

Communication of the Imaging Group of the JSRT

画像通信

2017年3月

Vol.40 No.1(通巻 78)

- ☆ Educational Course
「The Broad Relevance of Safety Culture in Medical Imaging」 Duke University Medical Center Dr. Ehsan Samei
- ☆ Intellectual Discussion 『画像部会に入ろう！ー臨床画像研究の扉を開けましょう！ー』
1. 「デジタル画像研究に必要な画像評価の基礎知識」 岐阜医療科学大学保健科学部 篠原 範充
2. 「DR・CR 関連研究に必要な画像評価の基礎知識」 東海大学医学部付属八王子病院 由地 良太郎
3. 「ディスプレイ関連研究に必要な画像評価の基礎知識」 名古屋第二赤十字病院 新美 孝永
4. 「プログラミングを用いた画像研究に必要な基礎知識」 岐阜大学 教育学部 技術教育講座 福岡 大輔
- ☆ 技術紹介:
①「ワイヤレスタイプ可搬型 DR 「AeroDR fine」の開発」 コニカミノルタジャパン株式会社 中村 一起
②「DICOM Viewer ソフト FO-BS の紹介」 つがる西北五広域連合 つがる総合病院 船水 憲一
- ☆ 読者のページ:
①「第 37 回医用画像処理プログラミングセミナーを受講して」 東京慈恵会医科大学附属柏病院 後藤 里加
②「第 37 回医用画像処理プログラミングセミナーを受講して」 自治医科大学付属病院 中央放射線部 川嶋 友彰
- ☆ 入門講座:「デジタルX線画像システムの機構」 産業医科大学病院放射線部 村上 誠一
- ☆ 専門講座:「3次元画像処理」 愛知県立大学 情報科学部 神谷 直希
- ☆ 資料・文献紹介:
「Radiomics に関係した文献とデータベース等の紹介」 熊本大学大学院生命科学研究部 内山 良一
- ☆ 大学/研究室/研究会紹介:
「画像処理・表計算研修セミナー」「統計セミナー」の紹介 広島国際大学保健医療学部診療放射線学科 川下 郁生
- ☆ 国際会議案内・報告:「RSNA2016 参加報告」 九州大学大学院 医学系学府保健学専攻 幾嶋 宏二郎
- ☆ 標準デジタル画像データベース(胸部腫瘍陰画像)の紹介
- ☆ 平成 28 年度事業報告・平成 29 年度事業計画
- ☆ 画像部会入会案内



公益社団法人 日本放射線技術学会
画像部会

第 82 回 画像部会予告

日 時：2017 年 10 月 19 日(木)～21 日(土) の第 45 回日本放射線技術学会秋季学術大会期間中 予定
会 場：広島国際会議場(広島市)
内 容：「放射線治療領域における画像処理研究の可能性(仮題)」

医用画像処理プログラミングセミナーの開催予定

CAD セミナーから名称変更しました

第 38 回医用画像処理プログラミングセミナー

平成 29 年 9 月 23 日(土), 24 日(日) 会場：(株) 島津製作所関西支社マルチホール

臨床画像評価セミナーの開催予定

第 4 回臨床画像評価セミナー

平成 29 年 7 月 8 日(土), 9 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 18 回 DR セミナー 平成 29 年 7 月 15 日(土), 16 日(日) 会場：名古屋市立大学病院

ROC セミナーの開催予定

第 9 回 ROC セミナー 平成 29 年 6 月 10 日(土), 11 日(日) 会場：沖縄船員会館

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
石井 里枝	徳島文理大学保健福祉学部診療放射線学科	rishii@kgw.bunri-u.ac.jp
岸本 健治	大阪市立大学医学部附属病院中央放射線部	kishimoto@msic.med.osaka-cu.ac.jp
國友 博史	名古屋市立大学病院中央放射線部	rakunny@med.nagoya-cu.ac.jp
篠原 範光	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
本田 道隆	香川高等専門学校電気情報工学科	hondam@t.kagawa-nct.ac.jp
東出 了	名古屋市立大学病院中央放射線部	raryo@med.nagoya-cu.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

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 81 回画像部会プログラム

日時：2017 年 4 月 14 日（金）14:50～17:50

会場：パシフィコ横浜 会議センター 502 室

1. Educational Course :

「医用画像における被ばくの最適化研究のために知っておくべきこと」

“The Broad Relevance of Safety Culture in Medical Imaging”

Duke University Ehsan Samei

「英語と医療被ばくの最適化の基本を両方一緒に学んじましょう！」

“Let’s learn English simultaneously with the optimization of patient dose”

同時通訳・解説 熊本大学大学院 白石 順二

司会 金沢大学 田中 利恵

2. 活動報告

1) 画像部会活動報告

画像部会長 白石 順二

2) その他

司会 名古屋市立大学病院 國友 博史

3. Intellectual Discussion :

「これだけは最低限知っておきたい！放射線技術学研究における画像評価の基礎の基礎」

司会 大阪市立大学医学部附属病院 岸本 健治

名古屋市立大学病院 國友 博史

1. デジタル画像研究に必要な画像評価の基礎知識

岐阜医療科学大学 篠原 範充

2. DR・CR 関連研究に必要な画像評価の基礎知識

東海大学医学部附属八王子病院 由地良太郎

3. ディスプレイ関連研究に必要な画像評価の基礎知識

名古屋第二赤十字病院 新美 孝永

4. プログラミングを用いた画像研究に必要な基礎知識

岐阜大学 福岡 大輔

各種セミナーのご案内

・入門講座 4(画像) 4月15日(土) 8:00～8:45 会場 503

「デジタル X 線画像システムの構築」

産業医科大学病院 村上 誠一

・専門講座 5(画像) 4月16日(日) 8:00～8:45 会場 501

「3次元画像処理」

愛知県立大学 神谷 直希

お知らせ

第9回 ROC セミナー ～ROC・FROCと一対比較法の観察者実験習得コース～

教育委員会, 画像部会, 九州支部

ROC セミナーの第9回(沖縄県那覇市)の開催案内および参加申込についてご案内します。今年度のセミナーでは, Receiver Operating Characteristic (ROC), および, free-response ROC (FROC) 解析に加えて, 被ばく線量の最適化評価に有用な一対比較法の観察者実験について, 必要な知識や手順を説明する講習と実習を通して習得することを目的とします。また, 観察者実験に利用するソフトウェアと実験用の画像データも配布します。世界中でも, 本学会の画像部会でしか実施していない, このROCセミナーへの皆様の参加をお待ちしています。

日 時 : 平成29年6月10日(土) 8:30~17:00, 11日(日) 8:30~12:00
会 場 : 沖縄船員会館 沖縄県那覇市前島3-25-50 <http://www.okisen.or.jp/index.html>
定 員 : 30名
参 加 費 : 会員 9,000円 (ただし画像部会員 7,000円) 非会員 18,000円

内 容 : 以下の講義/演習を予定しています。ROC Viewer と実験用のデータは当日配布予定です。

- (1) 手計算による連続確信度法 ROC 実験
- (2) 連続確信度法と ROC Viewer を用いた ROC 実験
- (3) ROC 曲線間の統計的有意差検定
- (4) ROC Viewer を用いた FROC 実験
- (5) JAFROC による FROC 曲線間の統計的有意差検定
- (6) ROC Viewer を用いた一対比較法観察者実験
- (7) 一対比較法観察者実験から得られた結果の統計的有意差検定

講 師 : 白石順二(画像部会長, 熊本大学), 福岡大輔(画像部会委員, 岐阜大学), 田中利恵(画像部会委員, 金沢大学)

申込方法 : 学会ホームページ (<http://www.jsrt.or.jp/data/activity/bunka/>) から画像部会ホームページに進み, そこからリンクしている ROC セミナー申込フォームから必要事項を記載してお申し込みください。

※E-mail アドレスは, 必ず連絡可能で添付文書が受取れるアドレスを正確にご記入ください。

※お申し込み後, 登録確認メールを受信できない場合は, お問い合わせください。

※申し込み締め切り後に受講の可否について連絡がない場合は, お問い合わせください。

※メールが届かない場合, 迷惑メールフォルダに入っていないかご確認ください。

申込期間 : 平成29年4月3日(月)~5月19日(金) 18:00

(申込者多数の場合, 会員・非会員, 地域, 施設を考慮し選考します。また, 期間内でも締め切る場合があります。

なお, 申込は, 学会会員登録システムで参加費を前納した時点で確定します。)

注意事項 : 12インチ以上の画面があるノートパソコンを持参してください(OSはWindows Vista, Windows 7, Windows 8, Windows 10, メモリは1GB以上必須)。ハードディスクの空き容量は4GB程度必要です。事前に"Image J"と"Excel"をインストールしておいてください。詳細は申し込み後にメールにて連絡します。

問 合 先 : 田中 利恵(金沢大学医薬保健研究域保健学系) E-mail rie44@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp

お知らせ

第 18 回 DR (デジタルラジオグラフィ) セミナー

教育委員会, 画像部会, 中部支部

DR (デジタルラジオグラフィ) セミナーの第 18 回 (愛知県名古屋市) の開催案内および参加申込についてご案内します。このセミナーでは、デジタル X 線画像システムの入出力変換特性、解像特性、ノイズ特性、そしてこれらを総合する DQE の評価技術を学び、演習を通して評価法を習得していただけます。皆様の参加をお待ちしています。

日 時 : 平成 29 年 7 月 15 日 (土) 13:00~18:00, 16 日 (日) 9:00~15:00

会 場 : 名古屋市立大学病院 4 階 第 1 会議室 (愛知県名古屋市)

定 員 : 30 名

参 加 費 : 会員 9,000 円 (ただし画像部会員 7,000 円) 非会員 18,000 円

内 容 : デジタル画像評価総論, 入出力特性測定講義・演習, MTF 測定講義・演習, NPS 測定講義・演習, NEQ, DQE 測定講義・演習等。演習はご自身のノート PC で解析を行っていただきます。

※テキストとして、放射線技術学スキル UP シリーズ「標準 デジタル X 線画像計測」オーム社出版 日本放射線技術学会監修 市川勝弘, 石田隆行 共編 (定価 5,400 円) を使用します。事前に各自で購入して持参してください。

講 師 : 東出 了 (画像部会委員, 名古屋市立大学病院), 小野寺 崇 (画像部会委員, 東北大学病院), 國友博史 (名古屋市立大学病院)

申込方法 : 学会ホームページ (<http://www.jsrt.or.jp/data/activity/bunka/>) から画像部会ホームページに進み、そこからリンクしている DR セミナー申込フォームから必要事項を記載してお申し込みください。

※E-mail アドレスは、必ず連絡可能で添付文書が受取れるアドレスを正確にご記入ください。

※申し込み後に登録確認メールを受信できない場合や、申し込み締め切り後に受講の可否について連絡がない場合は、お問い合わせください。

※メールが届かない場合、迷惑メールフォルダに入っていないかご確認ください。

申込期間 : 平成 29 年 4 月 3 日 (月) ~ 6 月 16 日 (金) 18:00

(申込者多数の場合、会員・非会員、地域、施設を考慮し選考します。また、期間内でも締め切る場合があります。なお、申込は、学会会員登録システムで参加費を前納した時点で確定します。)

注意事項 : "Image J" と "Excel" をインストールしたノートパソコンを持参してください (OS は Windows Vista, Windows 7, Windows 8, Windows 10, メモリは 2GB 以上必須)。詳細は申し込み後にメールにて連絡します。

問 合 先 : 名古屋市立大学病院 中央放射線部 東出 了 E-mail raryo@med.nagoya-cu.ac.jp

お知らせ

第4回臨床画像評価セミナー

教育委員会、画像部会、東京支部

物理評価と観察者実験の両方を取得していただくことを目的として平成27年度よりスタートした臨床画像評価セミナーの開催案内および参加申込についてご案内します。今回も皆様の交通の利便を考慮して、国立がん研究センター中央病院に会場をお借りして、1.5日間で開催します。皆様の参加をお待ちしています。

日 時：平成29年7月8日（土）9：30～17：30（予定）、9日（日）9：30～13：00

会 場：国立がん研究センター中央病院（東京都築地）

定 員：30名

参加費：会員 9,000円（ただし画像部会員 7,000円） 非会員 18,000円

内 容：1日目：デジタル画像の入出力特性測定、MTF測定、NPS測定、NEQ測定など

2日目：手計算によるROC・FROC観察者実験、観察者実験用ソフトウェアROC Viewerを用いたFROC実験、およびデータ解析。なお、演習はご自身のノートPCで解析を行っていただきます。

※テキストとして、放射線技術学スキルUPシリーズ「標準 デジタルX線画像計測」オーム社出版 日本放射線技術学会監修 市川勝弘、石田隆行 共編（定価5,400円）を使用します。事前に各自で購入して持参してください。

講 師：東出 了（画像部会委員，名古屋市立大学病院），柳田 智（画像部会委員，北里メディカルセンター），白石順二（画像部会長，熊本大学），福岡大輔（画像部会委員，岐阜大学），田中利恵（画像部会委員，金沢大学）

申込方法：学会ホームページ（<http://www.jsrt.or.jp/data/activity/bunka/>）から画像部会ホームページに進み、そこからリンクしている臨床画像評価セミナー申込フォームから必要事項を記載してお申し込みください。

※E-mailアドレスは、必ず連絡可能で添付文書が受取れるアドレスを正確にご記入ください。

※お申し込み後、登録確認メールを受信できない場合は、お問い合わせください。

※申し込み締め切り後に受講の可否について連絡がない場合は、お問い合わせください。

※メールが届かない場合、迷惑メールフォルダに入っていないかご確認ください。

申込期間：平成29年5月1日（月）～6月23日（金）18：00

（申込者多数の場合、会員・非会員、地域、施設を考慮し選考します。また、期間内でも締め切る場合があります。

なお、申込は、学会会員登録システムで参加費を前納した時点で確定します。）

注意事項：12インチ以上の画面があるノートパソコンを持参してください（OSはWindows Vista, Windows 7, Windows 8, メモリは1GB以上必須）。ハードディスクの空き容量は4GB程度必要です。事前に“Image J”と“Excel”をインストールしておいてください。詳細は申し込み後にメールにて連絡します。

問 合 先：田中 利恵（金沢大学医薬保健研究域保健学系） E-mail rie44@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp

お知らせ

医用画像処理プログラミングセミナー ***CAD セミナーから名称変更しました***

教育委員会, 画像部会, 近畿支部

画像部会では、これまで継続してC言語画像処理プログラミングの習得を目的としたCADセミナーを開催してきました。しかしながら、画像処理プログラミングはCAD（コンピュータ支援診断）のためだけではなく、幅広い放射線技術学の研究に応用が可能ですので、その名称を昨年度から医用画像処理プログラミングセミナーと変更し、より多くの会員の方にプログラミングの楽しさと研究への応用性を知ってもらいたいと思っています。なお、セミナーへの申し込みにあたっては、昨年度より、事前に各個人のプログラミングに対する適性を知っていただくために、プログラミングの超初級の入門編を学会HPのeラーニングを受講していただき、その入門編で自身のプログラミングへの適正をご確認の上、お申し込みください。皆様の参加をお待ちしています。

第38回医用画像処理プログラミングセミナー（大阪市）	
開催日時	平成29年9月23日（土）9：30～17：30、24日（日）9：30～12：30
会場	(株) 島津製作所関西支社マルチホール 大阪市北区芝田1-1-4 阪急ターミナルビル14階
内容	以下の講義／演習を予定しています。演習ではマイクロソフト社から無償で提供されている Visual Studio Express 2013 を使用する予定です。 1日目：変数／条件文／繰り返し処理／アーギュメント／サブルーチンの活用法 2日目：画像ファイルの入出力／画像回転・合成／空間フィルタ（平滑化、ラプラシアン）
講師	白石順二（画像部会長，熊本大学），篠原範充（画像部会委員，岐阜医療科学大学）， 田中利恵（画像部会委員，金沢大学），福岡大輔（画像部会委員，岐阜大学）
定員	20名
参加費	会員9,000円（ただし画像部会員7,000円）、非会員18,000円
申込方法	学会ホームページ（ http://www.jsrt.or.jp/data/activity/bunka/ ）から画像部会ホームページに進み、そこからリンクしている医用画像処理プログラミングセミナー申し込みフォームに必要な事項を記載してお申し込みください。 ※ E-mail アドレスは、必ず連絡可能で添付文書が受取れるアドレスを正確にご記入ください。 ※ お申し込み後、登録確認メールを受信できない場合は、お問い合わせください。 ※ 申し込み締め切り後に受講の可否について連絡がない場合は、お問い合わせください。
申込期間	平成29年6月5日（月）～8月25日（金）18：00 （申込者多数の場合、eラーニングの受講歴、会員・非会員、地域、施設を考慮し選考します。また、期間内でも締め切る場合があります。なお、申込は、学会会員登録システムで参加費を前納した時点で確定します。）
注意事項	本セミナーの受講を希望される方は、必ず、事前に本学会のeラーニングのCプログラミング体験講座を受講し、ご自身のプログラミングに関する適性を確認してからお申し込みください。本セミナーの受講にはC言語の開発環境が必要です。他に、コマンドプロンプト、ImageJなどのツールも利用します。 Windows7, 8, 10を搭載したPCをお持ちで、Visual Studio Expressをインストールできる方に限ります。 なお、ソフトのインストールや開発環境の構築方法は、前述のeラーニングを参照してください。
問合せ先	田中 利恵（金沢大学医薬保健研究域保健学系） E-mail rie44@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp

The Broad Relevance of Safety Culture in Medical Imaging

Dr. Ehsan Samei, PhD, DABR, FAAPM, FSPIE

Director, Medical Physics Graduate Program
Chief Physicist, Duke Clinical Imaging Physics Group
Carl E. Ravin Advanced Imaging Laboratories (RAI Labs)
Professor of Radiology, Medical Physics, Physics, Biomedical Engineering,
and Electrical and Computer Engineering
Duke University Medical Center
Durham, North Carolina, USA

Summary

Radiation dose has been a prominent concern in medical imaging with ionizing radiation. The concern stems from a desire to minimize unwanted harm to the patients and to the personnel. However, such an objective can be met only considering four key requirements. First, managing radiation safety requires the use of metrics that are correlated with likelihood of radiation harm; such correlation is implied by many surrogates but possessed by only a few. The best metrics include organ dose and radiation risk index. Secondly, focusing on radiation safety alone is short-sided as it overlooks the risk associated with images with very low radiation dose but suboptimal quality. Thus, addressing imaging safety requires reliable metrics of both radiation risk and quality risk. The best metrics include indication-specific detectability and estimability indices. Third, those two sets of metrics need to be put in balance with one another to enable managing safety encompassing the well-being of the whole patient undergoing the imaging procedure. Finally, optimization should account for operational variability across the clinical enterprise, addressing inter- and intra-patient consistency.

Dr. Ehsan Samei, PhD, DABR, FAAPM, FSPIE is a tenured Professor of Radiology, Medical Physics, Biomedical Engineering, Physics, and Electrical and Computer Engineering at Duke University, where he also serves as the Director of Carl E. Ravin Advanced Imaging Laboratories and the founding Chief of the Clinical Imaging Physics Group. He is certified by the American Board of Radiology, and is a Fellow of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM), and the International Society of Optical Engineering (SPIE). He was the founding Director of the Graduate Studies of the Duke Medical Physics Graduate Program, and the co-founder of the Society of Directors of Academic Medical Physics Programs (SDAMPP). He has held senior leadership positions in the AAPM, the SPIE, and SDAMPP. He is a Councilor of the National Council of Radiation Protection and Measurements (NCRP), and a Distinguished Investigator of the Academy of Radiology Research.

【和訳】

医用画像における安全性の適切な取り扱いに関すること

Dr. Ehsan Samei, PhD, DABR, FAAPM, FSPIE

デューク大学 医学物理プログラム プログラム長
デューク臨床画像物理グループ Carl E. Ravin 先端画像研究所, 主任医学物理士
デューク大学 放射線科・医用物理・物理・生体工学・電子コンピュータ技術, 教授
デューク大学メディカルセンター 教授
ノースカロライナ州, 米国

訳: 白石 順二 (熊本大学大学院 生命科学研究部)

要約

電離放射線を用いて得られる医用画像においては、放射線量が最も重要な関心事としてとらえられている。そして、この関心事の根幹は、患者や人々に対しての不必要な(放射線による)害を最小限にしたいという要望に由来している。しかしながら、このような目標は(以下に示す)4つの鍵となる必要条件を考慮することで達成することが可能である。第一は、放射線の安全を管理するためには、放射線と、それによる害の程度の関連性を表す評価基準を使用することが必要であるということ;この関連性は多くの間接的項目といくつかの直接的項目によって示されている。そして、最も優れた評価基準には、臓器線量と放射線リスク指数に関するものが含まれる。二番目は、放射線の安全性にだけ着目することは短絡的であり、非常に少ない線量で撮影を行った場合に、その画質が適正以下となるリスクを見逃してしまうということである。すなわち、医用画像としての安全性を言及するのであれば、放射線によるリスクと画質低下によるリスクの両方についての実用的な評価基準が必要である。これに関しての最適な評価基準には、適応-特異性の検出能(indication-specific detectability)と推定可能性指数(estimability indices)が含まれる。三番目は、これらの2つの評価基準のセットが交互にバランスを取り合って、医用画像検査が実施されるすべての患者の健康状態に関連する安全性を管理するということである。最後に、最適化に関しては医療行為全般にわたる運用上の変動を考慮した上で、患者内および患者間の一貫性について議論するべきである。

デジタル画像研究に必要な画像評価の基礎知識

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

1983年富士フイルム株式会社によりCR(Computed Radiography)が販売され、デジタルX線画像が世界で初めて製品化されたことになる。さらに1998年にキヤノン株式会社によりFPD(Flat Panel Detector)が販売された。この時期には、最先端の研究課題であり、デジタル画像を研究テーマにすることは、原理・機構への知識不足や使用経験不足のため容易ではなかった。しかし、現在、放射線画像＝デジタル画像と考えてよいほどにデジタル画像が普及し、その技術も定着または発展している。つまり、デジタル画像をテーマにした研究は、身近にあり、最も選択しやすいテーマとなった。

これらの研究として、線量・被ばくの適正化アプローチのような計測分野や防護分野のテーマ、至適撮影条件、動画などの撮影分野のテーマ、圧縮技術、データ容量など医療情報分野のテーマなど、様々なテーマが考えられるが、その研究テーマの多くで画像または臨床画像を評価することが有効になる。さらに核医学や放射線治療などにおいても画像を切り離して議論することは少ない。つまり、私見であるが、放射線技術学研究において画像を取り扱う研究(以下、画像研究)は、もっと重要な研究テーマの1つであり、さらに他分野研究を円滑にするツールとなり得る。しかし、画像研究から連想するキーワードに画像工学、画像情報などがあるが、これらのキーワードを聞いただけで、臨床現場とは関係なく、苦手！、難しい！などのイメージから画像研究をあきらめてしまうこともあるのではないかと考える。

そこで、Intellectual Discussionは、「これだけは最低限知っておきたい！放射線技術学研究における画像評価の基礎の基礎」と題して、DR(Digital Radiography)、CRなどを用いた研究において必要となる画像評価方法と基礎知識、ディスプレイの研究において必要となる画像評価と基礎知識、プログラミングによる画像研究で必要となる基礎知識など多くの方が、画像研究に取り組んでいただける導入プログラムとなっている。本稿では、さらに上記テーマを理解する上で、抑えておきたい基礎知識について概説し、臨床現場で疑問を抱き、画像研究を行ってみたいと考える方々が、その扉を容易に開くことができるような内容としたい。

2. 画像研究の目的

前述したように、本稿は、すでに画像研究の専門、画像研究を始めている方にとって、初歩的過ぎる内容となる。また、今回は、多くの医用画像の中でもDRやCRなど2次元単純X線画像をターゲットにする。本学会を牽引いただいている著名な先生方が、「研究とは」、「研究の必要性」など説明されている中で恐縮であるが、私なりに画像研究の入門(扉の開け方)を説明する。私が研究のみならず、生活の根幹としている考え方にファンクショナル・アプローチがある¹⁾。ファンクショナル・アプローチは、1947年にGE社で考案され、価値工学(VE: Value Engineering)や価値分析(VA: Value Analysis)という方法論として普及している。ここでは、ある疑問に対して「どのように解決すればいいのか？」と考える手段から、「誰のためになるのか？」、「何のためになるのか？」という“目的”、あるいは「何のためにあるのか？」という“機能”を視点の中心に置き考えることで、疑問の本質を明らかにして

きる。これは、基礎研究や実用レベルに至らない研究を否定するものではなく、複合学問である放射線技術学研究において、ファンクショナル(機能・効用・意図)な視点から思考していくことで、研究に入りやすく、テーマを見つけやすい事を示している。

日常的にある例で考えてみる「メガネを買うのに、どのようなメガネが良いだろうか？」と考えた場合に「視力を補い、個性的に見えて、予算も考えながら・・・」と考える。これをファンクショナル・アプローチでは、「●●は△△のもの」と考える。「メガネは視力を補ってくれるもの」、「メガネは自分を個性的に見せるもの」、「メガネはリーズナブルなもの」と複数の思考より自分がメガネにとって最も重要と考える機能をまずは選択する。そのため、①視力を補うメガネの中で個性的なもの、②個性的なメガネで視力を補うもの、は一見同じようでも違う機能が優先されるためメガネの選択は変わるかもしれない。さらに職場にメガネをかけていくと 知性があるように見える と別の付加価値を与えてくれる人がいるかもしれない。

研究内容で例を挙げてみると、「この装置の線量と画質のバランスを良くしたい」と考えた場合に①画質を優先して線量をコントロールする、②線量を優先して画質をコントロールする ことは別のアプローチとなり違う研究デザインになる。さらに、このアプローチを混同して進めると大きな壁に研究を阻まれるのかもしれない。そのため、「誰のためになるのか?」、「何のためになるのか?」をしっかりと見据えて研究計画を立てることが重要である。1チームの研究で全てが明らかにならなくとも、その目的・機能を明らかにするための基礎研究でも、臨床応用までのステップであっても良いと思う。もちろん研究の結果は重要であるが、その前に十分な計画が最も重要であり、さらに共同実験者と議論をすると、研究に別の付加価値を与えてくれる人がいるかもしれない。さらに学会発表は、共同実験者内では思いもよらなかった発想が付加され、研究が飛躍的に膨れ上がることもある。それには、やはり、研究発表において研究の目的・機能を聴衆に対して正確に伝えることは不可欠となる²⁾。

では、画像研究とは、なんでしょうか？私が考える画像研究は、撮影装置の構造を理解する、撮影方法を工夫する研究ではなく、①医用画像に含まれる情報の性質を理解・改善する、②診断に役立つように情報を引き出す研究である³⁾。具体的には、物理評価、視覚評価、画像処理、プログラミングなどになるが、前述したように物理評価、視覚評価、画像処理、プログラミングそのものが研究ではなく^{*}、物理評価、視覚評価、画像処理、プログラミングが、その画像研究の目的・機能を導き出すツールとなればよい。本学会においても画像研究の専門家は、高度な技術や先行研究に基づき研究を進めているが、画像研究の扉を開けて踏み込む1歩目は、決して高度でなくても、目的・機能が明確であれば構わないと私は考えている。

※もちろん研究テーマとして最も重要なテーマの一つであるが、今回のターゲットを考慮して記載している

3. 基礎知識

画像研究で見かける単純なミスは、画像研究の専門家であればすぐに気づくことができる。

誤り例1 施設に新しいFPDが導入されたので以前からのCRと物理性能を比較したい

- ・撮影条件を同一にして、CNR(Contrast to Noise Ratio)を測定した
- ・FPDのCNRがCRより高かったため、物理性能はFPDの方が優れている

空間周波数の異なる検出器でのCNRの比較は、あまり意味をなさない。また、機種間などで比較した場合、入出力特性、濃度分解能などが異なっていれば、そもそも単純には比較することはできない

誤り例2 施設に新しい FPD が導入されたので以前からの CR と診断性能を比較したい

- MTF (Modulation Transfer Function), NPS (Noise Power Spectrum) を測定する
- FPD の方が MTF, NPS (または NNPS) が良好であったため, 診断性能は FPD の方が優れている

診断性能が優れる可能性はあるが, 物理特性が優れていたとする方が適切である. 診断性能を比較する場合であれば, ROC など別の手法を使用する方よい.

