸展する機能はないため、吸気は外肋間筋と横隔膜が同時に収縮し、胸郭を拡げて胸腔内を陰圧にし、肺を拡張させながら空気を吸い込む。呼気ではこれらの筋肉が弛緩し、肺は収縮して空気を吐き出す。呼吸器系の基礎疾患等で横隔膜運動が低下すると、当然呼吸機能に大きく影響すると考えられる。呼吸運動の異常を示すサインは横隔膜に限らず、肺内の組織や気管・気管支等、さまざまな部位で確認される[1, 2, 3]。

コニカミノルタでは、呼吸運動を始めとした肺機能を可視化・定量化する新たな画像診断手法の実現に取り組んでいる。当社が開発した X 線動画撮影システムは、動画対応の X 線フラットパネルディテクタ AeroDR fine（コニカミノルタ株式会社製）とデジタル式一般撮影装置 RADspeed Pro（株式会社島津製作所製）で構成される。また、X 線動画解析ワークステーション KINOSIS（コニカミノルタ株式会社製）にて、撮影した X 線動態画像に含まれる動的情報の解析（動態解析）を行い、呼吸器および循環器に関連した生理機能情報を抽出することができる。本稿では、X 線動画撮影の特徴および動態解析を実現する画像処理技術とその臨床応用例を紹介する。

2. X線動画撮影の特徴

X 線動画撮影（図 1）は、連続したパルス状 X 線照射（15frame/sec）により、アニメーションと同じ原理でコマ撮りした画像データを生成する。被ばく線量は、15 秒間の撮影で約 1.5mGy であり、IAEA ガイダンスレベルの 1.9mGy（胸部 X 線単純撮影の正面+側面）以内に収まる[4]。また、一般的に CT や MRI は臥位撮影に限定されるのに対し、本撮影システムでは立位や座位など任意の撮影ポジションを可能にする。これにより、日常生活と同様の体勢で呼吸運動を観察できるという特徴を有する。

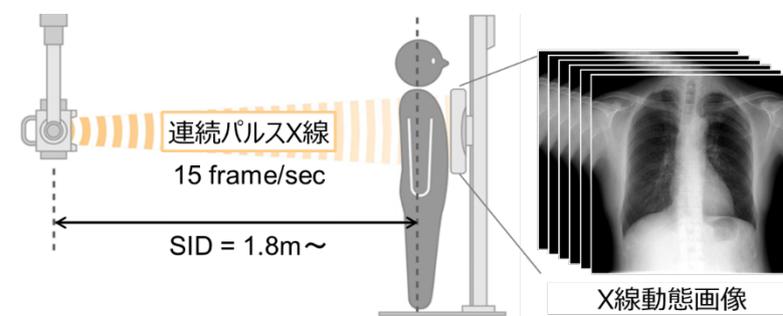


図 1 X 線動画撮影の概念図

X線動画解析ワークステーションは、X線動画撮影システムで撮影されたDICOM画像（静止画・マルチフレーム）の受信・解析処理を行い、画像および動態解析の処理結果を表示することができる（図2）。また、URL連携によりWebクライアントからのアクセスが可能であり、既存の電子カルテやPACSからもシームレスに利用することができる。



図2 X線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. 胸部動態解析技術

X線動画解析ワークステーションには、肺機能を評価するための画像処理技術が搭載されており、様々な臨床情報を診療現場に提供することができる。以下、各技術を紹介する。

① 特定成分追跡処理（DM-MODE）

エッジ抽出処理とパターンマッチングを組み合わせることにより、肺野内の肺実質や血管等の構造物（および結節等）の動きを追跡する技術である。例えば、肺機能を評価する上で重要な指標となる横隔膜を追跡し、上下方向の移動量の定量化が可能である。解析操作者および観察者は定量値に基づいた客観的評価が可能となる（図3）。COPDをはじめとする呼吸器疾患の重症度分類等への応用を目指した臨床研究では、COPD患者の横隔膜の動きが健常者と明らかな有意差が定量的に示されており、呼吸機能の新たな評価指標となることが期待されている[5]。

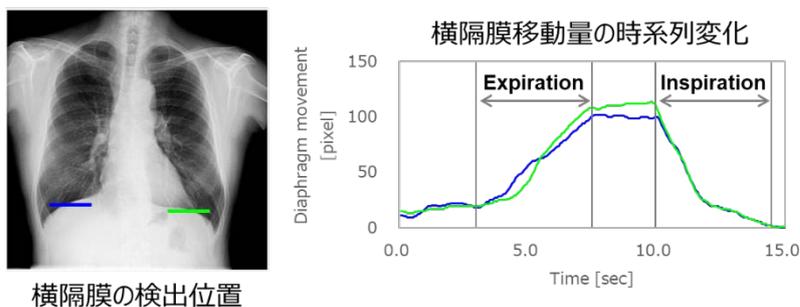


図3 横隔膜移動量の計測

② 肺野面積計測処理

胸部画像から肺野領域を自動的に検出し、面積を算出することができる。肺野面積は呼吸機能と密接に関係しており、呼吸に伴う肺野面積の変化量がスパイロメトリーや精密肺機能検査にて計測された呼吸機能と有意な相関が認められている[6]。

③ 周波数強調処理 (FE-MODE)

周波数強調処理は、胸部画像全ての空間周波数帯域を選択的に強調することで、任意組織の動きを観察しやすい動画像を提供する。例えば、肋骨や血管影を強調することにより、肋骨の動きや肺動脈の走行の観察を容易にする(図5)。呼吸に伴い、上位肋骨・下位肋骨・浮遊肋・肺野内組織はそれぞれ異なる生理的運動をすることが知られている[7]。これらの動きを個別に観察することで、より正確な呼吸機能の把握および異常部位の検出に役立つことが期待されている。

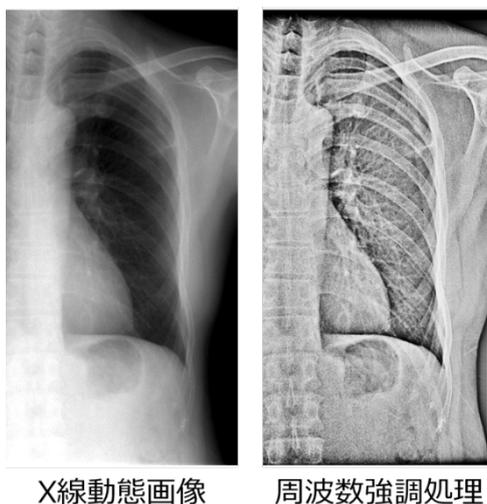


図5 周波数強調処理による構造物の視認性向上

④ 胸部骨減弱処理 (BS-MODE)

胸部骨減弱処理は、静止画用 Bone Suppression 処理で培われた技術[8]を適応させ、動画像における肺野内の肋骨および鎖骨の信号減弱を実現している。骨以外の組織の視認性が向上し、肺野内部組織の動きの観察が容易になるため、肺がん等の結節様肺疾患検出性能の向上が期待されている(図6)。

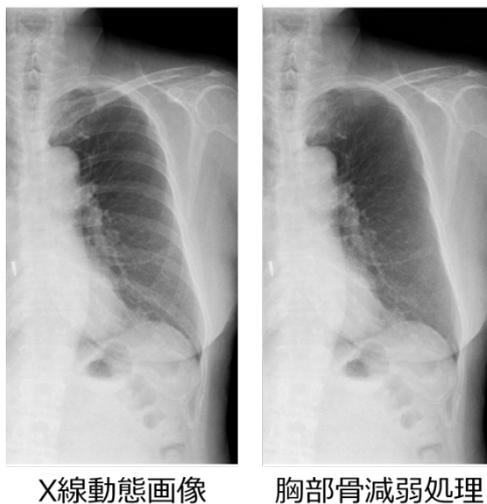


図6 胸部骨減弱処理による肋骨・鎖骨信号減弱

⑤ 特定信号変化量抽出処理 (PL-MODE・PH-MODE)

特定信号変化量抽出処理は、肺胞や肺動脈などの肺組織の生理的機能に伴う信号値変化(X線透過度)を強調し、肉眼では認識困難な生体のわずかな動きを可視化する。強調する信号値は、選択的に抽出することができる。

図7(a)のPL-MODEは、呼吸に基づく周期的な信号変化を抽出し、各画素における最大呼気位からの変化量を可視化する。図7(b)のPH-MODEは、心拍に基づく周期的な信号変化を抽出し、さらに左心室領域から抽出された信号波形(心拍波形)との類似度を計算し、可視化する。

田中ら[9, 10]は、肺野内で計算した信号値変化を解析することで、局所的な換気・血流の状態の把握が可能であると報告している。これらの技術を用いれば、単純X線検査で得られる情報量を大幅に増加することができる。CTやMRIなどの高度な診断装置を使用する前のスクリーニング検査としての活用が期待される。

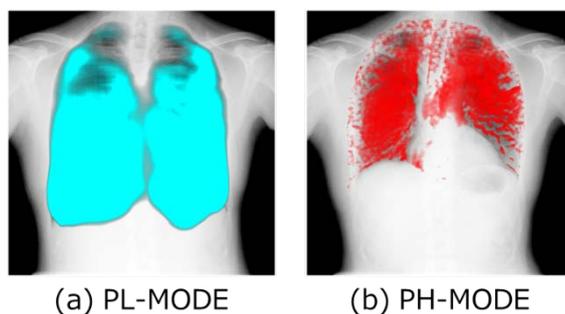


図7 特定信号変化量抽出技術

4. 動態解析の臨床応用例

① 横隔膜運動の異常検出

単純X線写真で横隔膜挙上を認めた場合、深吸気と深呼気の横隔膜位置の差を見ることで診断を行う。X線動画撮影は呼吸状態で撮影を行うため、追加撮影をすることなく正確に横隔膜運動を評価することができる。横隔膜運動を定量的に評価する場合は、特定成分追跡処理を活用でき、左右各々の横隔膜の移動量を時系列で表す。これにより、左右の横隔膜の位置を比較しながら、それらの同期性を評価できる。

図8に横隔神経麻痺疑いの症例を示す。静止面の単純X線写真ではどちらも横隔膜挙上が観察されるが、動画にて横隔膜の動きを評価すると相違が認識される。正常を含む各症例の横隔膜移動量を表したグラフの性状を観察すると、図8(a)の症例は左右の横隔膜の同期性が失われている。よって、横隔神経麻痺である可能性が高いと判断される。一方、図8(b)の症例は左右の横隔膜が同期して動いているため、横隔神経には異常を認めないと判断できる。このように、X線動画撮影では、静止面にはない動的な生理的情報を評価することで、横隔膜の異常を診断できる可能性が期待される。

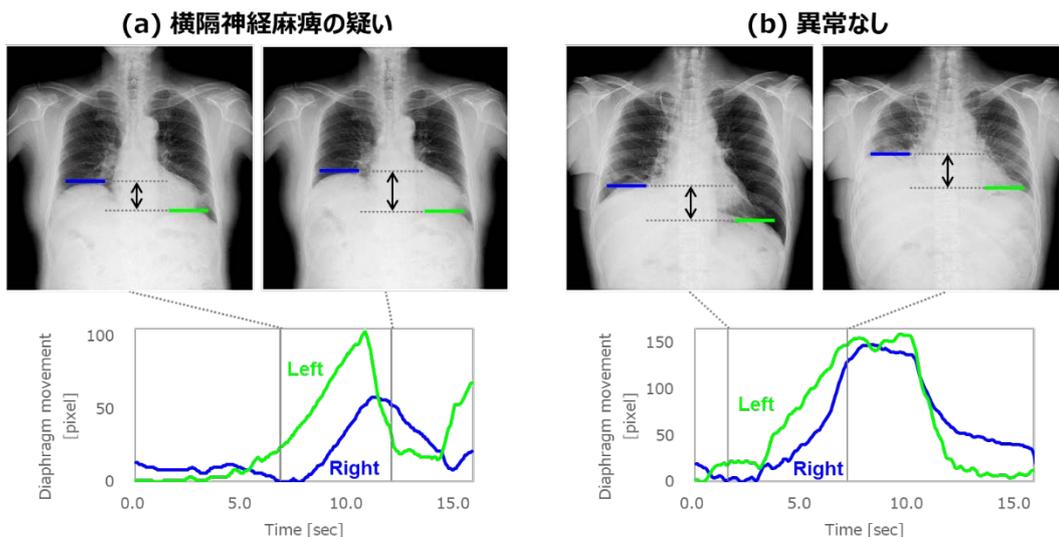


図 8 横隔膜運動の同期性に着目した評価例

② 呼吸器疾患の治療効果確認

肺野面積に基づく呼吸機能の評価は、換気障害の治療効果判定・経過観察などに活用できる可能性がある。図 9 は、COPD 患者における治療前後の X 線動態画像であり、グラフは呼吸中の全てのフレーム画像から計測した肺野面積を表している。治療前と比較すると、治療後は肺野面積の最大変化量（最大吸気位と最大呼気位の差分）が増加していることが読み取れる。グラフをさらに洞察すると、治療後のグラフにおいて、最大呼気位の面積が顕著に縮小しており、COPD の症状である気流制限が改善されたことが示唆される。COPD の診断では偽陽性が多いという報告[11]があるが、客観的な評価ができる X 線動画撮影の特性を活かし、診断精度の向上に寄与することが期待される。

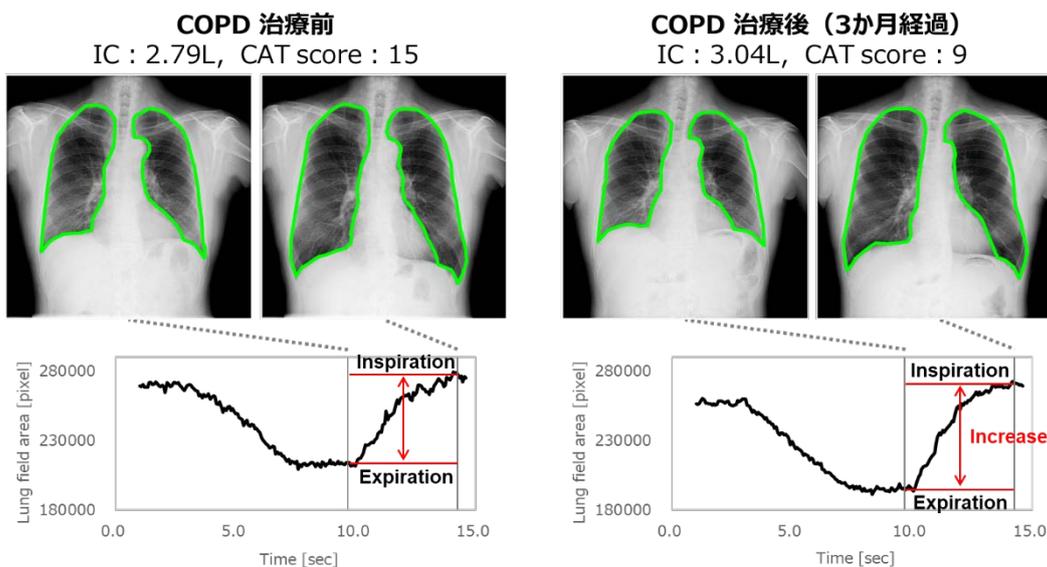


図 9 肺野面積の変化量を治療前後で比較した COPD 症例

③ 胸壁への浸潤・癒着の検出

胸部外科手術では肺がんの胸壁浸潤や癒着の存在は、治療計画を立てる上で重要な要素となっている。例えば、胸壁浸潤を有すると診断された場合、肺切除手術前に放射線治療と気管支動脈内抗癌剤投与の併用で、予後が良好になったと報告がある[12]。また、肺と胸壁の癒着が手術時間や出血量の増加と関連があることが知られている。術前での浸潤・癒着の有無と範囲について診断への要求は高く、4D-CTにて胸壁浸潤の検出能を評価した研究では、胸膜下肺腫瘍の胸膜癒着・浸潤の判定における有用性が報告されている[13]。

X線動画撮影では、呼吸運動における胸壁と血管影の位置関係から、これらを検出できる可能性がある。図10は胸壁浸潤肺がんの症例である。最大吸気位と最大呼気位の血管影を比較すると、右肺胸壁に接する血管影の位置が変化していないことが観察される。図11は胸部手術後に癒着を生じた症例であり、右肺胸壁に接する血管影の位置が変化していないことが観察される。

