ISSN 2189-3047

Communication of the Imaging Group of the JSRT

# 画像通信

2016 年 3 月

Vol.39 No.1(通巻 76)


☆ 第 80 回画像部会記念大会のお知らせ
☆ 各種セミナーの紹介
☆ Educational Course
1.「Computer-Aided Diagnosis in Chest Radiography」 Radboud University Nijmegen Medical Centre Bram van Ginneken, Ph.D
2.「ROC・FROC 解析のススメ」 熊本大学大学院 生命科学研究部 白石 順二
☆ Intellectual Discussion『臨床現場は，研究テーマの宝庫だ！』
1.「装置 A と B，画質の何が違うの？」 久留米大学病院 画像診断センター 片山 礼司
2.「小児撮影の撮影条件はどのように決めるの？」 大阪市立大学医学部附属病院 中央放射線部 岸本 健治
3.「グリッドは何センチから必要か？」 名古屋市立大学病院 東出 了
4.「表示モニタの選択ってとっても大事！」 金沢大学医薬保健研究域 田中 利恵
☆ 技術紹介：
①「12MP オール・モダリティ医用画像表示カラーディスプレイ Coronis Uniti」 バルコ株式会社 ヘルスケア事業部 角元 祐幾
②「乳がん画像表示用 5 百万画素(5MP)カラーディスプレイ」 株式会社 JVC ケンウッド ヘルスケア事業統括部 営業部 津端 貞雄
③「LCD 鮮鋭度補正技術 Sharpness Recovery」 EIZO 株式会社 映像技術開発部 ASIC 開発課 伴場 裕介
④「キヤノンFPDの散乱線低減処理」 キヤノンマーケティングジャパン(株)医療機器販売推進課 向笠 恭司
⑤「YAKAMI DICOM Tools の紹介」 京都大学医学部附属病院 放射線診断科 八上 全弘
☆ 読者のページ：
①「ROC セミナーを受講して」 千葉大学医学部附属病院 放射線部 松本 浩史
②「第 7 回 ROC セミナーに参加して」 聖隷佐倉市民病院放射線科 小泉 百未
③「第 16 回 DR セミナーに参加して」 青森市民病院 医療技術局 診療放射線部 川村 匡敦
④「第 16 回 DR セミナーを受講して」 弘前大学医学部附属病院 医療技術部放射線部門 中村 碧
⑤「第36回 CAD セミナーに参加して」 東海大学医学部付属八王子病院 由地 良太郎
⑥「第 36 回 CAD セミナーに参加して」 信州大学医学部附属病院放射線部 藤井 政博
☆ 新委員紹介：
①「画像部会委員に就任して」 岐阜医療科学大学保健科学部 放射線技術学科 篠原 範充
②「画像部会委員に就任して」 岐阜大学教育学部技術教育講座 福岡 大輔
③「画像部会委員に就任して」 名古屋市立大学病院 東出 了
☆ 入門講座：「シミュレーションで把握する X 線診断画質効果」 香川高等専門学校 本田 道隆
☆ 専門講座：「医用画像表示モニタを利用した画質評価の実践とポイント」 久留米大学病院 片山 礼司
☆ 大学/研究室/研究会紹介：
①「群馬県立県民健康科学大学大学院博士後期課程の紹介」 群馬県立県民健康科学大学診療放射線学部 下瀬川 正幸，他
②「医用画像認知研究会の紹介」 熊本大学大学院生命科学研究部 白石 順二
☆ 国際会議案内・報告：「RSNA2105 参加報告」 佐賀県医療センター好生館 柿本 信二
☆ 標準ディジタル画像データベース(胸部腫瘤陰影像)の紹介
☆ 平成 27 年度事業報告・平成 28 年度事業計画
☆ 画像部会入会案内



JAPANESE SOCIETY OF RADIOLOGICAL TECHNOLOGY

公益社団法人 日本放射線技術学会
画 像 部 会

# 第 80 回　画像部会予告

日　時：2016 年 10 月 13 日(木)～15 日（土）の第 44 回日本放射線技術学会秋季学術大会期間中 予定

会　場：大宮ソニックシティ（さいたま市）

内　容：＜画像部会第 80 回大会記念企画＞

「物理的画質評価と主観的診断能評価　－過去・現在・未来－（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 37 回医用画像処理プログラミングセミナー