誤り例3 施設に新しい FPD が導入されたので以前からの CR と視認性を比較したい

- FPD: モニタ, CR: ハードコピー ファントムを撮影して視覚評価を実施する
- CR の方が良かったので, 検出器として CR の方が優れている

表示系が異なっているにも関わらず, 検出器の評価として結論付けるのは正しくない. また, 表示系をいずれかに統一した場合でも, 表示系に最適化された画像処理パラメータ (ハードコピー用パラメータやハードコピー用パラメータなど) であるか, リサイズを確認する必要がある.

これらの間違いの多くは, 基礎知識の不足によるものである. せっかく多くの時間を割いて取り組んだ画像研究であっても, 目的・機能と評価手法が適合しなければ, 全く価値が薄れてしまう. そのために, まずは基礎知識の習得が必要である. 今回は Intellectual Discussion および今後の画像研究において必要となる非常に基礎的なものだけに絞り記載する.

3-1. A/D (analog-to-digital) 変換

アナログ画像をデジタル画像に変換するためには, デジタル化 (digitization) または, A/D 変換 という過程が必要になる. その過程は, Fig. 1 に示すように 標本化 (sampling) と 量子化 (quantization) の 2 段階の操作で実現される.

標本化とは, 画像における位置のアナログ情報を一定の間隔で読み取る操作である. この操作により, 最小単位である 画素 が生成される. 次に量子化は, 振幅のアナログ情報 (濃度, 輝度など) を一定の間隔で離散的な整数値で読み取る操作である. この間隔は, 量子化レベル数, 階調, グレーレベル と呼ばれ, 濃度分解能と大きく関係する. 量子化後の取り得る値が 256 (2^8) 種類である場合, これを 256 階調または 8bit と表現する. この操作により, 画素値 (ピクセル値) を生成する. 一般の画像は, 7bit あれば, 不自然に感じないといわれているが, 高い視認性が要求される医用画像では, 10bit 以上が用いられる場合が多い⁴⁾.

A/D 変換の際に画質に影響する因子は, マトリックス (matrix) 数 (画素寸法, 標本化間隔), アパーチャ効果 (aperture effect) などがある. 画像研究を行う前にこれらのキーワードと関連事項について理解しておく必要がある.

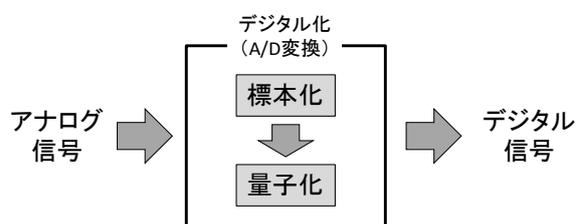


Fig. 1 アナログーデジタル変換の過程

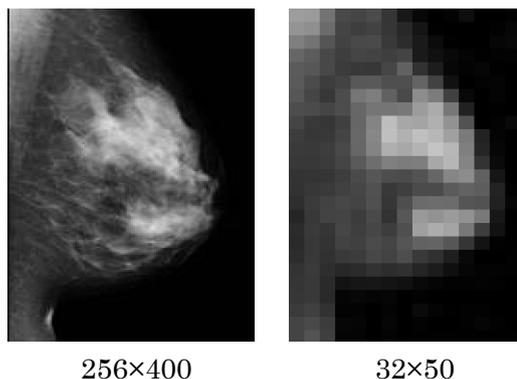


Fig. 2 マトリックス数と画質の関係

マトリックス数は、縦の画素数×横の画像数である。Fig. 2 にマトリックス数の異なる画像を示す。同じ大きさの画像に対して、マトリックス数が小さくなると、画素寸法が大きくなり、空間分解が悪くなる。このマトリックス数および画素寸法などの理解は、物理評価、表示系の評価、品質管理、画像処理、プログラミングなど画像研究を行う上で重要な要素となる。さらにソフトコピー診断では、画像のマトリックス数とモニタの解像度が、画質や診断に与える影響は大きい。画像のマトリックス数がモニタの解像度を超えていた場合には、Nearest neighbor, Bilinear, Bicubic などのリサイズも必要となるため、視覚評価、読影補助などにおいて正しく理解しておくべき要素となる。

次にアパーチャ効果である。標本化におけるサンプリングは、1つのサンプリング点における濃度情報のみを取り出すのではなく、有限な領域のデータを平均化したものが使用される。2次元画像では、サンプリングアパーチャの大きさ (a) と標本化間隔 (d) は、必ずしも同一ではない。CR の場合は、半導体レーザー光が輝尽性蛍光体プレートの蛍光層で広がるため、一般にサンプリングアパーチャの大きさは、標本化間隔よりも大きくなる (a > d)。FPD の場合は、1画素内に画素電極以外に蓄積した電荷を読み出すための回路などが必要となるため、一般にサンプリングアパーチャの大きさは、標本化間隔よりも小さくなる (a < d)。これらの基礎知識をあらかじめ把握しておくことで物理評価を理解することが容易になる。

アナログ信号の情報をどのような標本化間隔でサンプリングすれば、デジタル信号の情報に損失や歪みがないか、この目安を与えてくれるのが標本化定理 (サンプリング定理, sampling theorem) である。標本化定理を十分満たすような小さい間隔で標本化が行われるときを、オーバーサンプリング、逆に標本化定理を満たさないときをアンダーサンプリングといい、ナイキスト周波数 (Nyquist frequency) よりも高い周波数成分が低い周波数に重なり加法される。この現象をエリアシング (aliasing) という。エリアシングは、物理評価、画像処理、表示系の評価、プログラミングなどの画像研究を行う上で必要となるキーワードである。

3-2. 線形システム応答

システムに入力と出力があり、そのシステムが、加法性 (線形性) と位置不変性 (定常性) が有している場合に線形システムと呼んでいる (Fig. 3)。



Fig. 3 システム応答 (入力と出力)

線形性とは、入力と出力が比例関係になる場合であり、FPD, CR においても入出力特性 (デジタル特性曲線) により画素値を X 線量へ変換することで満たすことになる。一方、位置不変性とは画像上のどこでも同じ性質有し、位置によって特性が変わらないことである。デジタルシステムでは信号とサンプリング点の位置によって出力信号は変化するために位置不変性は成立しない⁵⁾。しかし、画像解析では、これらデジタル系に固有な特性を十分理解した上で、注意深く使用すれば有効である。これらは、物理評価、表示系の評価、品質管理、画像処理など画像研究を行う上で重要な要素となる。

3-3. データ量と形式

画像のデータ量は、マトリックス数と量子化レベル数の積で計算できる。M×N のマトリックスの濃淡画像で量子化レベル数が b ビットであるとき、この画像のデータ容量は M×N×b ビットとなる。

例えば、マトリクス数が 1024×1024 で 8 ビットの画像のデータ容量は、

$$\begin{aligned} 1024 \times 1024 \times 8 &= 8388608 [\text{ビット, bit}] \\ &= 1048576 [\text{バイト, B}] \\ &= 1 [\text{メガバイト, MB}] \end{aligned}$$

と計算できる。ここで、 $1\text{B (byte)}=8\text{bit}$, $1\text{kB} = 1024\text{B}$, $1\text{MB} = 1024\text{kB}$ を用いた。コンピュータ内では、8bit を単位でデータを扱うため、8bit 以上の量子化レベル数では、さらにデータ容量が大きくなる。また、マンモグラフィのように高空間分解能、高濃度分解能が要求される場合には、データ容量の増大は避けられない。プログラミングなどにおいては、これら使用画像の容量をあらかじめ把握しておくといよい。

さらにデータ量と密接に関係する画像圧縮などは画像の特徴も変わるため、画像研究で取り扱う画像ファイルの形式を知ることは重要である。容易に入手しやすい汎用画像形式に JPEG (Joint Photographic Experts Group) がある。しかし、医療における物理評価やプログラミングなどでは、DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) 形式の画像が用いられる。DICOM は、米国放射線学会 (ACR) と北米電子機器工業会 (NEMA) が開発した医用画像と通信の標準規格 (デファクトスタンダード) である。DICOM 規格は、病院内外で異なった製造業者 (マルチベンダー) の、異なった種類 (マルチモダリティ) のデジタル画像機器を、ネットワークや画像保存媒体で相互に接続して患者の画像検査情報やデータ伝送を可能にする。画像研究では、DICOM 形式の画像を施設で取り出す方法やその状態 (画像処理の有無、圧縮の有無など) をあらかじめ把握しておき、画像研究の目的に応じて安定して取得することが望ましい。

3-4. システムの構成

CR のシステム構成と各コンポーネントに存在する MTF を示す構成図や CR のデジタル化の過程におけるノイズ因子など、画像解析にとって基本となるシステム構成図が多くの著書に掲載されている。これらの図では、どの部分の MTF にはエアリングの影響が含まれるか、どのノイズ因子が線量に依存するのか、など検出器、表示系の画像解析を考える上で重要な知識を把握できる。ここでは、さらにシステム全体の構成を簡略化して記載する。

アナログシステムとソフトコピー診断におけるデジタルシステムのシステムの役割を Fig. 4 に示す。アナログシステムにおける X 線画像検出から診断、保存に至るまでの画像形成プロセスは、フィルム (検出) を用いて撮影を行い (記録)、シャウカステンで診断し (表示)、その後、保管庫にて管理される (保存)。つまり、アナログシステムは、検出、記録、表示、保存が一体化したシステムであったといえる。それに対してデジタルシステムは、検出は検出器、記録は画像ファイル、表示はモニター、保存はサーバで行い、4 つの機能を最適化して使用する必要がある。それに加えて画像処理を行う必要もあり、さらに複雑になる。そのため、デジタルシステムでは、計画した画像研究がどの部分について明らかにしたいのかを明確にする必要がある。

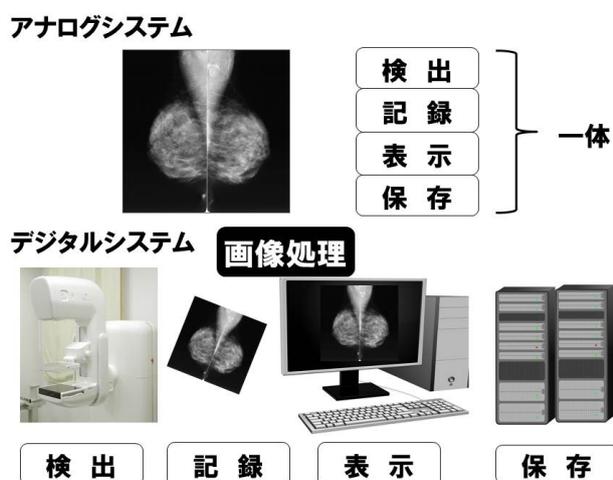


Fig. 4 システムによる役割の違い

次に X 線入力からモニタ表示までの画像形成プロセスを Fig. 5 に示す。画像形成には、複雑に様々な要素が関係するが、ここでは、検出器、画像処理、モニタに要素を絞って記載する。まず、当たり前のことのように思うが、それぞれの要素に入力と出力があり、それぞれが独立したシステムである。画像評価などでは、どの要素を評価するのか、あるいは、オーバーオール特性を評価するのか、などを明確にしておく必要がある。それにより、どのような画像を使用し、どのような評価法で実施するかが決まる。例えば、検出器の評価を行うためには、RAW 画像や Unprocess 画像と呼ばれる画像処理前の画像を使用することが多い。モニタの場合には、X 線画像などの複雑な系ではなく、JIRA

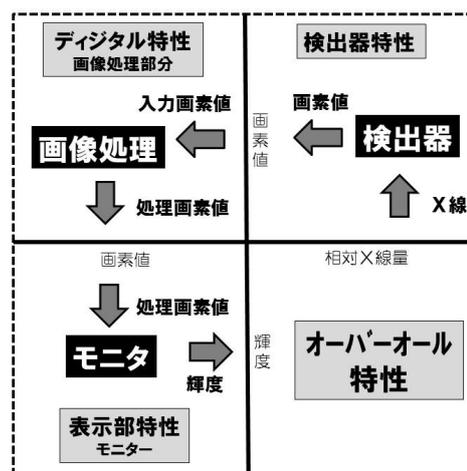


Fig. 5 画像形成プロセス

BN8-01~18 など物理量を入力しレスポンスを測定すれば容易に評価ができる。このように基本的に物理評価する場合には、独立して評価を行い掛けあわせることでオーバーオール特性を得ることができる。しかし、いくらシステムの物理評価が優れていても、最終的に医師の判断において、診断性能の向上しなければ、そのシステムが良いシステムとは判定されない。つまり、物理評価は、「技術的な効果」を知るには有効であるが、「診断の正確さ」を知ることはできない。そのため、システム全体（オーバーオール特性）を比較する場合のもう一つの有効な方法に ROC 解析などの視覚評価がある。

4. おわりに

本稿では、Intellectual Discussion のテーマを理解する上で、抑えておきたい基礎知識について概説した。画像研究の専門家の皆様には物足りない内容であったが、ご容赦いただきたい。誤り例1~3に記載した単純なミスは、基礎知識の修得と画像研究の目的・機能を明確にすれば、修正することは容易である。画像部会では、画像研究を円滑にするための DR セミナー(物理評価)、ROC セミナー(視覚評価)、医用画像処理プログラミングセミナー(プログラミング)、臨床画像セミナーを計画しております。多くの皆様が、本企画により画像研究および画像部会に興味をお持ちいただき、その扉を開けていただけることを期待しております。

参考文献

- 1) 横田尚哉: ワンランク上の問題解決の技術《実践編》視点を変える「ファンクショナル・アプローチ」のすすめ, ディスカヴァー・トゥエンティワン, 東京, 2008.
- 2) 杜下淳次, 白石順二, 藤田広志, 桂川茂彦, 大塚昭義, 小寺吉衛, 川村義彦, 山田勝彦, 土井邦雄, より良い学会発表をするために, 日本放射線技術学会雑誌, 57(2), 200-202, 2001.
- 3) 桂川茂彦編集: 医用画像情報学 3版, 南山堂, 東京, 2014.
- 4) 岡部哲夫・藤田広志編集: 新・医用放射線科学講座 医用画像工学, 医歯薬出版株式会社, 東京, 2010.
- 5) 市川勝弘, 石田隆行編集: 放射線技術学スキル UP シリーズ 標準デジタル X 線画像計測, オーム社, 東京, 2010.

著者略歴

篠原 範充

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, および画像評価に関する研究に従事.

乳がんに関して全国各地で開催されている医師, 放射線技師の講習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

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, 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, 生体工学会, 日本放射線技師の会員

DR・CR 関連研究に必要な画像評価の基礎知識

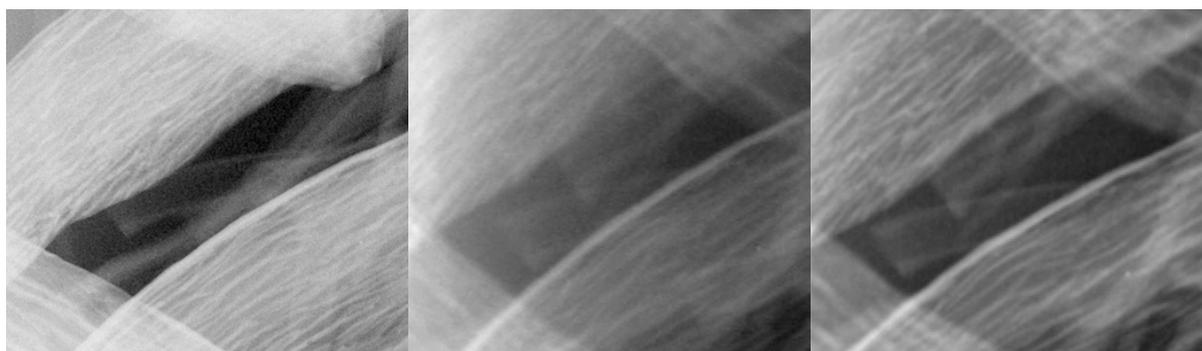
東海大学医学部付属八王子病院 放射線技術科 由地 良太郎

1.はじめに

一般撮影領域におけるデジタル化は computed radiography (CR) が登場してから急速に進み、現在では CR から flat panel detector (FPD) への完全移行も進んできている。検出器が変わる際、我々放射線技師が留意する点は撮影条件と画質であり、これらを検討する上で画像評価の方法を知るとはとても重要である。しかし、画像工学という言葉から敷居が高いと感じられ、忙しい日常業務のなか手をつけられないという方が多い。そこで本講演では一般撮影領域における研究に必要な画像評価の基礎知識として物理特性の意味するところや臨床現場での評価方法、取り扱う画像データの重要性について述べていきたいと考える。

2.画像評価を始めた経緯

DR・CR における臨床現場では複数のシステムや検出器を用いる事があるが、異なる検出器から出力される画像に対し違和感を感じる方は多いと思われる (Fig. 1)。装置メーカーが異なるため、検出器の機構やピクセルサイズなどにより傾向が異なる事は想像できるが、主観的に「ボケている」「ノイズっぽい」という表現だけでは納得できなかった。当時は CR から FPD への移行時期であり、私自身が撮影条件というものを理解できておらず、評価項目や評価方法についても知識がなかった。そのため客観的評価が可能な物理特性を学んでみようということで画像評価に興味を持ち、現在の DR セミナーの前身であるデジタル画像評価セミナーに参加した。学生時代最も苦手とした分野である画像工学に足を一步踏み込んだ瞬間である。



(a) mammography-FFPD (間接変換型)

(b) CR

(c) FPD (間接変換型)

Fig.1 異なる検出器におけるファントム画像(original data)

3.基本的物理特性(検出器の評価)

我々放射線技師にとって画質と線量の関係は永遠の課題であり、ALARA の原則のもと従事していく必要がある。そのため使用する装置の潜在能力を十分に発揮できるように、装置の持つ能力や特徴の評価が重要である。近年はDRセミナーや多くの論文により物理評価の方法や理論に関しては学習しやすい環境であり、画像評価の一つとして検出器の検出量子効率(detective quantum efficiency : DQE)や雑音等価量子数(noise equivalent quanta : NEQ)を測定するための規格として、国際電気標準会議(International Electrotechnical Commission : IEC)から発表された IEC 62220-1にも推奨される測定方法が記載されている。しかし、これは主にメーカーや研究所に出されたものであり、ユーザーサイドでの測定では実験配置など困難な場合もある。この実験配置等につまずき画像評価を断念する方々も多いが、今回は基礎の基礎ということで理論や測定方法に関して割愛させていただき、できるだけ多くの方に画像評価に携わっていただけるよう臨床現場に応じた測定について述べていく。正式な方法とは異なるが、画像評価への入口ということで入りやすさを重視しているため、正式な方法や注意点に関しては論文や参考書を参照していただきたい。

3-1. 入出力特性

物理評価の中で最も基本的であり、最も重要な項目である。検出部に到達した線量の相対値と出力画像のピクセル値の関係を示すものであり、線量と検出部の信号値(ピクセル値)との関係を確認するために必要である。これは後に説明する解像特性やノイズ特性を求める際にも必要であり、結果に影響するため重要である。デジタルシステムにおける測定方法はタイムスケール法が主流である。IEC 62220-1では距離、照射野、絞りなどの幾何学的配置に決まりがあるが、臨床現場では実現が難しい(Fig. 2)。特に IEC 61267 に定義されている線質にするための付加フィルタに関しては純度の問題や費用の問題もあり、揃えるのが困難な場合がある。

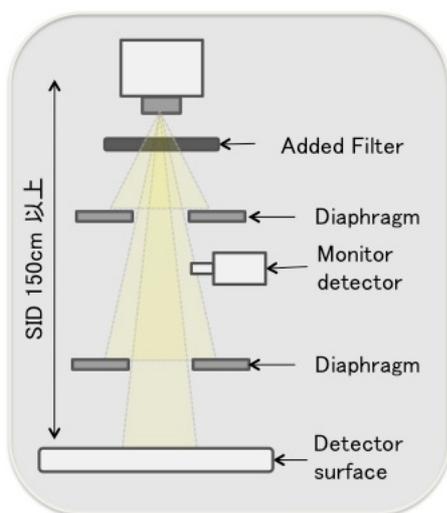


Fig.2 IEC62220-1 に記載されている幾何学的配置

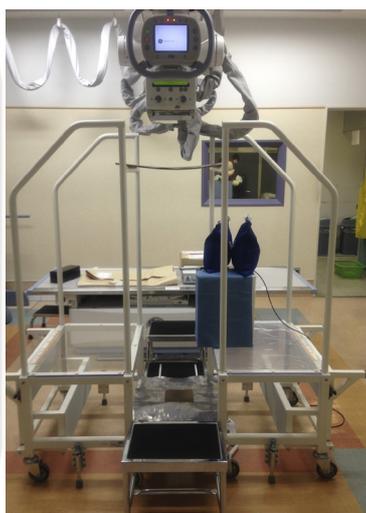


Fig.3 簡便な測定方法(正式と異なる)

線質を規定している理由は測定方法の標準化のためと、DQE を求める際に必要な単位線量単位面積当たりの入射量子数を求めるためである。そのため上記の目的以外であれば、付加フィルタ等が用意できなくても入出力特性を取ることが可能ではある。最低限必要な物は線量計と検出器だけ (Fig. 3) であり、臨床現場でもすぐに測定可能である。Fig. 4 には各管電圧における CsI を用いた間接変換型 FPD の入出力特性を示す。どの管電圧においても直線性があり、線量とピクセル値に比例関係が認められる。また、Fig. 5 には Fig. 4 の結果から到達線量が $60 \mu\text{Gy}$ 時のピクセル値をプロットしたものである。これから同一到達線量においても線質によってピクセル値が異なるため、検出器に線質依存性があることを示している。これは複数の検出器を使用する場合、撮影条件を再考する材料の一つにもなりうると思う。

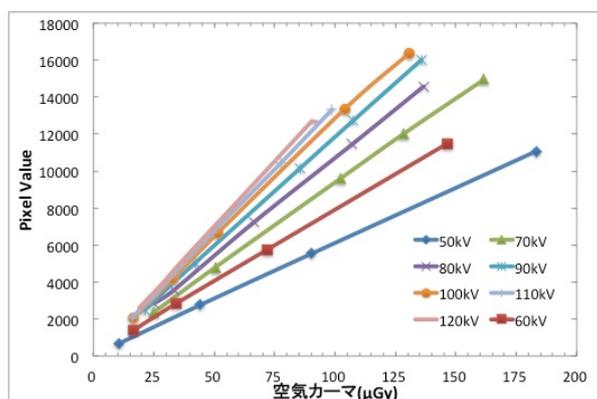


Fig.4 各管電圧における間接変換型 FPD の入出力特性

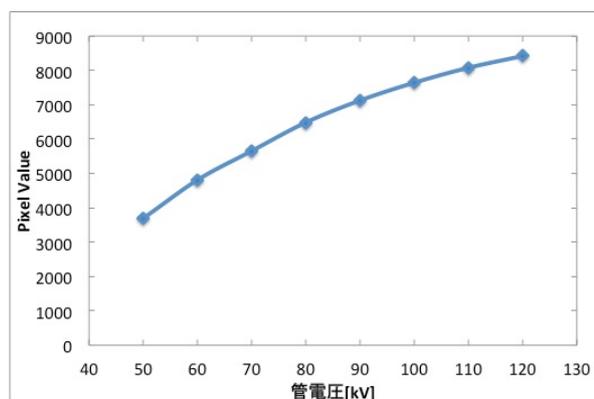


Fig.5 間接変換型 FPD の線質依存性

入出力特性において注意すべき点はピクセル値についてである。一概にピクセル値といっても画像のデータ種によって値は異なってくる。臨床現場ではメーカーの協力を得ることが難しい病院もあり、画像データの取り出しには苦労する場合がある。現在ではメーカーによっては raw データの取り出しが可能になるオプションもあるが、高価な場合が多い。そのため自施設における取り出し可能なデータがどんな種類であるのかを知ることが重要である (Fig. 6)。これを理解せずに画像評価を行っても間違った結果になり、本来の特性を表していない可能性があるため注意していただきたい。特に log data に関しては物理評価に露光量変換が必要であり、計算式が異なるため把握する必要がある。

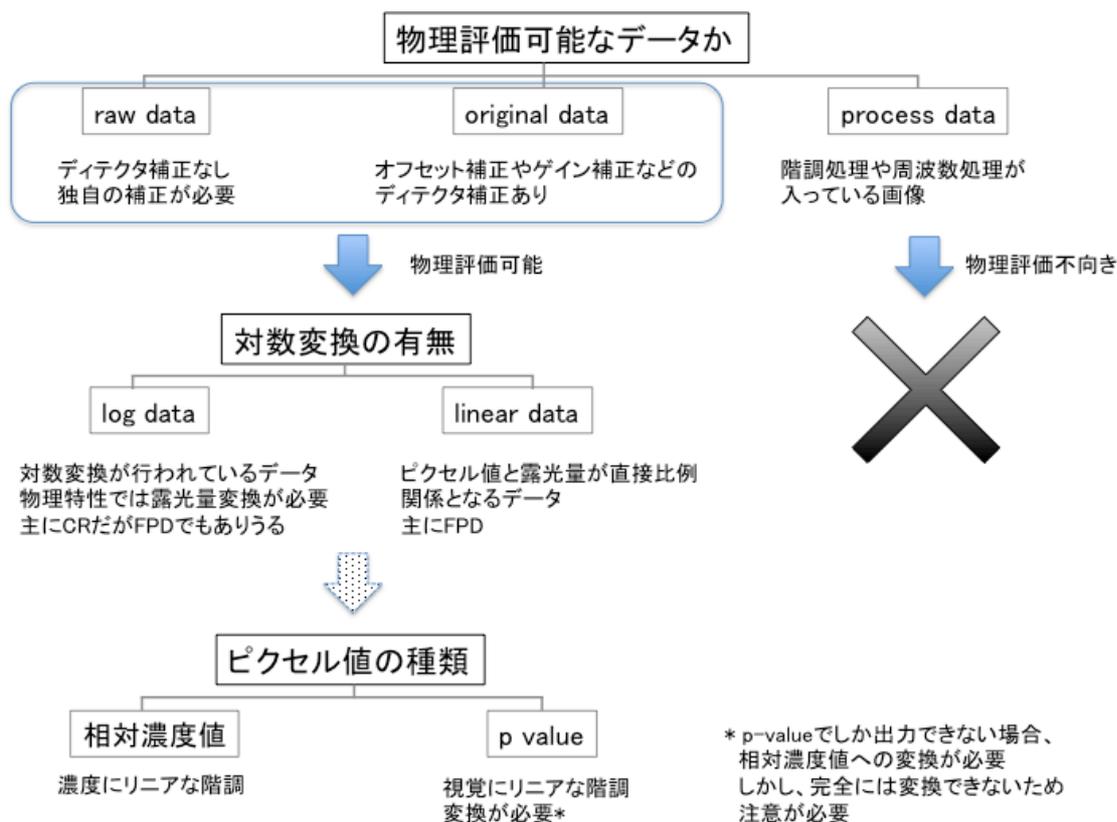


Fig.6 取得可能なデータの種類の確認

3-2. 解像特性

一般的にデジタルシステムでは位置不変性が成り立たないため、実効サンプリング間隔を小さくすることで問題を回避し、A/D変換前の解像特性を表した presampled modulation transfer function (presampled MTF) で評価されている。システムを介するとほぼすべての場合においてボケが生じるため、それに伴う応答特性をフーリエ変換等を用いて空間周波数領域で評価するものである (Fig. 7)。測定方法としてはスリット法、エッジ法、矩形波チャート法などがあり、それぞれ利点欠点が存在するため理解した上で測定する必要がある。入出力特性同様 IEC 62220-1 に幾何学的配置などが記載されているが、結果ではなく測定方法の確認が目的であれば遵守する必要はない。最も困難な事ほどの方法も測定デバイスが必要であることであり、入出力特性の様に線量計があれば測定できるものではない。しかし、解像特性を得ることは臨床画像とも関連することもあるため、画像評価においては重要であり画像処理の強調範囲などを決める際にも役立つと考える。Fig. 8 に示すのは Fig. 1 に示した検出器の presampled MTF である。ファントム画像は画像処理等が入っていないものの A/D 変換後のデータであるため、エリアシングの影響を受けているが presampled MTF の結果と関連があることが視覚的に認識できる。