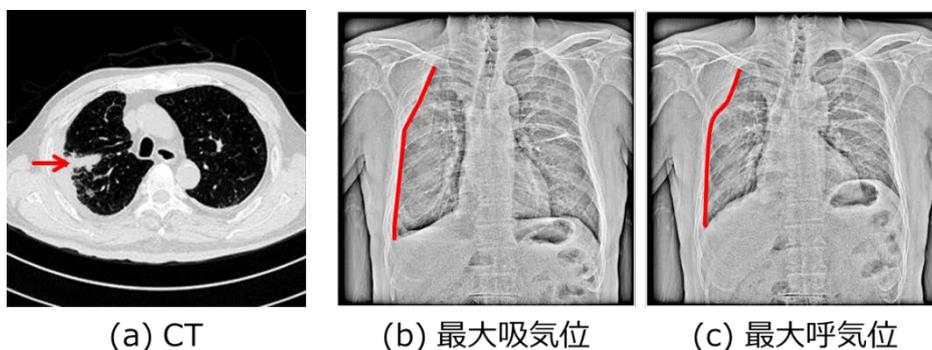


図10 血管影の動きから胸壁浸潤の評価を行った肺がん症例

(a)胸壁浸潤肺がんのCT画像、(b)(c)周波数強調処理により血管影を強調した画像。最大吸気位と最大呼気位の画像の比較により、左肺では血管影の位置が変化しているのに対し、右肺の赤線部（浸潤範囲）では血管影の位置が固定されている。

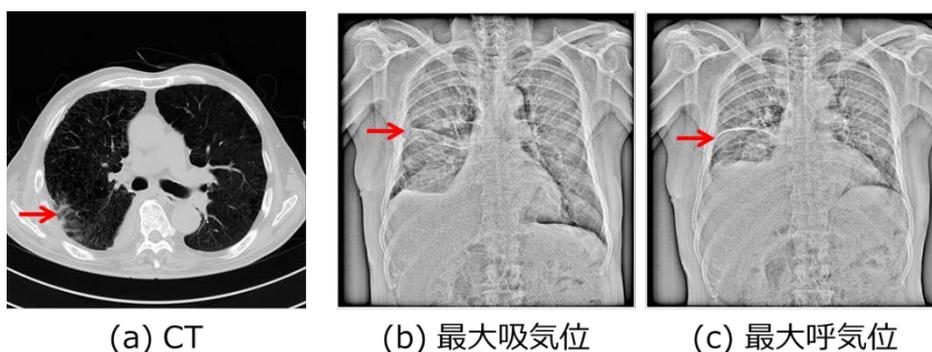


図11 血管影の動きから癒着の評価を行った肺がん術後症例

(a)癒着を示すCT画像、(b)(c)周波数強調処理により血管影を強調した画像。最大吸気位と最大呼気位の画像の比較により、左肺では血管影の位置が変化しているのに対し、右肺の赤矢印（癒着箇所）を起点に血管影の位置が固定されている。

④ 肺血流の正常・異常評価

田中ら[10]は肺動脈の拍動に伴う信号変化を解析することで、肺葉単位の灌流障害の検出が可能であると報告している。健常者の肺では解析で得られた信号が肺門部から左右対称に放射状に拡がって表現されるのに対し、肺血管性疾患の場合は不均一に分布することが示されている。

図 12 は、特定信号変化量抽出処理 (PH-MODE) の解析結果を示している。図 12(a) に示した合併症を伴わない肺がん症例では、解析信号値 (赤色) が肺全体に分布されていることが読み取れる。一方、図 12(b) に示した合併症を有する (肺気腫・間質性肺炎) 肺がん症例では、右上肺野の解析信号値 (赤色) が低下していることが読み取れる。図 12(b) の肺血流シンチグラフィでは右上肺野の集積が低下しており、解析画像にてシンチグラフィと同様の傾向を表す可能性が示唆されている。

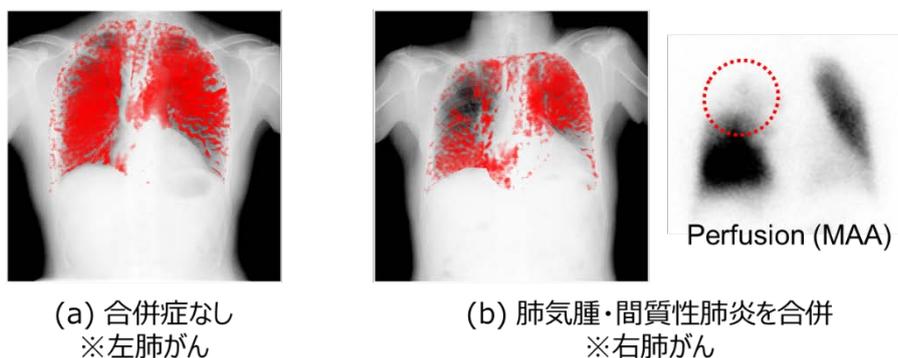


図 12 特定信号変化量抽出処理 (PH-MODE) による肺血流の評価例

5. おわりに

コニカミノルタが開発した X 線動画撮影システム・X 線動画解析ワークステーションの特徴、画像処理技術、およびその臨床応用例について紹介した。X 線動画撮影は、CT や核医学などの高度画像診断よりも著しく簡便な方法で、これまでのスクリーニング検査よりも遥かに多くの診断情報が得られることに強い期待がある[14]。これまでにない動的診断情報をさらに活かすべく、生理機能の視覚化・定量化が示す臨床的有用性について、現在、国内外の複数施設において臨床研究が進められている。

患者にとってより有用性の高い画像診断法として多くの臨床現場で評価され、日常の診療として認知される画像診断機器となるよう、臨床価値の創出・検証および機器開発に取り組む所存である。

文献

[1] Iwasawa T, et al. Magnetic resonance analysis of abnormal diaphragmatic motion in patients with emphysema. *European Respiratory Journal*; 19:225-231, 2002.

[2] Yamashiro T, et al. Asynchrony in respiratory movements between the pulmonary lobes in patients with COPD: continuous measurement of lung density by 4-dimensional dynamic-ventilation CT. *International Journal of Chronic Obstructive Pulmonary Disease*; 12:2101-2109, 2017.

- [3] Murgu SD, Colt HG. Tracheobronchomalacia and excessive dynamic airway collapse. *Respirolog*; 11:388-406, 2006.
- [4] IAEA, 1996. International Basic Safety Standard for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Source. Safety Series No. 115.
- [5] Yamada Y et al. Difference in diaphragmatic motion during tidal breathing in a standing position between COPD patients and normal subjects: Time-resolved quantitative evaluation using dynamic chest radiography with flat panel detector system (“dynamic X-ray phrenicography”). *European Journal of Radiolog*; 87:76-82, 2017.
- [6] Ohkura N, Kasahara K, Watanabe S, Miki A, Sone T, Hara J, Kimura H, Sanada S, Tanaka R. Evaluation of Pulmonary Function Using Dynamic Chest Radiographs: The Change Rate in Lung Area Due to Respiratory Motion Reflects Air Trapping in COPD. *ATS*; 2018.
- [7] 臨床検査 61/10 2017 年増刊号 呼吸機能検査 BASIC and PRACTICE.
- [8] Kobayashi T, Tsubura S, Katsuhara S, Kasai S, Sasano Y. Development of Bone Suppression Processing as an Application of Computer Aided Detection of Nodules in Chest Radiographs. *KONICA MINOLTA Technology Report*; 12:71-76, 2015.
- [9] Tanaka R, Tani T, Nitta N, Tabata T, Matsutani N, Muraoka S, Yoneyama T, Sanada S, Pulmonary Function Diagnosis Based on Respiratory Changes in Lung Density With Dynamic Flat-Panel Detector Imaging: An Animal-Based Study. *Investigative Radiology*; 53(7):417-423, 2018.
- [10] Tanaka R, Tani T, Nitta N, Tabata T, Matsutani N, Muraoka S, Yoneyama T, Sanada S. Detection of Pulmonary Embolism Based on Reduced Changes in Radiographic Lung Density During Cardiac Beating Using Dynamic Flat-panel Detector: An Animal-based Study. *Academic Radiology*; 2019.
- [11] Sator L, Horner A, Studnicka M, Lamprecht B, Kaiser B, McBurnie MA, Buist AS, Gnatiuc L, Mannino DM, Janson C, Bateman ED, Burney P. Overdiagnosis of COPD in subjects with unobstructed spirometry – a BOLD analysis. *Chest*; 2019.
- [12] Mishina H, Suemasu K, Yoneyama T, Naruke T, Ogata T, Kameya T, Shimosato Y. Surgical

Pathology of Combined Thoracic Wall Resection in Lung Cancer. The Japan Lung Cancer Society; 18(4):371-379, 1978.

[13] Choong, C.K., et al. Dynamic four-dimensional computed tomography for preoperative assessment of lung cancer invasion into adjacent structures. European Journal of Cardio-Thoracic Surgery 2015; 47(2): 239~243.

[14] Sanada S. Physiologic-functional Radiography (pfRAD): dynamic imaging for physiological and functional diagnostic information. Journal of Wellness and Health Care; 42(4):1-8, 2018.

ImageJ プラグインを用いたモニタの画質測定ツールの紹介

純真学園大学 徳禮 将吾 九州大学大学院 杜下 淳次

1. はじめに

放射線画像診断において、液晶ディスプレイ (liquid-crystal display: LCD) モニタはデジタルラジオグラフィ装置などで撮影した医用画像を最終的に表示して観察する主たる表示媒体である。LCD モニタの画質指標である鮮鋭度と粒状性は、それぞれ変調伝達関数 (modulation transfer function: MTF) とウィナースペクトル (Wiener spectrum: WS) によって定量的に評価され、それらは主に画素サイズに依存するほか、画素構造や表面処理、信号処理などによって異なる。LCD モニタの画質評価には、輝度分布を測定できる二次元輝度計やデジタルカメラなどの二次元イメージセンサが必要となる^{1,2)}。著者らは、医療現場の診療放射線技師をはじめとするディスプレイユーザがモノクロおよびカラーの LCD モニタの画質を簡便に評価するために、LCD モニタを撮影した一眼レフレックスデジタルカメラの画像データを解析して、MTF と WS を簡易的に算出する画質測定ツールを ImageJ のプラグインを用いて EIZO 株式会社と共同で作成した³⁾。

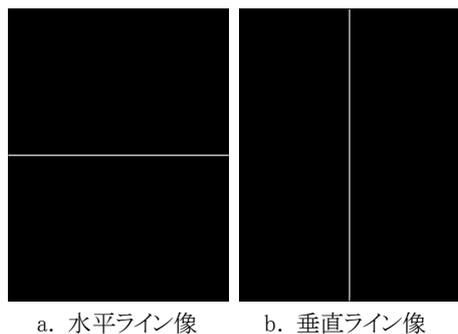
画質測定用の ImageJ のプラグインファイル (プラグイン名: Monitor Evaluation Tools) は、EIZO 株式会社ホームページの医療従事者向け情報 (<https://www.eizo.co.jp/products/radiforce/healthcare/index.html>) から無償でダウンロードして利用することができる。本稿では、画質測定ツール (Monitor Evaluation Tools) を用いた LCD モニタの MTF および WS の測定について概説する。

2. Monitor Evaluation Tools を用いた画質評価

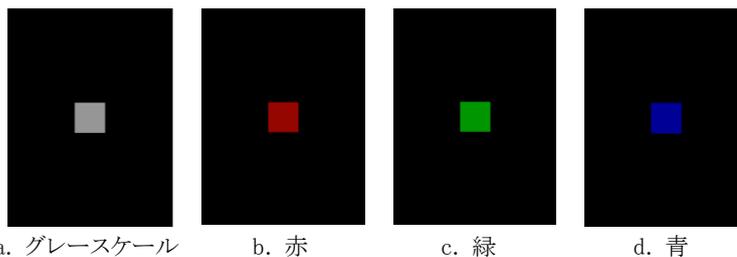
Monitor Evaluation Tools を用いた LCD モニタの画質評価の手順は、まず①LCD モニタ上に表示したラインテストパターンや均一テストパターンなどのテストパターン (2-1) を一眼レフレックスデジタルカメラで撮影して画像データを取得する。次に、ImageJ 上で Monitor Evaluation Tools を用いて、②デジタルカメラで撮影した画像データを、望遠型輝度計で測定した LCD モニタの輝度値を用いて、LCD モニタの輝度情報を示すグレースケール画像 (輝度画像) に変換する。そして、③ラインテストパターンと均一テストパターンの輝度画像を用いて、LCD モニタの MTF と WS をそれぞれ算出する。

2-1 テストパターン

Monitor Evaluation Tools で LCD モニタの画質を測定するために、以下の各種テストパターンをデジタルカメラで撮影する。まず、MTF 測定用のラインテストパターンは、LCD モニタの 1 画素の幅で、水平 (Fig. 1a) または垂直方向 (Fig. 1b) のライン像を持つテストパターンである。ライン像のデジタル駆動レベル (digital driving levels: DDL) は 255、背景の DDL は 0 に設定する。



a. 水平ライン像 b. 垂直ライン像
 Fig. 1 水平 (a) または垂直 (b) 方向の
 ライン像を表示するテストパターン



a. グレースケール b. 赤 c. 緑 d. 青
 Fig. 2 グレースケール (a) および、赤 (b)、緑 (c)、青 (d) の
 均一テストパターン

グレースケールの均一テストパターンは、正方形の測定領域（テストパターン全体の 2.5%の面積）に均一なグレースケールレベルをもつテストパターン (Fig. 2a)⁴⁾ または JIRA BN-01-BN-18⁵⁾とする。グレースケールの均一テストパターンの測定領域の DDL は 0 から 255 までの範囲 (8 bit) で任意に決める。赤 (R)、緑 (G)、青 (B) の均一テストパターンは、正方形の測定領域（テストパターン全体の 2.5%の面積）の R、G、B の DDL のみをそれぞれ 0 から 255 までの範囲 (8 bit) で、評価対象の LCD モニタの輝度レベル（ラインテストパターンまたはグレースケールの均一テストパターンの DDL）に応じて決定する (Fig. 2)。それ以外の DDL は 0 とする。例えば、DDL が 255 のライン像をもつラインテストパターンまたはグレースケールの均一テストパターンを評価するとき、R の均一テストパターンは R の DDL のみを 255 に、G と B の DDL を 0 に設定する。

2-2 デジタルカメラで LCD モニタを撮影した画像データの取得

まず、デジタルカメラのバックグラウンド信号を取得するために、LCD モニタの電源をオフにして（またはレンズにキャップをつけて）撮影する。次に、各種のテストパターン (2-1) を LCD モニタ上に画素等倍表示して、マクロレンズを用いて LCD モニタの画素に対してデジタルカメラが十分なサンプリング間隔となるように拡大して撮影する。撮影データは、画像処理や圧縮処理などが施されていない生 (RAW) データ形式で記録する。また、グレースケールおよび R、G、B の均一テストパターンはそれぞれ、LCD モニタ上に表示したときの輝度を望遠型輝度計で測定する。デジタルカメラおよび望遠型輝度計を用いた測定は暗室で実施する。

2-3 デジタルカメラの撮影データから LCD モニタの輝度情報への変換

Monitor Evaluation Tools では、デジタルカメラで LCD モニタを撮影した画像の RAW データをオープンソースの RAW 現像ソフトウェアである Dcraw (<https://www.cybercom.net/~dcoffin/dcraw/dcraw.c> から入手できる dcraw.c のソースコードをコンパイルして実行ファイルを準備する) を用いて読み込み、LCD モニタの画質測定に使用する。デジタルカメラの撮影データは、撮像素子に積層されている R、G、B の原色カラーフィルタの分光感度に応じて取得される R、G、B のカラー信号 (RGB 信号) であるため (Fig. 3)、LCD モニタの明るさ (輝度) の評価にそのまま適用できない。Monitor Evaluation Tools を用いた LCD モニタの評価では、撮影データの RGB 信号 (R、G、B) それぞれに対応する重み係数 (WF_{R-sig} 、 WF_{G-sig} 、 WF_{B-sig}) を適用して、撮影データから LCD モニタの輝度情報に相当するグレースケール信号 Y へと、次式にて変換する。

$$Y = WF_{R-sig} \times R + WF_{G-sig} \times G + WF_{B-sig} \times B \quad (1)$$