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

## 臨床画像評価セミナーの開催予定

第３回臨床画像評価セミナー

平成 28 年 7 月 23 日(土)，24 日（日）会場：国立がん研究センター中央病院

## DR（ディジタルラジオグラフィ）セミナーの開催予定

第 17 回 DR セミナー　平成 28 年 7 月 9 日（土）,10 日（日）　　会場：サンポートホール高松

## ROC セミナーの開催予定

第 8 回 ROC セミナー　平成 28 年 8 月 6 日（土)，7 日（日）　　会場：東北大学病院

## 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 79 回画像部会プログラム

日 時：2016 年　4 月 16 日（土）13:00～11:50

会 場：パシフィコ横浜　会議センター　503 室

1. Educational Course：

1)「Computer-Aided Diagnosis in Chest Radiography」

Radboud University Nijmegen Medical Centre　Bram van Ginneken

司会　熊本大学大学院　白石　順二

2)「ROC・FROC 解析のススメ」　熊本大学大学院　白石　順二

司会　名古屋市立大学病院　國友　博史

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：「臨床現場は，研究テーマの宝庫だ！」

司会　岐阜医療科学大学　篠原　範充

徳島文理大学　石井　里枝

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のように決めるの？

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？

名古屋市立大学病院　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

## 各種セミナーのご案内

・入門講座 1(画像工学)　4 月 16 日(土)　12:00～12:45　会場 502

「シミュレーションで把握する X 線診断画質効果」

香川高等専門学校　本田　道隆

・専門講座 6(画像)　4 月 16 日(土)　8:00～8:45　会場 502

「医用画像表示モニタを利用した画質評価の実践とポイント」

久留米大学病院　片山　礼司

# 第 80 回画像部会記念大会のお知らせ

日本放射線技術学会の専門部会の中で一番歴史のある画像部会は，今年の 10 月 13 日から 15 日にかけて開催される第 44 回秋季学術大会において，記念すべき第 80 回大会を迎えることになりました.

そこで，第 80 回記念大会を迎えるに当たり，画像部会では，その研究活動の根幹とも言える物理的画質評価と主観的診断能評価の在り方とその重要性について，真正面から取り組みたいと思います.

この記念大会にお迎えする講師は，シカゴ大学名誉教授であり，本学会の名誉顧問である土井邦雄先生，前代表理事の真田　茂先生，そして，画像部会の部会長を歴任された小寺吉衛先生，藤田広志先生，桂川茂彦先生，そして現在の白石順二部会長という，今後は実現が難しいような豪華な構成となっています.

これまでの画像部会を支えてきた先生方と共に，アナログからディジタルへと引き継がれた画像評価の歴史を振り返りながら，現状や今後の展望について理解し，これから何をすべきかを，次の世代の研究者の皆様と考えたいと思います.

画像評価の本質を知りたい方，画像評価に少しでも興味がある方は，ぜひ，ご参集ください.

＜画像部会第 80 回大会記念企画案＞

タイトル：物理的画質評価と主観的診断能評価　－過去・現在・未来－（仮題）

**講　師**（敬称略，**発表順は未定**）

○　**土井　邦雄**　　（名誉顧問，シカゴ大学名誉教授）
○　**真田　茂**　　（前代表理事，金沢大学）
○　**小寺　吉衛**　　（第 3 代画像部会長，前々代表理事，名古屋大学）
○　**藤田　広志**　　（第 4 代画像部会長，岐阜大学）
○　**桂川　茂彦**　　（第 5 代画像部会長，帝京大学福岡医療技術学部）
○　**白石　順二**　　（現画像部会長，熊本大学）

司　会

○　**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）

お知らせ

# 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

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．このセミナーでは，「画質＋診断における有用性」の評価を実践できる研究者の育成を目的としており，1.5 日間で物理特性の評価法と主観的評価法の両方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 28 年 7 月 23 日（土）9:30～17:30，24 日（日）9:30～13:00
会　　場：国立がん研究センター中央病院 （東京都中央区築地 5－1－1）
定　　員：30 名
参 加 費：会員 9,000 円（ただし画像部会員 8,000 円），非会員 18,000 円

内　　容：
1 日目：ディ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 ディジタル 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（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（予定）：白石順二（画像部会長，熊本大学），國友博史（画像部会委員，名古屋市立大学病院），
田中利恵（画像部会委員，金沢大学），東出 了（画像部会委員，名古屋市立大学病院），
福岡大輔（画像部会委員，岐阜大学）

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し込みフォームに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．

申込期間：平成 28 年 5 月 2 日（月）～ 6 月 24 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，申し込み期限前でも締め切る場合があります．）

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 XP SP3，Vista，Windows7，Windows8，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：金沢大学医薬保健研究域保健学系 田中 利恵 E-mail rie44@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp