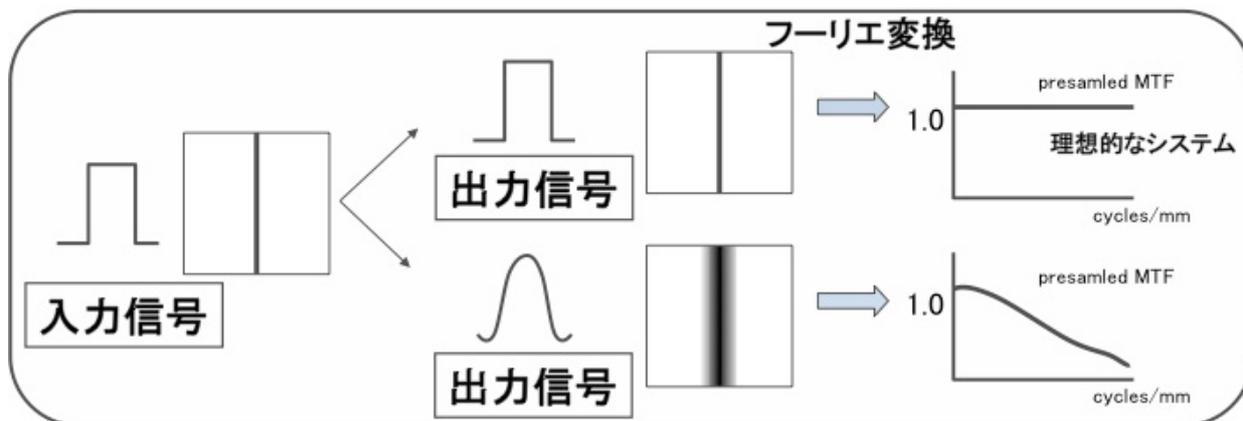


Fig.7 システムを介する際に生じるボケと presampled MTF

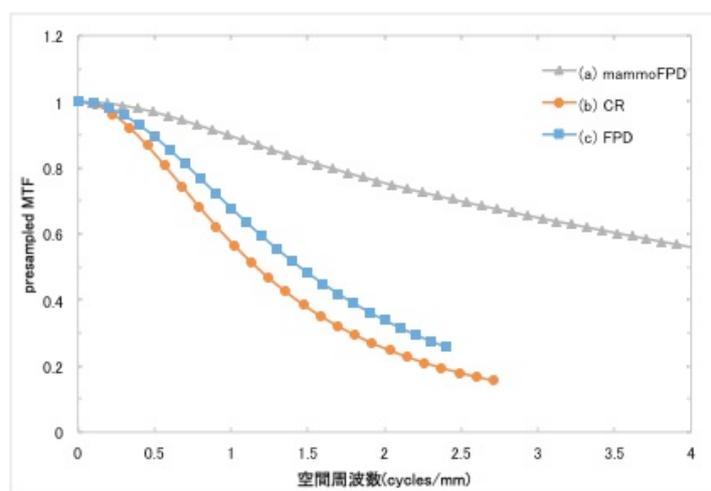


Fig.8 Fig.1 に示した検出器の presampled MTF

3-3. ノイズ特性

DR・CRにおけるノイズ特性はWiener Spectrum(WS)で評価されるのが一般的であり、近年では noise power spectrum(NPS)と呼ばれ、デジタルシステムにおいては単位面積当たりの入射 X 線量で正規化するため normalized NPS (NNPS) と表記されることが多い。システムの過程で様々なノイズやボケが生じるため、出力画像のピクセル値のゆらぎを空間周波数領域で評価したものである (Fig. 9)。測定方法は二次元フーリエ変換法が主流であり、IEC 62220-1 でも推奨されている。幾何学的配置は入出力特性と同様であり、線量計があればデータ取得可能である。ヒール効果の影響を受けやすいため撮影距離には注意が必要だが、入出力特性の画像データを用いることも可能である。Fig. 10 には蛍光体の種類の異なる間接変換型 FPD の NNPS を示す。蛍光体の特色やメーカーによる特徴を表しており、撮影条件の決定に大きく関わる。MTF との関係も強いため、相互に評価が必要である。

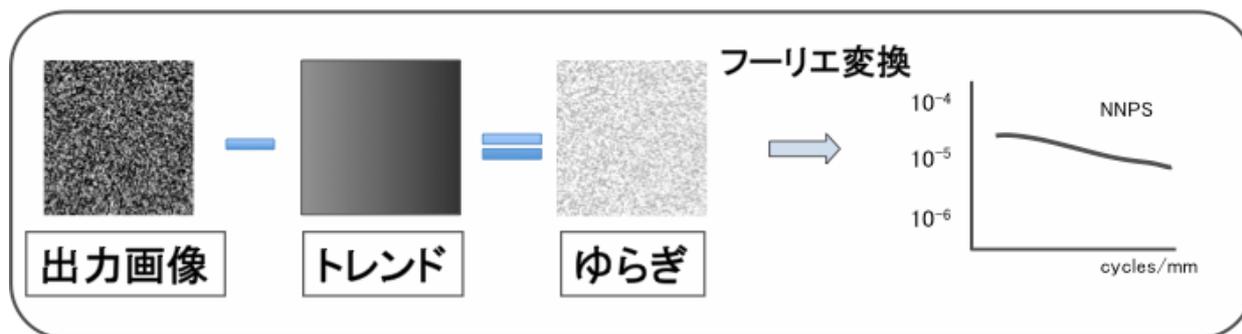


Fig.9 NNPS 算出の流れ

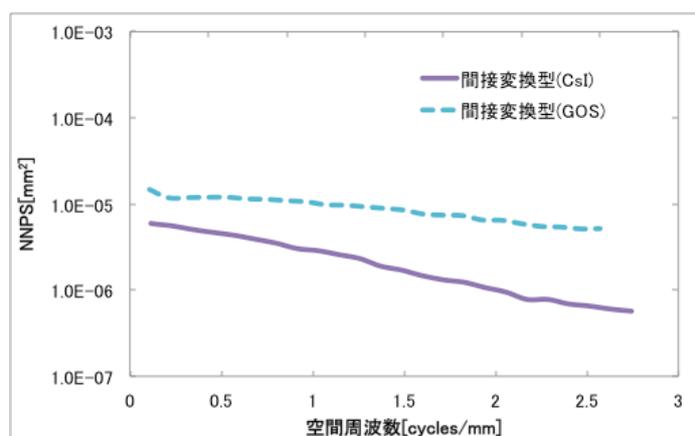


Fig.10 蛍光体の異なる間接変換型 FPD の NNPS(1mR)

4.NEQ を用いた臨床使用方法

基本的物理特性や DQE とはあくまで検出器の評価方法であり、装置導入時の初期検討としては必要となるが撮影条件の決定となると臨床現場に即していない部分が多い。Fig. 11 に示すのは IEC 61267 に規定された線質での間接変換型 FPD の DQE である。RQA 線質は人体を透過した後の線質としているが、臨床現場では管電圧による違い等を検討したいため、DQE では評価が難しい。しかし、NEQ は画像そのものの評価であり、DQE のように入射量子数を必要としないため、IEC 61267 の線質にこだわらず臨床に応じた測定が可能である。また、ICRU REPORT 54:Medical Imaging -The Assessment of Image Quality (1996) では画像系を X 線検出部と画像表示部にわけ、X 線検出部の評価には NEQ を用いることとしている。NEQ の算出には入出力特性、presampled MTF、NNPS が必要であるが、それぞれの測定方法を臨床で想定される線質、線量、被写体厚を考慮して算出することが可能である。線質に関しては臨床で用いる管電圧を用い、被写体厚を想定しアクリル板を付加して測定を行う。presampled MTF はなるべくノイズの影響を受けない状態での測定が必要であるため、高露光部のピクセル値がシステムの最高デジタル値の約 50%~80%になるような線量で行う必要があり臨床で用いる線量では測定できないが、NNPS に関しては線量が重要になるため臨床で用いる線量で想定体厚分のアクリル板を置いた状態で測定することが可能である。

Fig. 12 は胸部の撮影条件である 120kV で体厚 20cm を想定した際の CR と間接変換型 FPD の NEQ である。CR と FPD で同じ線量の場合、FPD の方が優れていることがわかり、FPD では線量を下げられる可能性があることがわかる。あくまで画像処理前の画像データからの算出のため、これだけで撮影条件が決定できるというものではないが、臨床現場に応じた評価が可能だと考える。

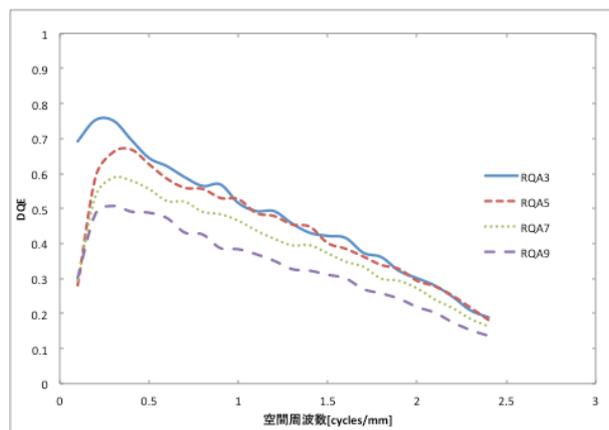


Fig.11 IEC 線質での間接変換型 FPD の DQE

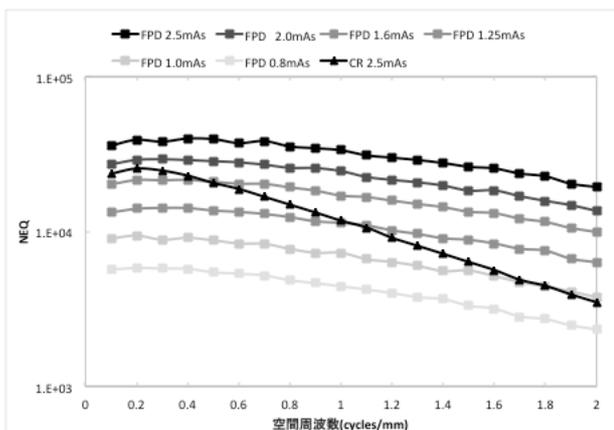


Fig.12 臨床に即した線質、線量での CR と FPD の NEQ

5.おわりに

今回 DR・CR 関連研究に必要な画像評価の基礎知識として物理特性の概要と IEC の手法にとらわれない方法の紹介を行ったが、あくまで邪道にすぎない。正式な方法には多くの注意点や手法があるため今回の方法による結果に関しては慎重に扱っていただきたい。まずは画像評価がどのようなものを理解し、測定できるかを検証し、その後多くの注意点などの検証を行うことで本当の意味での理解を深めていくことを期待する。臨床現場においては企業や研究所のように設備が整っていない場所も多く、画像工学をやってみたくてもできないことが多い。今回の手法や考えにより画像に興味を持ち、とりあえずやってみるという方が増えることを望む。

ディスプレイ関連研究に必要な画像評価の基礎知識

名古屋第二赤十字病院 医療技術部放射線科 **新美 孝永**

1. はじめに

画像診断がフィルムからモニタに移行し医師の診断プロセスや診療放射線技師の業務形態も大きく変わった。しかしながら、画像を読影することや画像を評価、管理することには何ら変わりはない。本稿では、私がこれまで実践してきたいくつかのモニタ関連の研究結果からこれだけは知っておいた方がよいと思われるものを抜粋し報告する。研究という言葉を知ると堅苦しい、難しいというイメージが付きものであるがここで述べる研究とは画像を読影する医師の疑問に答えるための実践と捉えて欲しい。現場で発生した画像に関する問題、例えば「モニタの最高輝度がどれくらい劣化すれば診断に影響が出てくるのか？」や「モニタは斜め方向の検出能が劣るのか？」に対して医学的、工学的に検討を重ねるうちにいつしか答えが出てきたようなものだ。臨床現場におけるモニタ研究の入門編として役立てば幸いである。

2. 研究事例（1）

臨床病院における診断用モニタの特性及び設置環境が診断能に与える影響についての研究

2.1 目的

近年の病診連携の活性化は従来の一施設内における画像診断の枠を大きく越え他院の画像を当院のモニタで、または当院の画像を他院のモニタで読影する機会も増大した。このような状況の中、診断に用いるモニタの性能や設置環境が画像診断に与える影響（例えば、A病院のモニタで確認された病変がB病院のモニタでは確認できないようなこと）は警告されているものの〔1〕臨床病院を中心とした系統的な調査研究は少ないと考えられる。本研究では臨床病院における医用診断液晶モニタ（以降診断用モニタとする）の特性及び設置環境の違いが診断能に与える影響の把握を目的に調査研究を実施した。

2.2 実験方法

国内における診断用モニタ管理のガイドラインとしては、日本画像医療システム工業会が発行するJESRA X-0093*A²⁰¹⁰に基づく管理〔2〕が一般的に採用されており、当院においてもこの基準に従い管理を実施している。本研究では、はじめに当院で稼働する診断用モニタ（EIZO RadiForce GX-220）についてその特性の中でも重要視される輝度および環境照度の影響について調査を行った。輝度は、長時間使用することで低下し診断能に影響を及ぼすことが知られている〔3, 4, 5〕。そこで輝度の低下により信号検出能にどのような影響が出るのかFig.1に示すContrast detail (C-D) ファントム (Convex 10 type,

Kyotokagaku, Kyoto, Japan) 画像を用いて評価を実施した。C-D 画像の輝度、階調レベルは肺野内の病変を想定して X 線曝射により作成した。観察は、同一モニタにて輝度が一般的な推奨輝度とされる $450\text{cd}/\text{m}^2$ の場合と、それより低い $300\text{cd}/\text{m}^2$ について照度 20 ルックスの環境下で診療放射線技師 11 名により実施した。次に、読影環境の調査としてモニタ周辺の照度を測定し、Receiver Operating Characteristic analysis (ROC) 解析により環境照度の診断能への影響を評価した。対象とした環境照度は当院で実際にモニタが設置されている 1000, 850, 700, 500, 80 ルックスとし、モニタ輝度 $450\text{cd}/\text{m}^2$ で Fig. 2 に示す胸部画像を観察した(病変有り 25 枚, なし 25 枚, 解析ソフトは ROCKIT)。病変の大きさは直径 3mm (図中に矢印で示す), 観察試料の輝度、階調レベルは肺野内の病変を想定した範囲で作成した。さらに、診断に用いるモニタの性能や設置環境が画像診断に与える影響を検証するために院外 5 施設の協力を得て実際の臨床診断に近い状況で各施設にて実験を実施した。可搬媒体 (CD) に記録した同一のテスト画像を各場所で複数人の診療放射線技師で観察し、機種の違いが診断能に与える影響を ROC 解析により評価した(病変有り 25 枚, なし 25 枚, 解析ソフトは ROCKIT)。実験には、肺疾患の中でも検出が困難とされる肺非結核性抗酸菌症の病変を抜き取り、それを正常画像に埋め込んだものを観察試料とした。Fig. 3 に実験試料の一部を示す。

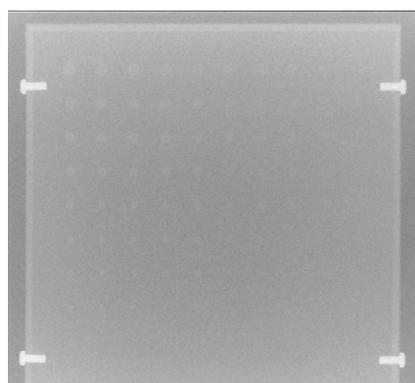


Fig. 1 C-Dファントム画像

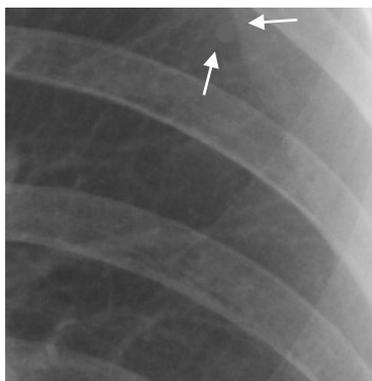


Fig. 2 信号を付加した胸部の観察画像(病変部を拡大表示)

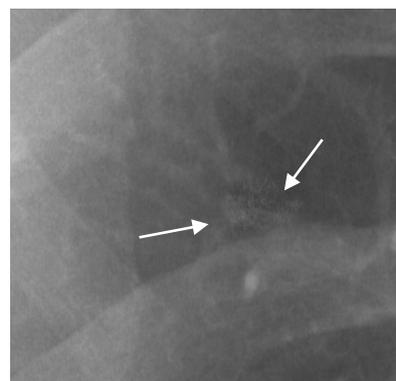


Fig. 3 病変を付加した胸部の観察画像(病変部を拡大表示)

2.3 実験結果

Fig. 4 は、輝度の低下がどの程度検出能に影響を及ぼすのかを示す C-D 曲線を示す。モニタ輝度 $450\text{cd}/\text{m}^2$ と $300\text{cd}/\text{m}^2$ では全体的に $450\text{cd}/\text{m}^2$ の検出能が高く、輝度の低下とともに検出能が低下することが確認できた ($p < 0.005$)。Fig. 5 は、環境照度と信号検出能の関係を示す ROC 曲線である。この結果、ROC 曲線下面積 (カッコ内に数値を示す) は、 $801\text{x}(0.94) > 5001\text{x}(0.91) > 7001\text{x}(0.87) > 8501\text{x}(0.85) > 10001\text{x}(0.82)$ の順に照度が低くなるほど検出能は高くなった。Fig. 6 は、院外 5 施設に設置されている機種異なる 3 種の診断用モニタ (EIZO RX211, MX210, MX190) 及び汎用モニタ (PC) の ROC 曲線を平

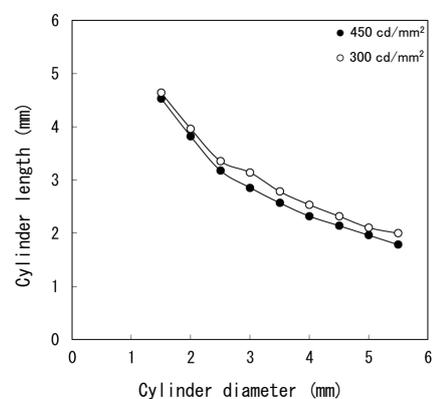


Fig. 4 最高輝度と信号検出能の関係

均したものを示す。設置環境等は各施設の読影環境に準じた。この結果、読影環境が異なる中でも各モニタの検出能は、RX211>MX210>MX190>PCの順に高くなった。また、診断用モニタは汎用モニタに比較して明らかに高い検出能を示した ($p<0.005$)。

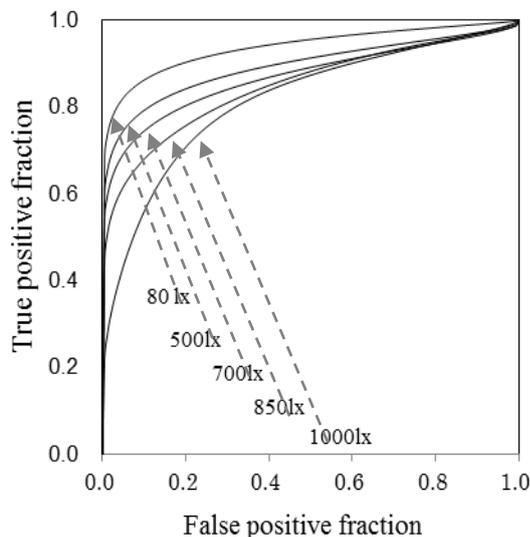


Fig. 5 環境照度と信号検出能の関係

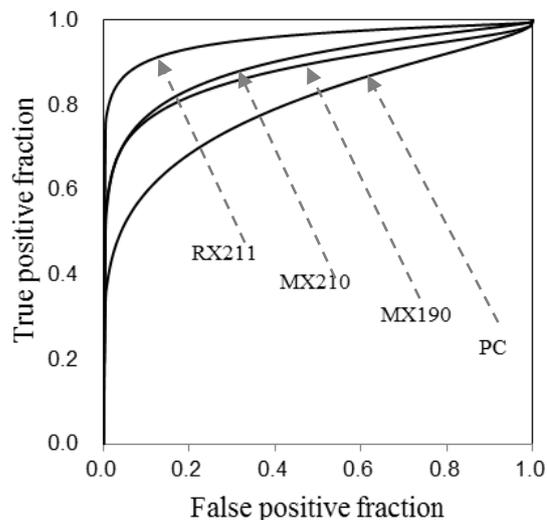


Fig. 6 機種異なるモニタの病巣検出能

2.4 研究成果

臨床を主とする病院で系統的な実験をすることでより臨床現場に沿った設置基準が確立できると考えられた。具体的には、モニタ特性及びその観察結果を定量解析することによりモニタの特性及び設置環境の違いが診断能に与える影響について数値的に理解可能となった。つまり、各施設（又は各診療科）が本研究により算出した数値基準をクリアできるように環境を構築することで異なる環境で読影しても同じ結果が得られることになり、医師の診断精度をより向上させる可能性が示唆された。将来的には、本研究成果を各地の病診連携施設へと普及させることで、早期発見、早期治療に繋がる国民の健康支援が期待できると考えられた。小さな診療所も含め多くの臨床病院がフィルムからモニタ診断へ移行している現在、臨床を主とする施設での調査研究の意義は大きいと考える。

(参考文献)

- [1] H. Muramoto, et al. Influence of monitor luminance and room illumination of soft-copy reading evaluation with electronical generated contrast-detail phantom: Comparison of cathode-ray tube monitor with liquid crystal display. Nagoya J Med Sci 68: 115-120, 2006
- [2] JESRA X-0093*A²⁰¹⁰: 2010, 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。日本画像医療システム工業会 (JIRA), 2010
- [3] 新美孝永: 名古屋第二赤十字病院におけるモニタ品質管理の考え方とノウハウ。INNERVISION 23(12): 64-65, 2008

[4] 新美孝永：臨床現場から見たモノクロ医用画像表示用モニターRadiForce GX-220の有用性。

Rad Fan 7(4)：52-53, 2009

[5] 新美孝永, 他. フィルムレス時代における診療放射線技師の役割：フィルムからモニター管理へ。

日赤医学 59(2)：435-439, 2009

3. 研究事例 (2)

高輝度LCDモニターでの読影における斜め方向の検出能についての研究 [1]

3.1 目的

高輝度LCDモニターは、画素が矩形であることやその配列法から空間周波数特性（以下、MTF: Modulation Transfer Functionと表示）は、非等方性を持つとされ正確な評価のためには水平方向のみならず縦や斜め方向での測定が必要と考えられる。実際、整形外科分野における骨折線の診断は縦横ばかりでなく斜め方向にも複雑な形状で線状の骨折を確認することも多くある。また、人間の視覚特性は斜めの感度が低いという報告もあり [2] , 総じて斜めの線状病変の検出が不利だと考えられる。しかしながら、医療におけるLCDモニターの空間周波数特性評価では、水平方向と垂直方向の測定が主であり斜め方向の検出能を評価した例はほとんど無いと思われる。本研究では、高輝度LCDモニター診断能を（臨床を模擬して）撮像系を含めたシステム全体で検証し、LCDモニターの非等方性の影響を評価した。

3.2 実験方法

3.2.1 LCD モニターの概要

本研究では、EIZO 社製の高輝度 LCD モニター RadiForce RX350-AR（以下、RX350 と表示）を使用した。RX350 は、画素数 3M（1 画素：0.2115×0.2115 mm）の Anti-reflection (AR) コーティング仕様のカラーモニターであり最高輝度は 1000cd/m²、コントラスト比は 1500 : 1（暗室、反射輝度=0 の場合）である。階調は、人間の識別域を考慮して作成された Grayscale Standard Display Function (GSDF) [3] を用いた。

3.2.2 LCD モニターの MTF 測定の概要 [4]

RX350 の MTF は、十分小さな画素を持つデジタルカメラ（Nikon D100）でバーパターンを水平、垂直、斜め（45、135 度）方向で撮影し波形再生による補間処理と周波数解析することで測定した。使用したバーパターンは 1, 2, 3, 4, 6 ピクセル幅のバーパターンが各 5 サイクルずつの 5 つのセグメントから構成される (Fig. 7a)。LCD モニターの MTF の測定に際してバーパターンが画面に水平、垂直の場合には問題はなかったが、モニターの画素構造上、斜めのラインはギザギザになる。したがってそれを考慮するため Fig. 7b に示すようなチャートを作成して斜め方向の MTF を測定した。

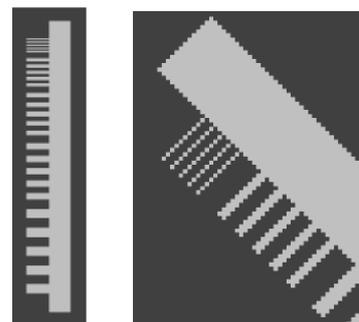


Fig. 7 (a) バーパターンの構造と
(b) 斜め方向測定用チャート

3.2.3 撮像系を含めた評価の概要

撮像系を含めた評価は、矩形波チャート (Kyokko Type1 ; 0.5~10 LP/mm) の LP/mm を画面に水平, 垂直, 斜め方向 (0, 45, 90, 135, 180, 225, 270, 315 度) で X 線曝射して得られた画像から認識可能な限界の LP/mm を測定した. X 線曝射は, 撮影管電圧 50kV, 管電流時間積 2mAs, 撮影距離 200cm として 35×35cm のイメージングプレート (ST-VI, Fujifilm) に矩形波チャートを直接設置して実施した. また, 画像読み取りは Computed radiography (CR) システム (Speedia, Fujifilm) で 1760×1760 画素, 10bit 階調, ピッチ 0.2 mm で実施した. この条件で作成した 8 方向, 3 組の画像を放射線科医 2 名, 診療放射線技師 15 名でモニタ輝度 400cd/m², 照度 500 lx の環境で観察実験を実施し, 認識可能な限界の LP/mm を測定した. さらに観察したチャート画像の中から任意に水平 (0 度), 斜め (45 度) の 2 方向を選択し, ImageJ により画像の輝度プロファイル値を測定した.