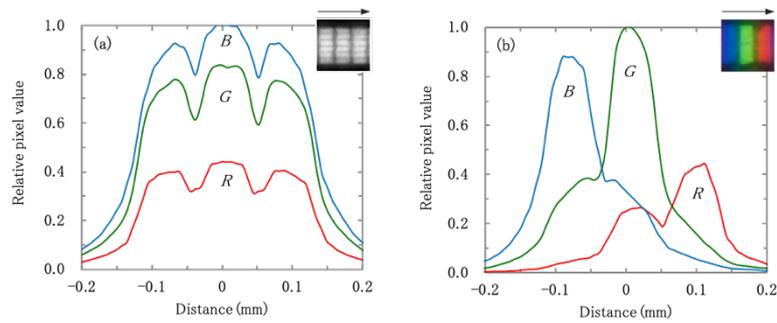


Fig. 3 モノクロ (a) とカラー (b) の LCD モニタをそれぞれ撮影したデジタルカメラの各 RGB 信号のプロファイルカーブ

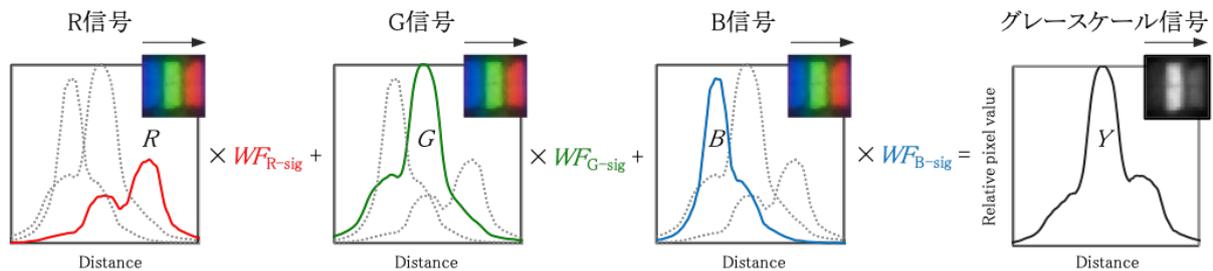


Fig. 4 カラーLCD モニタを撮影したデジタルカメラの各 RGB 信号 (R 、 G 、 B) から、重み係数 (WF_{R-sig} 、 WF_{G-sig} 、 WF_{B-sig}) を適用してグレースケール信号 Y へ変換する補正方法の模式図

Fig. 3 が示すように、LCD モニタのサブピクセル構造は、モノクロとカラーでそれぞれ異なった輝度分布を示すため、重み係数 (WF_{R-sig} 、 WF_{G-sig} 、 WF_{B-sig}) はモノクロとカラーの対象モニタ別に決定する。モノクロ LCD モニタは、色と輝度がほぼ同じサブピクセルが各画素を構成してグレースケール画像を表示するため、撮影データの RGB 信号のうち、比較的高い信号強度が得られる G の信号のみを用いて評価する。Monitor Evaluation Tools では、G の信号に対する重み係数 WF_{G-sig} を 1 とし、R と B の信号に対する重み係数 (WF_{R-sig} と WF_{B-sig}) は 0 とする。一方、カラー LCD モニタは、色と輝度がそれぞれ異なる R、G、B のサブピクセルが各画素を構成してグレースケールおよびカラーの画像を表示するため、RGB 信号に重み係数 (WF_{R-sig} 、 WF_{G-sig} 、 WF_{B-sig}) をそれぞれ適用して変換されたグレースケール信号 Y を輝度情報として評価する (Fig. 4)。この RGB 信号それぞれに対する重み係数 (WF_{R-sig} 、 WF_{G-sig} 、 WF_{B-sig}) は、LCD モニタ上の R、G、B の各均一テストパターンを撮影したデジタルカメラの撮影データと、望遠型輝度計で測定した R、G、B の均一テストパターンのそれぞれの輝度を用いて決定する (詳細はほかの雑誌^{2,3)}に掲載されているので、ここでは省略する)。デジタルカメラのカラーフィルタの分光感度に依存する撮影データを重み係数で補正することで、デジタルカメラを用いてカラー LCD モニタの輝度分布を評価することができる。

2-4 Monitor Evaluation Tools を用いた LCD モニタの MTF の測定

Monitor Evaluation Tools では、ライン法^{2,3)}を用いて LCD モニタの MTF を算出する。はじめに、ラインテストパターンの撮影データを 2-3 の方法で補正して、LCD モニタに表示されるライン像の輝度分布を取得する。このラインテストパターンの輝度画像上に、ライン像に対して垂直方向に高さが 1,024 画素で、幅が LCD モニタの 1 画素となるように関心領域を設定する (Fig. 5)。設定した関心領域から求まる LCD モニタの 1 画素当たりのディジ

タルカメラの画素数と LCD モニタの画素サイズからサンプリング間隔が決定する。例えば、LCD モニタ (3 メガピクセル) の画素サイズが 0.21075 mm で、LCD モニタ 1 画素あたりにデジタルカメラの画素数がおおよそ 28×28 のとき、サンプリング間隔は 7.5 μm 程度となる。

次に、関心領域内の画像データをライン像方向に加算平均して、ライン像に直交する方向の線拡がり関数 (line spread function: LSF) を算出する。LSF の裾野は、最大値の 1-2%の部分を指数関数で近似して、1%未満を外挿する (Fig. 6)。LSF の外挿結果が裾野部分で急峻な変化をしているときは、2-3%部分のデータを指数関数近似して外挿始点をおおよそ 2%となるように変更するなど、サンプルデータに応じて判断する。LSF はできるだけ小さい値までとれ、外挿始点が 1-2%の範囲に収まるように、デジタルカメラの露出を調節する。最後に、外挿後の LSF をフーリエ変換して、MTF を算出する。Monitor Evaluation Tools を用いた MTF 測定例として、Fig. 7 に示すように、カラーLCD モニタのアンチグレア (AG) とアンチリフレクション (AR) コーティングの異なるパネル表面処理による MTF 特性の違いを評価することができる。

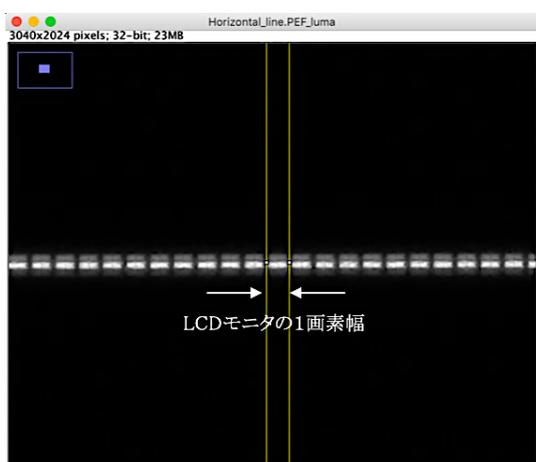


Fig. 5 カラーLCD モニタ (アンチグレアモデル) の輝度画像上に設定したライン像に直交する方向の LSF を算出する関心領域

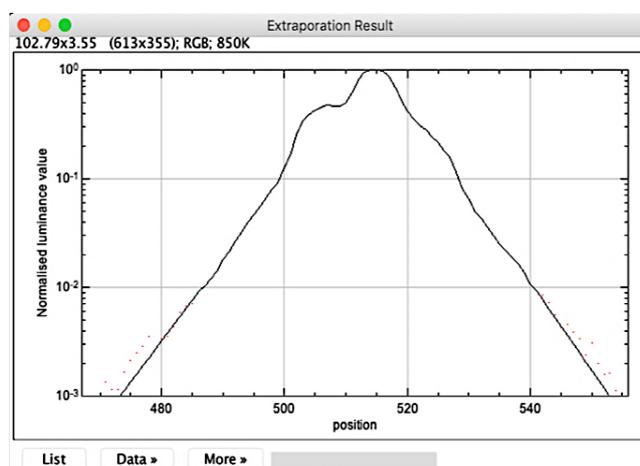
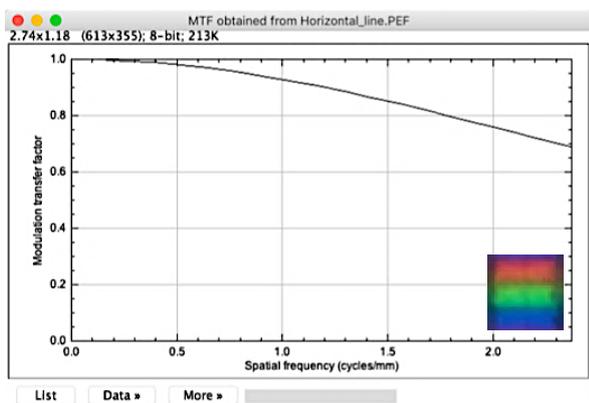
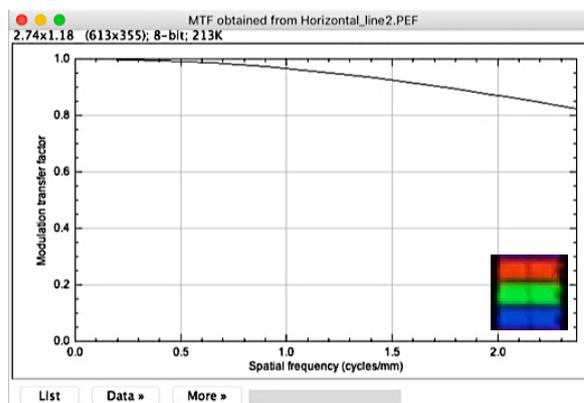


Fig. 6 カラーLCD モニタ (アンチグレアモデル) の輝度画像上の関心領域 (Fig. 5) から算出したサブピクセル方向の LSF (点線) と、裾野部分を外挿した LSF (実線)



(a) アンチグレア



(b) アンチリフレクションコーティング

Fig. 7 カラーLCD モニタ (RadiForce RX320、EIZO 株式会社) のアンチグレアモデル (a) とアンチリフレクションコーティングモデル (b) のサブピクセル方向の MTF の比較

2-5 Monitor Evaluation Tools を用いた LCD モニタの WS の測定

Monitor Evaluation Tools では、仮想スリット法⁶⁾を用いて LCD モニタの WS を算出する。まず、均一テストパターンの撮影データを 2-3 の方法で補正して、LCD モニタに均一画像を表示したときの輝度分布を取得する。均一テストパターンの輝度画像上に、WS を算出する 1,024×1,024 画素の関心領域を設定する。サンプリング間隔を決めるために、輝度画像上で LCD モニタの 1 画素あたりの大きさを画像上で指定して、LCD モニタの 1 画素あたりのデジタルカメラの画素数を求める。1,024×1,024 画素の輝度画像全体を、LCD モニタの 1 画素幅に相当する高さでデジタルカメラのサンプリング間隔幅の数値的なスリット（仮想スリット）で、水平および垂直方向をそれぞれスキャンして、一次元ノイズプロファイルを得る（Fig. 8）。一次元ノイズプロファイルは一次元二次多項式で近似した値を減算して、バックグラウンドのトレンド成分を除去する。さらに、一次元ノイズプロファイルにハニングウィンドウ処理を適用して、LCD モニタの画素構造の周期成分からの周波数漏れを低減させる⁶⁾。最後に、画像全体から取得した複数の一次元ノイズプロファイルをそれぞれフーリエ変換して得られた WS を加算平均して、LCD モニタの水平および垂直方向の一次元 WS をそれぞれ算出する。Monitor Evaluation Tools を用いた WS 測定例として、Fig. 9 に示すように、AG と AR コーティングの異なるパネル表面処理がカラー LCD モニタのノイズ特性に与える影響を評価することができる⁶⁾。

3 おわりに

本稿では、一眼レフレックスデジタルカメラを用いて LCD モニタの MTF と WS を簡便に評価できる画質測定ツール（Monitor Evaluation Tools）を紹介した。ImageJ のプラグインファイルのほか、サンプルデータとしてキヤノン株式会社の一眼レフレックスデジタルカメラ（EOS 5D Mark II）を用いて、EIZO 株式会社のモノクロとカラーの LCD モニタを撮影した画像データを公開しています。ぜひ、日本放射線技術学会画像部会の多くの会員の方々に、Monitor Evaluation Tools を活用して、LCD モニタの画質評価に取り組んでいただきたいと願っています。

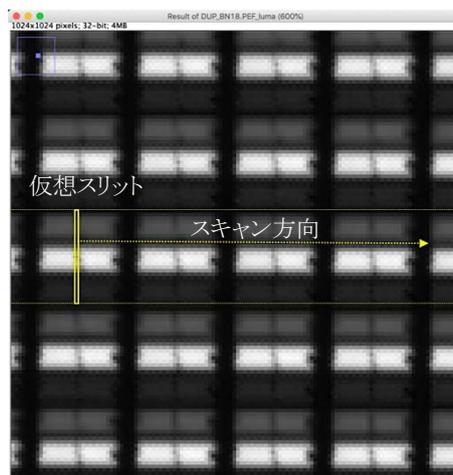
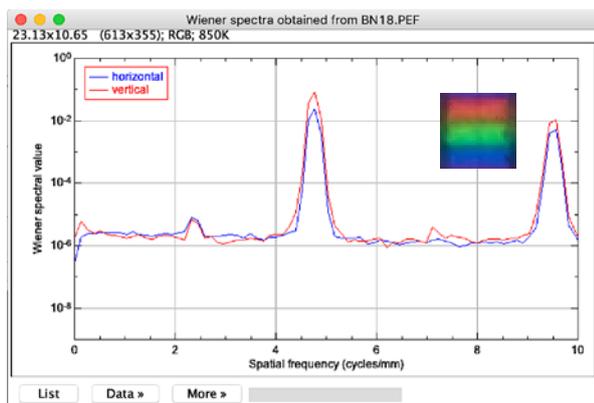
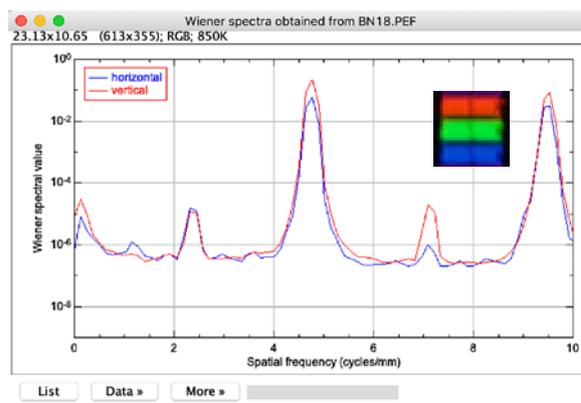


Fig. 8 仮想スリットを用いた水平方向へのスキャン



(a) アンチグレア



(b) アンチリフレクションコーティング

Fig. 9 カラー LCD モニタ（RadiForce RX320、EIZO 株式会社）のアンチグレアモデル (a) とアンチリフレクションコーティングモデル (b) の水平および垂直方向の WS の比較

謝 辞

Monitor Evaluation Tools を用いた LCD の画質測定は、オープンソースの RAW 現像ソフトウェア Dcraw が対応している一眼レフレックスデジタルカメラの機種が利用できます。キヤノン株式会社の渡辺和之氏、溝部秀謙氏、キヤノンメディカルシステムズ株式会社の羽鳥和重氏のご厚意で、これまでに EOS 5D Mark II、EOS 6D、EOS 6D Mark II、EOS 7D Mark II をはじめとするキヤノン株式会社製の一眼レフレックスデジタルカメラで Monitor Evaluation Tools が実際に利用できることを確認しています。この場を借りて御礼申し上げます。本稿を終えるにあたり、ご支援とご助言を賜りました EIZO 株式会社の大柿 護氏、伴場裕介氏、北 正樹氏、橋本憲幸氏、京都大学医学部付属病院の上田克彦先生、山口大学医学部附属病院の岩永秀幸先生、徳島文理大学の朝原正喜先生に深く感謝申し上げます。

<参考文献>

1. 市川勝弘, 藤田広志, 澤田道人, 他. 高解像度デジタルカメラを用いたディスプレイ性能評価システムの開発. 医用画像情報会誌 2004;21(3):261-266.
2. Tokurei S, Morishita J. A method for evaluating image quality of monochrome and color displays based on luminance by use of a commercially available color digital camera. Med Phys 2015; 42(8): 4773-4782.
3. 徳禮将吾, 大柿護, 伴場裕介, 他. 市販のデジタルカメラを用いた医用液晶ディスプレイ評価のための画質測定ツール. 日放技学誌 2019;75(2):183-191.
4. Morishita J, Dogomori K, Hatanaka S, et al. Effect of test patterns on measurement of the luminance of LCD devices by use of a telescopic-type luminance meter. Rad Phys & Tech 2008; 1(1): 95-99.
5. 日本画像医療システム工業会. 医用画像表示用モニタの品質管理に関するガイドライン, JESRA X-0093*B⁻²⁰¹⁷, 2005年8月8日制定, 2017年7月20日改正.
6. Ichikawa K, Koderia Y, Nishimura A, et al. Analysis method of noise power spectrum for medical monochrome liquid crystal displays. Rad Phys & Tech 2008; 1: 201-207.