お知らせ

# 第 8 回 ROC セミナー

教育委員会，画像部会，東北支部

ROC セミナーの第 8 回（仙台）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，Receiver Operating Characteristic (ROC)，および，free-response ROC (FROC)解析に基づく観察者実験に必要な知識の基礎と手順について，実習を通して習得します．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 28 年 8 月 6 日（土）10:00～18:00，7 日（日）9:00～13:00
会　　場：東北大学臨床中講堂 （仙台市青葉区星陵町 2-1）
定　　員：30 名
参 加 費：会員 9,000 円（ただし画像部会員 8,000 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) 両正規 ROC 解析とカーブフィッティング
(3) 連続確信度法と ROC Viewer を用いた ROC 実験
(4) ROC 曲線間の統計的有意差検定
(5) 手計算による評定確信度法 FROC 実験
(6) ROC Viewer を用いた FROC 実験
(7) JAFROC による FROC 曲線間の統計的有意差検定

講師（予定）：白石順二（画像部会長，熊本大学），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）

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 セミナー申し込みフォームに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．

申込期間：平成 28 年 5 月 2 日（月）～ 7 月 15 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，申し込み期限前でも締め切る場合があります．）

注意事項：
(1) セミナー開催日は，仙台市の七夕祭り(8/6～8/8)の前日ですので，ホテルの予約が困難になることが予想されますので，申し込みをされる場合は早めにホテルの予約を済ませてください．なお，8 月 4 日および 5 日の宿泊に関して，最寄りのビジネスホテル 20 室程度を画像部会の方で確保する予定ですので，ホテルの確保ができなくてお困りの場合は，お申し込み後に問い合わせてください．
(2) 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 XP SP3，Vista，Windows7，Windows8，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．

問合せ先：金沢大学医薬保健研究域保健学系　田中　利恵　E-mail　rie44@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp

お知らせ

# 第 17 回 DR(ディジタルラジオグラフィ)セミナー

教育委員会, 画像部会, 中国・四国支部

DR(ディジタルラジオグラフィ)セミナーの第 17 回(香川県高松市)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, ディジタル 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 28 年 7 月 9 日(土) 13:00～18:00 , 10 日(日) 9:00～15:00
会　　場: サンポートホール高松 63 会議室 (香川県高松市)
定　　員: 25 名
参 加 費: 会員 9,000 円(ただし画像部会員 8,000 円), 非会員 18,000 円

内　　容:ディ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「標準ディジタル 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(予定): 石井里枝(画像部会委員, 徳島文理大学), 國友博史(画像部会委員, 名古屋市立大学病院), 本田道隆(画像部会委員, 香川高等専門学校)

申込方法: 画像部会ホームページ(http://imgcom.jsrt.or.jp/ )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.

申込期間: 平成 28 年 4 月 4 日(月)～ 6 月 24 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, 申し込み期限前でも締め切る場合があります. )

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, Windows7, Windows8, 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.

問合せ先: 名古屋市立大学病院 中央放射線部 國友 博史 E-mail rakunny@med.nagoya-cu.ac.jp

お知らせ

## 第 37 回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，関東支部

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，その名称を今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みと研究への応用性を知ってもらいたいと思っています．また，今年度からは，セミナーに申し込んでいただく前に，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の部分を教育委員会の e ラーニングに新たに設けました．本セミナーに申し込もうと思われる方は，その入門編でご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．

日　　時: 平成 28 年 9 月 24 日(土) 10:00～18:00, 25 日(日) 9:00～13:00
会　　場: 北里大学メディカルセンター6 階研修室 (埼玉県北本市荒井 6 丁目 100 番地)
定　　員: 30 名
参 加 費: 会員 9,000 円(ただし画像部会員 8,000 円)，非会員 18,000 円

内　　容:
以下の講義／演習を予定しています．演習では MS 社から無償で提供されている Visual Studio 2013 Express を使用する予定です．
1 日目:開発環境の立ち上げ／プログラミングの基礎／変数／for 文・if 文／変数と関数
2 日目:ファイルの入出力／画像表示／空間フィルター(平滑化，ラプラシアン)

講師(予定): 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)

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 28 年 5 月 2 日(月)～ 8 月 26 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，申し込み期限前でも締め切る場合があります．)

注意事項: C 言語の開発環境が必要です．その他，Excel, ImageJ などのツールも利用する予定です．
Windows7/8 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．
なお，開発環境の構築方法は，申込後にメールにて連絡します．

問合せ先: 金沢大学医薬保健研究域保健学系　田中　利恵　E-mail　rie44@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp

Educational Course

# Computer-Aided Diagnosis in Chest Radiography

Bram van Ginneken, Ph.D.