3.3 実験結果

Fig. 8 は, RX350 の水平, 垂直, 斜め 45 度方向の MTF の測定結果を示す. 水平, 垂直方向に比較して斜め方向の MTF は, 明確に低下していた. Table 1 は, 水平, 垂直, 斜め (45, 135, 225, 315 度) 方向の矩形波チャート像を RX350 で観察した場合の結果を示す. 水平方向の認識限界は 2.3 ± 0.2 LP/mm であった. それに対し斜め (45, 135, 225, 315 度) 方向は, 2.7 ± 0.3 LP/mm と高い値となり水平と斜めの間には各々有意な差が確認された ($p < 0.005$). Fig. 9 は, 水平方向と斜め 45 度方向の輝度プロファイル値を示す. 両者とも 2.5 LP/mm までは同様の輝度プロファイル値を示したが 3.0 LP/mm では水平方向は斜め方向に比べ Line-pair 成分が低かった. この結果は視覚評価の認識限界とよく一致するものであった.

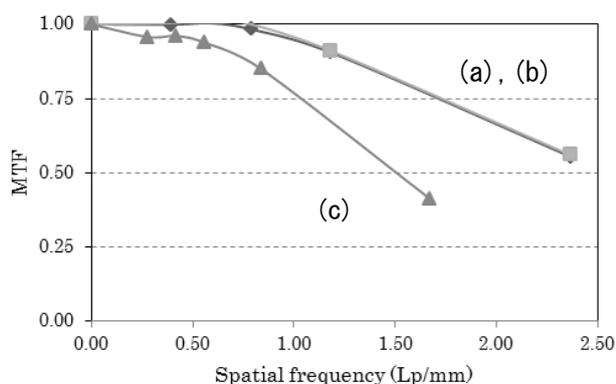


Fig. 8 RX350 の (a) 水平, (b) 垂直, (c) 斜め 45 度方向の MTF

Table 1 矩形波チャート像の視覚評価結果

0° (horizontal)	2.4 LP/mm
45° (diagonal)	2.7 LP/mm
90° (vertical)	2.3 LP/mm
135° (diagonal)	2.7 LP/mm
180° (horizontal)	2.4 LP/mm
225° (diagonal)	2.7 LP/mm
270° (vertical)	2.3 LP/mm
315° (diagonal)	2.7 LP/mm

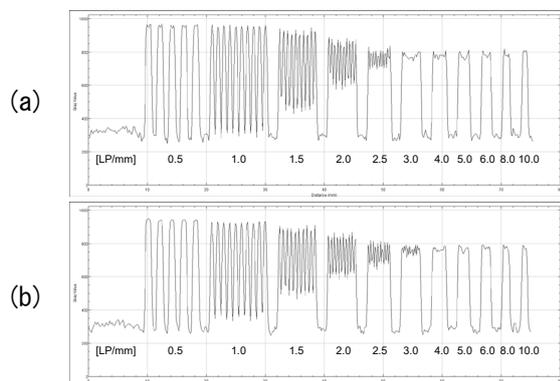


Fig. 9 (a) 水平方向と (b) 斜め 45 度方向の輝度プロファイル値

3.4 期待される成果

画像診断は、撮像系を含めたシステム全体で評価され、最終的にモニタにどのような状態で表示されるかが問題となる。したがって、撮像系の要素が加わることでよりモニタの斜め方向の解像特性や人間の視覚特性の影響よりもむしろ斜め方向の方が有利な可能性も示唆された。今回の模擬実験で整形外科分野における骨折線の診断能低下に心配された斜め方向の線状骨折にもモニタの非等方性の影響は少ないことが理解できた。しかしながら、今後は骨ファントム等を用いてより臨床に近い状態でその影響を調査する必要があると考えられた。

(参考文献)

- [1] 新美孝永, 他. 第35回日本医用画像工学会大会予稿集 (CD-ROM), PP-8, 2016
- [2] 三宅洋一, 他. 視覚特性に基づく画質評価. 信学論(A) J89-A(11): 858-865, 2006
- [3] DICOM PS3.14-2003. Digital imaging and communications in medicine (DICOM) –Part 14: Grayscale Standard Display Function.
- [4] 市川勝弘, 他. パーパターンを用いた医用画像ビューアのMTF測定法. 日本写真学会誌 67(2):184-190, 2004

4. おわりに

本稿において紹介した2つの研究事例は、臨床現場で発生する問題の解決に画像工学の基本的な知識を応用した簡易的で誰でも実践可能なものである。しかしながら、簡易的な研究であっても臨床において大変有用な情報が多く含まれていると考えられる。今後、臨床病院に勤務する多くの仲間が画像評価に興味を持ち、モニタに関する研究が活発になることを期待する。

本稿で紹介した2つの研究は、(事例1) 大同生命厚生事業団による研究助成を受けた研究、(事例2) EIZO との共同研究である。

プログラミングを用いた画像研究に必要な基礎知識

岐阜大学 教育学部 技術教育講座 福岡 大輔

1. はじめに

画像研究を行う上で、プログラミングによるソフトウェア開発は、実験の再現性や正確性を向上し、また、実験の効率化を図ることができるため、画像研究に従事する者にとって必要なスキルの一つとなっている。本稿では医用デジタル画像の基礎知識と、目的や用途に応じたプログラミング言語の選択などのプログラミングの基礎、各種画像処理ライブラリを用いたソフトウェア開発など画像研究に必要なプログラミングの知識について解説する。

2. 医用画像処理プログラミングに関する知識

2-1. プログラミング言語に関する知識

コンピュータ内のプロセッサで直接実行できる言語は機械語である。しかし、この機械語コードは数値が羅列されたものであり、人にとっては非常に難解である。人がこの機械語コードを理解し編集することは非常に困難であるため、ヒトが理解しやすく編集できるようにしたものが、プログラミング言語である。プログラミング言語には、機械語に近いアセンブリ言語のような低水準言語と呼ばれるものから、人がよりわかりやすいC言語などの高水準言語がある。これらプログラミング言語では、人がソースコードを編集した後に、コンピュータ上で機械語に変換され処理が実行される。この変換するシステムは言語処理系と呼ばれ、言語処理系の違いからコンピュータ言語は大きくコンパイラ言語とインタプリタ言語に分類される。コンパイラ言語とは、あらかじめソースコードを一括して機械語に翻訳する言語処理系であり、代表的なものにC、C++などの言語がある。また、インタプリタ言語は、実行時に逐次ソースコードを機械語に同時通訳しながら処理を実行する言語処理系であり、代表的なものにPythonやRなどがある。また、インタプリタとコンパイラ方式を併用し、事前に中間言語と呼ばれる言語に翻訳し、実行時に機械語に通訳され実行されるもので、JAVA、C#やVisual Basicなどの言語がある。言語処理系による違いは、ソフトウェアの実行速度や使用メモリ、実行時のソースコードの可否などに影響を与え、コンパイラ言語は処理速度が速く、実行時のメモリ使用量は少ない。

グラフィカルユーザインタフェース（以下GUI: Graphical User Interface）を用いたアプリケーションの開発においては、OS(Operating System)環境やハードウェアなどのプラットフォームへの依存が大きいため、Microsoft社のWindows環境では、C#やVisual Basicなどの言語、Mac OSやiOS環境ではObjective-C、Swiftなどのプログラミング言語が用いられる。また、プラットフォーム依存を少なくするため仮想マシン(Virtual Machine: VM)を導入している言語としてJavaがある。

Table 1 言語処理系と各種プログラミング言語の特徴

	コンパイラ言語	インタプリタ言語（もしくは併用）	
言語処理の方法	あらかじめ機械語に翻訳し 実行形式ファイルを生成	あらかじめ中間言語を作成し、 実行時に機械語に変換	実行時にソースコードを 逐次通訳する
処理速度	速い	--	遅い
メモリ使用	少ない	--	多い
実行時のソースコードの要否	不要	不要	必要
プログラミング言語の例	C, C++など	C#, Visual Basic, Java など	Python, R など

Table 1 に示すように、プログラミング言語には実行時の処理速度やメモリの使用量、プラットフォーム依存などの観点で、それぞれ特徴があるため開発目的にあわせ適したプログラミング言語を選択する必要がある。たとえば、Windows 環境で GUI を備えた CAD システムを開発するような事例であれば、画像表示や GUI 部分は C# で作成し、画像処理のコア部分は高速処理が期待できる C 言語で作成し、数値解析部分は R 言語で作成する。といった具合に、さまざまなプログラミング言語を駆使しシステムを構築する必要がある。

2-2. 多バイトデータの取り扱い

画像を取り扱うプログラミングにおいて、変数の型、型変換や配列、バイナリファイルの読み込みと保存といったプログラミングの基礎知識は最低限必要である。さらに、医用画像の取り扱いにおいては、各画素の階調数が 256 階調 (=1 バイト) より多い画像データが用いられるため、多バイトデータをメモリ上にバイト列として配置する際のバイトオーダー（バイト順）とバイトオーダーの変換（バイトスワップ）を理解する必要がある。たとえば、Fig.1 に示すように、「0xABCD」という 2 バイトの数値をメモリ上に配置する場合、ビッグエンディアンではそのまま「AB CD」と配置されるのに対し、リトルエンディアンでは 1 バイト単位で逆順となり「CD AB」と配置される。

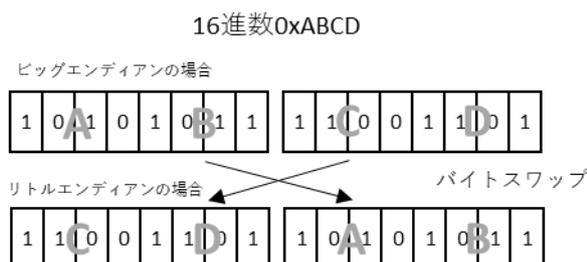


Fig.1 バイトオーダーとエンディアン

2-3. 医用画像フォーマット (DICOM) 規格

医用画像においては、画像フォーマットとして DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) 規格が適用される。DICOM は、米国放射線学会 (ACR) と北米電子機器工業会 (NEMA) が開発した医用画像フォーマットと通信の国際標準規格であり、各種医療機器から生成される医用画像は、この規格に準じて生成されている。この DICOM 画像を取り扱うソフトウェア開発においては、ファイル内に記述されている患者情報や撮影システム、撮影条件、体位などの情報と、画像のマトリックスサイズなどの画像に関する情報を活用することができる。

Table 2 画像に関する主な DICOM タグ



Fig.2 DICOM 画像の構造

タグ	意味
0028,0002	光学解釈
0028,0004	画像解釈
0028,0010	縦列
0028,0011	横行
0028,1050	ウィンドウ中心
0028,1051	ウィンドウ幅
0028,1052	リスケール切片
0028,1053	リスケール傾斜
7FE0,0010	画像データ

DICOM ファイルは、Fig.2 のように複数のデータ要素で構成され、各データ要素は、タグ、値表現(VR)、値の長さ、値の順に情報が格納されている。データ要素の構造の詳細は DICOM 規格書²⁾ (巻5：データ構造と符号化 7.データ集合) に定義されている。さまざまなタグとその意味については、DICOM 規格書²⁾ (巻6：データ辞書) に定義されている。

DICOM の画像データを取り扱うプログラミングを行なう上では、Table 2 に示すようなタグの情報が、特に重要である。画像と取り扱う際は、光学解釈 MONochrome 1/2、マトリクスサイズの横行、マトリクスサイズの縦列、ウィンドウ中心、ウィンドウ幅、リスケール切片とリスケール傾斜、画素値の符号(signed/unsigned)を表す画素解釈、また、(タグ:0002, 0010)の画像圧縮(Lossless jpeg / RLE(Ran Length Encoding))などの値に注意を払う必要がある。また、モニタ表示などを行う際の、多バイト画像から 8bit の画像へのウィンドウ処理についても、DICOM 規格書²⁾(巻3:情報オブジェクト定義の C11.2.1.2)に詳しく記述されている。

2-4. ハードウェアや OS に関する幅広い知識

医用画像処理のプログラミングにおいては、10ビット分解能のモニタで画像表示を行なったり、高速な3次元画像処理を実現するなど、高度なソフトウェア開発が要求される場合がある。これらの実現は、ソフトウェア単体で実現できるものではなくハードウェアとの連携が不可欠である。ハードウェアやOSに関する知識を深めることも、プログラミングを行う上では非常に重要である。

(1) ハードウェアに関する知識

メモリやハードディスクなどの記憶装置をはじめ、GPU(Graphics Processing Unit)や、モニタやビデオカードといったハードウェアに関する知識も、ソフトウェアの開発にとって非常に重要である。たとえば、30ビットカラーモニタで画像ビューワを作成する場合についても、30ビット表示対応のビデオカードとモニタを接続すれば、既存ソフトウェア(24bit カラーのビューワ)で30ビットカラー表示ができるわけではなく、ソフトウェア側では、OpenGL(Open Graphics Library)や DirectX などの API (Application Programming Interface) を介して、ピクセル値のフォーマットである Packed Pixel Format を R:10bit, G:10bit, B:10bit, A:2bit として、ビデオカードにデータを受け渡す必要がある。また、CTやMRといったボリュームデータに対して、高速な3次元

画像処理が要求される場合などは、OpenCL (Open Computing Language)や CUDA(Compute Unified Device Architecture), OpenMP など並列処理の導入も検討する必要がある。このように、特別な画像処理システムを構築する場合には、システム全体のハードウェアに関する知識や API に関する知識など、幅広い知識が必要となる。

(2) OS のさまざまな機能の理解

OS のシステムコマンド、ファイルシステムの構造 (相対パス, 絶対パス, リンク), パイプ・リダイレクト機能や, Windows 環境であればバッチファイルや UNIX 系 OS ではシェルスクリプトのような機能は, コマンドの繰り返し実行やファイルの一括操作, 一括処理などに非常に便利で, これらの機能を活用することで, プログラミングを行う手間を大幅に軽減することができる。

3. プログラミングに便利な画像処理ライブラリやツールの利用

プログラミングの学習を行う上で, 既存のアルゴリズムやその仕組みを学習するやコーディングを行うことは非常に重要である。しかし反面, 効率的な開発や研究という観点から, 「車輪の再発明」や「四角い車輪の再発明」といったムダな行いをしないことも大切である。ライセンスや信ぴょう性などの特別な理由がないのであれば, 画像処理の定番処理や最新のアルゴリズムを, ライブラリやツールといった既存技術を積極的に活用し, 効率的に研究を進めることも重要である。以下に, 医用画像研究に活用できるライブラリやツールについて紹介する。

(1) DCMTK (Dicom Tool Kit) ³⁾

DCKTK は,ドイツのオルデンブルグ大学の OFFIS (Oldenburg Research and Development Institute for Information Technology)により開発された C++で書かれた DICOM ライブラリとソフトウェアである。対応 OS は Windows, MacOS, Linux などに広く対応しており, DICOM ファイルを取り扱う場合には非常に有用である。Windows 用の実行形式ファイル群の DCMTK (執筆時点では dcmtk-3.6.0-win32-i386.zip)をダウンロードし圧縮ファイルを解凍すると, 50個の実行形式ファイルが展開される。これら実行形式ファイルは, コマンドプロンプト上で動作する。たとえば, 実行ファイル dcmdump.exe は DICOM 形式ファイル内のヘッダー内のタグ情報とそのデータの内容を出力する。また, 実行ファイル dcmdjpeg.exe はロスレス JPEG 圧縮されたの DICOM 画像データを非圧縮形式に変換することができる。

(2) OpenCV (Open Source Computer Vision Library) ⁴⁾

OpenCV はコンピュータビジョン向けのオープンソースライブラリで, C/C++, Java, Python, MATLAB 用ライブラリとなっている。OpenCVは Windows, Mac OS, Linux のプラットフォームをカバーし, フィルター処理や行列演算, オブジェクト追跡, 領域分割, 特徴点抽出, 物体認識, 機械学習など 2500 以上の画像処理・解析・機械学習アルゴリズムがライブラリ化されている。

(3) ImageJ ⁵⁾

科学研究に多く使用されている画像処理のフリーソフトウェアとして、National Institutes of Health(アメリカ国立衛生研究所)が開発した ImageJ がある。ImageJ は Java の VM 上で動作するため Windows, MacOS, Linux などの各種OSで動作し、8ビット,16ビット, 32ビットの各種画像フォーマットの画像を編集, 解析, 画像処理, 保存でき汎用性の高いソフトウェアである。また、プラグインや ImageJ が内蔵する Java コンパイラによって、さまざまな機能を自作し追加することができる。

(4) VTK(Visualization Toolkit) ⁶⁾

VTKは、3D コンピュータグラフィックス・画像処理・可視化のためのオープンソフトウェアである。CT や MR 画像などのボリュームデータの可視化法であるボリュームレンダリング表示を比較的簡単に実装することができる。有名な DICOM ビューワ Osirix などでも利用されており、さまざまな科学技術計算の可視化でも定評があるライブラリとなっている。

4. おわりに

本稿では、医用画像処理のプログラミングに必要な知識について概説した。プログラミングの初学者にとって、プログラミングの世界の全体像を俯瞰せずに学習を進めることは、道を誤ったり、迷ったり、遠回りの原因となると考える。この解説で医用画像プログラミングの全体像を把握し、今後の研究や開発の一助になれば幸いである。

画像部会では、医用画像処理プログラミングセミナー(プログラミング)を毎年計画しております。C言語による画像処理プログラミングを基礎から学ぶことができます。多くの皆様が、本企画により画像研究および画像部会に興味をお持ちいただき、その扉を開けていただけることを期待しております。

参考文献

- 1) 内山良一, 福岡大輔, (2)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)(基礎講座), 画像通信 画像通信 35(2), 60-65, 2012-10-01 公益社団法人日本放射線技術学会
- 2) 一般社団法人日本画像医療システム工業会(JIRA) : DICOM 規格書 原文&日本語, http://www.jira-net.or.jp/dicom/dicom_data_02_01.html (2017/1/20 アクセス)
- 3) DICOM@OFFIS: DCMTK - DICOM Toolkit<http://dicom.offis.de/dcmtk.php.en> (2017/1/20 アクセス)
- 4) OpenCV: OpenCV , <http://opencv.org> (2017/1/20 アクセス)
- 5) National Institutes of Health : ImageJ, <https://imagej.nih.gov/ij/index.html> (2017/1/20 アクセス)
- 6) Kitware: VTK, <http://www.vtk.org/> (2017/1/20 アクセス)

ワイヤレスタイプ可搬型 DR 「AeroDR fine」の開発

コニカミノルタジャパン株式会社 ヘルスケアカンパニー

営業統括部 営業推進部 X線営業部

中村 一起

〇はじめに

当社は、2011年に軽量・堅牢を特徴とした可搬型 DR「AeroDR*¹」(半切サイズ)を発売して以降、1717 サイズ(フルサイズ)、1012 サイズ(四切サイズ)とサイズラインナップを拡充し、2014年にはハードユースに耐えうる性能を徹底的に追求し、防水性能 IPX6 を確保、堅牢性を強化した「AeroDR PREMIUM*²」(半切サイズ)を発売。また、DR パネル単体だけではなく、様々な使用環境を想定したシステムをソリューションとして提供、病棟回診、在宅、災害、検診、クリニックでの DR 撮影に対応、DR 市場を牽引してきた。このたび、コニカミノルタは主に整形分野などで要求される画素サイズの高解像度化、さらなる被ばく低減・診断精度につながる基本画質性能の向上といった技術革新に取り組み、「AeroDR シリーズ」の新たなフラッグシップモデルとなるワイヤレスタイプの可搬型 DR 「AeroDR fine*³」を発売した。



Fig.1 AeroDR fine 概観

〇開発コンセプト

可搬型 DR が普及していく一方で、その課題や要求はまだ多い。ある病院施設ではほとんどの一般撮影を DR 化していく一方で、整形領域、例えば手指骨などの撮影画像ではその解像度に満足されないケースが存在する。同様に、頭部撮影におけるシャントバルブの描写や、小児領域の撮影など、昨今、DR 画素サイズのさらなる高解像度化が求められている。同時に画質面では、さらなる被ばく線量を低減可能な高感度化への期待も大きい。X線診断における被曝線量は、患者のために、少しでも低減することが常に要求されている。

また、重量、堅牢性に関しても各社特徴と謳いつつ、さらなる軽量化、堅牢性の強化などはパネルハードウェア

に求められる大きな期待と言える。従来モデルからも軽量化が図られているが、女性技師等の力の弱い技師からは作業の負担がまだまだ大きいという声も強い。

こういった課題や要求に対して、高解像度化や高感度化を実現し基本画質性能の向上を図り、DR 画像の新たな可能性を見出すことに挑戦、さらに従来より培われたハードウェア設計技術によりパネル筐体構造を一新、日常の使い勝手に妥協せず、さらなる軽量化、堅牢性強化、ハンドリング性能の向上を実現したのが AeroDR fine である。今回は AeroDR fine に搭載された技術、特徴を紹介する。

○AeroDR fine の特徴

1. 基本画質性能の向上

上記のとおり、整形分野における手指骨画像の拡大読影時の微細描出といった顧客要求に対応するため、AeroDR fine では画素サイズを従来モデルの $175\mu\text{m}$ から世界最小レベルである $100\mu\text{m}$ へと縮小した。これにより診断精度向上に寄与すると同時に、本来表現されるべき情報は新たな DR 画像の可能性を引き出すことに期待したい。また、ビニング処理により、 $100\mu\text{m}/200\mu\text{m}$ 両方の読取が可能となっており、撮影プロトコルに応じて使い分けすることが可能となっている。

しかし、画素サイズを従来製品の $175\mu\text{m}$ から $100\mu\text{m}$ へと縮小したことに伴い、画素面積が従来の約 $1/3$ 倍となり、TFT センサーパネルの SN 比の低下が課題となる。我々は以下の新規技術を採用する事で、センサーの感度向上とノイズ低減を行い、従来製品より高い画質性能を達成した。

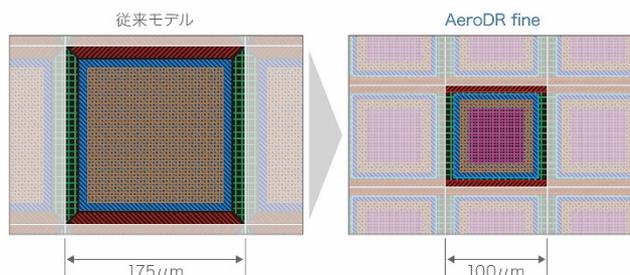


Fig.2 画素サイズ $100\mu\text{m}$

1.1 高性能 TFT 素子の採用

TFT センサーパネルの感度向上には1画素当たりの TFT 素子が占める面積を小さく、フォトダイオード面積率を大きくすることが重要である。また、ノイズ低減のためには信号線の寄生容量を低減する事が望ましい。これら要件を満たすためには、スイッチ素子である TFT 素子面積は最小にすることが必要である。AeroDR fine の TFT 素子は半導体層の性能改善により単位面積当たりの駆動能力を従来比約 1.6 倍に向上している。この素子の採用により TFT 面積を縮小し、従来素子で設計した場合に比べ、感度を 5%向上し電気ノイズを 10%低減することが実現出来た。

1.2 高感度フォトダイオード素子の採用

TFT センサーパネルはシンチレータが発光した光をフォトダイオードのアモルファスシリコン層で吸収し電荷に変換している。アモルファスシリコン層の光入射面側には電極形成や素子保護を目的とした透明層が複数形成されている。これらの膜による入射光の減衰によりフォトダイオードの感度低下が生じている。AeroDR fine ではこれらの透明膜の構造を光学的に最適化し光の減衰を最小限に抑えた。その結果、単位面積当たりのフォトダイオード感度は従来比 1.4 倍の向上を実現した。

1.3 低ノイズ読み出し IC の採用と設計最適化

電気ノイズの低減には、新規に低ノイズで高速読み出しが可能な読み出し IC (Read Out IC: 以下、ROIC) を採

用し、ROIC と TFT センサーパネルの電気特性の整合の最適化により対応した。これにより従来製品に対し、40%の電気ノイズ低減を実現した。

これらの新規技術の採用により、TFT センサーパネルの高精細化を実現しながら、1画素あたりの SN を従来同等を確保したことにより、単位面積あたりの SN 比を向上し、画質性能指標である DQE (1mR, 1cycle/mm) を従来機の 51% から 56% へ向上させる事に成功した。この DQE 向上により、線量対雑音指数も良化し、従来機より 20% の線量低減を達成した。

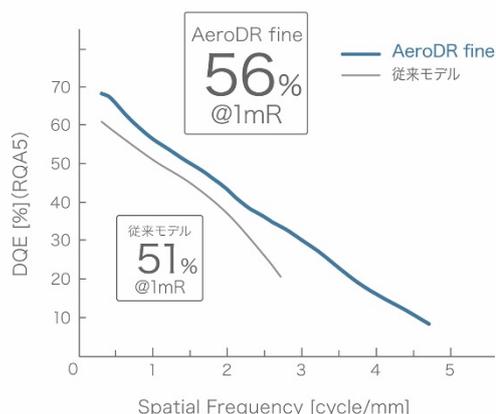


Fig.3 DQE(1mR,1cycle/mm)比較グラフ

2. 堅牢性の強化

AeroDR fine では、従来モデルとは筐体構造を一新し、曝射面側カバー(フロント板)と非曝射面側カバー(バック板)による 2 ピース型の筐体構造を採用した。

落下によるパネルへのダメージは、小さな領域に応力が集中する角部からの落下において最も大きい。外装が大きく変形したり、割れたりすると、内部部品の破損につながる。そこで、衝撃を受け止めるフロント板を、比強度に優れたカーボン素材で、かつ角部の繊維が連続的になるシームレス積層構造により形成し、堅牢性を強化している。さらにコーナーブロックにはオーステナイト系金属を採用。削れ・割れからも防止できるような構造となっている。それにより角部の強度を向上させ、軽量性を維持しながら目標である 120cm からの落下に対する耐性を確保した*4。120cm という高さは、立位撮影台へのパネル挿抜時の落下等を想定し設定している。また、荷重シミュレーションを徹底的に実施し、パネル内部の構造配置を最適化することで、耐荷重性能に関しても従来モデル以上の試験結果となっている。面荷重(有効画像領域)400kg、点荷重 180kg を達成した*5。