問い合わせ先
徳禮将吾 stokurei@junshin-u.ac.jp

第19回 DR セミナーを受講して

産業医科大学病院 放射線部 佐藤 直紀

平成 30 年 8 月 25、26 日に福岡県北九州市の小倉記念病院で開催された第 19 回 DR セミナーに参加させていただきました。私はまだ診療放射線技師としての経験が浅く、画質評価も未経験でしたが、今後の研究活動や臨床業務に活かせるのではないかと思います、この度受講いたしました。

セミナーは2日間にわたり、1日目は入出力特性、MTF の講義と演習および NNPS の講義が行われ、2日目は NNPS の演習と DQE の講義、演習がありました。講義、演習ともにオーム社の「標準デジタル X 線画像計測」に即したものであり、教科書を見ながら画質評価の理解を深めていくことができました。また演習では予め準備していただいたエクセルシートや ImageJ のマクロ、プログラムコードなどをダウンロードしておくことでスムーズに作業に取り掛かることができました。この演習で私が印象的だったのが少ない画像枚数で ImageJ を利用しながら実際に手を動かして画質評価をしたことです。特に MTF の計算は地道な作業の繰り返しが多く大変でしたが、どうやって MTF が求められているのかがよくわかりました。

1 日目のセミナー終了後には情報交換会にも参加させていただきました。お酒を飲みながらの他施設の方々との交流はとても刺激的で有意義なものでした。

今回セミナーを受講させていただき、学生時代には教科書でしか知らなかった内容を実際に自分の手を動かすことで理解することができ、大変貴重な経験になったと思います。それと同時に、この一度きりの経験では画質評価の全てを理解するには時間が足りず、改めて復習する時間が必要だと思いました。また、パソコンを使って高速に大量のデータを瞬時に処理できるからこそ、その基礎となる理論の部分をしっかり学び、理解しておかなければいけないと感じました。

最後に、2日間にわたり親切にご指導していただいた講師の先生方、演習中わからないことがあると手助けしていただいたチューターの方々、および会場の設営をしていただいたスタッフの皆様に心より感謝申し上げます。

第 19 回 DR セミナーを受講して

市立四日市病院 中央放射線室 吉田 将人

平成 30 年 8 月 25 日、26 日に福岡県の小倉記念病院で開催された第 19 回 DR セミナーに参加させていただきました。今回私がこのセミナーに参加した理由は、同年の 4 月に当院の一般撮影装置の機器の更新があり、複数の DR システムが院内で混在する状況になった際に、各装置の特性を評価してみたいと思ったからです。また、私は同年の 7 月に開催された第 5 回臨床画像評価セミナーに参加し、そこで学んだ物理評価の知識をより深めたいと考え、その翌月の本セミナーにも参加することを決めました。

セミナーの 1 日目は 9:30~18:00 で、内容は入出力特性と MTF に関する講義と演習、NNPS に関する講義、および実際の画像の取得方法に関する動画を使った講義を受けました。入出力特性や MTF に関する演習には、十分な時間が設けられていたため、指示された手順に遅れる心配はありませんでしたし、教材として使用する標準デジタル X 線画像計測学の内容をしっかりと網羅した容量量の演習ができました。画像の取得方法に関する動画は、教材に記載された図だけでは詳細がわからなかった実験配置、測定の手間や使用機器を動画で見ることができ、自施設での測定の参考になりました。セミナーの 2 日目は 9:30~13:00 で、NNPS に関する演習、DQE に関する講義と演習、および Raw Data の取り出しなどに関する注意・説明を受けました。NNPS の演習では、本セミナーの参加者に配布された NNPS 計算ツールの使用により、十分な回数での加算平均を行った NNPS の算出が、限られた時間の中で可能であった点に驚かされました。セミナー受講者からの質問や相談に講師の先生方が答える場面では、Raw Data に関する知識や AI フィルタの使用について、実際の計測時に役立つ情報が得られました。

セミナー 1 日目の終了後には、情報交換会にも参加させていただきました。他施設の受講者の方々と交流でき、各々の臨床現場での経験や研究発表の内容について意見を交換し、今後の研究へのモチベーションが上がりました。講師の先生方との会話では、当日のセミナーの話や、先生方の今までの苦労の話など、この会に参加しないと聞けない話が数多くありました。セミナー会場のときよりも肩の力を抜いて楽しく歓談することができ、ときおり学術的な話を熱く語る場面も見られる楽しい会でしたので、今後セミナーにご参加の方は情報交換会の方もおすすめです。

このセミナーを経験したことで、受講前よりも計測や物理評価に対する抵抗がなくなったように感じたので、今後は学んだことを一つのツールとして正しく使用し、自施設の装置での計測を可能などころから始めようと思います。

最後に、このセミナーを企画・開催して頂いた日本放射線技術学会画像部会の皆様に心より感謝申し上げます。

第 11 回 ROC セミナーを受講して

聖マリアンナ医科大学病院 画像センター 田沼 隆夫

2018年12月15,16日に埼玉県大宮市のソニックシティで開催された第11回ROCセミナーに参加させていただきました。本セミナーは例年と異なり、関東・東京支部合同研究発表大会2018との同時開催で、コンセプトは『セミナーと研究発表大会、一緒に参加・受講して一挙両得!』とのことでした。『一挙両得?ROCセミナーを受講していたら聞きたい演題が聞けないだろうし、ほとんど学会に参加できないだろう。一緒にやる意味あるの?』と正直思っていました。しかし、杞憂に終わりました。理由は二つあります。1. 本セミナー内容の素晴らしさ、2. 学術大会と本セミナーとがうまく融合していたことです。

1. 本セミナーの素晴らしさは、臨床現場で非常に役立つ内容を扱っていたからです。私の研究テーマは画質評価が多く、臨床現場で感じた疑問を題材にしています。研究方法には視覚評価をよく用いますが、その簡便性から一対比較法を主に用いています。自己学習で得た知識だけでしたので、一度きちんと系統的に学び直したいと思っていました。本セミナーでは、ROCとFROCまた一対比較法など医用画像の分野で頻繁に使用される視覚評価方法について系統的に学ぶことができます。基本的な内容を座学で学び、自身のPCにインストールしたROC Viewerで実体験することもできます。印象深かったのは『一対比較法で比較評価できる項目は原則として1つだけ』ということでした。研究に没頭していると、比較項目を増やしがちになってしまうので、基本的ではありますが、非常に重要なことだと思いました。
2. 学術大会と本セミナーの融合は、プログラムがセミナー参加者を考慮して構成されていた点です。本セミナーは両日とも午後の開催でしたが、ROCセミナー参加者が拝聴したくなるような各モダリティの画像解析、画質評価、DR関連の演題発表は、午前集中していました。『午前は学会参加DR関連の話を拝聴し、ランチョンでご飯を食べてリフレッシュ、午後は本セミナーで座学と実技』というサイクルで充実した2日間を送ることができました。

セミナーを企画してくださった関係者の皆様方、講師の皆様方、また学術大会にもうまく参加できるようにご配慮いただきました関東・東京支部の運営委員の皆様方、本当にありがとうございました。この経験を生かし、日常業務に尽力していきたいと思えます。

ROC セミナーを受講して

マツダ株式会社マツダ病院 画像診断科 岡本 藍子 三宅 久美子

今回、埼玉で開催された ROC セミナーにはるばる広島から参加させていただきました。片道 4 時間の移動時間やセミナーが開催された土日は気温が下がり、凍えながら会場とホテルを行き来する苦労はありましたが、得るものは大きかったです。さらに今回は関東・東京支部の研究発表大会と同時開催であったため午前は研究発表を聞き、午後はセミナーに参加でき一挙両得でした。私は広島の病院で勤務しており、春・秋の学術大会以外は主に中四国で開催される大会やセミナーに参加することが多いので、他の支部の発表を聞くことは新鮮で、とても刺激的でした。

ROC セミナーに参加した経緯は、DR セミナーに参加した際、講師の先生に本セミナーを薦められたからです。私は一般撮影の条件設定に携わっており、CR と FPD が混在している状況での撮影条件の設定に苦慮しています。臨床画像は物理評価だけでなく、視覚評価とセットで行うことが重要です。物理評価に関しては、数々の書籍やセミナー、ワークシートが既にあります。視覚評価は圧倒的に情報量が少ないうえ、学生の時に一番縁のないこととっていた統計学の勉強もしなければならず、独学では難易度の高いものでした。しかし、ROC セミナーを受講して、私が視覚評価で直面した 2 つの壁が解消されました。まず、配布される ROCviewer により、一対比較法、ROC、FROC の実験をすることができます。これで得たデータを同時に配布される ROCanalyzer で解析すれば統計解析もできます。ソフトを貰えるだけでなく、データの取り込み方、viewer の設定方法、評価の仕方など実践を伴った解説があり、より深く理解することができました。次に、統計学の講義や視覚評価を行う上での実験計画も一から詳しく説明がありました。配布された資料もとても丁寧で、数少ない視覚評価の教科書として重宝しています。

それでは以下、ROC セミナーの詳細の内容を報告いたします。

セミナー 1 日目は、ROC・FROC の観察者実験の実験計画から統計解析までの流れについて講義があり、実験目的が検出か鑑別か、読影実験の時間制限、試料の数と表示順序など解析に至るまで様々な手順があることを知りました。次に、手計算による連続確信度法による ROC 解析を行い、実際に試料 80 枚を用い、評定スコアの分類、カテゴリ分類、operating point の計算の後に ROC 曲線の作成をしました。解析ソフトに頼らず手計算で行うことで理解が深まり、同時にその煩雑さを経験しました。

2 日目は、ROC の viewer と analyzer のソフトが配布され、サンプルデータを用いて MRMC、JAFROC、pair comp の解析を行いました。実験を行う前のサンプルデータの収集が結果を左右し、また実験目的によって解析方法の選択が非常に重要であることを知りました。知識のない状態での参加で講義に取り残されそうな状況でしたが、講師の方々が個別に対応してくださり、なん

とか追いつくことができました。とはいえ、同時に自分の知識不足も痛感し、また機会があればぜひ参加させていただきたいと思っています。

遠方からの参加で体の疲労は溜まりましたが、大変収穫がありました。今回学んだことを業務に活かしたいと思います。今回このような企画・運営して下さった講師の先生方に感謝いたします。

第 39 回 CAD セミナー

(ディープラーニングに備える) を受講して

沖縄県立中部病院 放射線技術科 久場 匡

AI やディープラーニングが世の中で話題になり、あっという間に我々の身近なところまでにその影響が及んできている。RSNA や JSRT でもこれらの研究は熱く討論され始め、そしてすでに某メーカーの CT 装置に実装され、最適な画質を提供するために使用されているではありませんか。なんだかよくわからないまま、否応がでもそのシステムを使わないといけなくなってきたことに私は焦りを感じていました。そして、あっという間に全てのモダリティに用いられてくるに違いありません。

そもそも AI ってなんだ？統計と違うの？研究にどう使うの？何に使うの？多くの疑問が頭がありました。兎にも角にも、聞くよりも見るよりもまずは触れてみるか！と勇足で申し込んでしまいました。しかし、プログラミングに関してはまったくのド素人の私、JSRT e-learning の C 言語セミナーも途中までしか終えていない状態でした。(諸先生方には本当に申しわけない思いでした。その懐の深さに感謝！)

セミナーは PC の環境を整えることから始まります。多くの項目をインストールします。用いる言語は Python。Anaconda と Jupyter notebook の導入。ディープラーニング用テクニカルフレームワーク Keras、TensorFlow のインストール。これにより CNN を構築することができるということでした。初めて聞く単語に躊躇するも、用意されたコードを打ち込んでいく・・・なんとか動いた！なるほどエポック数を増やすと学習精度が上がった！目の前で動いていくプログラムに胸が躍りました。「胸部 X 線画像の方向推定」という演習では、公開データを用いて自分で画像を入力するやり方も学べました。入力しながらも、どんなことができるのだろうと思案をめぐらしながら、ワクワクしました。

演習「U-net 編 胸部 X 線画像から領域描出」では jupyter notebook ではなく Spyder を用いて U-net プログラムを実行しました。U-net は医療画像のセグメンテーションのために提案されたものだそうです。

このようにセミナーは実践形式で、とにかく手を動かしていけば、目の前で動いてくれます。わからなければ諸先生方がフォローにくださいます。プログラムがうまく動いてくれる瞬間は感動的でした。演習ではあるものの、最先端の技術がまさか私の PC で動くななんて夢のようでした。また初心者の私でも、プログラミングの楽しさを知ることができました。

セミナーを終えた後も、正直わからないことがほとんどでしたが、必ずものにしようと思心に決めました。書籍をいくつか購入し駆け足で入力したコードの意味を考えながら、空き時間を利用して復習する毎日です。そして、いくつかのアイディアは浮かんできているので、どのように実践

していくかを試行錯誤し、自身の研究、業務改善にフィードバックできたらと思っています。

ご指導くださった原先生、福岡先生、白石先生、篠原先生、田中先生には、大変お世話になりました。諸先生方には、問題児の私を受け入れてくださりまして深謝申し上げます。

第 39 回 CAD セミナーを受講して

磐田市立総合病院 放射線治療技術科 朝比奈 克至

1. はじめに

近年、多層の Neural Network を用いた機械学習の手法である Deep Learning (以下, DL) は、医療をはじめサービスや産業分野全体において連日のようにニュースで取り上げられ、社会構造自体が大きく移り変わる、いわば過渡期にあるといえます。

2 年前に開催された第 73 回 放射線技術学会総会では「Challenge of AI in Radiology and Radiological Technology: IBM Watson and Deep Learning / AI の放射線医学・技術学への挑戦—IBM ワトソンとディープラーニング」と題し、シンポジウムが開かれました。当時、AI が医療分野に及ぼす影響は限定的だと私は考えていましたが、内容を知るうちに応用範囲の広さと影響力の強さに衝撃を受けたのを覚えています。現在、論文検索エンジンサイト (PubMed) で” Deep Learning ” とキーワード検索すれば、数年前から爆発的に論文数が増加しており、一目でその関心の高さが分かります (Fig. 1)。しかし DL に興味があっても初学者向けの講習会は少なく、どの講習会に参加したらいいか悩まれる方も多いのではないのでしょうか。今回は放射線技術学会の画像部会が主催のプログラミングセミナーに参加したので、報告させていただきます。

2. 事前準備

本セミナーの事前準備として画像部会の「E-learning 受講」と、各自が使用する「ノート PC の環境構築」が必須でした。今回、初めて放射線技術学会の E-learning を受講しましたが、動画によるプログラミングの解説や、小テストで自分の理解度の確認など、大変分かりやすくプログラミングの基礎を学びました。また使用するノート PC の DL 環境の構築も、ソフトウェア (Anaconda, Tensorflow, Keras, Jupyter Notebook など) のインストールからセットアップまで、事前資料で丁寧かつ詳細に説明されており、蹟くことなく完遂できました。他の勉強会では環境構築に時間が割かれ、DL に触れる時間が僅かな場合があります。しかし、本セミナーでは日程表 (Fig. 2) のように実践形式で学ぶことを重視しており、事前準備により大変濃密な時間を過ごせたと思います。

3. セミナーの内容について

本セミナーは岐阜駅前前の岐阜大学サテライトキャンパスで 2018 年 10 月 27~28 日の日程で開催されました。初学者でも分かりやすいように DL が注目されるに至った時代背景の解説から始まり、Artificial Neural Network (ANN) による文字認識、Convolution Neural Network (CNN) による胸部 X 線画像の方向推定、低解像度の画像を高解像度の画像へ変換する高解像度処理といった課題に取り組みました。実際、事前に用意された画像データを用いて DL を走らせると、データの量や質で精度が大きく左右され、事前準備の段階がいかに大切か知りました。

またプログラムしていくと予想外のところでエラーが発生します。その場合は、先生方が親身に対応して下さり、また近くの参加者と相談や雑談しながらエラーを解決することで、一人では心が折れそうな場面も集中力を絶やすことなく課題に望めました。

セミナーで私が使用したノート PC のスペックは OS: Windows 10、CPU: Intel Core i7 (2.2GHz)、メモリ: 16GB (333MHz DDR3) で GPU は非搭載です。今回のモデルでは CPU による演算のため時間 (数分) を要しましたが、講義内容は十分に対応できました。今後も研究用途であれば別ですが、同規模の勉強会やセミナーであれば GPU 搭載の有無は、PC のスペックとして必須でないと思います。

4. さいごに

本セミナーを通じ、環境構築から画像データの収集方法、プログラムの走らせ方まで、DL についての理解が深まりました。機械学習の特徴を知るうちに、万能な「魔法の杖」という幻想はなくなり、用途によっては臨床業務や研究の在り方を大きく変える「手法」であることを実感した次第です。

現在、医学放射線分野では機械学習が画像ビューアへの搭載やCTの被曝低減技術への応用など、臨床応用が急速に展開されています。近い将来、研究用途以外でも機械学習を搭載した医用機器を扱う際に、ブラックボックス化しないためにもDLをはじめ機械学習に関する最低限の知識や理解が必要だと考えています。そのうえでDLに実際に触れる貴重な機会を、画像部会の先生方が作って下さったことに感謝致します。また画像部会のホームページでは、参加者が後から閲覧できるように講義資料や講義で触れたニュース・話題についてのURLが載せられており、セミナー参加後のフォローも大変充実していました。この場をお借りして、御礼申し上げます。