Functional Image Analysis,
Radboud University Nijmegen Medical Centre
Nijmegen, Netherlands

Plain chest radiography is still the most common radiological exam. Analysis of chest radiographs also marked the start, more than half a century ago, of the field of computer-aided diagnosis. Initially, in the 1970s, researchers were very optimistic that ‘automating the chest exam’ would be soon a reality. In this talk I will review the history of computer-aided detection and diagnosis of chest radiographs, with an emphasis on recent results in the area of nodule detection, rib subtraction, general disease detection and detection of tuberculosis. I will show how the way in which computer analysis systems for chest radiographs are designed has evolved over the decades: from rule-based systems that used general image processing techniques, to pattern recognition systems that compute carefully designed features and use a statistical classifier, trained with large number of examples, to make decisions based on these features vectors, to deep learning architectures that are trained with large data sets and directly map the images to an output, and learn the optimal feature representation directly from the data.

【和訳】

# 胸部単純 X 線像領域におけるコンピュータ支援診断

**Bram van Ginneken, Ph.D.**

Radboud 大学ナイメーヘン　メディカルセンター　教授
ナイメーヘン，オランダ

訳：白石　順二　（熊本大学大学院　生命科学研究部）

胸部単純 X 線像は，今日においても，最も一般的な放射線検査である．胸部単純 X 線像の解析はまた，半世紀以上も前の，コンピュータ支援診断研究領域の始まりとしても位置づけられる．1970 年代の研究の初期の段階では，研究者たちは非常に楽観的に，“胸部単純 X 線検査を自動化すること”が，近い将来に実現可能になる，と考えていた．この講演では，コンピュータ支援診断と胸部単純 X 線像の診断の歴史について，結節影の検出，肋骨陰影の除去，一般的な病変の検出，そして，結核影の検出，のそれぞれの領域に重点をおいて振り返りたいと思う．そして，過去数十年の間に，胸部単純 X 線像のためのコンピュータ解析システムがデザインされる過程において，どのようにして，その手法が進化してきたかを，一般的な画像処理技術を用いたルールベースシステムに始まって，注意深くデザインされた特徴量を計算し，膨大な量の症例で学習させた統計モデルの分別器を用いるパターン認識システムや，それらの特徴量ベクトルに基づいた判断決定，膨大なデータセットでトレーニングされ，画像を直接入力として出力を得る深層学習（deep learning）の構築，までについて示し，そして，データから直接的に最適化された特徴量を表示する方法について学ぶ．

Educational Course

# ROC･FROC 解析のススメ

熊本大学大学院　生命科学研究部　**白石 順二**

## 1. はじめに

私が Receiver Operating Characteristic （ROC）解析に興味を持ち，研究を始めてから 25 年が過ぎた．その間，1 年も欠かすことなく，年に数回の ROC または free-response ROC （FROC）観察者実験の計画・実施と，それ以外にも他の施設から持ち込まれる多数の実験データの解析を行ってきた．少なくとも実際に経験した ROC・FROC 観察者実験の数では，世界中で私よりも多くの実績を持つ人はいないと自負する．それだけの数の ROC・FROC 解析を手がけてきたが，一つとして同じ方法やデータ解析が適応可能であった場合はなく，常にオーダーメイドの研究デザインが要求されてきた．そして，そのことが（どちらかというと飽き性の）私の ROC・FROC 解析に対する興味を常に高いものにしてきた．これほど奥が深い ROC・FROC 解析を，より多くの人に知ってもらうため，画像部会では 6 年前から ROC セミナーを主催している．今回の講演では，多くの方に ROC・FROC 解析の魅力を理解してもらうことを目的として，ROC・FROC 解析の変遷を振り返った後に，私の経験の中から ROC・FROC 解析が有用であった事例について，わかり易く解説したいと思う．

## 2. ROC･FROC 解析の変遷

ROC 解析が放射線医学の世界に初めて導入され，それが論文となってわれわれが最初に知るようになったのは，Goodenough らによって報告された ROC 観察者実験に関する論文であった[1]．この Goodenough は，当時，シカゴ大学の医学物理専攻の大学院生で，増感紙－フィルム系における量子モトルと解像度特性の基本的な概念を確立した Kurt Rossmann 先生の下で，ROC 解析を放射線画像の世界に導入した Lee Lusted 先生[2]の指導を受けていた．日本では，山下一也先生が Lusted 先生の提案にいち早く興味を持ち，信号検出理論の考え方と ROC 解析の方法を，日本放射線技術学会誌に解説として日本で初めて報告した[3]．ROC 解析が放射線医学の世界に導入されてしばらくは，その評価は ROC 曲線によるものが主体であり，後に Hanley らによって ROC 曲線下の面積（area under the ROC curve: AUC）が提案されるまでは[4]，ROC 曲線を両正規確率紙にプロットすることによって求められる正確さの指標（感受性の測度）が評価に用いられていた．