2ピース型筐体

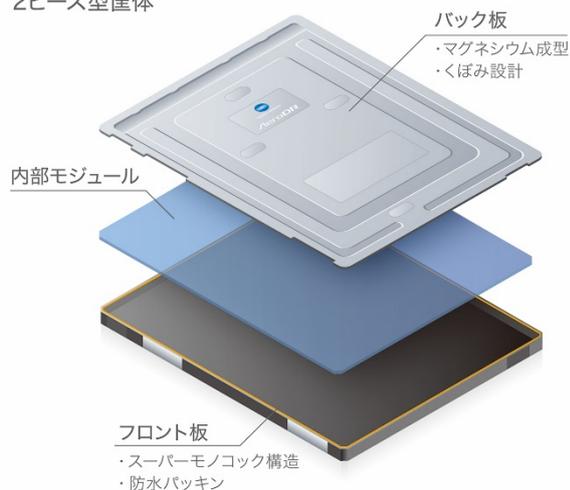


Fig.4 2 ピース型筐体構造を採用

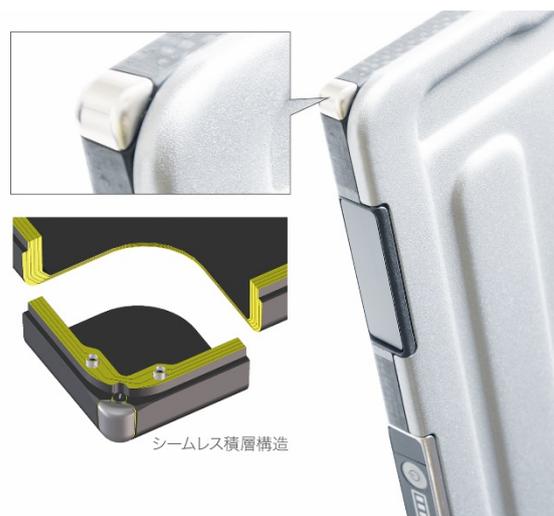


Fig.5 シームレス積層構造

防水性能については、従来モデルである AeroDR PREMIUM より、IPX6 に対応したが、AeroDR fine では、弾性を有した防水パッキンを 2 ピース型筐体の中に挟む構造を採用したことにより、大きな衝撃を受けて外装が一時的に変形した際にも、外装に追従しシール性を保つことができるため、落下等による衝撃力を受けた場合でも防水性能を維持しやすい構造となっている。*6

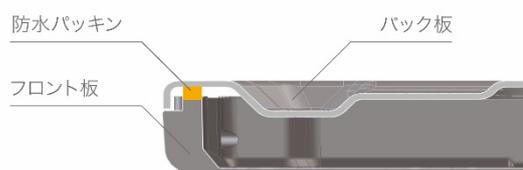


Fig.6 防水性能を維持しやすい構造

3. くぼみ設計による握力低減効果

グリップ性を向上させるために、外装の一部にくぼみを設け、指を引っ掛けるようにして持てる構造を盛り込んだ。くぼみによって把持力(保持するために必要な握力)の低減が期待できる。実験の結果、くぼみの深さ1mm 毎に把持力が約 10%低減されることを確認している。製品への適用に際し、技師が撮影作業中を持つ頻度の高いパネル上辺側には深さ約 4mm, その他の辺には深さ約 2mm のくぼみを設けた。約 2mm のくぼみでは約 20%相当の把持力低減効果となり、カセットの実重量 2.6kg に対し、把持力は約 2.1kg 相当となり、使用後の疲労感や落下に対する不安が大幅に軽減されることを期待する。

くぼみによる握力低減効果

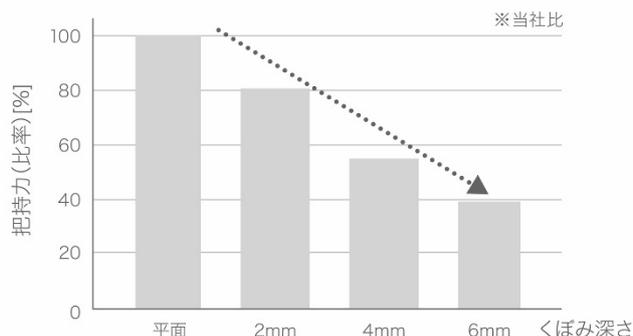


Fig.7 くぼみ設計による握力低減効果

○さいごに

本製品の製品化にあたり、多くのご意見・ご要望をいただいた。ここに感謝の意を表するとともに、本製品が臨床の場の生産性向上、患者様の負担軽減に少しでも寄与することを期待する。コニカミノルタは今後も更なる製品開発を行い、医療の質の向上に貢献していく。

【AeroDR fine 主な仕様】

製品タイプ	ワイヤレスタイプ可搬型DR
シンチレーター(蛍光体)	CsI(ヨウ化セシウム)
外形寸法	384(W) x 460(D) x 15 mm(H)
重量	2.6kg
画素サイズ	100 μ m/200 μ m
使用可能なグリッド	34 本/40 本/60 本
DQE	56%(1mR,1cycle/mm) 72%(1mR,0cycle/mm)
耐衝撃* ⁴	落下 120cm
耐荷重* ⁵	点荷重:180kg@40mm Φ 面荷重:400kg@有効画像領域全面 2 辺支持荷重:130kg
防水性能* ⁶	IPX6
サイクルタイム* ⁷	約 4 秒(無線/有線接続時)
バッテリー種類/バッテリー形態	リチウムイオンキャパシタ/内蔵式
バッテリーフル充電所要時間	30 分以内

*¹ AeroDR は、「デジタルラジオグラフィイー AeroDR SYSTEM(製造販売認証番号:225ABBZX00011000)」の呼称です。

*² AeroDR PREMIUM は、「デジタルラジオグラフィイー AeroDR SYSTEM2(製造販売認証番号:226ABBZX00050000)」の呼称です。

*³ AeroDR fine は、「デジタルラジオグラフィイー SKR 3000(製造販売認証番号:228ABBZX00115000)」の呼称です。

*⁴ パネル 4 角 4 辺 2 面方向に計 10 回落下。測定方法は当社基準による。本製品の耐衝撃性能は、無破損・無故障を保証するものではありません。

*⁵ パネルに負荷されても画像及びパネルに影響しない静荷重(有効画像領域全面)。測定方法は当社基準による。本製品の耐荷重性能は、無破損・無故障を保証するものではありません。

*⁶ 本製品の防水性能は、完全防水、無破損、無故障を保証するものではありません。

*⁷ 機器構成、及び使用環境により性能は異なる可能性があります。記載の性能は、画素サイズ 200 μ m 選択時、及び X 線発生装置との曝射連動時。

DICOM Viewer ソフト FO-BS の紹介

つがる西北五広域連合 つがる総合病院 診療画像情報部

船水 憲一

1. はじめに

平成 17 年度に「DICOM ビュワーソフトの構築に関する研究」として日本放射線技術学会東北支部へ研究助成の交付を申請した。そこで、作製されたものが FO-BS である (Fig.1)。

FO-BS とは、このアプリケーション作製に携わったスタッフ (施設名は当時のもの 船水憲一:五所川原市立西北中央病院、福田 和也:公立岩瀬病院、大久 敏弘:栗原市立栗原中央病院、坂野 隆明:みやぎ県南中核病院、佐々木 喬:石巻市立病院、佐藤 和宏:東北大学病院) のイニシャルをまとめたものである。コンセプトは、既存のアプリケーションに対して明確な違いを持つことと、ユーザー自身で DICOM 画像の理解を促せるものとした。

世界的に有名な ImageJ を含めてフリーの DICOM ビュワーは、既に多数存在していたが、Tag 情報にコントロールされない画像データの表示を可能とするものがなかった。例えば、画像表現の濃淡は、画像データを反映しているのか、Tag 情報でコントロールされているのか、不明な場合がある。DICOM ビュワーではあるが、画像データとして本来持っているデータ値の表現に関して検討とともに、CT の PSF 画像を使用した自動 MTF 測定機能や、ウィナースペクトル (現 NPS) の測定機能も追加した。

平成 26 年度には、船水 憲一:つがる総合病院、大阪 肇:秋田県成人病医療センター、大湯 和彦:弘前大学医学部附属病院の 3 名で、CR, FPD のチャート法による MTF 自動測定用のアドオンの開発を行った。

今回、この FO-BS の機能とプログラムアルゴリズムに関して紹介する。

2. 統合開発環境

平成 17 年度、アプリケーションを作成するにあたり、当時チームリーダーの大久氏は、スタッフに Delphi6 のライセンスフリー版を配布した。一番のメリットは、exe ファイルのみで起動できるアプリケーションが作製できる点であり、多くの方々に配布した場合、トラブルが少ないと考えられた。デメリットは、現在無期限のフリー版がなく、当時と違い高価なところがあげられる。現在は Delphi® XE5 Embarcadero® で作製している。

3. 画像データ入力

3-1. 対象画像データ

FO-BS では、16bit の DICOM データと raw データ (DICOM 以外のデータ) を対象にしてある。どちらのデータもドラッグ&ドロップで表示可能である。

3-2. DICOM データ

基本的には Preamble に \$00 が 128 バイトあること、続いて、DCIM の 4 文字があること、そして転送構文が明記されていることの 3 つの条件がクリアされた場合のみ

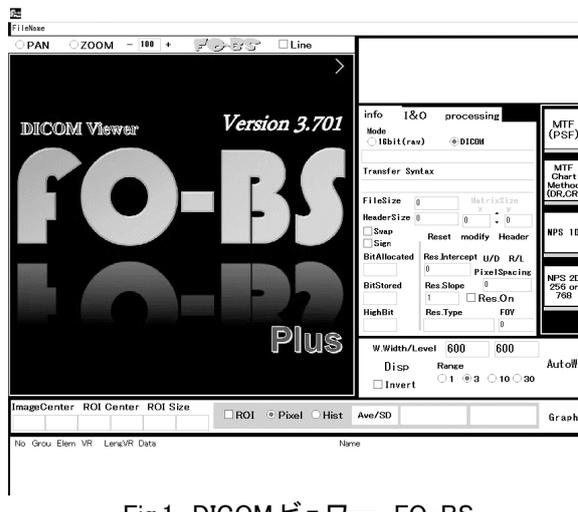


Fig.1 DICOM ビュワー FO-BS

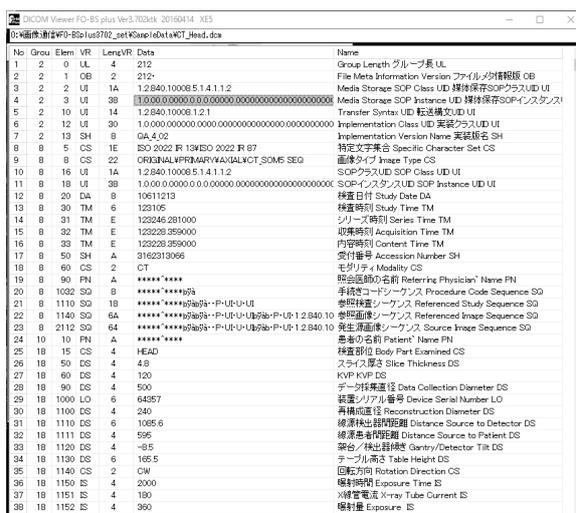


Fig.2 Tag 情報の表示

DICOM とみなし、表示可能としてあるが、それ以外の条件へも対応してある。

FO-BS を立ち上げ、Mode を DICOM として、DICOM データをドラッグ&ドロップすると Tag 情報から読みとったマトリクスを確認の意味で表示する。「OK」とすることで画像表示される。ここで、CT 画像のみ、再構成関数が画像右上に表示される(Tag 情報にある場合のみ)。詳細な Tag 情報は、アプリケーション下部に表示されるが、この部分をダブルクリックすると、表示領域が拡張される(Fig.2)。

Tag データは、「医療におけるデジタル画像と通信(DICOM) 第6部:データ辞書」の PDF を Microsoft 社の WORD、EXCEL で処理後、プログラムソースに張り付けた。アプリケーションを起動した場合に、まずプログラム内にある Tag 情報をメモリ内に読み込み、内部辞書とし、DICOM データの Tag 情報と照合する。VR に関しては、明示的 VR は、そのもののデータを使用し、暗黙的 VR は、内部辞書から取得している。

3-3.raw データ

raw データでは、Mode を 16bit (raw) にし、対象データをドラッグ&ドロップすると、画像ファイルサイズから正方形と推定したマトリクスが表示される。値が異なる場合は、マトリクス数を入力する。次に Pixel Size を入力すると画像が表示される。

CR, FPD に関して、外資系システムでは、raw データが DICOM 出力対応のものもあるが、国産システムでは、少ないようである。各社 Pixel Size や Image Receptor の構成マトリクス数も異なるため、ファイルサイズによりメーカー、FPD か CR かの判別、IP サイズ、Pixel Size までもが一意となる。そこで、国産 2 社においては、CR、FPD データのファイルサイズから推定し、画像表示できるように設定した(富士フィルムメディカルの場合、拡張子 hq では、解凍済みのもの、また、Konica Minolta Japan の場合、拡張子 img、cimg)。これらは、ドラッグ&ドロップで表示可能である(Fig.3)。表示する前に、どのメーカーのどのサイズで Pixel Size がいくらかということを表示してから、マトリクス数を表示し、異なった場合は、その場で修正可能である。



Fig.3 raw データの表示

4. 画像情報

4-1.Tag 情報表示

Tag から読みだされた主な撮影条件は、アプリケーション右上部に表示され、中央部の Info 部分には、ファイル名、転送構文、ファイルサイズ等数々のパラメータが表示される。初期状態は、Tag から読みだした Rescale パラメータ(画素値の線形変換の切片のパラメータである Rescale Intercept、傾きのパラメータである Rescale Slope)に依存せずに表示されるが、Res.On にチェックを入れると、Rescale 変換された表現となる。この Rescale の On・Off は、プロファイルカーブ、ROI の標準偏差、平均値測定、ウィンドウ幅、レベルにも反映される。

FO-BS は圧縮された DICOM 画像には、対応していないが、Tag 情報は圧縮されていないため、転送構文の表示は可能なため、どのような圧縮ファイルかを知ることができる(Fig.4)。

Pixel Spacing は、Tag 情報から読み取るが、これに関する情報は、4 つほどあり、メーカーによって、その Tag の使い方が異なる。したがって特定の Tag のみを検索



Fig.4 圧縮ファイルの転送構文

しても、Pixel Spacingとして取得できない場合がある。Table 1は、4社のFPDと2社のCRのPixel Spacingに関わるTagをまとめたものである。画像受像機画素間隔を表すGroup18、Element1164(以下(0018,1164))は、各社、値があるものの、GEだけは、検出器構成要素物理的寸法(0018,7020)、検出器構成要素間隔(0018,7022)と区別している。一方、Carestreamは、この3つのTagを同じ値としている。国産2社は、CRとFPDのTag扱いを同じとしていて、検出器構成要素とは、解釈していない。さらにFUJIのCRでは、画像受像機画素間隔をIPの読み取り時のサンプリングピッチとしていて、画素間隔は、出力画像のサンプリングピッチ(標準密度、高密度)としている。ちなみにCT、MRIでは、(0028,0030)を使用している。そこでFO-BSでは、(0028,0030)の画素間隔を検索して値がなければ、(0018,7022)を検索して値を取得している。FOVに関しては、再構成直径(0018,1100)を検索して値がなければ、横列(0028,0011)とPixel Spacingを積算した値としている。

Table1 Pixel Spacing に関わる Tag

DICOM Tag			FPD				CR		CT
Group	Element	項目名	FUJI	KonicaMinolta	GE	Carestream	FUJI	KonicaMinolta	
18	1164	画像受像器画素間隔	0.05¥0.05	0.175¥0.175	0.198800¥0.198800	0.139¥0.139	0.10¥0.10	0.175¥0.175	
28	30	画素間隔	0.05¥0.05	0.175¥0.175		0.139¥0.139	0.20¥0.20	0.175¥0.175	0.46875 ¥ 0.46875
18	1149	視野の寸法	296¥236		402¥372	249¥302			
18	1100	再構成直径							240
18	7020	検出器構成要素物理的寸法			0.200000¥0.200000	0.139¥0.139			
18	7022	検出器構成要素間隔			0.200000¥0.200000	0.139¥0.139			
28	10	縦列	5928	1994	2022	1792	2140	1722	512
28	11	横列	4728	1572	2022	2176	1760	1430	512

4-2. マトリクス数不明画像

マトリクス数が、まったく不明なデータを扱う場合を想定して、アシスト機能を設けた。不明なデータが表示された場合、Matrix Sizeの表示部分にある上下の矢印ボタンのどちらかを押し続けることにより横方向のマトリクス数が増減し、リアルタイムで画像表示される(Fig.5)。正しいマトリクス数に近づくと、画像上のストライプの線が太くなり、最終的にずれのない画像表示となる。次に、modify ボタンをクリックすると縦マトリクスを計算し表示する。Header ボタンは、縦、横マトリクスが定まったときクリックすると、ファイルサイズから縦マトリクス×横マトリクス×2 倍の数を差し引いたものが、Header Size として表示される。

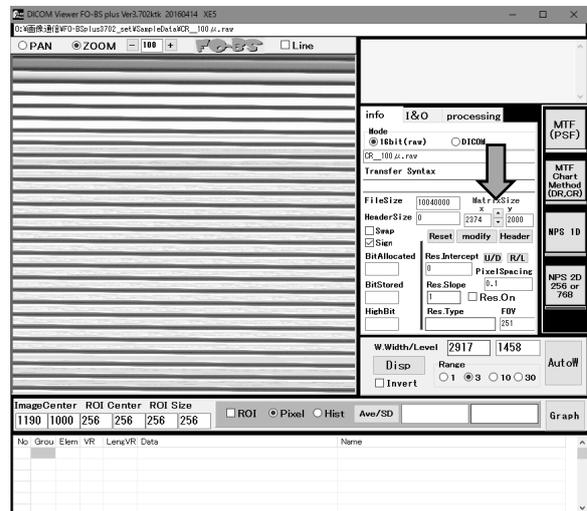


Fig.5 画像表示アシスト機能

4-3. Window Width、Level

画像の表示条件は、Window の width(以下 WW)、level(以下 WL)で調整する。ダイレクトに値を入れて Disp ボタンをクリックすると、その条件で表示される(マウス操作でも可能である)。

Res.On にチェックが入っている場合、Rescale Slope、Rescale Intercept の値で計算された画素値で扱われるため、チェックが入っていない場合と WW、WL が異なる。

4-4. Auto Window

画像表示条件の自動化を図った (Fig.6)。画像全体のヒストグラムを求め、その幅を WW、平均値を WL とする手法が簡易的だが、CTのような構成画素値のダイナミックレンジが広いものでは、低コントラストの画像表現になってしまう。そこで、目的物体の存在領域を得るため、画像の周辺分布を用いた Auto Window を検討した。

周辺分布とは、画像の X 軸、Y 軸それぞれの方向に画素値を加算平均しプロファイルカーブとしたものである。対象の存在を概略的に捕らえることが可能であるが、プロファイルの形状によっては、対象が分離できない場合がある。今回は、目的が分離ではなく、ある一定の条件を満たす領域検索に使用した。Fig.7 のように周辺分布のプロファイルカーブの最大値の 90%領域を存在領域とし、そのヒストグラムの最頻値の 5%以上で求まるダイナミックレンジを、WW、WL の設定に活用した。

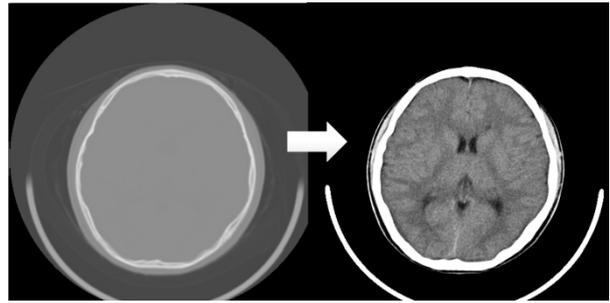


Fig.6 Auto Window の効果

4-5. profile curve 機能

画像のプロファイルカーブの表示とそのデータ値のクリップボードへの保存が可能である。表示されるグラフは、拡大表示や、移動が可能である。また、Res.On にチェックがある場合、Rescale Slope、Rescale Intercept の値で計算された画素値として表示される (Fig.8)。

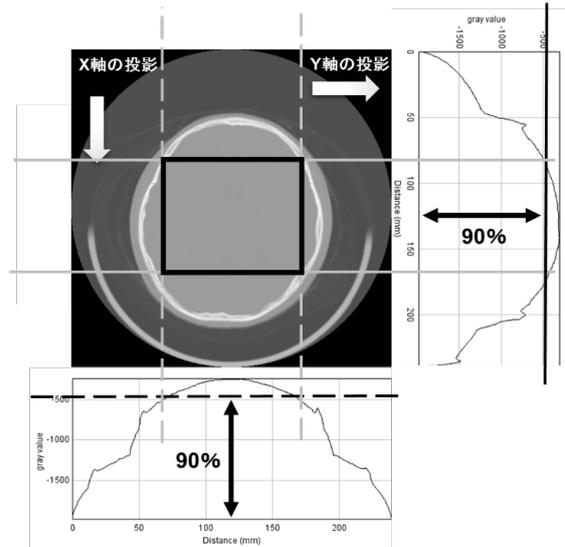


Fig.7 周辺分布法

4-6. ROI 機能

ROI 機能は、画素値の取得や、ヒストグラムの測定が可能である (Fig.9)。ROI に関しても、Res.On にチェックが入っている場合、Rescale Slope、Rescale Intercept の値で計算された画素値、ヒストグラムとして計算される。さらに、この結果もクリップボードに保存される。ROI の場合は、マウス操作ばかりではなく、ROI サイズ、位置を手入力で設定することもできる。異なる画像で、同じ位置、同じサイズで測定したい場合に使用できる。Fig.8 と Fig.9 に使用されている CT 画像は、同じものであるが、CT 値を示すプロファイルカーブの縦軸とヒストグラムの横軸のスケール、ならびに WL が異なるのは、Res.ON のチェックの有無によるためである。

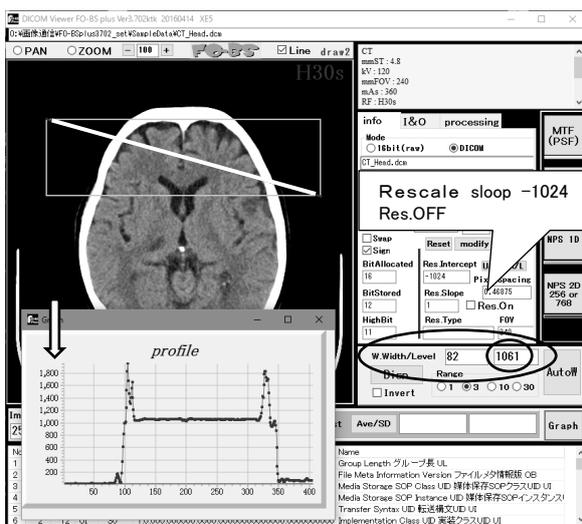


Fig.8 プロファイルカーブの表示

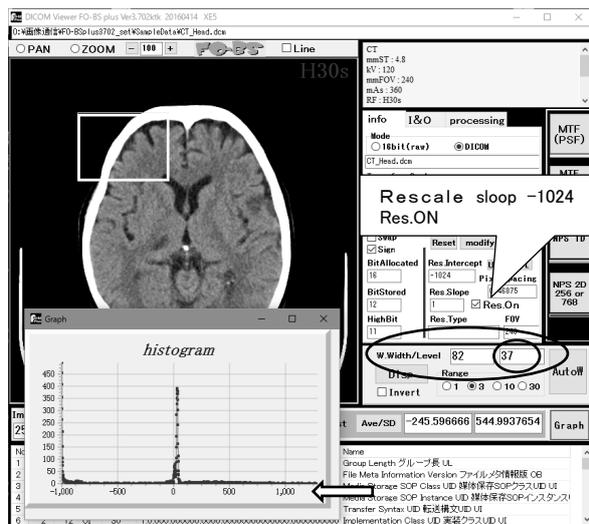


Fig.9 ヒストグラムの表示

5. 各種測定機能

5-1. ワイヤ法による CT 画像の MTF 測定

CT 画像の PSF(点像強度分布:point spread Function)に対して、仮想スリットによるプロファイルカーブを得て、FFT により MTF を得る機能である(Fig.10)。

メニューの MTF(PSF)ボタンをクリックすると、測定用ウィンドウの Pixel Value の Tab が表示され、画像中心部 256×256 領域(あるいは選択領域)が切り取られ、スプレッドシートに表示される。

次に、LSF の Tab を選択すると、PSF の最大値を自動検索し、その最大画素値を中心としたラインを上下方向に加算してプロファイルカーブを得る。UP、DOWN をクリックすることにより、加算ライン数(Line#)が加減され、リアルタイムに LSF がグラフ表示される。Baseとは、PSF の裾野のゼロイング処理のパラメータであり、デフォルトで1である。この数値は、PSF の裾野から画素値が上昇、下降するのを 1 カウントとし、もう一度上昇下降すると 2 カウントとする。Base が 1 とは、裾野から上昇下降が一回終了したところでゼロイングを行うことを意味している。0 の場合は、PSF 両端の各 32 個のデータの平均値を使用し、PSF 全体のレベル調整のみを行い、裾野の変動は、そのままとなる。

MTF のタブでは、加算ライン数(Line#)に応じた MTF のグラフが、50%、10% MTF の値とともに表示される。なお、MTF のフーリエ変換には、FFT を用いていない。これは、データ数が 2 のべき乗でなくても対応させるためである。MTF data list のボタンをクリックすると、MTF の値がテキスト表示される。この枠内を右クリックし、「すべて選択(A)」、再度右クリックして「コピー(C)」とすると、クリップボードにコピーされる。

change の Tab は、加算ライン数(Line#)の変更による、MTF の最大値とそのときの空間周波数および 0.2cycles/mm の時の MTF の値をリアルタイムに示す。Fig.11 では、25 ライン以上が一定の値となっているのがわかる。加算ライン数の目安(値の安定度)が観察できる。

5-2. チャート法による DR、CR の MTF 測定

日本放射線技術学会 画像分科会で開催している DR セミナーでは、CR,FPD の MTF 測定に関し精度の高い測定法の習得が可能である。そのワークフローをアプリケーション化したものである。このアプリケーションで使った MTF 傾斜角度計測プログラム、MTF プロファイル合成プログラムのアルゴリズムは、日本放射線技術学会監修『放射線技術学スキル UP シリーズ 標準 デジタルX線画像計測』のプログラム(名古屋市立大学病院中央放射線部 東出 了氏作製)のものを改変、準じて使用している。

チャート法での MTF 測定は、大きく分けると、1. デジタル特性曲線測定 2. チャート撮影 3. 試料データ作製 4. データの取り出し 5. ImageJ で合成プロファイルデータ取得 6. EXCEL で計算、グラフ化という 6 つ