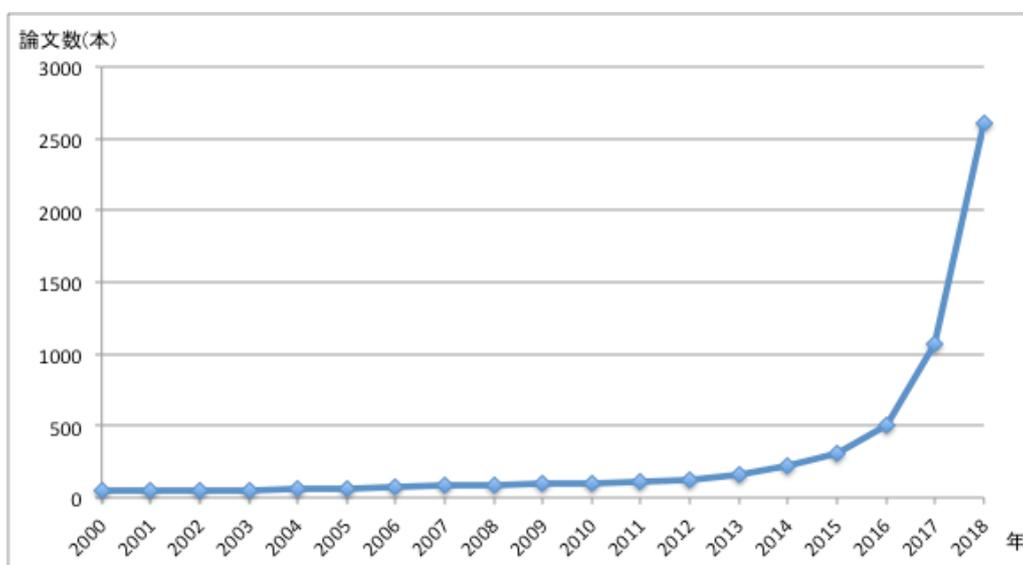


Fig. 1 PubMedでDeep Learningを検索した論文数の推移(年別)

1日目
9:30 – 10:30 セッティング・クラス分け(2-3名の小グループ)
10:30 – 11:00 コマンドプロンプト(Power Shell)の使い方
11:00 – 12:00 CプログラミングとPython(Jupyter Notebookの使い方)
12:00 – 13:00 お昼休み
13:00 – 14:00 3層のANNによるMNISTの文字認識
14:00 – 15:30 CNNによるCIFAR10と胸部X線画像の方向推定
15:30 – 16:30 U-Netによる胸部X線像のセグメンテーション
16:30 – 17:30 超高解像処理
2日目
9:00 – 11:30 DL用の画像データを自分で用意する方法
11:30 – 13:00 自由課題

Fig. 2 画像部会プログラミングセミナーの日程表

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

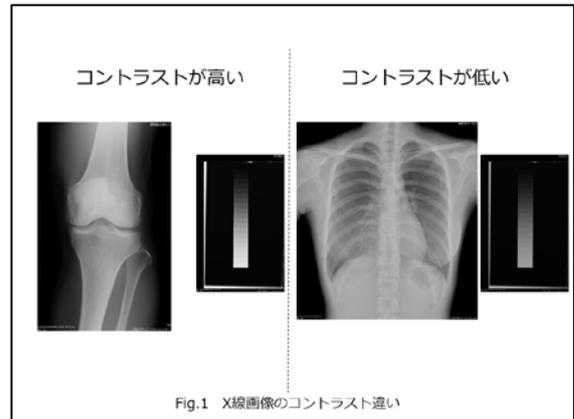
「コントラスト」という言葉は、日常的にも使われている用語である。コントラストを広辞苑で調べると、「①対照, 対比. ②(写真用語)被写体あるいは映像・画像の最明部と最暗部との明るさの比. 広義には, それらの全体としての明暗の調子」と記されている。X線画像におけるコントラストとは、2点間の写真濃度(輝度)の差である。X線画像のコントラストは被写体厚により変化するのは周知のことであるが、「被写体を透過するX線線質」「画像処理」「表示デバイスの入出力特性」などが影響する。デジタルシステムの場合には、「検出器の入出力特性」は画像調整により、画像コントラストへの影響は少ないが、検出器の物理特性を知る上でも重要であり、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

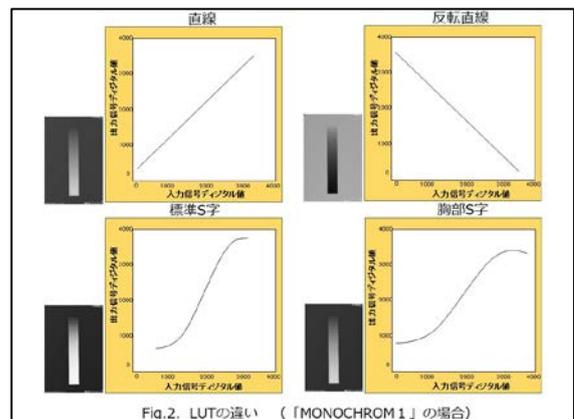
X線画像のコントラストは、被写体コントラストと写真コントラストに影響される。被写体コントラストは、X線(光)と被写体に起因するX線透過度(光の反射度)によるコントラストであり、写真コントラストは、特性曲線(デジタル特性曲線)で示されるフィルムコントラストである。

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)の場合には、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

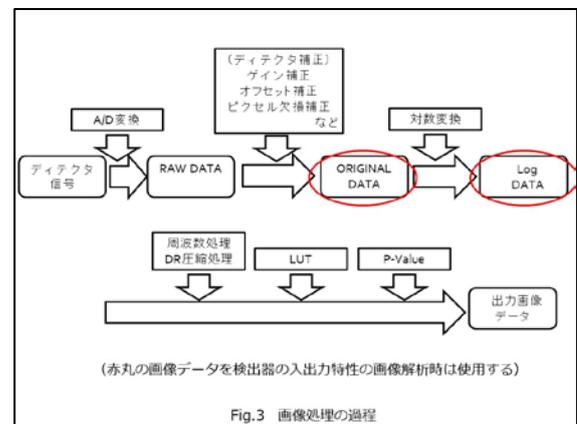
デジタルシステムの検出器の入出力特性は、入力に露光量、出力に画像データのデジタル値を取り両者の関係を示したものである。入出力特性を知ることにより、検出器のシステムの直線性やダイナミックレンジの広さなどを知ることができる。また、検出器からログデータしか出力されない場合には、検出器の MTF や NNPS を求める際に入出力特性のグラフから傾き G を求め有効露光量変換する必要がある。

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た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 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} ² 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。

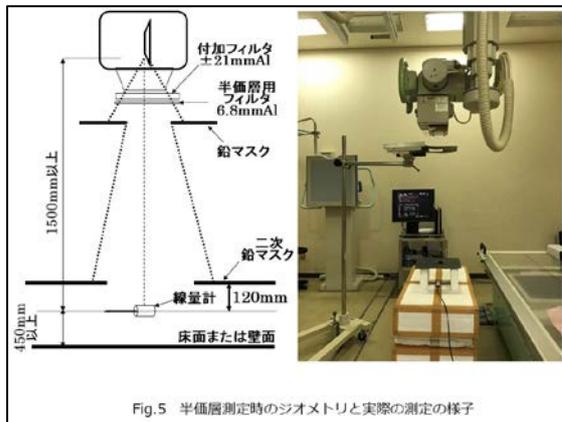


Fig.5 半価層測定時のジオメトリと実際の測定の様子

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 120mm 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。

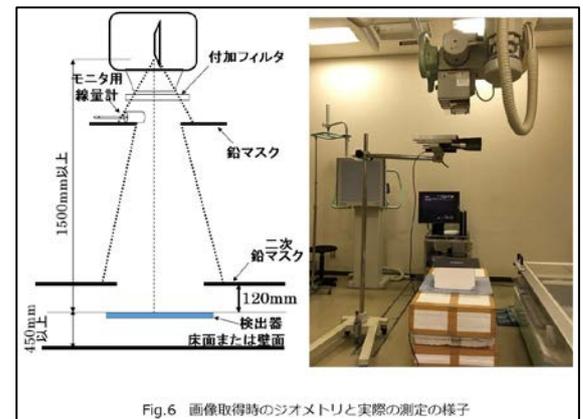


Fig.6 画像取得時のジオメトリと実際の測定の様子

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

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。

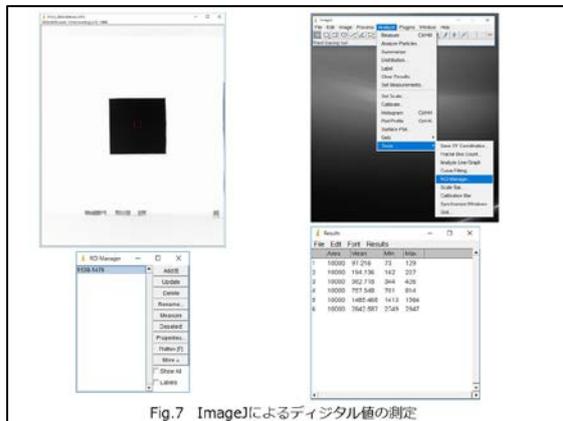


Fig.7 ImageJによるデジタル値の測定

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。

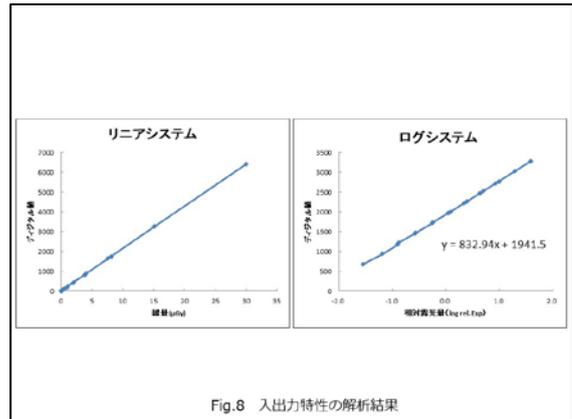


Fig.8 入出力特性の解析結果

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。

進化するデジタルイメージング (Evolving digital imaging)

中央医療技術専門学校 中島 正弘

【はじめに】

医療業界の中での診療放射線画像技術は、診断・治療において大変重要な技術の一つである。21世紀に入りデジタル画像技術の進歩は目覚ましい発展を遂げている。今回は Flat Panel detector (FPD)によるデジタル画像技術により近年注目を集めている三種類のデジタル画像技術について紹介していこうと思う。X線が医療において診断や治療において重要な役割をしているのはご承知の通りであるが、医療に使用されてから100年余りはFilm/Screen系による画像診断が行われてきました。しかし、20世紀後半よりデジタルシステムの発展によりComputed Radiography (DR)の発展が目覚ましく現在ではほとんどの施設においてDRによる診断が行われている。X線検査におけるデジタル化は核医学検査・Computed Tomography (CT)・Magnetic Resonance Imaging (MRI)などほとんどのモダリティで行われている。そこで今回は FPD を使用したモダリティでのデジタル画像技術をご紹介したいと思う。

FPDの発展にともなって開発が進んできた Tomosynthesis (T・S)・Cone Beam CT (CBCT)・Photon counting X-ray radiography, quantum radiography (QR)について紹介していこうと思う。

【技術紹介】

最初にT・Sの紹介をしたいともいます。T・Sは従来あった断層撮影の原理を利用して、データ取得をFPDで行いデジタル化した撮影法と考えていただくと理解しやすいのではないかと思います。従来の断層撮影では回転中心以外のところをぼかすことにより断層面の画像をしていた。現在でも従来の断層撮影と同じ原理であるShift Add (SA)法・S Filtered Back projection (FBP)法による再構成やIterative Reconstruction (IR)法などで再構成が可能となっている (fig.1)。各種フィルタ処理を使い分けることにより各撮影部位において適正化画像を作成できると思う。

次にQRシステムですが、マンモグラフィ装置に搭載されているものがある。検出器にシンチレータを使用し光子 (Photon) を検出し画像化しているシステムである。検出器の部分に細いスリット状のシリコンシンチレータを配列しスキャ

ン方式によりX線検出を行っていく。スリット上の検出器を使用しているため散乱線の影響を受けづらい。また、シンチレータを使用していることにより、エネルギー分解をして画像の再構成が行える。近年、CT検査などで使用が開始されているMolecular image (分子イメージ)に発展可能と考えている。(fig.2)

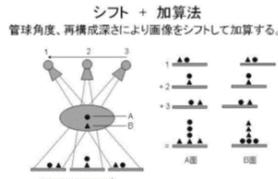
現在血管造影室ではFPDによる検出器が使用され、CBCTが通常の検査・治療に使われている。通常のCT装置も多裂化され撮影時間が短縮されている。FPDによるCBCTでは一回の撮影により広範囲のボリュームデータの取得が可能である。そのため、血管内治療を行う上で治療部位の確認などに頻繁に使用されている。多裂化されているCT装置と同じようにフェルドkamp再構成により画像形成を行っている。

再構成法の違い

シフト加算法 (Shift add : SA)法

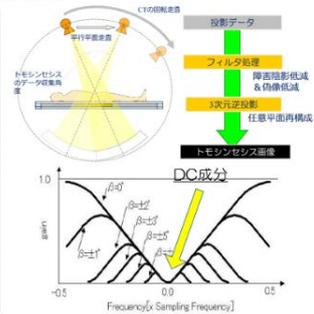


当初、投影画像をデジタル的にデータを移動させて各断面で再構成させて断層画像を再構成させていた。



再構成法の違い

(Filtered Back Projection:FBP)法

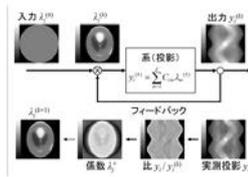


再構成法の違い

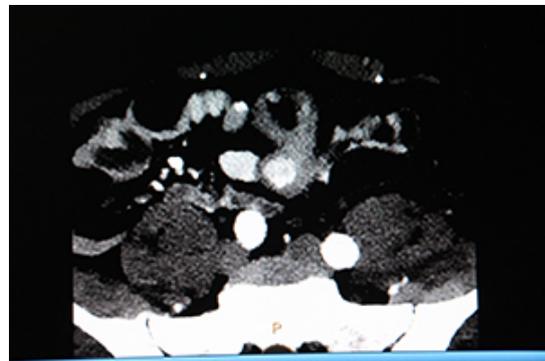
逐次近似法 (Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction :IR)法



現在繰り返し回数4回において再構成を行っている



(fig.1) T・S再構成の違い



(fig.2) DEシステムでのCT画像

【各論・使用経験】

自分が勤務していた現場では上記のすべてのシステムが導入されていた。まずT・Sですが、整形外科が中心に使用していた。X線TV装置に搭載されているシステムで、再構成法については先ほどの説明に合ったFBP法とIR法を撮影部位や目的によって使い分けていた。整形外科の検査では一般撮影において確認が難しい部位での骨折の検索などに使用していた。(fig.3) また、胸部の撮影にも使用されている。胸部単純撮影による異常陰影の場合は通常CTによる再検査が行われるが、当院ではCTを予約するほどでもないが、一般撮影だけでは不安な症例などの胸部T・S撮影を行っていた。被ばく線量を比較すると、胸部CTの被ばく線量の訳1/3~5くらいで検査が行える。近年乳がんの罹患率が増加していることもありマンモグラフィ(MMG)においても大変重要な検査の一つとしてT・Sが撮影可

能な装置になっている。また、MMG 装置の FPD 化に伴い、X 線管焦点も Mo, Rh, から W 焦点に変化し、MMG 検診においてもトモシンセシスの技術発展してきている。トモシンセシスに関しては問題点もある。撮影時に多方向からの撮影が必要になるので被ばくの問題がある。また、複数枚のボリュームデータとなるのでデータ量の問題や読影側の労力の問題もある。現在では T・S 画像による重ね合わせから 2D 画像を作成して通常の 2D 画像の撮影を行わない施設もあると聞いている。(fig.4) FPD の進化やデジタルイメージング技術により撮影条件を少なく抑えることが可能になってきているので検査被ばくに関してはクリアできる日が近いと考える。