初期の ROC 解析の方法論は，シカゴ大学の Charles Metz 先生らによって確立された[5]．その当時は，評定に用いられていたのは 5 段階評価を主とする評定確信度法（カテゴリ法）であったが，カテゴリ法による観察者実験に伴ういくつかの問題点が，研究により明らかになった頃でもあった[6]．私が ROC 解析に出会ったのはこの頃で，1990 年に開催された本学会の秋季学術大会（札幌）に講師として招聘された Metz 先生の講演原稿を，当時所属していた大阪市立大学病院の画像研究グループで分担して和訳したことがきっかけだった[7]（写真１）．

一方，1989 年には，ROC 解析のいくつかの問題点を解決することを目的として，FROC 解析の考え方が Chakraborty によって提案された[8]．FROC 解析が提案された当初は，FROC 曲線間の統計的有意差検定に関する研究が進んでいなかったために，臨床で応用されることは少なかったが，ROC 解析と比べて，より臨床に近い診断能の評価が可能という点で ROC 解析よりは優れている部分があると考えられていた．その後の進展については後述する．

現在では当たり前となっている連続確信度法による評定が ROC 解析に導入されたのは 1990 年頃のことであった[9]．本学会では，当時の画像部会委員であった岐阜大学の藤田広志先生が北米放射

線学会（RSNA）の期間中にシカゴ大学の Metz 先生を訪ねた際に Metz 先生から連続確信度法に対応した新しいカーブフィッティングプログラム（LABROC1）を託されたことから，学会内にディジタル画像の ROC 解析検討班（藤田広志班長）を構成し，この新しい評定実験法について，検討を行った．なお，この連続確信度法という名称は今日では国家試験問題にも用いられているが，この名称を考案し，それまでの 5 段階評価法（カテゴリ法）を評定確信度法として区別したのは，この研究班の業績の 1 つでもある．この班は 2 年間の活動の後，叢書「ROC 解析の基礎と応用」を発刊し[10]，これが日本で初めての ROC 解析に関する専門書となった．

現在も画像部会の下で活動を続けている Metz’s ROC Users Group は，ROC 解析に関する叢書を発刊した後の学会の事業として，LABROC1 ソフトウエアをできるだけ多くの日本の研究者に普及させることを目的として設置され，当初はフロッピーディスクで希望者に対するソフトウエアの配布を行っていた（写真２）．その数年後には，インターネットが普及し，シカゴ大学の Web サイトからオンラインでソフトウエアを入手することが可能となったのでフロッピーディスクによる配布は停止したが，この Users Group は，ROC 解析の普及とソフトウエアの紹介などを目的として，現在でも活動を続けている．特に 2012 年 7 月に Metz 先生が亡くなられた後は，Metz 先生の遺志を継いで（Metz 先生は，自分がシカゴ大学を去った後には，誰もこのサイトをメンテナンスする人がいなくなるだろうと予想していた），シカゴ大学内で運営されていた ROC 解析用のソフトウエアのオンライン配布サイトを，まるごと画像部会の Users Group のサイト内に移植し，現在では，本学会から世界に向けて ROC 解析用のソフトウエアの配布を行っている．

写真 1　1990 年秋季学術大会（札幌）の会員懇親会
左から石田隆行先生，Metz 先生，私

写真 2　1994 年総会学術大会（神戸）の画像部会
で Metz 先生と私．手に持っているのがソフト

ROC 曲線間の統計的有意差検定は，ROC 解析が医用画像に適用された頃から，その必要性が強く叫ばれていたが，1992 年になって，Dorfman，Berbaum，Metz によって初めて，観察者間および観察

試料間の変動を考慮し，平均の ROC 曲線間の統計的有意差検定を行う Jackknife 法が提案された[11,12]．この統計的有意差検定の方法の実行には，当初はシカゴ大学で開発された LABMRMC というソフトウエアが用いられていたが，現在では，ピッツバーグとシカゴ大学の共同で開発されたソフトウエア（開発者の 3 名の頭文字（DBM）と Multi Reader Multi Case（複数の観察者と複数の試料）の頭文字から DBM-MRMC 法と呼ばれる）が広く普及している．

連続確信度法の採用は，評定確信度法に比べると格段に ROC カーブフィッティングの精度を向上させたが，ROC 観察者実験の評定方法が連続確信度法になっても，ROC 曲線の右肩部が逆 S 状になる“フック”と呼ばれる現象は防ぐことができなかった．そこで，Metz らは ROC 曲線に絶対に“フック”を生じさせない新しいカーブフィッティングの手法である“Proper”ROC（“適切な”ROC）を提案した[13]．この手法を実行するソフトウエア（アルゴリズム）は PropROC と呼ばれ，前述の DBM-MRMC にも組み込まれている．