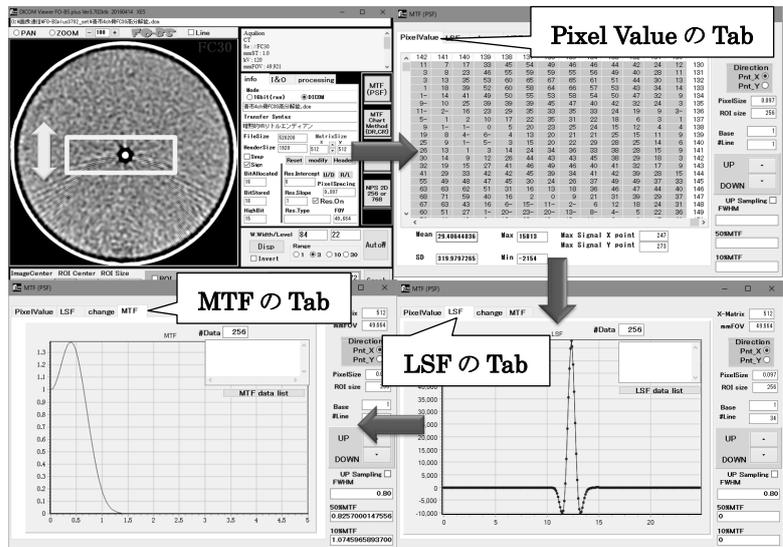


Fig.10 ワイヤ法による CT 画像の MTF 測定

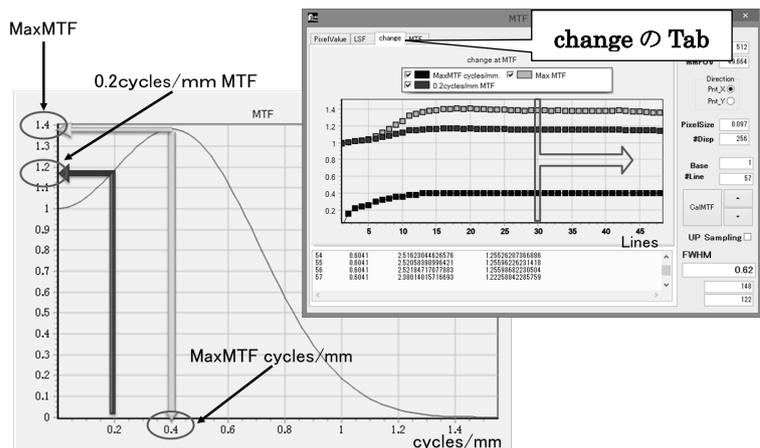


Fig.11 Line 数の変化による MTF の変化

の処理が必要であるが、4,5,6 の工程をアプリケーション化した。

チャート法のチャートは、Type1 (化成オプトニクス株式会社あるいは同等品)に限定した。これは一般的によく使用されているものであり、かつ入しやすいためである。

実際の手順として、まず、チャート画像が撮影された raw データを取得する。データ形式に合わせて、FO-BS の Mode を raw か DICOM を選択し Drag & Drop で画像を表示する。次に MTF Chart Method ボタンをクリックし、チャート法測定専用のアプリケーションを開く。そこで、チャート認識ボタンをクリックするとチャートを認識し、チャート 4 隅にマーカーを表示する (Fig.12)。その後、角度領域認識ボタンをクリックすると、チャートの 0.05cycles/mm の領域を検索し、その中央に矩形 ROI を表示し、チャート角度が表示される (Fig.13)。

チャート領域と傾斜角度測定後、OK ボタンをクリックすると合成プロファイルを表示する (Fig.14)。ノンニアシステムの場合は、デジタル特性曲線の傾きを入力し ReTRY ボタンをクリックすると、合成プロファイルを露光量変換する。最後に MTF ボタンをクリックすると MTF が表示され、DataList に MTF 値が表示される。

つまり、チャート画像を表示し、認識後、角度測定し、MTF の測定ボタンをクリックするだけで MTF が求められる。

データ情報として、ファイル名、仮想サンプリングピッチ、チャートデータ 切り出しの幅、高さ、座標 (チャート画像を ImageJ で表示した場合に、ImageJ の Specify を使用してこの座標、サイズを入力すると、全く同じ範囲が切り出せる)、チャート画像サンプリングピッチ、チャートの傾斜角度が付帯する。また、DQE (Detective quantum efficiency) 用に、MTF の周波数間隔を、任意の値で補間処理可能としている。

チャート認識のアルゴリズムは、チャート像の外周ラインをいかに検出するかで検討した。まず、チャート像のファイルサイズに関係なく 512×512 サイズのミニチュアイメージを作製する。これは、認識の妨げになるチャート像の各周波数部分を量すとともに、計算時間の短縮を図るためである。そして、バックグラウンドノイズ低減のためカーネルサイズ 3×3 のメディアンフィルタ処理を行う。次にカーネルサイズ 5×5 のガンマ補正関数処理 (ガンマ 20) を行い、信号値の高低差を広げた。続いて、カーネルサイズ 3×3 の Range フィルタ (Maximum Filter - Minimum Filter) でエッジを検出後、カーネルサイズ 5×5 のガンマ補正関数処理 (ガンマ 5) を行い、さらなる信号値の高低差を広げる (Fig.15)。チャートを X 線紋りで絞った場合、チャート像外縁と X 線紋り辺縁の 2 か所に大きな信号の高低差ができる。チャート像は、イメージングレセプターに密着している場合、チャート外縁の信号値の高低差は、高いが、X 線紋り辺縁は、やや緩い。したがって、ガンマ補正関数処理でバックグラウンドが切り出され、チャート像領域が持ち上がり、Range フィルタで高低差の緩急により、絞り部分のエッジ以上にチャート部分のエッジが高くなり検出可能となった (Fig.16 ただし、X 線紋りマスクをレセプターに密着して使用した場合は、検出不良が考えられる)。なお、各フィルタのカーネルサイズやガンマ補正関数のパラメータは、多数の画像を用いての経験値である。また、HighBit 11 を超えるデータには、Log 変換による信号値の圧縮処理を施した。

物体の輪郭が検出でき、閾値を決めて2値化するのが理想的ではあるが、予備実験では、背景信号のトレンド

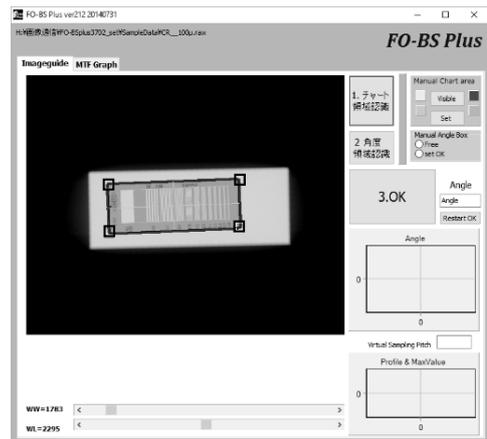


Fig.12 チャート像の認識

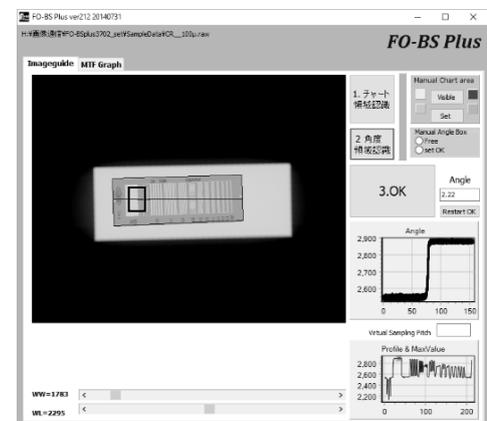


Fig.13 角度測定

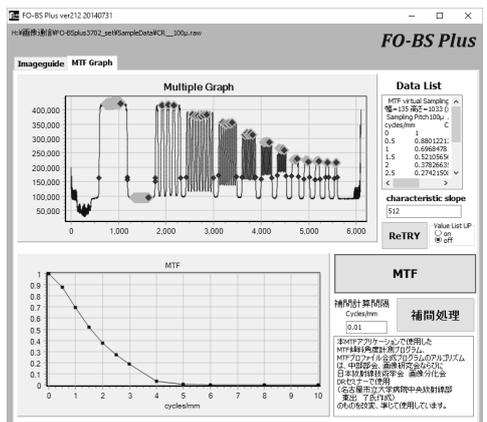


Fig.14 MTF 測定結果表示

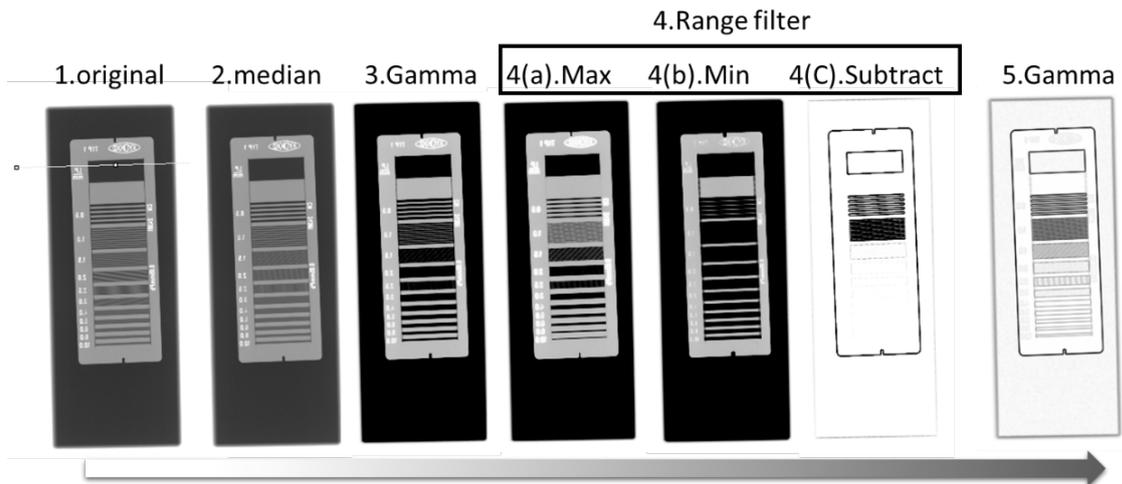


Fig.15 フィルタ処理によるチャート像の変化

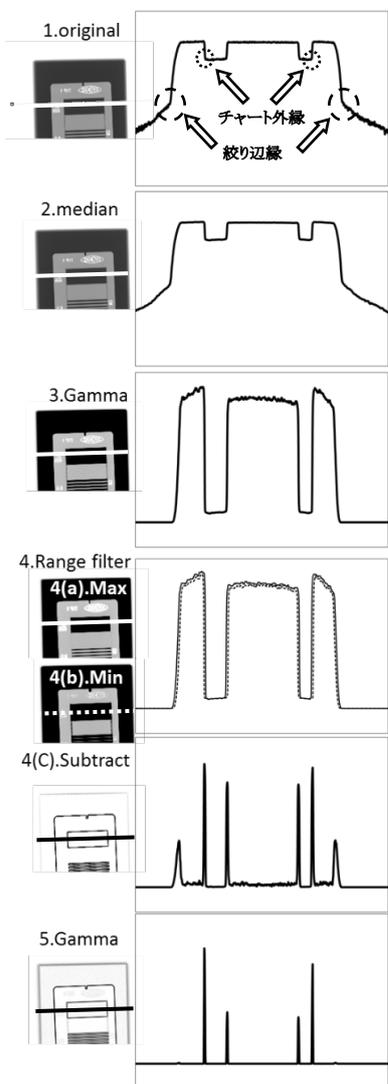


Fig.16 フィルタ処理による
0.05cycles/mmのプロファイルカーブ
の変化

が影響し難い結果となった。そこで、画像の垂直方向、水平方向の各列、各行毎の信号値の第1最大値と第2最大値を求めることとした(第1最大値と第2最大値は50pixel以上離れていることを条件とした。これは、チャート像の周辺を表す上下左右の2組の信号値のピークを得るためである)。

最大値を検出後、それらを加算した画像に対し、信号の有無により2値化する。そしてカーネルサイズ5×5で膨張処理を行い、あらかじめマーキングしておいた最大値の座標を始点とした再帰処理で走査し、チャート周辺を抽出する。その後、画像の4隅からチャート周辺像への最短距離を求め、チャート像の右上部、左辺上部、右辺下部、左辺下部の座標を求める(Fig.17)。この座標を使用し、チャートの方向(縦置き、横置き)、右上がり、左上がり(傾き方向)を推定するとともに、チャートの中心位置、チャートのプロファイルカーブ(各 cycles/mm 検出用)を求める。

チャート像の角度を求めるために、0.05cycles/mmの部分

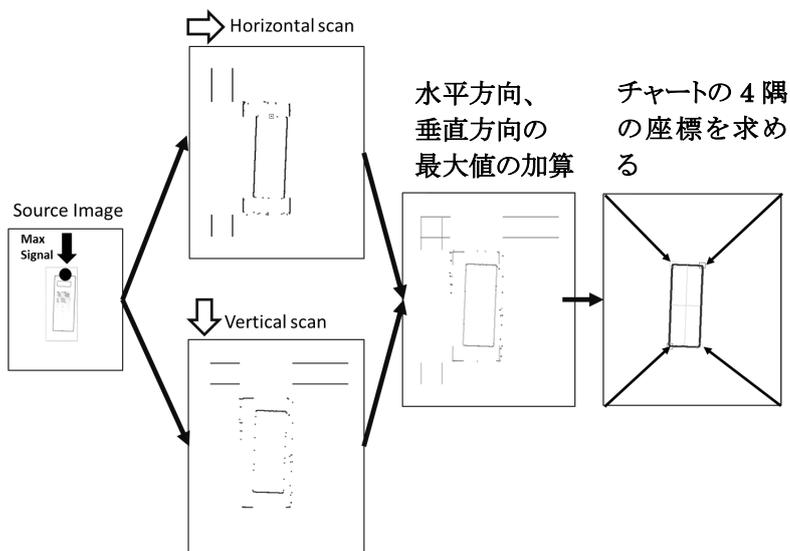


Fig. 17 水平、垂直方向の最大値とその加算画像

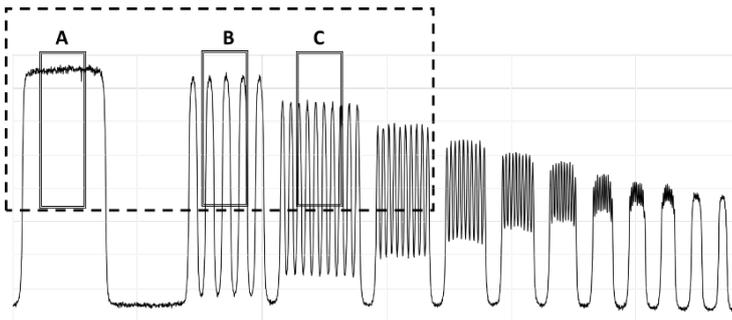


Fig.18 0.05cycles/mm の検索

次に、0.05cycles/mm の高信号部分と低信号部分との境界を求め、角度測定用の ROI を設定する (Fig.19)。チャート角度測定アルゴリズムは、前述したように東出氏のマクロを改変している。このアルゴリズムは、0.05cycles/mm の高信号部分と低信号部分の各中央部分の平均値を求め、その 2 つの値の平均値を閾値として、この値にあたる座標を求める。デジタル画像のため、座標は本来整数値であるが、あえて実数値の座標を求め、この座標群に対して最小二乗法を使用して傾きを求める。確認用に角度測定領域の合成プロフィールカーブが表示されるが、プロフィールカーブがばらついていない場合、角度値を再入力すると入力した値でプロフィールカーブを書き直す。Fig.20 は、チャート角度-1.53 で測定されたものをあえて角度-3 で再入力した場合の合成プロフィールカーブとその拡大図である。角度が合わないため角度-3 のプロフィールカーブがばらついてるのが明らかである。

合成プロフィールの作製に使用するデータ領域は、チャート角度によってはデータが取得できない場合が考えられるため、チャート角度に対応してデータ領域範囲を可変している。

合成プロフィールから MTF を測定するにあたり、各 cycles/mm の分別が必要となるが、各 cycles/mm のインターバルの距離をピーク間距離と Pixel size より推定、分別しマーキングした。その後、各 cycles/mm 毎にフーリエ変換して MTF を求めた。その際に、最初と最後の各 2 ピークは (0.5cycles/mm は、各 1 ピーク)、安定しないため計算データには含めていない。

5-3. 仮想スリット法による 1 次元 Noise Power Spectrum (以下 NPS) 測定

CT、DR 等での 1 次元 NPS 測定機能である。測定対象領域内に、セグメントと呼ばれる小領域を想定し、その中を仮想スリットで走査し得られたプロフィールカーブに対してフーリエ変換する。求められた結果を加算平均して NPS を求める。

まず、測定対象となる試料データを開く。次に、「ROI Size」に測定範囲の大きさを入力後、「ROI」にチェックをし、マウスで測定領域に ROI を移動する。「ROI Center」に座標を入力後、再度「ROI」のチェックを入れ直す、あ

を検索する。当初、プロフィールカーブの最大値を求めることで、0.05cycles/mm の検出に成功していたが、ある画像ファイルで、0.5cycles/mm の信号値が最大値となった例があった。そこで、チャートプロフィールカーブの平均値より高い部分限定で、微小区間の標準偏差が一番低い領域を、0.05 cycles/mm とすることにより検出精度を高めた。Fig.18 に示すように、0.05cycles/mm である A 領域が当然 B、C よりも標準偏差が低くなる。

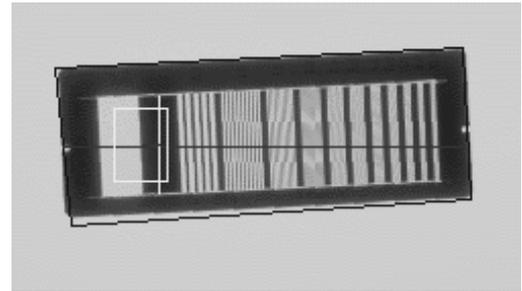


Fig.19 チャート角度計測用 ROI の設定

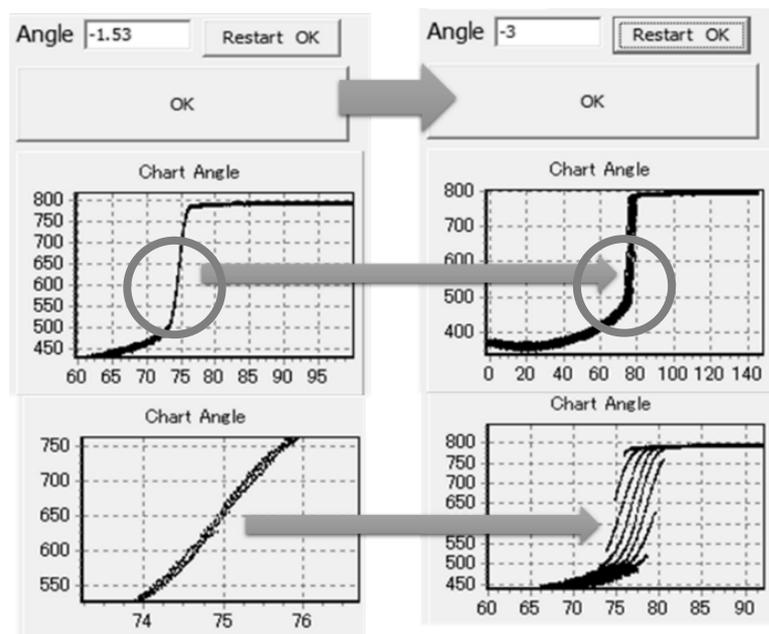


Fig.20 チャート角度の評価

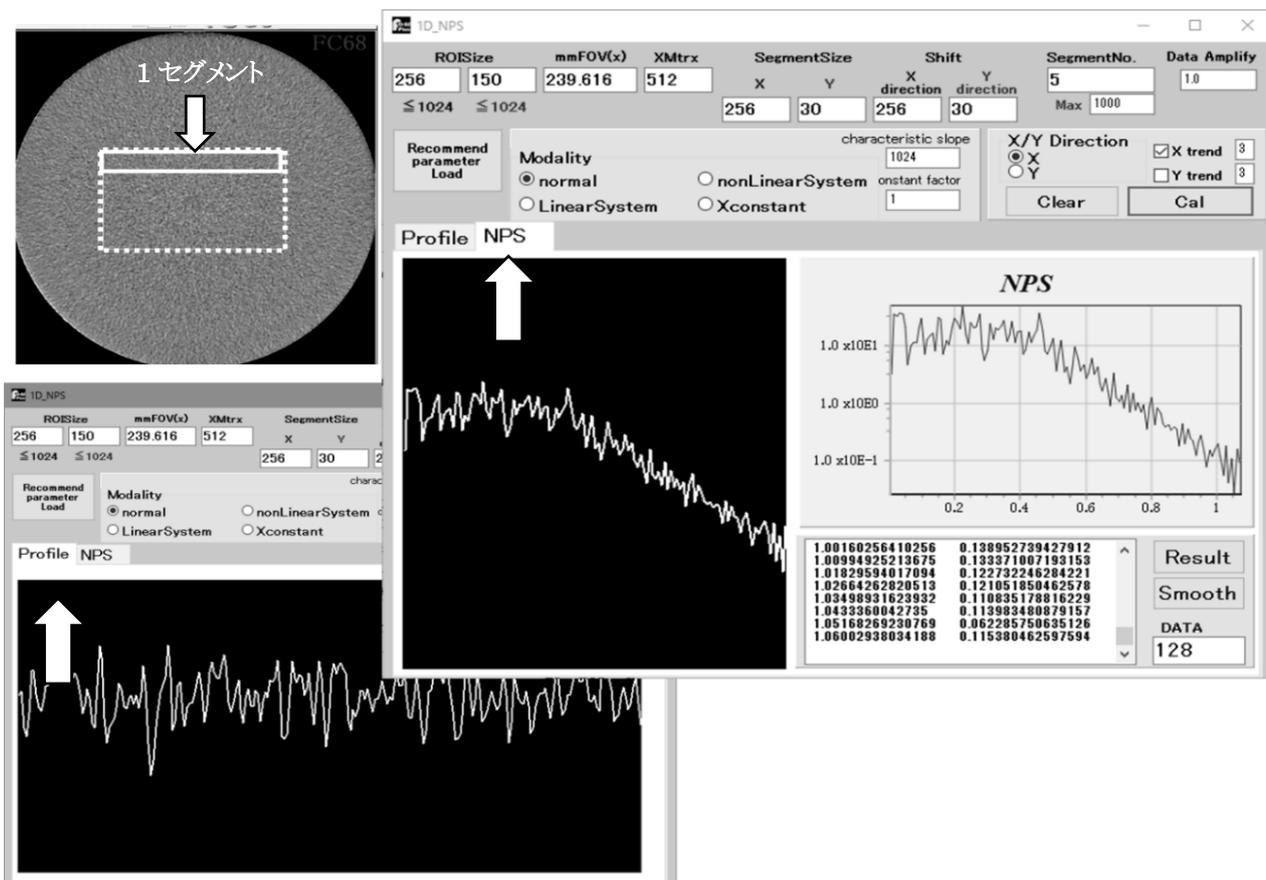


Fig.21 1次元 NPS 画面

るいは、マウス操作でサイズ、位置を変更しても可能である。通常 256×256 の ROI サイズで画像中心に設定される。この状態で、「NPS 1D」をクリックすると、NPS 測定用の画面が表示される。

「Segment Size」に、セグメントの長さを入力する。x は 1 セグメントの x 方向のマトリクス数、y は y 方向のマトリクス数である(x 方向の NPS の場合、仮想スリットの高さを表す。y 方向の場合は、x が仮想スリットの高さとなる)。次に、「Shift」の入力である。Segment Size の領域をオーバーラップさせながら多数回計算するための移動量(x 方向と y 方向)が入力可能であり、Segment Size より小さい場合は、オーバーラップを意味する。「Modality」は、normal、non Linear System、Linear System、Xconstant があり、モダリティによって使い分けが可能である。normal を基本とし(CT 等)、non Linear System は、「characteristic slope」に入力されたデジタル特性曲線の傾きによる露光量変換処理、Linear System は、平均デジタル値の二乗で除算の処理が加わる。Xconstant は、constant factor に入力した数値で積算する。「X/Y Direction」は、測定方向の設定であり、ボタンが X であれば、ROI 領域の X 軸方向、Y であれば、Y 軸方向の計算結果となる。SegmentNo.には、計算されたセグメント数が表示されるが、Max は 1000 である。「X trend」「Y trend」は、最小 2 乗法によるトレンド補正処理の選択であり、入力ボックスの値により、次数を変えることができる。デフォルトでは、次数3としている。

Fig.21 では、CT 画像に対して、ROI サイズは 256×150 を取り、1 セグメント 256 マトリクス、高さ 30 マトリクス(仮想スリット 1×30)でトレンド処理は、3 次の最小 2 乗法で行い、5 セグメントを求める状態が表示されている。このまま Cal をクリックするだけで、5 セグメント加算平均した NPS が求められる。

画面中央には、2 つのタブがあり、「Profile」タブでは、画面右側の「Cal」ボタンをクリックすると ROI で選択された領域のプロファイルカーブが表示される。「NPS」のタブに移り、同じく「Cal」ボタンをクリックすると、NPS の結果が表示される(縦軸は、対数表示)。計算結果をデータとして得るには、「Result」をクリックし、枠内を右クリック、「すべて選択(A)」、再度右クリックで「コピー(C)」とすると、クリップボードにコピーされる。EXCEL 等の表計算ソフトにペーストし、散布図でグラフを描くと、NPS のグラフが得られる。また、「Smooth」は、測定結果に対して移動平均法によるスムージング処理結果を行う。

5-4. 2次元フーリエ変換法によるNPS測定

2次元フーリエ変換法によるNPS測定機能である。まず、ノイズ画像を開く。次に、「NPS 2D 256 or 768」をクリックするとNPS2Dの画面が表示される。CR、FPDのような768×768以上のマトリクス数で構成されているものは、画像中央部768×768領域(測定対象が中央部でない場合は、マニュアル設定可能)を計算領域とし、256×256の25セグメントを計算する。768×768未満のマトリクス数で構成されているものは、256×256の1セグメントを計算する。「Modality」を決めて、「Cal」をクリックするとNPSの計算が始まる。「Modality」は、1次元NPS同様、normal、non Linear System、Linear System、Xconstantがある(Fig.22)。

「Trend-Corrected Image」には、1セグメントのトレンド除去後の画像が表示され、その中央部1ラインのプロファイルカーブが使用したトレンドとともに表示される。「confirm」は、25セグメントを一つずつ、トレンド除去した画像とプロファイルを確認できる機能であり、「Area count」には、その時のセグメント数がカウントダウンされる。「Test Run」は、クリックすると、最初の1セグメントの画像データ(オリジナル画像データ(original data)、トレンド除去後のデータ(trend-Corrected data)、トレンドデータ(Background Trend data)のうちひとつ)がクリップボードにコピーできる。

2DNPSの計算パラメータは、Modalityの選択とトレンド処理の次数調整のみである。トレンド処理は、桂川茂彦先生が第32回画像部会教育講演でご講演された「コンピュータ支援診断システムにおける画像処理技術」の中の2次元の最小二乗法を参考にしてあり、次数は2~6回まで調整可能である。

NPSの計算が終了すると水平方向と垂直方向のNPSのグラフとともに、値が表示される(Fig.23)。

6. ダイナミックレンジ圧縮機能

Dynamic Range Compression(以下DRC)は、ダイナミックレンジ圧縮機能である。メインメニューのprocessingでDRCを選択すると、表示された画像に対して処理用の画面が開かれる(Fig.24)。基本操作は、画面中の操作番号順に行う。操作1では、「Mask Size」を入力してボケ画像を作製する(Fig.25)。入力値は半径であり、30の場合(デフォルト)、中心ピクセルをカウントしていないため、61×61のマスクサイズでボケ画像が作られる。ピクセル