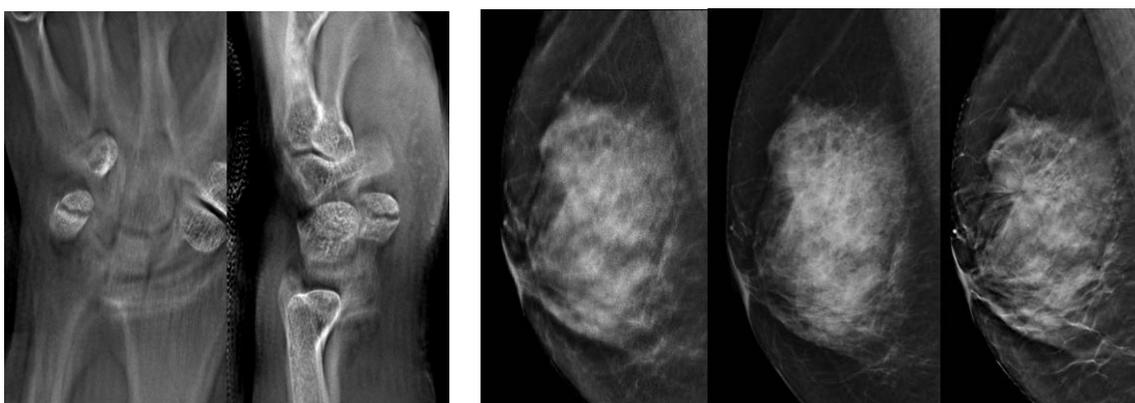


fig.3 手根骨骨折

fig.4 2D

MMG

トモシンセシス

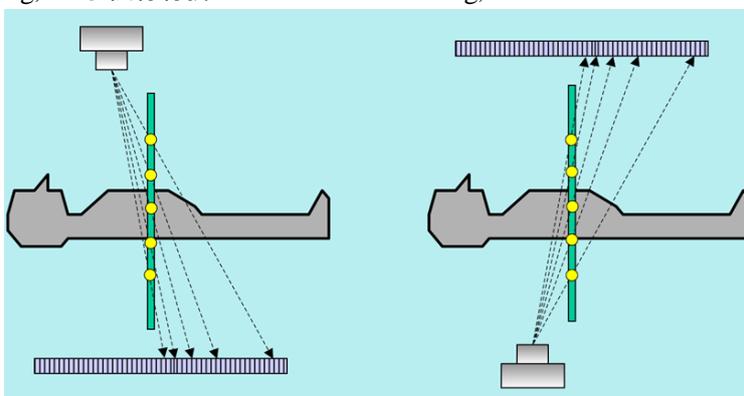


fig.5 フェルドカンプ再構成

CBCT においても現在は皆さんの施設でも多用されていると思うが、血管造影や放射線治療におけるシミュレーション画像に使用されている。CBCT では FPD を使用した Filtered Back Projection (FBP) 再構成が行われている(fig.5)。現在では手術室に hybrid ope room が普及していて、手術室内での血管内治療が行われている。術中に麻酔の必要があるものに対してはやはり手術室で行うことが望まれる。実際に自分が経験したものでは脳動脈瘤の Coil Embolization や大動脈瘤に対する Stent Graft 術、人工弁置換術 Transcatheter aortic valve implantation (TAVI) などである。術中でのボリュームデータ取得は術式に対して大変有用である。脳動脈瘤に対する CBCT の使用では 3D データから動脈瘤の容積計算や working Angle の決定など多様なニーズに対応している。これも、血管造影装置に FPD が使用されることにより行えるようになった技術である。

もう一つが Photon counting X-ray radiography, quantum radiography (QR) 量子計数型 X 線撮影法である。近年の CT 装置では Dual Energy (DE) による分子イメージング (Molecular imaging) が現在話題を集めています。撮影時の X 線エネルギーを 2 種類で撮影を行い単一エネルギーの時よりも臓器や造影剤コントラストを向上させるシステムである。このシステムでは各社 X 線エネルギーの取得方法が違うが病変検出率の向上や造影剤の使用量が抑えられるとしている。(fig.2)

一般撮影領域では MMG 装置に Photon counting X-ray radiography, quantum radiography (QR) システムが搭載されている。シリコンシンチレータを検出器に使用し、スリット状の検出器によってスキャン方式で撮影を行っていく。撮影時に各検出器に入った photon (光子) をカウントし画像化していく。(fig.6) シンチレータの特性でフォトン各エネルギーに分解することができる。それにより組織の実効原子番号に対する実効エネルギーの違いによる線減弱係数の違いをコントラストが検出できる。単一 X 線エネルギーの線減弱係数の差と違うコントラストの取得が可能と考える。現在使用している QR システムでの MMG 装置では DE 画像の出力は行えていないが、近年話題になっている高密度乳腺の測定において QR システムが使用されている (fig.7)。また、当院では CR システムから QR システムに変更したのだが平均乳腺線量 (Average Glandular Dose : AGD) の測定を行ったところ CR 装置での AGD の 1/3 の線量で撮影が行えることが分かった。CR システム装置との比較なので、現行の FPD 装置との比較としても約半分くらいの AGD で撮影が可能と考える。日常点検である視覚評価でも評価が高くなった (fig.8)。

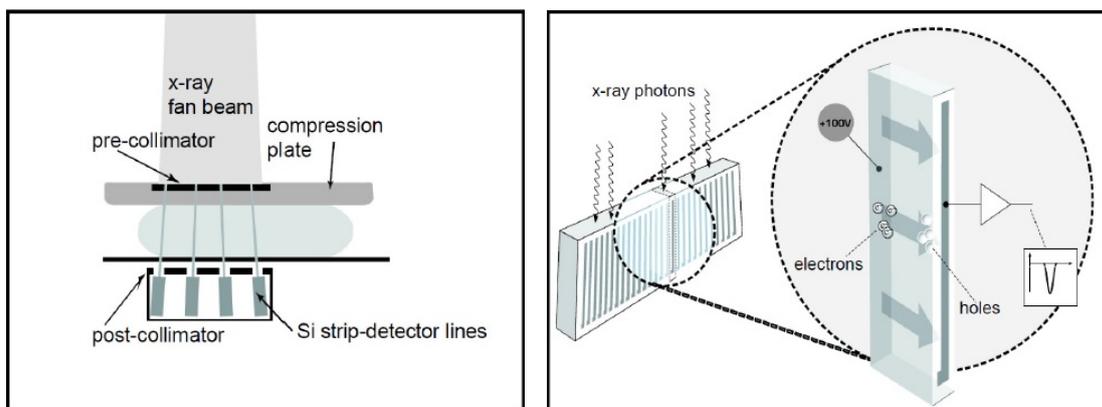


fig.6 Photon counting X-ray radiography, quantum radiography (QR)

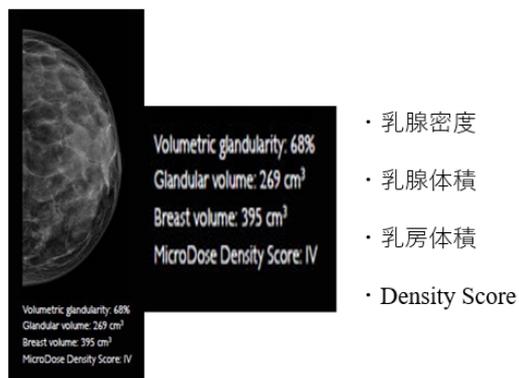


fig.7 高密度乳腺スコア表示

平均乳腺線量の比較

	管電圧	照射線量	AGD	焦点/フィルタ
QR	32kV	13mAs	0.75mGy	W/AI
CR	28kV	70mAs	2.15mGy	Mo/Mo

RMI156ファントムでの日常画像評価比較

System	Fiber	Tumor	calcification
QR	6	4.5	4
CR	5.5	3.5	3.5

fig.8 QR システムでの平均乳腺線量

【今後の展望】

今回 FPD が使用されているモダリティの紹介をしてきた。X 線検査における画像取得はほぼ 100% においてデジタル画像システムに変わっている。FPD は画像取得よりも検出器としての特色が活用されてきている。今回紹介した FPD を使用したモダリティの中で自分が大変興味を持っているものが Photon counting X-ray radiography, quantum radiography (QR) である。今までのデジタル装置でも DE サブトラクションなど X 線エネルギーを活用した画像取得はあったが、QR システムを使用することによりより一層の X 線エネルギー活用が期待できると考える。今回紹介した MMG システムでは AGD の低減や乳腺密度の測定などを紹介させてもらったが、今後 dual Energy・Triple Energy などの画像も可能になるのではないかと期待している。過去にカドミウムテルル：CdTe を使用したスキャン方式の検出器による胸部撮影の論文が紹介されている。やはり低線量化が指摘されていたが、X 線エネルギーの活用はされていなかった。また、CdTe での検出器を作成するにあたって技術的な問題があり、現在使用されている FPD のような大きな平面が作成できないようである。そのためスリットによるスキャン方式である。散乱線の影響をなくすにはスリットタイプがいいのだろうが、時間分解能ではパネルタイプになってしまう。今後の技術に期待したい。CT では Molecular image (分子イメージ) が活用されるようになってきているが、FPD システムにおいても Molecular image (分子イメージ) が活用されるようになってもらいたいと考える。今後の X 線画像は線減弱係数でのコントラストから X 線エネルギーを活用した Molecular image (分子イメージ) の活用に期待したいと思っている。

参考文献

- 1、 Optimization of operating conditions in photon counting multi-slit mammography based on Si-strip detectors
Physics of Medical Imaging, 61420A (2 March 2006); doi: 10.1117/12.652728;
- 2、 量子計数型 X 線撮影法の胸部疾患の画像診断における有用性の検討
NIPPON ACTA RADIOROGICA 1997;57:791-800

温故知新 ～過去の教えから学ぶ～

その3 「画像通信」で画像研究の歴史を知る

画像部会長 白石順二

本企画「温故知新 ～過去の教えから学ぶ～」では、これまでに本学会が出版してきた雑誌や叢書といった出版物の中から、もう一度、見直してみた方が良いと思われるものを選んで、会員の皆さんに紹介してきました。3回目となる今回は、画像部会が発刊している画像通信を取り上げます。

画像通信は、昨年(2022年)の4月に発刊されたVol. 41 No. 1が記念すべき通巻80号で、通巻第1号の発刊は昭和53年(1978年)8月でした。画像分科会(当時の名称)が日本放射線技術学会の最初の分科会としてスタートして2年目の8月に発刊されたもので、その時の初代の分科会長は内田勝先生でした(図1)。図2に示すように、雑誌の表紙のタイトル文字は今と同じですが、それ以外は非常にシンプルな装丁となっています。



図1 初代画像分科会長
内田勝先生

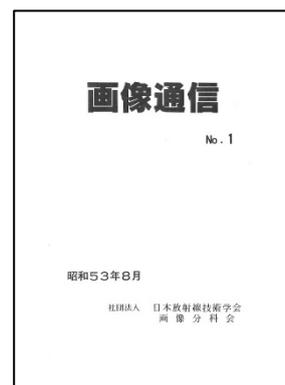


図2 画像通信第1巻の
表紙

図3に示すのは、その第1号の最初のページに記載されている内田先生のことばです。

出 会 い	
画像分科会会長 内 田 勝	
<p>昨年、画像分科会が誕生してやっと2年目、歴史は始まったばかりである。しかし、この分科会を形作っている画像という学問は既に十分成熟している。分科会のレベルが1日も早く成長することが望まれる所以である。</p> <p>学問への入門はどの分野でも同じと思うが、学問とのはじめての出会いがことを決定的なものにする。筆者の出会いにはカメラいじりが導いてくれた。子供の頃からカメラがほしくてほしくて仕方がなかった。だからカメラをはじめて手に入れたときの喜びは人が笑うほどであった。レンズのレスポンス関数と聞きなれない熟語に、大げさにいえば一生を支配するほどのインスピレーションを感じたといってもいいすぎではない。この小さなパンフレット「画像通信」が画像とのはじめての出会いの方もおられるであろう。そう思うとこの書き出しは身のしまるような筆の重さを感じる。</p>	<p>技師学校発足当時のエックス線撮影技術がいまや放射線撮影学となり、放射線と画像工学の学際領域の学問としてその存在を確立しつつある。故ロスマン教授の有名な言葉(筆者にとっては)がある。「X線管焦点のレスポンス関数のオリジナリティは日本にとられたが、後世に残る業績はアメリカが作るであろう。」実際にも精度を極限まで上げた仕事が続々と出されたものである。日本放射線技術学会の中にこの分科会が出来たのは遅いうらみはあるが、遅くてもいい。後世に残る業績はここから出そう。の意気組みで進みたいものである。先輩格のR I I研究会は放射線という狭い領域から脱してもっと広範囲の画像を目差している。われわれはさらに深く放射線領域の画像解析を進めていきたい。</p> <p>この画像通信が「話のひろば」として会員相互の気楽な通信の場でありたいと願うものである。</p>

図3 画像通信第1号に掲載された内田分科会長のことば

筆者は、この文章を読む機会をつい最近になって得たのですが、ここに書かれたロスマン先生のお言葉やそれに対する内田先生の感想は、筆者の胸を熱くさせるのに十分でした。実際、この文章が書かれた14年後に藤田広志先生（4代目画像部会長、岐阜大学）が提案されたデジタル画像のMTFは、まさに後世に残る研究であると思われ、この時の内田先生の言葉を実現しています。第1号が発刊されてから40年経った現在においても、ここに記載された心意気は、われわれ日本人の研究者が忘れてはならないものだと思います。

この第1号のあとがきを、後に内田先生の後を引き継いで2代目の画像部会長になられた山下一也先生（当時は大阪大学）が書かれています。そこには、今もなお画像部会として考えなくてはいけない大事な疑問に対する答えが書かれています。それは、「画像」といえば、核医学や治療、（その当時はなかったけれども）CTやMR、その他の装置を含めて、どの分野にでも含まれるのではないかと画像分科会が取り扱う「画像」とは、いったい、何を指して「画像」というのか？という疑問です。以下に、その疑問に対する山下先生の答えを引用します。

“一前略一（その質問に対しては）全くその通りとしか答えようがなかった。何故なら「画像」はその形成から処理にいたる一貫したシステムとしてとらえる必要があるからである。問題は、そのテーマが「画像」に近いものであるのか、「装置」なり「器機（原文のまま）」に近いものなのか、あるいは、「治療」に近いものであるのかによって発表の手段を、発表者自身が考えるべきことである。しかし、分科会は、いずれのものであれ、「画像」であれば発表を拒まない。ただ、討論のなかで、以上の点を明らかにするだけのことである。一中略一分科会は、開かれた会である。どんな意見でも、どんな注文でも、どんな質問でも、そして、どんな研究でも「画像」に関するものであれば、ガッチリと受けとめる自信と自負を持っている。どしどし、「声」を寄せて欲しい。”

この非常に力強い言葉の一つ一つに、気概を感じない人はいないと思います。この当時、筆者はまさにこの山下一也先生に教えてもらっている短大の一学生でしたが、残念ながら、そんな山下先生の気持ちが理解できるようになったのは、それから20年近くかかった後のことでした。

画像分科会としてスタートした画像部会は、6年後の昭和59年（1984年）から、組織改編により現在と同じ画像部会に名称が変更になります。この名称変更について、通巻13号（昭和59年9月）の最初に内田先生が意見を述べておられますので、それを図4に示します。なお、名称については、部会という名称が当時の地方部会と重複するため、1995年から2014年にかけて、もう一度、画像分科会に戻していますが、2015年からは、地方部会の名称を地方支部に変更して、再び画像部会となりました。

この中で内田先生は、当時の本学会のことを「職能的学術団体」と言い切った上で、職能的学術団体は“閉じられた学会”であって、職業にあまり関係のない純粋に学問的な“開かれた学会”とは異なる存在である、と書かれています。そして、そんな中であって、画像部会は広く外へ目を向けて、本学会が開かれた学会となるように努力する必要があると結んでいます。このことは、まさに現在の学会が抱えている問題であり、今から35年前のその当時から、内田先生は、そのことに気づいておられたのだと思うと頭が下がります。

画像分科会が画像部会に名称変更した翌年の昭和60年に、内田先生は画像部会長を退かれ、山下一也先生が2代目の部会長となりました。その部会長を退かれる際の心境を内田先生が通巻15号（昭和60年

9月)に「約束」というタイトルで投稿されています。当時、内田先生は63歳だったのですが、学会の役員等の新陳代謝について、内田先生なりのお考えを述べておられます。スペースの関係で、全文は掲載できませんので、後述する画像部会のホームページから画像通信のバックナンバーのページに進み、時間のある時に一読いただければと思います。まさにその年代を迎えようとしている筆者としては、内田先生のお言葉に習い、自分の進むべき道を探してみたいと思います。

<部会長のことば>

開かれた学会

画像部会長 内田 勝

今年度から画像分科会改め画像部会が承認され、役員機構を変えて新発足した。分科会が部会になって何がどう変わるのか考えてみたい。

画像分科会はもともと部会としての発足を企画したのであったが、地方部会の名称とまぎらわしいということで分科会になったものである。

親学会が多分に職能的色彩の強い学術団体であってみれば、その分科会もその傾向はまぬがれない。職能的学術団体というのはいわゆる“閉じられた学会”であって、職業にあまり関係のない純粹に学問的な“開かれた学会”とは異なる存在である。“閉じられた学会”は決してよくないというのではなく数々の有利な面もあり、学問の発展段階においては必須な過程であろうと思う。しかし何時までもそうあっては進歩がはばまれるのであって、広く外界に目を転ずる過程が必要となってくるのである。そういう意味で画像部会の存在意義は大きいと考えられる。

企画委員会が先に報告した学会の模型図(編者注:画像通信, 7(1), p. 1参照)こそその意図を示しているのである。学会の学問のベースに画像部会と測定部会を設け、それらを土壌として撮影・治療・核医学等の分科会が成長していく姿である。

“閉じられた学会”は医学界に多い。医学放射線学会を例にとると、その閉じられた中において物理部会・生物部会等の必要性を認めている現状をみても、“開かれた学会”へのアプローチを意図していることは明らかである。しかし、職能的な制限と職能的な色彩の強い団体である限り、その学問の発展は限られたある壁を破ることは不可能であろう。