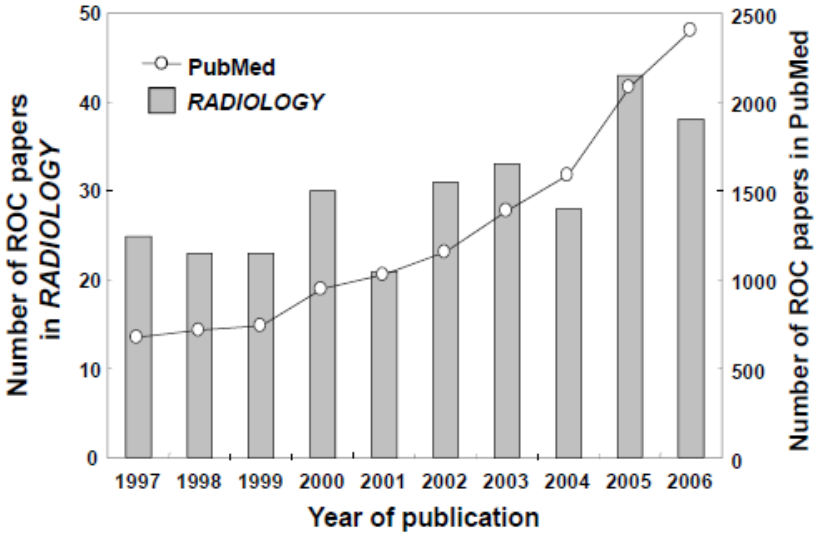



Fig. 1　1997 年から 2006 年にかけて PubMed, または
Radiology に掲載された ROC 関連の論文数の推移

Figure 1 に示すように，1990 年代後半から 2000 年代にかけては，放射線画像のディジタル化や CT，MR の高性能化に伴う診断能の評価に関する研究が盛んになり，それに合わせて ROC 観察者実験を用いた研究の数が年々増加していった[14]．しかし，病変を検出するという意味での診断能の評価においては，1 つの試料に付き 1 つの病変という ROC 解析の制限が問題となり，FROC 解析の必要性もまた増していった．そして，「FROC 解析では統計的有意差検定ができない」，というそれまでの問題点を解消する論文が Chakraborty らによって 2004 年に発表された[15]．この論文で提案された JAFROC 解析は，ROC 解析の DBM-MRMC 法で使われている Jackknife 法を，FROC 解析の結果に応用したもので，ROC 曲線における AUC の代わりに Figure of Merit（FOM）という正確さの指標を算出し，その疑似値（pseudo value）から 2 次元分散分析により統計的有意差検定を行っている．なお，JAFROC 解析に必要なソフトウエアは，Chakraborty らの研究室のサイトから，オンラインで入手可能である [1].

ROC や FROC 観察者実験が重要であり，また診断能の評価に必要不可欠であることは，多くの研究

[1] http://www.devchakraborty.com/index.php にて入手可能（2016年1月25日現在）

者が理解していることであるが，実際に観察者実験を計画し，目的に応じた結果を得るためには多大な労力が必要となる．そこで，ROC・FROC 観察者実験において，その労力を軽減させるために様々な工夫がこれまでになされてきた.本学会の学術研究班が開発した観察者実験用のソフトウエア ROC Viewer もその 1 つであり[16]，現在は画像部会の ROC セミナーを受講された方々にのみ，使用法を十分に説明した上で，ソフトウエアの配布を行っている．今後は，古くなって新しい OS での動作が難しくなってきたシカゴ大学開発の ROC 関係のソフトウエア（LABROC5 や ROCKIT，LABMRMC など）や JAFROC ソフトウエアを再構築し，ROC Viewer と組み合わせて，ROC・FROC 観察者実験のためのパッケージを開発していく予定である．

### 3．ROC･FROC 解析の方法論に関する研究

私にとって最初となる ROC・FROC 解析に関する研究は ROC 解析ではなく，FROC 解析の方法論に関するものであった[17]．1990 年に Metz 先生の ROC に関する原稿を和訳して以来，ROC 解析に興味を持ち，何か研究を始めてみたいとは思っていたが，なかなかテーマが見つからずにいた時に，当時の技師長から FROC 解析の論文を手渡され，この新しい手法でとにかく観察者実験をしてみようと思ったのが ROC（FROC）研究の始まりとなった．この観察者実験を行う上で，観察者によって視力が違うのに，どうして観察距離は一緒にしないと駄目なのだろう？とか，判断力には個人差があるのに，観察時間は同じじゃないといけないのか？といった疑問が生じ，その疑問点を実験により解決したくて，ROC 解析を日本に紹介した山下先生を尋ねて，研究指導を受けて完成させたのが 2 つ目の ROC 解析に関する論文であった[18]．