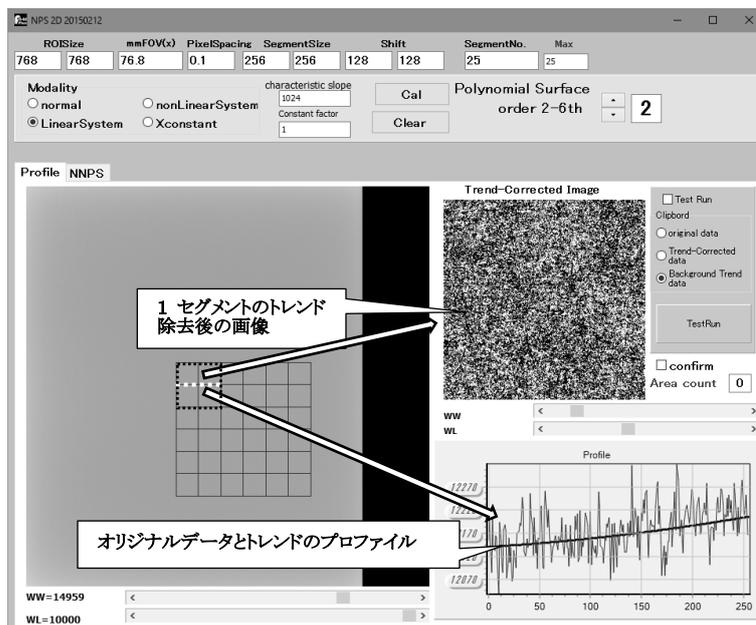


Fig.22 2次元NPS画面

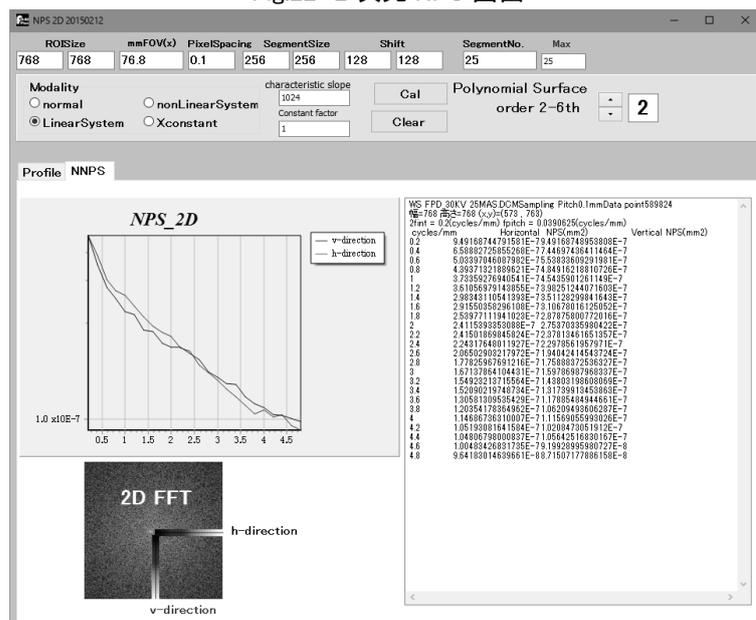


Fig.23 2次元NPS計算結果画面

数を入力後、「blurred Image」をクリックすると、ボケ画像が表示される。「Original Image」ボタンは、処理後の画像を処理前の画像に戻したい場合时使用。Invert のチェックボタンは、白黒反転表示用である。操作2で高信号、低信号、それぞれの圧縮開始点と強調係数をリアルタイムで画像を見ながら決定する(Fig.26)。「Histogram Original」は、オリジナル画像のヒストグラム、「Histogram Processing」は、DRC 処理後のヒストグラムを表す。「DRC start position」では、DRC の高信号領域と低信号領域の各開始点をスライダで調整する。強調係数は、Factor の入力で行い、1 から10 までの整数が入力可能であり、数値の上昇とともに、圧縮効果も強くなる。操作3にある「finalizing」は、画像データの保存用であり、オリジナルデータに上書きしないようにファイルネームに_p を付加して保存する。DICOMデータの場合は、Tag 情報は、オリジナルのものを使用し画像データのみ書き換える。

7. まとめ

DICOM ビュワーFO-BS をアルゴリズムとともに紹介した。

当初、DICOM ビュワーという名前を安易に考えていたが、プログラムを作製しているうちに、この表現が重荷になってきた。DICOM ビュワーソフトでDICOMデータの表示の不可を確認することで、このアプリケーションがDICOM規格の真偽に使用されるのではと考えたからである。当時、DICOM データは、定義の解釈の違い等で不安定なものがあった。そこで、基本的なものしかDICOM として認めない、あるいは表示しないようにプログラムを考えた。ここで、我々は、プログラムというのは、製作者の考え方が依存するものであるということ学んだ。客観的に考えているようでも、いずれ主観が入り込む。一番大事なことは、しっかりとした方向性を決めることである。意外にも日々の物事への考え方を学ばされた。

ワンタッチで様々な計測ができることは、理想的ではあるが、内部でどのようなアルゴリズムなのか不明な場合、ユーザーの不安が募る。コンセプトに DICOM 画像を理解することを掲げているように、できるだけ中間結果が確認できることに心がけた。

FO-BS は、フリーソフトであり、公益社団法人日本放射線技術学会 東北支部のサイト(<http://jsrt-tohoku.jp/fobs/>)でダウンロード可能である(Sample DataとHelpファイル有)。

試用していただき、デジタル画像の表示、測定を体感していただけると幸いです。

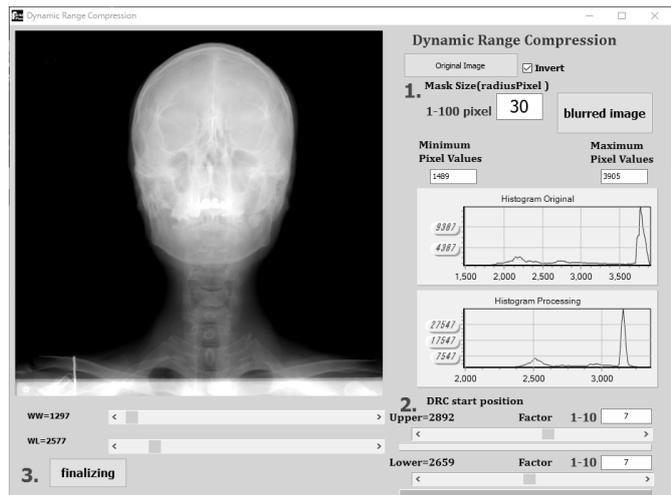


Fig.24 オリジナル画像

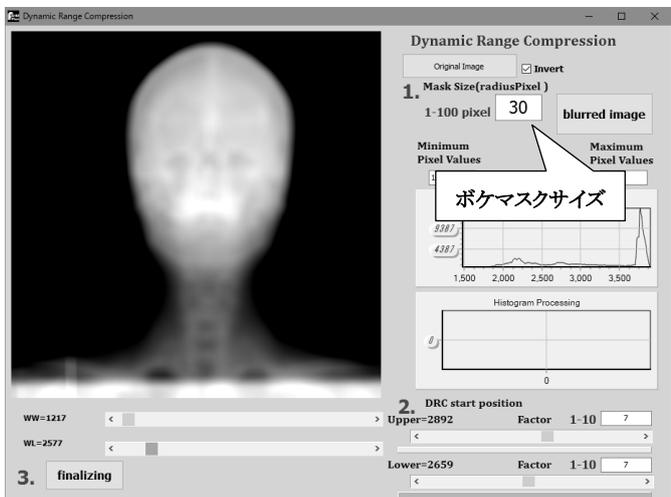


Fig.25 ボケ画像

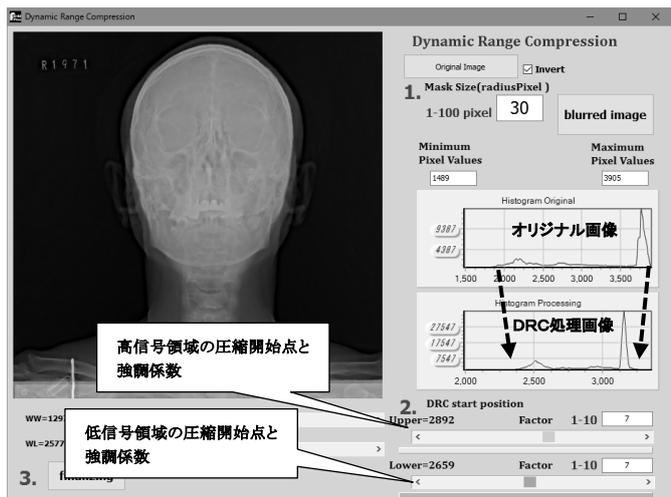


Fig.26 DRC 処理画像

第37回医用画像処理プログラミングセミナーを受講して

東京慈恵会医科大学附属柏病院放射線部 後藤 里加

平成28年9月24日、25日の二日間、北里大学メディカルセンターにて開催された医用画像処理プログラミングセミナーに参加させていただきました。研究に使用できるようなプログラミング技術を習得したいというのが参加した動機でした。

このセミナーは、eラーニングにてC言語によるプログラミングの基礎を自己学習してから参加する形式で開催されました。eラーニングは白石順二先生の動画による講義と到達テストで構成されており、「入門編」と銘打っていても大変内容が濃く、C言語の基礎をしっかりと学べる教材でした。私はC言語を学ぶのは初めてだったため、この時点でかなり苦労しましたが、実際に手を動かすことでC言語プログラミングに慣れる事ができたと思います。試行錯誤しながら課題をこなし、なんとかセミナー当日を迎えました。

セミナー当日は、事前課題の進捗度により3つのグループに分けられ、各班に対し講師が1名付いて指導して下さるとい形式で進められました。1日目から2日目の前半にかけてプログラムの作成を行い、最後に作成したプログラムについて発表するというスケジュールが提示され、セミナーが始まると各々が自分の作成したいプログラムを作成することになります。講師の先生方は、プログラミングで上手くいかない所や質問に対して丁寧にご指導してくださいました。今回、私はDICOM形式のCT画像を持参し、正規化相互相関を用いたテンプレートマッチングを行うプログラムを作成することを目標としました。Javaを用いて、ImageJのプラグインで似た内容の物を作成した経験があったものの、一からプログラミングを行ってみるとエラーの連発で、自分の勉強不足を痛感いたしました。例えば、DICOM画像から画素値を取得する際にはヘッダー部分を除かなければならない点など、プラグイン作成では意識していなかった「画像を読み込む」という部分からプログラミングをして初めて理解できた点が数多くありました。私の班を担当して下さった福岡先生は、知識不足な私にも根気よくご指導くださり、なんとか目標とするプログラムを作成することができました。

今回のセミナーは自分が研究に使いたいプログラムを自分で決定し、画像分科会の先生方に個別指導していただきながら実際にプログラミングを行うことができるという大変贅沢な内容であったと思う次第です。作成したプログラムは自分の研究や日常業務に直結するものになるため、現場に即した、大変有意義な内容でした。また、1日目のセミナー終了後に行われた懇親会では、画像部会の先生方やセミナーの参加者の皆様と親睦を深める事ができ、セミナー全体を通して医用画像の分野に浸れた2日間でした。

最後になりますが、このような素晴らしいセミナーを開催して下さった画像分科会の先生方に、心より感謝申し上げます。

第 37 回医用画像処理プログラミングセミナーを受講して

自治医科大学付属病院 中央放射線部 川嶋 友彰

2016年9月24、25日に北里大学メディカルセンターで行われた第37回医用画像処理プログラミングセミナーを受講させていただきました。今回の医用画像処理プログラミングセミナーはC言語を使用した画像処理プログラミングの基礎を学習するという内容のものであり、事前にeラーニングを受講し、Cプログラミングに使用するソフトの導入や必要な予備知識を事前に学習し参加するものでした。私は以前から画像処理やプログラミングに大変興味があり、その内容に強く惹かれセミナーへの申し込みをしました。しかし、私自身プログラミングの経験はほとんどなく、演習のある今回のセミナーについていけるのか当日まで不安でいっぱいでした。セミナー当日、会場について驚いたのが、今回のセミナーでは、共通の課題はなく一人一人が自分の演習課題を担当の指導者の方と、その場の打ち合わせで設定したことでした。私は熊本大学の白石順二先生に担当していただき、持参した40枚程度のSPECT心筋ファントムのスライスデータ(64×64)から回転するMIP画像を作成するプログラムの記述を課題に設定しました。指導者の先生方は参加者全員が当日決めた違う課題に取り組んでいるにも関わらず、一人一人に丁寧にわかりやすく指導をしてくださりました。私の場合には考え方のヒントをいただき、わからないところを質問すること、示していただいたサンプルコードを組み込むことを繰り返しながら少しずつプログラムを記述していきました。プログラミングを間違え、エラーが出現することも、何度もあり大変でしたが、白石先生に一つずつ丁寧に教えていただき前に進んでいくことができました。白石先生の手元にサンプルとなるプログラムがない時には、その場でプログラムを書いて説明してくださり、先生の技術力の高さを目の当たりにしました。セミナーの二日目には何とか自分の設定した課題である回転するMIP画像作成まで達成することができ、プログラミングが一つ形になった時にはとても嬉しかったです。日常の業務では、装置付属のワークステーション等を使用し数分でできてしまう、回転するMIP画像の作成という簡単な処理でさえ、DICOMデータの読出し、スライスからボリュームデータへの変換、回転中心の決定、画像の回転、MIP画像の作成等、様々な処理が必要であることを強く実感しました。プログラミングの世界はとても奥が深く、今回のセミナーを受講して、私ができるようになったのは本当にCプログラミングの基礎部分であり、一から全て自分でプログラムを書くことはとてもできるレベルではありません。しかし、一度書いたプログラムは使い回しがきき、書けば書くほどできることが増えていくことも白石先生に教えていただきました。今後は今回のプログラミングセミナーを基礎にし、少しずつでも、自分で書くことに挑戦し、できることを増やし、画像処理・プログラミングについて勉強していきたいと考えています。また、2日間のセミナー中、指導者の先生方、他の参加者の方々とたくさん情報交換ができ、参考になるお話をたくさん聞くこともできました。本当に充実した2日間でした。今後の画像部会のセミナーにも是非参加させていただきたいです。最後になりますが、今回のセミナーを企画・指導してくださった先生方、会場の北里メディカルセンターのスタッフの方々に心より感謝申し上げます。

デジタル X 線画像システムの機構

Structure of the digital X-ray image systems

産業医科大学病院放射線部 村上 誠一

X 線の発見以来、X 線画像診断機器は人体内部を非侵襲的かつ精細に把握する機器として飛躍的に進歩し、今日では画像診断の中心的役割を担っている。

X 線を利用した画像形成は、100 年を経過した現在でも人体を透過した X 線を画像化する基本的な原理に変わりはないが、CR(computed radiography)の登場以降、アナログからデジタルシステムへ急速に移行している。近年では、FPD(flat panel detector)の開発やコンピュータ技術の進歩により、診断価値の高い画像を提供する様々な機能を備えたデジタル X 線画像システムが日常診療で使用されている。これらのシステムを有効に活用するためにはシステムの基本構造や原理を理解することが重要である。

本入門講座では、CR、FPD、トモシンセシス、コーンビーム CT などのデジタル X 線画像システムの機構について構造や原理を中心に解説する。

3次元画像処理

3D image processing

愛知県立大学 情報科学部 **神谷 直希**

画像診断装置の技術進歩は、システムのデジタル化だけではなく、3次元化に関する技術についても目を見張るものがある。複雑な人体構造を立体的に捉えようとする試みは古く、既に1960年代には立体X線テレビが開発されている。現在は、様々なモダリティが利用可能であり、3次元画像処理の研究は日進月歩である。本講座では、3次元画像処理について、医用機器による撮影技術（生成）、様々なアルゴリズムによる加工技術（表示・編集）を題材に解説する。

また、近年では、3次元画像処理はモニタ内の表現技術にとどまらず、3Dプリンタを用いた患者固有の人体モデルの造形も行われている。これは、3次元画像処理技術の新たな展開であり、視触知を前提とした画像処理技術は今後重要度が高まる。本講座では、これらの3次元画像処理技術の新展開についても解説し、可視化や解析を始めるにあたり有用なオープンソースソフトウェアとあわせて紹介する。

Radiomics に関係した文献とデータベース等の紹介

熊本大学大学院生命科学研究部 内山 良一

熊本大学大学院保健学教育部 甲斐 千遥

1. はじめに

ヒトのゲノムの全塩基配列を解析するプロジェクトであるヒトゲノム計画は、1990年に始まり2003年4月に完成版が公開された。ヒトゲノム計画の終了以降、明らかになった塩基配列から遺伝子情報を特定し、そこにコードされている機能を解析するポストゲノム研究が進められている。ポストゲノム時代に入り、ヒトゲノムの解析技術が飛躍的に進歩し、その解析コストが驚くべき速さで低下している。2002年には、約95億円かかっていたヒトゲノム解析のコストは、2013年には、約10万円程度にまで急激に低下してきた[1]。そのため、近い将来、遺伝子検査が臨床現場で日常的に行われている可能性が高いと予測できる。このような背景のもと、これまで Imaging Phenotype (病変の大きさや形状などの画像表現型) を中心に進められてきた放射線医学の研究に Genotype という視点を加える新しい研究領域が広がりを見せつつある[2-13]。本稿では、Radiomics に関連した文献を整理して現状を概括すると共に、Radiomics 研究で利用されているデータベースを紹介する。

2. Radiomics, Radiogenomics, Radioproteomics とは

ポストゲノム研究として、生命現象を包括的に解析し解明しようとするオミクス研究が盛んに行われている。これらのオミクス研究と Radiomics の関係を図1に示す。1個体分の遺伝子の総体をゲノム (genome), たんぱく質の総体をプロテオーム (proteome), 糖鎖成分の総体をグライコーム (glycome), 脂質やビタミンなどの代謝産物の総体をメタボローム (metabolome) とそれぞれ呼ぶ。これらの試料には、語尾にオーム (-ome) という言葉が付いている。そして、これらの生体成分の網羅的な解析を語尾にオミクス (-omics) という言葉を付けて呼ぶ。したがって、Radiomics は、これらの言葉の定義に従うと、医用画像を網羅的に解析する技術となる。このように表現すると、従来研究と何が異なるのかと疑問に思う読者もいるだろう。Radiomics では、CT, MR, PET などの医用画像から、病変の濃度、形状、テクスチャ、ウェーブレット変換に基づく解像度の特徴など、数百もの高次元画像特徴量 (Radiomic features) を抽出して研究を展開する点がまず異なる。つぎに、もうひとつの違いについて以下に説明する。

次世代シーケンサーや質量分析機などの進歩によって、多階層のオミクス情報の取得が容易になり、細胞を制御するこれらの多階層の情報を縦方向に統合して理解するトランスオミクスの研究も進んでいる。一方、医用画像は、細胞の分子レベルの活動から最終的な形態になる過程を

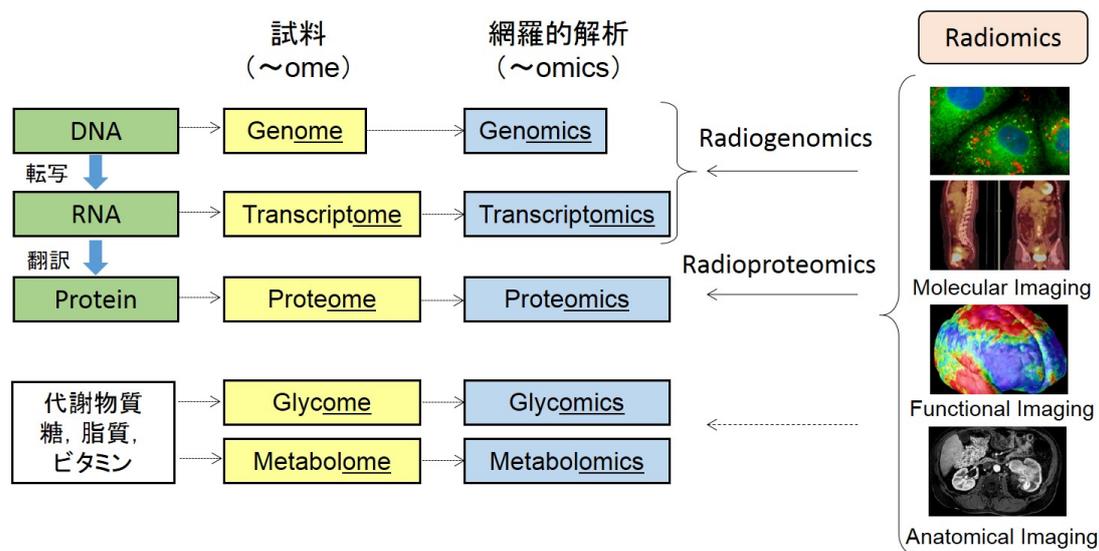


図1 オミクス研究と Radiomics の関係

画像として表現したものであるため、細胞の多階層の活動情報が記録されたものであると言えよう[2]。つまり、医用画像は、各階層のオミクス情報と包含関係にある。したがって、医用画像を網羅的に解析する技術である Radiomics の研究を進めて、遺伝子、タンパクなどに関するオミクス研究の成果と融合すれば、これまでにない診断や治療の新しい形が見えてくる可能性が高い。このような観点から、Radiomic features と遺伝子の関係を調べる研究を Radiogenomics と呼び、タンパクとの関係を調べる研究を Radioproteomics と呼ぶ。ただし、放射線生物学における放射線感受性に関わる遺伝的要因を調べる研究も Radiogenomics という言葉が用いられているので注意を要する。以上をまとめると、Radiomics 研究とは、①医用画像から高次元画像特徴を抽出してそれを応用する研究、②Radiomic features が遺伝子やタンパクなどと関係があるかを調べる研究ということになる。

さて、PubMed (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>) で、「Radiomics」のキーワードを入力して検索すると、本原稿を執筆している段階で 186 件もの原稿が検索される。さらに、そのほとんどが 2016 年以降のものであることから、その注目度の高さが伺える。しかし、この中には、従来研究において画像特徴量の代わりに単に Radiomics という言葉を用いただけのものも多く混乱を招く。また、この分野はまだ若く、上記で区別したような Radiomics, Radiogenomics, Radioproteomics の言葉の使い分けが厳密になされている訳でもない。そこで本稿では、これらを特に区別せずに Radiomics 研究と呼ぶことにする。次章では、Radiomics 研究に関する文献を整理し、研究の具体例を紹介することによって、Radiomics 研究の動向を探る。

3. Radiomics 研究の動向

Radiomics 研究として、肺がん[4, 14-18]、乳がん[19-22]、脳腫瘍[17, 23]、肝臓がん[11]、その他[24-26]、および Radiomics 技術[27-30]に関するものが行われている。

Huynhらは、肺がんの遠隔転移や局所再発に Radiomic features が関係していることを示している[14]。また、Huangらは、非小細胞がんにおける無病生存率（死亡や再発がない症例の割合）の予測に Radiomic features が利用できることを示した[15]。Wuらは、CT画像から440の Radiomic features を抽出し、腺がんと扁平上皮がんを区別するのに有用な Radiomic features を選択する方法を提案し[16]、Parmarらは、肺がんと頭頸部がんから抽出される Radiomic features をクラスタリングして肺がんと頭頸部がんに通じる Radiomic features を発見している[17]。これまでの臨床研究でも、画像特徴が、転移、再発、予後予測などに有用であることは示されている。しかし、Radiomics 研究では、数百の画像特徴量からその関係性を、コンピュータを用いて網羅的に検索する点が異なる。さらに、肺がんから抽出される Radiomic features が特定の遺伝子発現パターンと関係することを調べる研究も行われている[4]。

乳がんは、比較的小さいものから、そうでないものまで色々なタイプがあり、それによって再発リスクが異なる。視触診・画像検査・病理診断による形態学的手法を中心に進められてきた乳がんの診断に、遺伝子検査も加えることによって、乳がんの理解を深め、個人に適した治療法を選択することができる。Liらは、MRI画像から抽出した Radiomic features を用いて、乳がんのサブタイプ（normal-like, luminal A, luminal B, HER2-enriched, basal-like）を分類する手法を提案している[19]。また、乳がんの遺伝子発現検査を行う Multi-gene Assay (MammaPrint, OncotypeDX, PAM50) が出力する再発リスクスコアと MR 画像から抽出した Radiomic features に関係があるかを調べる研究も行われている[20]。Guoらは、乳がんのサブタイプの分類に、Radiomic features のみを用いた場合、遺伝子情報のみを用いた場合、Radiomic features と遺伝子を用いた場合の精度を比較している[21]。Wangらは、Radiomic features とサポートベクターマシンを用いてトリプルネガティブの乳がんを検出する手法を提案している[22]。

Yuらは、T2強調画像とフレア画像を用いて grade II の glioma から IDH1 変異（予後に関する情報と言われている）を推定する手法を提案している[23]。また、T1強調画像、T2強調画像、フレア画像の脳腫瘍領域の画素値をクラスター分析することによって、脳腫瘍のタイプを自動的に分類する研究も行われている[4]。

これらの研究を考察すると、Radiomics 研究の有用性として以下のことが言えるだろう。① Radiomic features のサブセットが遺伝子発現や変異と関係があるとすれば、画像検査のみで、がんの遺伝的変異の種類とその存在場所を特定することができる。このことは、手術などによって何度も細胞を取得することが困難な場合に有用となる。② Radiomic features のサブセットが遺伝子とは独立した情報であるとすれば、遺伝子検査と画像検査の結果を統合解析することによって、診断の正確度を向上することが可能である。

さて、以上のような Radiomics 研究を行うためには、医用画像から高次元の Radiomic features を計算する必要がある。しかし、医用画像から病変の領域を抽出して、サイズ、形状、テクスチャなどの高次元画像特徴量を計算するのは容易ではない。そこで、Radiomics 研究を支援するためのソフトウェアパッケージが作成されている[27]。IBEX[30]は、無料のソフトウェアであり、109個の高次元画像特徴量を計算することができる。CGITA, MaZda も無料のソフトウェアであり、

それぞれ 72 個, 279 個の高次元画像特徴量を計算することができる。これ以外にも, 商用のソフトとして RADIOMICS や TexRAD がある。Radiomics 研究の技術的な問題は, 文献[29]にまとめられている。Radiomic features は, CT や MR 画像の撮像条件の違いの影響を受けるため, この問題を解決する必要がある。また, Radiomic features は高次元画像特徴量 (p 個) であるが, それに対して遺伝子型が同じ症例の数 (n 個) は極端に少なく, $p \gg n$ となる高次元の問題がある。そのため, Radiomic features の有用性を評価することが難しい。近年, このような問題は, ゲノム学や計算生物学などの領域でも重要性が増してきているため, 新しい手法が構築されつつある。

4. データベースの紹介

Radiomics 研究のためには, 画像データと遺伝子データのセットが必要である。しかし, これらのデータを収集するためには, 倫理審査や遺伝子検査の費用など多くの困難がある。The Cancer Imaging Archive (TCIA, <http://www.cancerimagingarchive.net/>)には, 医用画像と遺伝子のセットが公開されている。そのため, このデータベースを用いて Radiomics 研究を開始することができる。このサイトには, 乳がん, 肺がん, 大腸がん, 脳腫瘍, 肝臓がんなど様々な種類のがんの臨床, 画像, 遺伝子データがある。臨床データには, 年齢, 性別, 生存時間 (イベントが発生した日, 打ち切り) なども含まれている。また, 遺伝子データには, mRNA の量, SNP, 塩基配列などの情報が含まれる。ただし, すべての患者について画像データと遺伝子データのセットが揃っている訳ではないので注意を要する。例えば, 拡散強調画像と SNP のデータなど, 組合せの条件では症例数が非常に少なくなる場合がある。また, mRNA や SNP の情報は, データの正規化が行われていない場合や, 独自のフォーマットで保存されている場合もあり, データを研究に利用できる状態にするのに, 少し手間がかかるものもある。