とにかく、日本放射線技術学会は一步前進したと考えている。画像部会もその意をくんで実質的に放射線技術学の幅広い裾野を受けもち、技術学の確立に精進したいと思っている。学会員諸氏の一層の奮起と協力を切にお願いする次第である。

図4 画像通信通巻第13号に掲載された内田部会長のことば

1995年4月に発刊された通巻34号から画像通信の表紙が現在のスタイルになり、画像通信の英語タイトル「Communication of the Imaging Group of the JSRT」が一緒に掲載されるようになりました。これは、その1年前に神戸で開催された春の総会時に、その時にスタートした Metz' s ROC Software

Users Group の第 1 回の Users Meeting にシカゴ大学の Metz 先生を、招聘したことから話が始まりま
す。Metz 先生はそれまでも何度か日本にご講演で呼び寄せていただきましたし、大阪大学の客員教授として
3ヶ月大阪に滞在されていたこともあり、大の親日家でした。画像部会の中でも、シカゴ大学の教授に
就任された土井邦雄先生のとこに留学された 3 代目部会長の小寺吉衛先生（名古屋大学）、その次の
部会長の藤田先生と、シカゴ大学との関係が深くなり、研究の場として世界に目を向けた時代を予感し
ていました。それで、それまでは日本語表記だけだった画像通信についても、英語タイトルを考え
てもらえないかと Metz 先生にお願いして、決めてもらったのが、この英語タイトルでした。学会内の
画像部会の正式な英語名称（Imaging Section）は別に決まっていますが、この画像通信の英語タイト
ルだけは、今後も変わることはないと思います。

ここまで書いてきたように、過去 40 年間に発行された画像通信の中には、興味深い記事や資料が満載
されています。画像部会では、これらすべての画像通信の電子版を HP（http://imgcom.jsrt.or.jp/）で
会員の皆さんに提供しています。これらは、すべての画像通信を所蔵されていた藤田広志先生から許可を
得て、同じ岐阜大学で画像部会委員の福岡大輔先生が、全頁をスキャンし、バックナンバーを整理して画
像部会の HP で公開できるようにしてくれたものです（図 5-7）。

画像の世界は今、AI（人工知能）や機械学習の普及により大きく変化しようとしています。同じよ
うな大きな変化は、アナログからデジタルに画像システムが移行する際にもありました。そんな時代の
移り変わりが、画像通信を眺めているだけで、見えてくる気がします。ぜひ、時間があるときに画像部会
の歴史を振り返っていただき、今よりもっと画像に興味を持っていただきたいと思います。



図 5

図 5 画像部会のホームページ

図 6

図 6 メニューから“部誌「画像通信」”を選択する。

図 7

図 7 通巻 1 号から 80 号までのバックナンバーが閲覧できます。



バックナンバー

通巻01	通巻02	通巻03	通巻04	通巻05	通巻06	通巻07	通巻08	通巻09	通巻10
通巻11	通巻12	通巻13	通巻14	通巻15	通巻16	通巻17	通巻18	通巻19	通巻20
通巻21	通巻22	通巻23	通巻24	通巻25	通巻26	通巻27	通巻28	通巻29	通巻30
通巻31	通巻32	通巻33	通巻34	通巻35	通巻36	通巻37	通巻38	通巻39	通巻40
通巻41	通巻42	通巻43	通巻44	通巻45	通巻46	通巻47	通巻48	通巻49	通巻50
通巻51	通巻52	通巻53	通巻54	通巻55	通巻56	通巻57	通巻58	通巻59	通巻60
通巻61	通巻62	通巻63	通巻64	通巻65	通巻66	通巻67	通巻68	通巻69	通巻70
通巻71	通巻72	通巻73	通巻74	通巻75	通巻76	通巻77	通巻78	通巻79	通巻80

熊本大学大学院保健学教育部 内山研究室の紹介

熊本大学大学院生命科学研究部 **内山 良一**

はじめに

熊本大学医学部保健学科は、全国の国立大学では最後に短期大学から 4 年生の大学になりました。熊本大学大学院保健学教育部は平成 20 年度に設置されましたので、まだ 10 年ほどの歴史しかありません。内山研究室は、大学院が設置されて数年を経た平成 23 年 11 月に立ち上がりました。研究室を立ち上げてからの数年は、講義の準備や研究環境の整備などに多くの時間を費やしましたが、ようやく研究を行う環境が整ってきたように思います。本稿では、最近の研究内容と研究室の様子について紹介します。

研究内容の紹介

これまでは CAD 研究を精力的に行って来ましたが[1, 2]、最近の数年は、新たに Radiomics 研究をはじめ、ようやく研究成果が出てきました[3-6]。そこで、Radiomics 研究について紹介します。医療は、病変の存在診断、鑑別診断、治療の順番で行われます。従来の CAD では、病変検出や良悪性鑑別の支援に関する研究が行われてきました。CAD 研究が医療の前半を支援するものであるとすれば、Radiomics 研究は医療の後半を支援するものとして整理できます (図 1)。ここで注目すべきは、Radiomics 研究の範囲は、CAD 研究と同様に広いということです。Radiomics 研究では、がんの遺伝的性質に基づくサブタイプ分類、分子標的薬のターゲットとなる遺伝子変異の推定、再発・転移の予測、至適治療法の提案などに関する研究が行われています。

では、何故、Radiomics 研究が行われているのでしょうか？それは、遺伝子検査が低コストになり、病変の遺伝的性質の理解が進んだことに関係しています。ヒトの全ゲノムの解析が終わった 2003 年には、約 95 億円かかっていた遺伝子の解析コストが 2013 年には 10 万円程度にまで急速に下がってきました。それに伴い、がんの遺伝的性質も明らかになり、診断法や治療法も変化してきました。例えば乳がんでは、これまで病理組織画像の形態情報をもとに、浸潤がん、非浸潤がん等に分類されていましたが、近年は、乳がん細胞の遺伝的性質に基づいたサブタイプ分類が主流になっています。このサブタイプ分類法は、有効な治療法と直結していることが特長で、診断と治療がセットになった個別化医療を推進することに寄与しています。この際に、もし画像検査で、がんの遺伝的性質が推定できれば、非侵襲な検査で有効な治療法が選択できますから患者の負担も少ないと考えられます。このような次世代型の Precision Medicine を支援すべく、われわれの研究室では、乳がん、脳腫瘍、肺がん、アルツハイマー型認知症などの Radiomics 研

究を進めています。

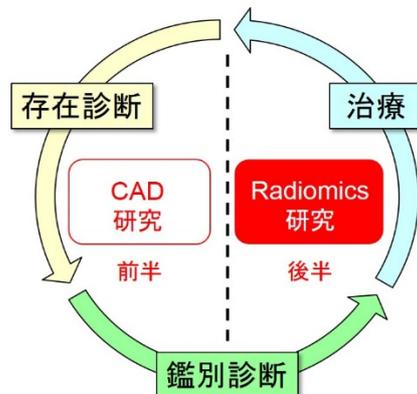


図1 CAD 研究と Radiomics 研究

研究室の様子

現在は、修士課程 3 名と学部生（4 年生・3 年生）8 名が内山研究室に所属しています。最も大きな部屋を白石順二教授の研究室と共有して使用しています。白石研のメンバーと合同で、お花見、ボーリング大会、夏季研修、合格お祝い、牡蠣パーティ、OB 会など飲み会も多くワイワイと楽しく過ごしています(図2)。1 年ぐらい過ごすと両研究室のメンバーは仲良くなります。内山研究室のゼミは、基本は週に 1 回のペースで行っていますが、臨床実習の期間などは個別指導になることも多いです。ゼミは飲み会と違って厳しいです。ON と OFF の切り替えを大切にしています。卒業生は、診療放射線技師や企業などに行きますから、ゼミでは、どのような道を進んだとしても必要になる 3 つの基礎力を付けるように指導をしています。それらは、①論理的思考力、②データ分析力、③表現力・伝える力です。研究を計画して進めて行くには論理的な思考力が必要です。実験データに隠れた傾向や真実を見つけるにはデータ分析力が必要になります。完成した研究の成果を他人が理解できなければ評価されませんから、どうすれば上手く伝えられるか表現力や伝える力を磨く必要もあります。これらを個々の研究テーマで厳しく指導しています。「研究とは、芸術家が作品を作るのと同じです」なんて偉そうな事も言いながら進めています(笑)。今までにない新しいアイデアを出すにはどのようにすれば良いのか？その中でできらりと光る個性を表現するにはどのように工夫をするのか？今まで経験したノウハウも学生に伝えながら一緒に議論をして深めています。新しいものを作る、体系付ける、その苦しみと楽しみを学生には味わって欲しいと願っています。他ではできないようなワクワクする研究が続いていけば、優秀な人材が自然と集まってくるだろうと期待して厳しく楽しく研究を進めています。



図2 研究室 BBQ パーティ（左）と夏季研修の帰り道（右）

おわりに

研究室の目標は、将来に放射線技術学分野を引っ張っていける人材を一人でも多く輩出することです。高い志を持った他大学や社会人の大学院入学を歓迎しています。どうぞお気軽にお問い合わせください（研究室 URL <http://www.img.hs.kumamoto-u.ac.jp/>）。

参考文献

- [1] 内山良一:脳血管疾患のためのコンピュータ支援診断, 総説, 医用画像情報学会雑誌, 28(2), 23-27, 2014.
- [2] Y.Uchiyama, H.Fujita, Chapter 15 : Detection of Cerebrovascular Diseases, pp. 241-260, Computer-Aided Detection and Diagnosis in Medical Imaging, CRC Press, 2015.
- [3] 内山良一, 甲斐千遥:Radiomics に関係した文献とデータベース等の紹介, 画像通信, 40(1), 54-60, 2017.
- [4] 近藤雅敏, 幸野佑光子, 金子沙世, 内山良一: 遺伝子と画像特徴量を用いた膠芽腫の予後予測, 医用画像情報学会雑誌, 35(1), 12-16, 2018.
- [5] 甲斐千遥, 石丸真子, 内山良一, 白石順二, 篠原範充, 藤田広志: Radiogenomics によるトリプルネガティブ乳癌の鑑別における特徴量の決定, 日本放射線技術学会雑誌, 75(1), 24-31, 2019.
- [6] C.Kai, Y.Uchiyama, J.Shiraishi, H.Fujita, K.Doi : Computer-aided diagnosis with radiogenomics: Analysis of the relationship between genotype and morphological changes of the brain magnetic resonance images, Radiological physics and technology, 11:265-273, 2018.

九州医用画像コミュニティの紹介

産業医科大学病院 放射線部 村上 誠一

1. はじめに

現在、全国では医用画像工学分野の研究会が多く開催され、有益な情報を発信しています。一方、九州では、歴史ある「DR 研究会」（発足時名称は CR 研究会）が 2007 年に活動の幕を下ろして以降、医用画像工学系の研究に関する議論の場や情報発信の機会が少なくなっていました。そのような中、九州支部の井手口支部長や白石理事のご協力のもと、2016 年に日本放射線技術学会九州支部の新たな下部組織として、「九州医用画像コミュニティ(Kyushu Medical Imaging Community : KMIC)」が発足しました。本稿では、九州医用画像コミュニティの活動目標とこれまでの実績について紹介をさせていただきます。

2. 会の発足趣旨と目標

近年、コンピュータ技術の進歩により先進的な画像診断機器が使用されるようになり、様々な画像解析や処理技術により画像診断の質が向上しています。これらの解析方法や処理技術は全てのモダリティに応用できるものが多く、モダリティの枠を越えた横断的な議論と情報の共有を行える場が必要となっています。その一方で、画像解析・処理技術の原理や仕組みについて理解を深めるためには高度かつ専門的な知識が要求されるのに対して、メーカーによってはその詳細情報を十分に開示していない状況もあるため、ユーザ（診療放射線技師）が十分に理解しないままに利用し、日常診療においてメーカー推奨の技術や設定に依存することで、システムの最適化や新たな開発のポイントを見過ごしているのではないかと強く感じています。高度化する技術革新の結果、ユーザが主体性に乏しくなるとは、システムの持つポテンシャルを十分に引き出すことは不可能と言えます。

このような状況を踏まえ、本会は科学的根拠に基づくより良い医療を提供するために、モダリティの枠を越えた様々な画像解析・処理技術の原理や仕組みの理解、撮影技術に関する知識の習得、技術の発展を促進し、さらには人的ネットワークの構築や研究活動の活性化を図るという役割を担うことを目的に発足し、以下の 1)～5) の目標を掲げて活動しています。会の名称に特定のモダリティ名を含まないのは、幅広い医用画像分野について横断的な議論と情報の共有を行いたいという本会活動の思いが込められているためです。

- 1) 医用画像に関する知識と技術のレベルアップ
- 2) 学術発展のための職種や施設間の壁を越えた連携体制を構築する人材交流の場の提供
- 3) 臨床にフィードバックできる検査技術の普及
- 4) 他分野や既存技術の融合による新しい技術の創造
- 5) 医師の視点から考える診断能の高い画像処理技術の理解と追求

3. 開催実績

本会では、診療放射線技師以外に、医師、工学者、メーカーの開発者など医用画像に携わる様々な職種の方を講師として迎え、演者と参加者の距離を近くするなどの工夫を行い、受講者参加型の会を開催しています。これまでの開催実績を以下に示しますが、詳しい内容は、ホームページ (<http://community.jsrt-kyushu.org/gazo/>) にてご確認いただけます。

第1回九州医用画像コミュニティ	2017年1月21日(土)	会場:(株)アステム福岡	参加者数:93名
第2回九州医用画像コミュニティ	2017年7月8日(土)	会場:(株)アステム福岡	参加者数:80名
第3回九州医用画像コミュニティ	2018年2月3日(土)	会場:(株)アステム福岡	参加者数:59名
第4回九州医用画像コミュニティ	2018年9月5日(土)	会場:(株)アステム福岡	参加者数:44名
第5回九州医用画像コミュニティ	2019年2月2日(土)	会場:(株)アステム福岡	参加者数:72名



第2回九州医用画像コミュニティの様子

4. 最後に

九州医用画像コミュニティは、2016年に新たな歩みを始めた会ですが、学会の雰囲気とは異なり、誰もが質問しやすい環境を整え、個々の研究活動における問題解決の糸口になるように本音で議論できる会を目指していますので、一人でも多くの方が興味を持ちご参加いただくことを望んでいます。

ミャンマーの画像事情

北海道大学大学院保健科学研究所

山品 博子

ミャンマー特別委員会ではこれまで4回ミャンマーを訪問し、技師養成校教員を対象にワークショップを企画・実施いたしました。これらの経験を通じて、「ミャンマーの画像事情」をテーマに、放射線医療の“今”をお伝えしたいと思います。

Q. 技師教育の現状はどうなっているの？

ミャンマーには現在、保健医療系の大学が15校あり¹⁾、そのうち診療放射線技師養成校は保健省管轄のヤンゴン医療技術大学、マンダレー医療技術大学と国防省が管轄する Military Institute of Nursing and Paramedical Sciences の計3校あります。また、診療放射線技師免許は国家資格ではなく、それに代わる学内の卒業試験に合格することで卒業と同時に資格が付与されます。

表1. ヤンゴン医療技術大学のカリキュラム
(HP より一部改変)

Class	Subject	(hrs)
1 st Year	Myanmar	90
	English	180
	Chemistry	180
	Physics	140
	Mathematics	50
	Botany	120
	Zoology	120
	TPPD	100
	Elective (Basic computer techniques, IT, First Aid, Library)	70
2 nd Year	Anatomy	290
	Physiology	270
	Biochemistry	240
	General Pathology & Terminology	130
	Basic X – Ray Equipment	120
	Basic Radiographic technique	160
	Basic Medical Imaging technique	120
Elective	50	
3 rd Year	Medical Imaging Technique I	210
	Radiographic Technique I and Patient care	290
	Medical Imaging Physics I	210
	Imaging Anatomy I	210
	Bloc Posting	200
4 th Year	Radiographic Technique II	320
	Medical Imaging Technique II	200
	Medical Imaging Physics II	200
	Imaging Anatomy II	200
	Bloc Posting	280

Q. どんな病院があるの？

医療機関は年々増えているそうです。特に私立病院の数は急速に増えており、日本の医療機関が開業していたり、企業が建設した病院があったりします。医療施設で働いている放射線科医の数は350名、診療放射線技師数は250名だといいます。ここからは少し裏話ですが、公的医療機関ではそれぞれの平均月給が200~300USD、200USD未満だといひ、医療従事者の所得は決して高い状況にはありません。

表2. 医療機関数

	公立	私立
総数	950	130
200床以上	65	30
50~200床	83	40
50床未満	802	60

その他、企業健診も近年増加傾向にあるそうで、マンモグラフィ検診や超音波検査の需要も高まり、日本の企業や政府支援で専門医療機関やセンターも設立されています。

Q. デジタル化は進んでいるの？

急速に進んでいます。しかし、ここに3つの弊害が生じています。一つ目はインフラの問題です。ある事業では、ブレストイメーシングセンター設立時に温度や湿度などの機器設置環境面からFPDの設置を断念しCRを導入したそうです。