その後，連続確信度法が開発された際には，山下先生と一緒に藤田班の班員となり，従来法の評定確信度法と連続確信度法とで，結果にどんな差が出るのか，実際の観察者実験で検証を試みた[19]．他にもランダム標本や階層標本といった試料収集法[6]の違いや[20]，ROC 解析の理論を CT の低コントラスト分解能の評価に適用する方法[21]，などの研究を行う傍らで，Metz 先生に師事し，当時はまだ電子メールが普及していなかったので，FAX によるやり取りで ROC 解析に関する指導を受けていた．

1994 年に本学会の海外短期留学制度でシカゴ大学に 3 ヶ月の短期留学をした際には，その少し前にシカゴ大学の研究員であった加野先生（現在はコニカ・ミノルタ）が開発したばかりの，胸部単純 X 線写真の経時差分処理の臨床的有用性を検証するための観察者実験を手伝う，という貴重な経験を得た[22]．この観察者実験を実施するに当たっては，現在画像と過去画像を同時に観察者に読影させるのか，それとも現在画像だけを読影させるのか，経時差分処理像はどのタイミングで医師に提示するか等，それまでに実施されたことのない観察者実験であったために，実際に実験を行うまでには，何度もディスカッションが繰り返された．その翌年には，シカゴ大学の研究グループからコンピュータ支援診断（Computer-aided diagnosis: CAD）技術によって得られた結果を，オリジナル像を提示した後に続けて提示する新しい ROC 実験法である連続評定実験法（sequential test）が報告されたが[23]，その研究のアイデアは，このときのディスカッションから生まれたと聞いている．なお，この連続評定実験法は，それまでに行われてきた独立評定実験法（independent test）に代わって，その後の CAD の有用性評価における観察者実験のスタンダードとなり，私自身も CAD の有用性評価の研究において何度も利用することとなった．

### 4．様々なシステムの診断能を評価するための ROC･FROC 観察者実験

ROC 観察者実験を行う上で，もっとも大変な作業となるのは，ROC 実験に使用することが可能な程度の難易度の病変を含む症例画像を収集することである．シカゴ大学での短期留学の間に，いく

つかの ROC 実験に参加し，そのことを痛感した私は，日本に帰国してすぐに，ROC 観察者実験に利用が可能な大規模な画像データベースを構築する班の結成を学会に申請して，その 2 年後に ROC 観察者実験や CAD 研究等に活用することを目的とした胸部単純 X 線像の標準ディジタル画像データベースを構築した[24]．この標準ディジタル画像データベースの構築の仕上げは，データベースに含まれる画像のすべてを用いて，全国の 4 施設において，9 名の胸部放射線科医と 11 名の放射線科医の計 20 名が観察者として参加した ROC 観察者実験であった．この ROC 観察者実験の結果から，3 名の胸部放射線科医が判定した病変検出の難易度の正当性が証明された[25]．この標準ディジタル画像データベースは，今日でも世界中の研究者によって幅広く利用されており，このデータベースを引用した論文の数は，現在では 100 篇を優に超えている．

2001 年にそれまで勤務していた大阪市立大学病院を退職し，シカゴ大学の研究員となってからは，毎日が ROC 解析に関係がある研究生活を送った．1980 年代にシカゴ大学で提唱された CAD は，私がシカゴ大学に移った頃には世界的なブームを迎えており，そして，その CAD の臨床的な有用性を証明するためには ROC 解析が不可欠であった．Figure 2 に示すのは，2 つの CAD 研究における ROC 観察者実験の結果であるが，(a)は胸部単純 X 線写真における肺結節影[26]，(b)は胸部 CT における肺結節影[27]の良悪性鑑別 CAD の有用性評価の結果を示している．CAD 単独の性能を比べると胸部単純 X 線像における CAD の性能（AUC = 0.89）の方が CT の場合(AUC = 0.83)よりも高く，CAD の利用による診断能の向上も同様の結果になることが予想されたが，実際に CAD を提示して観察者実験を行ってみると，その結果は胸部 CT の CAD ありの読影（AUC=0.85）の方が，胸部単純 X 線像における CAD ありの場合（AUC=0.82）よりも高く，CAD による診断能改善の効果が高かった．この結果からも，CAD の有用性評価においては，観察者実験による評価が非常に重要であることが証明されたと考えられる．