さて, 遺伝子検査には, ①体細胞遺伝子検査と②遺伝学的検査がある。①体細胞遺伝子検査はがん細胞のゲノムが対象であり, がん細胞から遺伝子情報を収集する。それに対して, ②遺伝学的検査は被験者のゲノムが対象であり, 血液から遺伝子情報を収集する。上記のがんに対する Radiomics 研究では, がん細胞から遺伝子情報を収集するため, 鑑別診断や再発リスクの推定などへの応用が行われている。しかしながら, 予防や早期診断への応用という観点では難しい。血液から得られる遺伝子情報と画像検査の結果を早期診断に応用する研究としてアルツハイマーなどが考えられる。ADNI (<http://adni.loni.usc.edu/>) では, 軽度認知障害やアルツハイマー型認知症に関わる画像データと遺伝子のセットが公開されているため, 早期診断に応用するための Radiomics 研究を進めることができる[31]。また, PPMI (<http://www.ppmi-info.org/>) では, パーキンソン病に関する画像データと遺伝子データが公開されている。

5. おわりに

Radiomics 研究と関連するデータベースについて紹介した。Radiomics 研究が進み, 臨床データ, 遺伝子データ, 画像データと病気の関連性が明らかになれば, これまでと異なる医療が提供

できるようになることは想像に難くない。このような、より正確な個別化医療のことを Precision Medicine [32]と呼び、その実現に向けて取り組みが行われている。Radiomics 研究は、他のオミクス情報との統合解析によって、疾患の予防、診断、治療、予後の質を向上する研究に発展する可能性があり、今後の動向を注視する必要がある。

参考文献

- [1] Hayden EC, Technology: the \$1,000 genome, *Nature*, 507, 294-295, 2014
- [2] Lambin P, Rios-Velazquez E, Leijenaar R, et al., Radiomics: extracting more information from medical images using advanced feature analysis, *European J of Cancer*, 48(4), 441-446, 2012
- [3] Mazurowski MA, Radiogenomics: what it is and why it is important, *Journal of American College of Radiology*. 12(8):862-866, 2015
- [4] Aerts HJ, Velazquez ER, Leijenaar RT, et al., Decoding tumour phenotype by noninvasive imaging using a quantitative radiomics approach, *Nature Communications*, 5:4006, 2014
- [5] Gillies RJ, Kinahan PE, Hricak H, Radiomics: images are more than pictures, they are data, *Radiology*, 278(2), 563-77, 2016
- [6] Parekh V, Jacobs MA, Radiomics: a new application from established techniques, *Expert Rev Precis Med Drug Dev*, 1(2):207-226, 2016
- [7] Andreassen CN, Schack LMH, Laursen: Radiogenomics-current status, challenges and future directions, *Cancer Letters*, 382:127-136, 2016
- [8] Rutman AM, Kuo MD: Radiogenomics: Creating a link between molecular diagnostic and diagnostic imaging, *European Journal of Radiology*, 70:232-241, 2009
- [9] Sala E, Mema E, Himoto Y, et al., Unravelling tumour heterogeneity using next-generation imaging: radiomics, radiogenomics, and habitat imaging, *Clinical Radiology*, 72(1):3-10, 2017
- [10] Lee G, Lee HY, Park H, et al., Radiomics and its emerging role in lung cancer research, imaging biomarkers and clinical management: State of the art, *Eur J Radiol.*, 86:297-307, 2017
- [11] Hesketh RL, Zhu AX, Oklu R, Radiomics and circulating tumor cells: personalized care in hepatocellular carcinoma?, *Diagn Interv Radiol.*, 21(1):78-84, 2015
- [12] Kumar V, Gu Y, Basu S, et al., Radiomics: the process and the challenges, *Magn Reson Imaging.*, 30(9):1234-48, 2012
- [13] Falk M, Hausmann M, Lukášová E, et al., Determining Omics spatiotemporal dimensions using exciting new nanoscopy techniques to assess complex cell responses to DNA damage: part A-radiomics, *Crit Rev Eukaryot Gene Expr.*, 24(3):205-23, 2014
- [14] Huynh E, Coroller TP, Narayan V, et al., Associations of radiomic data extracted from

- static and respiratory-gated CT scans with disease recurrence in lung cancer patients treated with SBRT, *PLoS One*, 12(1):e0169172, 2017
- [15] Huang Y, Liu Z, He L, et al., Radiomics signature: A potential biomarker for the prediction of disease-free survival in early-stage (I or II) non-small cell lung cancer, *Radiology*, 281(3):947-957, 2016
- [16] Wu W, Parmar C, Grossmann P, et al., Exploratory study to identify radiomics classifiers for lung cancer histology, *Front Oncol.* Mar 30, 6:71, 2016
- [17] Parmar C, Leijenaar RT, Grossmann P, et al., Radiomic feature clusters and prognostic signatures specific for Lung and Head & Neck cancer, *Sci Rep.* Jun 5;5:11044, 2015
- [18] Vallières M, Freeman CR, Skamene SR, et al., A radiomics model from joint FDG-PET and MRI texture features for the prediction of lung metastases in soft-tissue sarcomas of the extremities, *Phys Med Biol.*, 60(14):5471-96, 2015
- [19] Li H, Zhu Y, Burnside ES, et al., Quantitative MRI radiomics in the prediction of molecular classifications of breast cancer subtypes in the TCGA/TCIA data set, *NPJ Breast Cancer*, May 11 Epub ahead of print, 2016
- [20] Li H, Zhu Y, Burnside ES, et al., MR imaging radiomics signatures for predicting the risk of breast cancer recurrence as given by research versions of mammaprint, Oncotype DX, and PAM50 Gene Assays, *Radiology*, 281(2):382-391, 2016
- [21] Guo W, Li H, Zhu Y, et al., Prediction of clinical phenotypes in invasive breast carcinomas from the integration of radiomics and genomics data, *Med Imaging*, Oct;2(4):041007, 2015
- [22] Wang J, Kato F, Oyama-Manabe N, et al., Identifying triple-negative breast cancer using background parenchymal enhancement heterogeneity on dynamic contrast-enhanced MRI: A pilot radiomics study, *PLoS One*, Nov 24;10(11):e0143308, 2015
- [23] Yu J, Shi Z, Lian Y, et al., Noninvasive IDH1 mutation estimation based on a quantitative radiomics approach for grade II glioma, *European Radiology*. Dec 21 Epub ahead of print, 2016
- [24] Antunes J, Viswanath S, Rusu M, et al., Radiomics analysis on FLT-PET/MRI for characterization of early treatment response in renal cell carcinoma: A proof-of-concept study, *Transl Oncol.*, 9(2):155-62, 2016
- [25] Huang YQ, Liang CH, He L, et al., Development and validation of a radiomics nomogram for preoperative prediction of lymph node metastasis in colorectal cancer, *J Clin Oncol.*, 34(18):2157-64, 2016
- [26] Panth KM, Leijenaar RT, Carvalho S, et al., Is there a causal relationship between genetic changes and radiomics-based image features? An in vivo preclinical experiment with doxycycline inducible GADD34 tumor cells, *Radiother Oncol.*, Sep;116(3):462-6,

2015

- [27] Larue RT, Defraene G, De Ruyscher D, et al., Quantitative radiomics studies for tissue characterization: A review of technology and methodological procedures, British Institute of Radiology, Dec 12 Epub ahead of print, 2016
- [28] Prasanna P, Tiwari P, Madabhushi A, Co-occurrence of local anisotropic gradient orientations (CoLLAGe): A new radiomics descriptor, Sci Rep., 6:37241, 2016
- [29] Yip SS, Aerts HJ, Applications and limitations of radiomics, Phys Med Biol., 61(13):150-166, 2016
- [30] Zhang L, Fried DV, Fave XJ, et al., IBEX: an open infrastructure software platform to facilitate collaborative work in radiomics, Med Phys., 42(3):1341-53, 2015
- [31] 村川彩希, 生田理恵, 内山良一, 白石順二: 脳形態変化のパターン分類と可視化のための画像データマイニング, 日本放射線技術学会雑誌, 72(2), 149-156, 2016
- [32] Collins FS, Varmus H, A new initiative on precision medicine, New England Journal of Medicine, 372(9):793-795, 2015

日本放射線技術学会 中国・四国支部 画像情報研究会主催

「画像処理・表計算研修セミナー」「統計セミナー」の紹介

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

本稿では、日本放射線技術学会中国・四国支部の画像情報研究会の主催で開催されている「画像処理・表計算研修セミナー」と、「統計セミナー」についてご紹介します。今年度は、第5回画像処理・表計算研修セミナー中級編と、第1回統計セミナー初級編が開催されましたので、その内容も報告させていただきます。

2. 画像処理・表計算研修セミナー

画像処理・表計算研修セミナーは、初学者を対象に Microsoft Excel を用いた表計算の基礎技術から、ImageJ を用いた画像処理技術について、講義と参加者が持参した PC を用いた演習形式で学習するセミナーです。2008 年から現在まで、当時画像情報研究会世話人代表を務められた徳島文理大学の朝原正喜先生のもと広島国際大学の井上聖先生を中心に、初級編が 9 回、中級編が 5 回開催されました。このセミナーが始まったきっかけは愛媛大学病院の田頭裕之先生のご提案で、画像部会主催の画像評価セミナーを受講する前に、演習で用いられる ImageJ や Excel での表計算を初めて体験する受講生向けに、基本操作を予め習得することを目的として発足しました。操作法に慣れておくことで、セミナーで学ぶべき本来の内容に集中できます。中国四国支部の会員にも両ソフトを自在に使う方が増えていることから、一定の成果を挙げたと考えます。現在はインターネットに多くの資料も公開され、本セミナーも役割を終えたという意見がありますが、画像部会に限らず他の部会のセミナーでも Image J や Excel が当たり前のように使われており、今後も新人を対象に継続していく必要性はあるのではないかと考えています。

第5回画像処理・表計算研修セミナー中級編は、12月10日に山口大学で開催されました。講義と演習の主な内容は以下の通りです。

- ・情報リテラシー 鳥取大学医学部附属病院 福井亮平先生
- ・Java 言語の基礎と ImageJ マクロプログラミングの講義と演習 広島国際大学 井上聖先生
- ・画像計測及び統計解析のための ImageJ マクロの作成演習 広島国際大学 井上聖先生
- ・X線 CT 検査における画像評価・画像処理演習 広島大学病院 西丸英治先生

研究を行う上で疎かにできない情報リテラシーの講義から、日常の臨床業務や研究を行う上で、使いこなせると便利な”Plugins Macros”のプログラミングを中心に、CTの画質評価に有用なプラグインの使用法についての演習が行われました。参加者の満足度も高かったようです。

3. 統計セミナー

統計セミナーは、2016年度に初級編の第1回目を開催したばかりです。現在画像情報研究会世話人代表を務められているえだクリニックの内田幸司先生のご提案で発足しました。放射線技術学の研究に必要な記述統計と推測統計について、基礎的な理解を深め、自身の研究の信頼性を高めることに役立ててもらうことを目的としています。講義に加えてフリーの統計解析ソフト R と表計算ソフト Excel を用いた演習を行います。テキストとして、「研究方法論と基礎統計学」(株式会社メディカルトリビューン) [1]を使用しました。本書は日本放射線技術学会誌で掲載された「教育講座－研究方法論」と「教育講座－基礎統計学」の2編のシリーズが一冊にまとめられたものです。放射線技術学の研究に重要な統計学の考え方から研究計画の立て方など重要な内容が凝縮されており、大学院生や若手の研究者にとって有用な書籍であると思います。

12月11日に山口大学で開催された第1回の統計セミナー初級編の主な内容は以下の通りです。

- ・統計的検定の必要性、放射線技術学研究のための統計学の基礎講義

えだクリニック 内田幸司先生

- ・Rの基本操作と記述統計の基礎演習 広島国際大学 川下郁生
- ・RとExcelを用いた推測統計の基礎 同上
- ・関連分野文献の具体事例検討 同上

セミナー開催に当たり、久富庄平先生をはじめ山口大学医学部附属病院放射線部の皆様には大変お世話になりました。初回のセミナーを終えて、参加者の方々からは大変参考になるご意見をいただき、不十分な点や課題が明らかになりました。特にRのスク립ト入力に時間を浪費したため、Rをカスタマイズして多彩な統計解析機能が組み込まれた統計ソフト EZR (Easy R) [2]を使用するように変更し、さらにわかりやすい内容になるよう改善を図りたいと考えています。

4. おわりに

本稿では、画像処理・表計算研修セミナーと、統計セミナーについてご紹介しました。これらのセミナーを通して、医用画像研究の進め方に関する基礎を身につけて、日常の臨床業務や研究活動への有効なフィードバックに繋がることを期待しています。両セミナーとも次年度の開催地は未定ですが、一部 Web セミナー形式での開催も検討しています。他支部からの参加も受け付けておりますので、興味を持たれた方がいらっしゃいましたらぜひ受講してください。

参考 URL

[1] 研究方法論と基礎統計学 <https://www.jsrt.or.jp/data/publication/item/pub05/1944/>

[2] EZR (Easy R) <http://www.jichi.ac.jp/saitama-sct/SaitamaHP.files/statmed.html>

RSNA2016 参加報告

九州大学大学院 医学系学府保健学専攻 医用量子線科学分野

幾嶋 宏二郎

1. はじめに

北米放射線学会 (Radiological Society of North America: RSNA) は毎年 11 月下旬にシカゴの McCormick Place で開催される世界最大級の国際学会で、今回 102 回目を迎えた。今回のテーマは「Beyond Imaging」であり、世界中から多くの参加者が来場し研究発表を行った。この大規模な国際学会である RSNA に参加する機会を得たので、私の発表内容を中心に報告する。

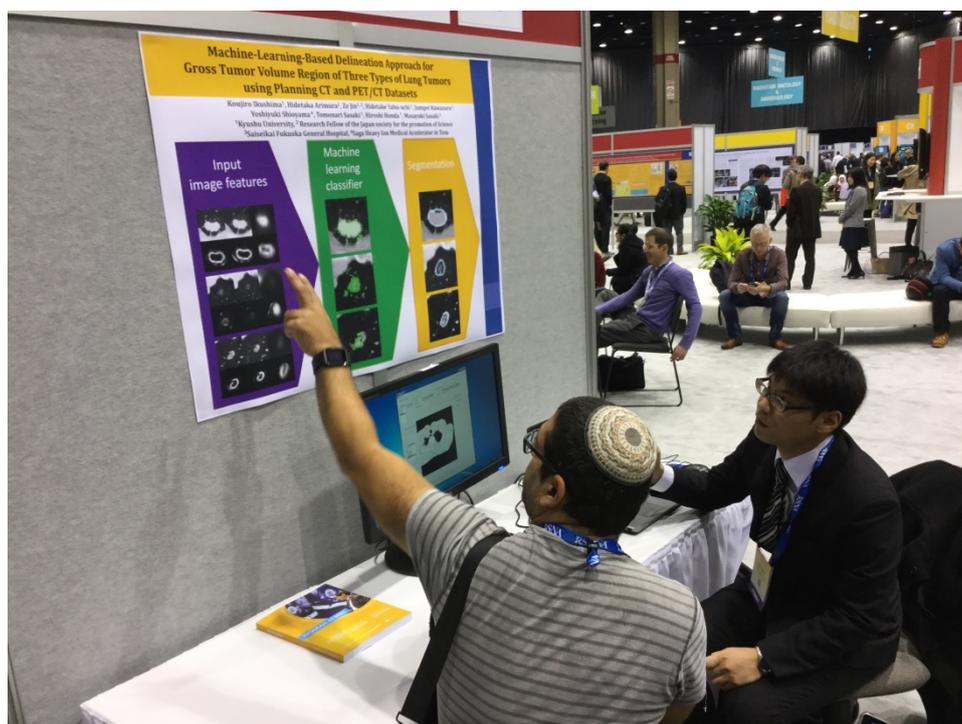
2. 発表内容

私は、「肺がんの肉眼的腫瘍体積 (gross tumor volume: GTV) の自動抽出法の開発」を題材として研究を行っている。放射線治療計画において、標的体積の輪郭抽出は治療成績に影響を与える重要な作業である。しかし、手動による標的体積の輪郭抽出は、時間のかかる作業であり、計画者間または計画者自身によるばらつきが生じることが報告されている。そこで、計画者間または計画者自身による標的体積のばらつきの削減、計画者の負担軽減を目的として、肺がんの GTV 領域の自動抽出法を開発している。

今回の RSNA2016 では、「Machine-learning-based delineation approach for gross tumor volume region of three types of lung tumors using planning CT and PET/CT datasets」という演題でコンピュータを用いた展示で発表した。本研究では、放射線腫瘍医により決定された GTV の輪郭線周辺の特徴量を学習した機械学習を用いて初期 GTV 領域を抽出し、閾値処置や level set method を用いて最適な輪郭を決定する optimum contour selection method により最終的な GTV 領域を決定した。機械学習はサポートベクターマシンというものをを用い、特徴量は治療計画 computed tomography (CT) 画像と positron emission tomography (PET)/CT 画像のボクセル値と勾配ベクトルの大きさ、計 6 つを用いた。また、放射線科医により分類された 3 種類の肺腫瘍 (solid, ground-glass opacity: GGO, part-solid) ごとに識別子を構築し、識別子から得られる出力画像に対しそれぞれに適した後処理を行うことで最終的な GTV 領域を決定した。14 症例での平均の一致度は 0.777 であり、提案手法は放射線治療計画における計画者の負担軽減を示唆した。

3. RSNA での発表を経験して

私は同年の The American Association of Physicists in Medicine (AAPM) への参加を経験しており国際学会への参加は 2 回目であったが、RSNA への参加は初であった。私の研究は放射線治療に関係しているということもあり、主に診断に関する研究発表の多い RSNA への参加はとても新鮮であり、世界中で今日なされている研究を目の当たりにすることができ刺激になった。様々な国の、様々な職種の参加者との議論の中で、今後の研究の課題や新たな研究のアイデアを見出すことができ、大変有意義な時間であった。印象に残ったこととして、数多くの質問を受け、研究熱心な方が多いと感じた。また、博士課程への進学やアメリカで研究してください、ぜひ研究を継続してください、といったコメントをいただき、RSNA では放射線治療という少数派の研究でも興味を持っていただけたことに嬉しく思った。その一方で、英語での議論を通して自身の語学力向上の必要性を改めて感じた。今回の貴重な経験を今後の自身の成長に活かしていきたい。



英語で質疑応答する私

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提供できるようになりましたので、お知らせします。

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

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

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



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

【参考文献】

- 1) Shiraishi J, Katsuragawa S, Ikezoe J, Matsumoto T, Kobayashi T, Komatsu K, Matsui M, Fujita H, Kodera Y, Doi K: Development of a digital image database for chest radiographs with and without a lung nodule: Receiver operating characteristic analysis of radiologists' detection of pulmonary nodules. *AJR* 174:71-74, 2000.

【標準デジタル画像データベースを用いた, または関連した研究】

1. 引用文献の概要 (全 174 編, Scopus 調べ, 2016 年 1 月現在)
Academic Radiology:6 *AJR(American Journal of Roentgenology)*: 4, *EJR*: 4,
IEEE Trans. Med. 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

平成 28 年度 画像部会事業報告

1) 第 72 回総会学術大会時(第 79 回画像部会)

開催日:平成 28 年 4 月 16 日(土) 会場:パシフィコ横浜(横浜市)

(1) Educational Course1

司会 熊本大学 白石 順二

「Computer-Aided Diagnosis in Chest Radiography」

Radboud University Nijmegen Medical Centre Bram van Ginneken, Ph.D.

(2) Educational Course2

司会 名古屋市立大学医学部附属病院 國友 博史

「ROC・FROC 解析のススメ」

熊本大学 白石 順二

(3) Intellectual Discussion

「臨床現場は、研究テーマの宝庫だ！」

司会 徳島文理大学 石井 里枝

岐阜医療科学大学 篠原 範充

① 装置 A と B, 画質の何が違うの？

久留米大学病院 片山 礼司

② 小児撮影の撮影条件はどうやって決めるの？

大阪市立大学医学部附属病院 岸本 健治

③ グリッドって何 cm から入れればいいのか？

名古屋市立大学医学部附属病院 東出 了

④ 表示モニタの選択ってとっても大事！

金沢大学 田中 利恵

2) 第 44 回秋季学術大会時(第 80 回画像部会記念大会)

メインテーマ 「物理的画質評価と主観的診断能評価の深〜い関係について語ろう」

司会 岐阜医療科学大学 篠原 範充

金沢大学 田中 利恵

① デジタル系 MTF の開発秘話とその周辺

岐阜大学 大学院 医学系研究科 知能イメージ情報分野 藤田 広志

② ヒトとしての特性を探る

熊本大学大学院 生命科学研究部 白石 順二

③ 信号検出におけるモデルオブザーバーの応用

帝京大学福岡医療技術学部 診療放射線学科 桂川 茂彦

④ SNR と DQE — 視覚評価との関係

名古屋大学大学院 小寺 吉衛

⑤ 画質評価における最近の課題

金沢大学医薬保健研究域 真田 茂

⑥ 医用画像に関してどのような研究をするべきか? :画像部会への提案

シカゴ大学 土井 邦雄

3) 医用画像処理プログラミングセミナーの開催

第 37 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, 関東支部共催)

開催日:平成 28 年 9 月 24 日(土), 25 日(日)

会 場:北里大学メディカルセンター 参加人数:7 名

4) DR(デジタルラジオグラフィ)セミナーの開催

第 17 回 DR セミナー (教育委員会, 画像部会, 中国四国支部共催)

開催日:平成 28 年 7 月 9 日(土), 10 日(日)

会 場:サンポートホール高松 参加人数:17 名

5) ROC セミナーの開催

第 7 回 ROC セミナー (教育委員会, 画像部会, 東北支部共催)

開催日:平成 28 年 7 月 6 日(土), 7 日(日)

会 場:東北大学病院 参加人数:15 名

6) 臨床画像評価セミナーの開催

第 3 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:平成 28 年 7 月 23 日(土), 24 日(日)

会 場:国立がんセンター病院 参加人数: 34 名

7) 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更新・管理, ならびに最新情報の提供を行った.

8) 部会誌(画像通信)の発行

Vol.39 No.1(通巻 76 号)(平成 28 年 3 月), Vol.39 No.2(通巻 77 号)(平成 28 年 10 月)

9) 部会委員会の開催

第 1 回委員会 4 月 16 日 (横浜)

第 2 回委員会 5 月 21 日 (岡山)

第 3 回委員会 10 月 13 日 (大宮)

第 4 回委員会 11 月 9 日 (Web)

平成 29 年度 画像部会事業計画

1) 第 81 回画像部会の開催(第 73 回総会学術大会時)

開催日:平成 29 年 4 月 14 日(金) 会場:パシフィコ横浜(横浜市)

(1) Educational Lecture

「医用画像における被ばくの最適化研究のために知っておくべきこと」

“The Broad Relevance of Safety Culture in Medical Imaging” Duke University Ehsan Samei

「英語と医療被ばくの最適化の基本を両方一緒に学んじましょう！」

“Let’s learn English simultaneously with the optimization of patient dose”

同時通訳・解説 熊本大学大学院 白石 順二

司会 金沢大学 田中 利恵

(2) Intellectual Discussion

「これだけは最低限知っておきたい！放射線技術学研究における画像評価の基礎の基礎」

大阪市立大学病院 岸本 健治

名古屋市立大学病院 國友 博史

① デジタル画像研究に必要な画像評価の基礎知識 岐阜科学大学 篠原 範光

② DR・CR 関連研究に必要な画像評価の基礎知識 東海大学医学部附属大磯病院 由地良太郎

③ ディスプレイ関連研究に必要な画像評価の基礎知識 名古屋第二赤十字病院 新美 孝永

④ プログラミングを用いた画像研究に必要な基礎知識 岐阜大学 福岡 大輔

2) 第 82 回画像部会の開催(第 45 回秋季学術大会時)

開催日:平成 28 年 10 月 会場:広島市

テーマ:「放射線治療領域における画像処理研究の可能性と未来」

3) 医用画像プログラミングセミナーの開催(教育委員会, 近畿支部共催)

第 38 回医用画像処理プログラミングセミナー(大阪市)

開催日時:平成 29 年 9 月 23 日(土)9:30~17:30, 24 日(日)9:30~12:30

会 場:(株) 島津製作所関西支社マルチホール

- 4) 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4回臨床画像評価セミナー(東京都 築地)

開催日時:平成29年7月8日(土) 9:30~17:30(予定), 9日(日) 9:30~13:00

会 場:国立がん研究センター中央病院

- 5) DR(デジタルラジオグラフィ)セミナーの開催(教育委員会, 中部支部共催)

第18回DRセミナー(愛知県 名古屋市)

開催日時:平成29年7月15日(土) 13:00~18:00, 16日(日) 9:00~15:00

会 場:名古屋市立大学病院 4階 第1会議室.

- 6) ROCセミナーの開催(教育委員会, 九州支部共催)

第9回ROCセミナー(沖縄県 那覇市)

開催日時:平成29年6月10日(土) 8:30~17:00, 11日(日) 8:30~12:00

会 場:沖縄船員会館

- 7) 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.

- 8) 部会誌(画像通信)の発行

Vol.40 No.1(通巻78号)(平成29年3月), Vol.40 No.2(通巻79号)(平成29年10月)

- 9) 部会委員会の開催 年5回(横浜, 名古屋, 広島, 京都, Web開催)

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、平成27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、平成27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、平成27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

平成27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1,000-2,000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（3月）と秋（9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

昨年の埼玉で開催された画像部会の 80 回記念大会では、部会長を歴任された諸先輩方や、画像部会に多大な功績を残された方々の大変有益な講演を拝聴し、内容の素晴らしさだけでなく、表現が失礼かもしれませんが、未だ衰えないバイタリティの高さに驚かされました。やはり、第一線で活躍されている方々は、常に新たな刺激を受け、挑戦すべき新たなテーマがあるからではと感じました。それは、我々の環境もほぼ同じであり、我々が身を置いている医療放射線技術分野では、日々進化する医療技術や放射線技術には数多くの課題つまり研究テーマが存在し、それらを解決することが求められています。我々もそれらの一つずつ解決することが必要とされており、そのためには絶え間ない探究心や着眼点などが必要と思われまます。現在、画像部会やその他の専門部会では、より専門性を高めてもらい会員の皆さんの学術研究活動の一助となるための活動をしています。2017 年の総会では、「画像部会に入ろう！ー臨床画像研究の扉を開けましょう！ー」をメインテーマに臨床画像研究に必要な様々な Tips について取り上げ、皆さんの今後の研究活動につながるような企画を予定しておりますので、参加して頂き、皆さん自身の新たな扉を開けることに繋げることが出来ればと思います。

(HK 記)

画像通信 Vol.40 No.1(通巻'78)

発行日 2017 年 3 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

画像通信 通卷七八号

VOL. 40 No. 1 MARCH 2017