ミャンマーの首都ヤンゴンでは一年の気温が19~36°Cで35°Cを超える時期が2か月続く場合もあります。また湿度は50%を下回る時期はほと

んどなく雨季には 100%となります。写真1（ヤンゴン総合病院内）をご覧くださいと、「エアコンが稼働しているじゃないか！」という声が聞こえてきそうですが、5分滞在すれば汗が滴るほどの蒸し暑さでした（7月訪問時）。写真2は別の公立病院のフィルム保管室です。奥の壁一面に見えるものが何かわかりますか？

二つ目は社会文化的背景を反映していると言えるでしょう。ミャンマーでは患者自身が撮影したフィルムを持ち帰ることが一般的です。そのため医療機関には画像の記録が残りません。しかしこれはセカンドオピニオンや地域連携が目的ではありません。患者さんはフィルムを持ち帰ること自体に満足感を得るという話もありました。

そして最後に医師側の事情です。この訪問中に、医師はモニタ読影よりもフィルムの読影を好む、という話も聞きましたが、個人的な印象では、院内ネット環境やモニタの設置などインフラ面の影響が大きいと感じています。

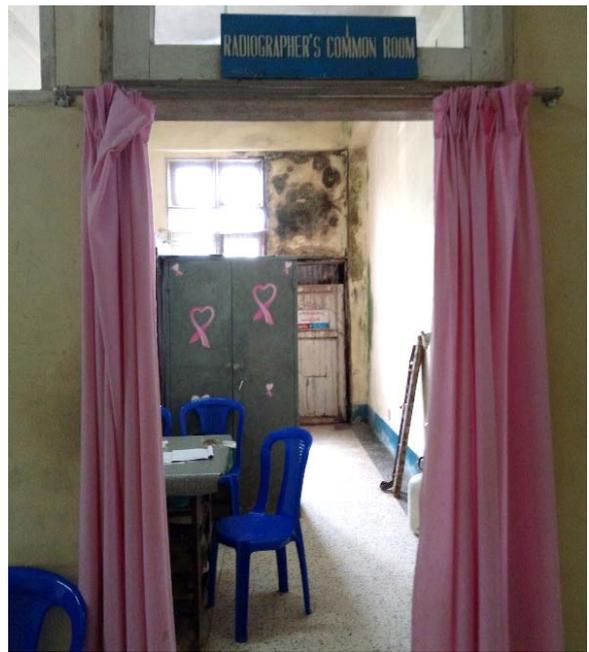


写真2. 湿度の高さを物語る技師室

ここでは述べませんでしたがインフラの中で水の質も気になるところです。これらの環境がもたらす画質への影響は果たして（写真3）？



写真1. Wet と Dry の共存

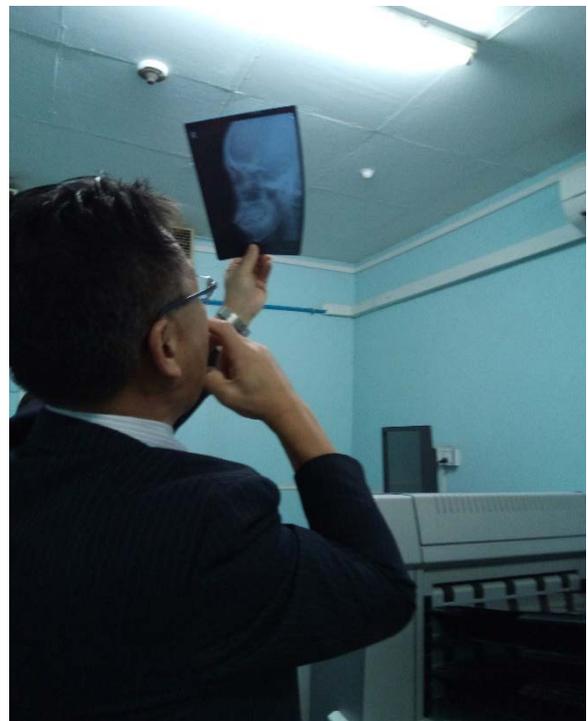


写真3. フィルムを確認する梁川委員

また、先ほど紹介したヤンゴン総合病院は、ベッド数、診療科数においてミャンマー最大級の公立病院ですが、90%がフィルム運用で、うち60%がドライ、40%がウェットだそうです。インフラ整備が進めば大きく状況は変わるでしょうが、公立の病院のほとんどは、医療機器の更新をはじめとして保健省に要望書を提出します。数ある課題を保健省が精査し、優先順位を決定するため、必ずしも現場の要望が通らないのです。

Q. 画像診断装置はどんなものが導入されているの？

またまたヤンゴン総合病院を例にご紹介します。まずは一般撮影室です。前日の帳簿を見せてもらったところ、午前100名、午後120名、夜間133名の撮影が行われていました。毎日平均300名の撮影を行っているといいます。一般撮影部門には17名の放射線技師（うち6名が主任ないし上級技師）と6か月ないし一年の研修を修了した補助者が35名働いています。ここではFPDが使用されていました（写真4）。

別室にはマンモグラフィ装置（Hologic社製）もありましたが、ここでは1日に1名程度の撮影しか行われておらず、患者の全額負担（20,000チャット≒15USD）とのことでした。



写真4. ヤンゴン総合病院の一般撮影室

次にCTです。院内に全部で5台（脳外専用の32列1台、128列1台、64列2台）あります。残念なことに日本から寄付された装置（写真5）は現在故障中とのことで使用されていませんでした。ここでもミャンマーが抱える一つの課題を垣間見ました。比較的新しい装置が導入されているものの、メーカーの代理店やサポートセンターがないため、一度不具合が生じると長期に渡って放置されてしまうのが常です。言葉は悪いですが“いれっぱなし”という状況です。ネズミが電源コードを噛み切って伝がが入らなかっただけ、ということもあったそうです。

MRIについては0.5Tが1台（この場合無料）、1.5Tが1台ありますが0.5Tに代わって近々3.0Tが導入されるそうです。1.5Tでは1回の検査に100,000チャット（70USD）かかり、3.0Tが導入されれば、MRI検査すべてが有料になるそうです。



写真5. 日本政府から提供されたCT装置

透視装置は一台のみで（写真6）、こちらも有料で100,000チャット（70USD）です。医療被ばくへの関心の高まりとともに防護具の管理がしっかりしている印象を持ちました。

病院の敷地内には2018年に開設したばかりのPET/CTセンターもありました。



写真6. 透視室

終わりに。デジタル化は進めど…

ここではミャンマーの医療事情の概要と公立病院を一例に放射線医療の“今”をお届けしました。経済発展とともに医療分野でも大きな転換期を迎えています。技師の役割が変わり（増え）、導入される装置も比較的最新型のもが多く、この状況

に教育現場は追いついていないと言わざるを得ません。さらに医療機関でも、デジタル化が進んでいると言いつつ、院内にHISがなく異なる診療科で情報共有されることがないなど、課題は山積しています。何をどこから始めればよいのか明確な答えはありませんが、私たちが持つ知識経験が大いに生かされる分野は多くあると確信しています。

最後に、本事業をご支援くださる関係各所、日本放射線技術学会会員の皆様のご理解とご協力に感謝いたします。放射線技術学会は幅広い分野の専門家集団であり、今後もミャンマーをはじめとし、放射線技術学の研究力・技術力の向上のためともに歩んでいければと思っております。



写真7. マンダレー医療技術大学にて

1|バンコク研究連絡センター。カンントリーレポート 平成26年度版 ミャンマー国の高等教育基礎事情。
http://jsps-th.org/letter/CR_myanmar_FY2014.pdf
(2019年2月21日最終アクセス)

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)

The screenshot displays the website for the Imaging Section of the Japanese Society of Radiological Technology's sub group. The page is titled "画像部会" (Imaging Section) and features a navigation menu on the left. The main content area is titled "ダウンロード" (Download) and highlights the "標準デジタル画像データベース【胸部腫瘍陰影像】【DICOM版】" (Standard Digital Image Database [Chest Tumor Shadow Images] [DICOM Version]). The text on the page explains that this database was created in 1998 and has been used by researchers for various purposes, including image processing, image compression, and CAD. It also mentions that the number of citations for this database was 35 in 2016 and is likely to increase in the future. The page includes a search bar and a list of links for more information.

【内容および仕様】 腫瘍陰画像 154 画像, 非腫瘍陰画像 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. Img: 7, *J Dig Img*: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

2019 年度 画像部会事業計画

1) 第 85 回画像部会の開催(第 75 回総会学術大会時)

開催日:2019 年 4 月 12 日(金) 会場:パシフィコ横浜(横浜市)

(1) Educational Lecture

「すぐにはできる深層学習」

岐阜大学 原 武史

司会 熊本大学大学院 白石 順二

(2) Intellectual Discussion

「はじめてみよう深層学習による画像研究」

司会 広島国際大学 山本 めぐみ

① Neural Network Console ではじめる深層学習と画像研究

広島国際大学 川下 郁生

② Digits ではじめる深層学習と画像研究

福島県立医科大学 高橋 規之

③ 深層学習を用いた画像研究をはじめるための基礎知識

岐阜大学 福岡 大輔

④ 深層学習を用いた画像研究をはじめてみました

岐阜医療科学大学 篠原 範充

2) 第 86 回画像部会の開催(第 47 回秋季学術大会時)

開催日:2019 年 10 月 会場:大阪市

テーマ:「深層学習による画像研究の実践編」(仮題)

3) 医用画像プログラミングセミナーの開催(教育委員会,九州支部共催)

第 40 回医用画像処理プログラミングセミナー (熊本県 熊本市)

開催日時:2019 年 6 月 15 日(土), 16 日(日)

会場:熊本大学医学部保健学科

4) DR(デジタルラジオグラフィ)セミナーの開催(教育委員会, 関東支部共催)

第20回DRセミナー(群馬県 高崎市)

開催日時:2019年12月7日(土), 8日(日)

会場:群馬パース大学

5) 臨床画像評価セミナーの開催(教育委員会, 東京支部共催)

第6回臨床画像評価セミナー(東京都 築地)

開催日時:2019年7月6日(土), 7日(日)

会場:国立がん研究センター中央病院

6) ROCセミナーの開催(教育委員会, 近畿支部共催)

第12回ROCセミナー(大阪府 大阪市)

開催日時:2019年9月7日(土), 8日(日)

会場:大阪急性期・総合医療センター講堂

7) 中高生対象メディカルサイエンス講座

2019年度 中高生対象メディカルサイエンス講座(東京都 港区)

開催日時:2019年8月3日(土)

会場:東京工業大学キャンパス・イノベーションセンター

8) グループ活動・Metz's ROC Software Users Group

ユーザーズグループのホームページの維持・管理, ならびに最新情報の提供を行う。

9) 部会誌(画像通信)の発行

Vol.42 No.1(通巻82号)(2019年4月), Vol.42 No.2(通巻83号)(2019年10月)

10) 部会委員会の開催 年5回(横浜, 東京, 大阪, 名古屋, Web開催)

2018年度 画像部会事業報告

1) 第83回画像部会の開催(第74回総会学術大会時)

開催日:2018年4月13日(金) 会場:パシフィコ横浜(横浜市)

(1)Educational Lecture

司会 熊本大学大学院 白石 順二

「散乱X線克服への道のり」

大阪急性期・総合医療センター医療技術部 船橋 正夫

(2)Intellectual Discussion

「散乱線除去の基礎の基礎 —グリッドと仮想グリッド処理, この似て非なるもの—」

司会 北里大学メディカルセンター 柳田 智

東北大学病院 小野寺 崇

① 散乱線除去用グリッドと仮想グリッド処理, これだけ違う画像形成のメカニズム

鈴鹿医療科学大学 東出 了

② グリッドの性能評価

株式会社三田屋製作所 横内 悟朗

③ メーカー別, 仮想グリッド処理による画質改善の仕組み

富士フイルムメディカル Virtual Grid

富士フイルムメディカル(株) 網本 直也

キヤノンライフケアソリューションズ Scatter Correction

キヤノンライフケアソリューションズ(株) 向笠 恭司

コニカミノルタジャパン Intelligent Grid

コニカミノルタ(株) 伊藤 良平

フィリップス Sky Flow Plus

フィリップス・ジャパン(株) 藤岡 泰祐

④ 仮想グリッド処理の性能評価におけるこれまでの取り組み

東海大学医学部附属八王子病院 由地良 太郎

⑤ 仮想グリッド処理の臨床評価と今後の課題

奈良県立医科大学附属病院 中前 光弘

2) 第 84 回画像部会の開催(第 46 回秋季学術大会時)

メインテーマ「臨床画像評価の原点：胸部単純 X 線像で研究しよう！」

(1) Educational Lecture

司会 金沢大学 田中 利恵

「優れた胸部単純 X 線写真とはどういう画像か？」

1. 医師の立場から

滋賀医科大学 長尾 大志

2. 技師の立場から

丸の内病院 平野 浩志

(2) Intellectual Discussion

司会 北里大学メディカルセンター 柳田 智

岐阜医療科学大学 篠原 範充

① 胸部単純 X 線像の評価法

熊本大学大学院 白石 順二

② 胸部単純 X 線像における CAD 研究

帝京大学 桂川 茂彦

③ デジタル胸部 X 線像研究の変遷

コニカミノルタ(株) 笠井 聡

実演コーナー -全衛連のチャンピオンデータ紹介-

丸の内病院 平野 浩志

3) 医用画像処理プログラミングセミナーの開催

第 39 回医用画像プログラミングセミナー (教育委員会, 画像部会, 中部支部共催)

開催日:2018 年 10 月 27 日(土), 28 日(日)

会 場:岐阜大学サテライトキャンパス

参加人数:10 名

4) DR(デジタルラジオグラフィ)セミナーの開催

第 19 回 DR セミナー (教育委員会, 画像部会, 九州支部共催)

開催日:2018 年 8 月 25 日(土), 26 日(日)

会 場:小倉記念病院

参加人数:22 名

5) ROC セミナーの開催

第 11 回 ROC セミナー (教育委員会, 画像部会, 関東東京支部合同研究発表大会併催)

開催日:2018 年 12 月 15 日(土), 16 日(日)

会 場:大宮ソニックシティビル

参加人数:40 名

6) 臨床画像評価セミナーの開催

第 5 回臨床画像評価セミナー(教育委員会, 画像部会, 東京支部共催)

開催日:2018 年 7 月 21 日(土), 22 日(日)

会 場:国立がんセンター中央病院

参加人数:25 名

7) 中高生対象メディカルサイエンス講座の開催

2018年度 中高生対象メディカルサイエンス講座(教育委員会, 画像部会、広島国際大学共催)

開催日時:2018年8月3日(金)

会 場:広島国際大学広島キャンパス

参加人数:8名

8) 画像部会「研究情報サイト」の開設

画像部会の部会ホームページにおいて、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」を開設した。

9) 部会誌(画像通信)の発行

Vol.41 No.1(通巻81号)(2018年4月), Vol.41 No.2(通巻81号)(2018年10月)

10) 部会委員会の開催

第1回委員会 4月13日(横浜)

第2回委員会 5月20日(名古屋)

第3回委員会 10月5日(仙台)

第4回委員会 12月23日(名古屋)

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いたします。

【入会資格】 日本放射線技術学会の会員であること。

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

【年会費と会員特典について】

1. 専門部会の会員登録システムと年会費の変更について

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円×3=6,000円でしたが、2015年度より2,000円+1,000円×2=4,000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

私は若手の頃から画像部会（旧画像分科会）を通して多くの出会いの機会を得ることができました。そして、現在、画像部会の委員として4年が経過しました。画像通信の編集を担当して、これまで多くの先生方と新たに出会い、画像通信を通して多くの知識を得ることができたと実感しています。また、昭和、平成、次の時代へと生き続ける画像通信には先人たちの誇りと重さを感じています。

当部会では物理評価や視覚評価の画像評価を行うセミナーやプログラミングセミナーなど各種セミナーを開催しています。セミナーにおいては、現地スタッフや受講生との出会いもセミナーの醍醐味の1つであり、これまでのセミナーを通じて多くの仲間ができたと感じています。

画像部会では、基礎的な内容から最新の技術まで多くを学べる機会があります。第75回総会学術大会での第85回画像部会では、最近、非常に注目度の高い「深層学習による画像研究」について学べる内容となっています。深層学習について学びたい方や興味をお持ちの方は、是非とも周りの方や若い方を誘ってご参加ください。多くの方にお会いできることを楽しみにしています。

これまでの出会いに感謝をしつつ、新たな出会いを楽しみにしてします。

(RH 記)

画像通信 Vol.42 No.1(通巻'82)

発行日 2019年4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 白石 順 二

图像通信 通卷八二号

VOL. 42 No1 SPRING 2019