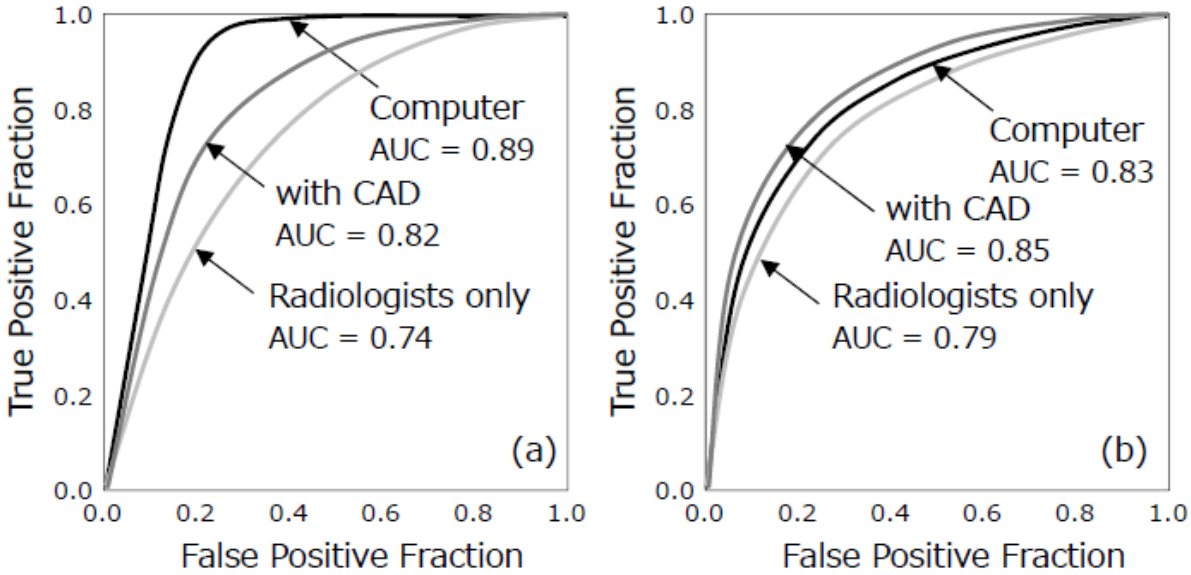



**Fig.2 肺結節影の良悪性鑑別の CAD の有用性を評価するために実施された ROC 実験の結果**
**(a) 胸部単純 X 線像における良悪性鑑別[26] (b) 胸部 CT 像における良悪性鑑別[27]**

CAD の有用性の評価における観察者実験では，観察者に先入観を持たせないために， 病変の検出や鑑別能における CAD の性能を教えないのが一般的ではあるが，CAD の出力に対する医師の反応を知りたくて，模擬的に 100%の性能をもつ CAD（どんなに淡い病変でも検出可能）を設定し，観察

者（医師）にはCADの感度が100%であることを提示した上でROC実験を行った場合がある[28]．この実験では，観察者は，CADの感度が100%であることを教えられているにも関わらず，検出が極めて困難で，非常に淡い病変に関しては，CADの結果を信用せず，「病変なし」と反応する場合がいくつかの症例で見受けられた．そのため，この観察者実験からは，「非常に検出が困難な病変を検出するために，多大な努力をしてCADの検出能を向上させても，その努力は臨床には役に立たない」，というとても大事なことが判明した．このように，ヒトの判断が重要な要素となる画像診断においては，観察者実験を行うことによって，そのシステムを使用する上での問題点や課題が明らかになることが多い．

## 5. おわりに

ROC・FROC解析が医用画像の診断能の評価に導入されてから今日までの変遷に加えて，私がこれまでに経験してきたROC・FROC観察者実験の中から特に興味深かった研究について，取り上げて話を進めたが，誌面の都合により，ここまでで一旦筆を止める．書き足らなかった部分については，当日，スライドで紹介したいと思う．とにかく，ROC・FROC解析を含む研究の面白さは，予想したような結果が出たとしても，そのデータを細かく分析してみると，思いもよらなかった事実がそこに隠れている場合があるところにある．観察者として実験に参加する医師と，評価される装置やシーケンスという媒体の間に立って，ROC観察者実験の計画を練り，組み立て，そして，その評価結果をじっくりと分析して，新しいことを発見する役目は，まさに普段から装置と医師の間で仕事をしている診療放射線技師には適任ではないかと私は考える．この講演を機会に，よりたくさんの方がROC・FROC解析に興味を持ち，研究をスタートさせてくれることを願うばかりである．

## 参考文献


1. Goodenough DJ, Rossmann K, Lusted LB. Radiographic applications of receiver operating characteristic (ROC) curves. Radiology, 110, 89-95, 1974.
2. Lusted LB.: Logical analysis in roentgen diagnosis, Radiology 74, 178-193, 1960.
3. 山下一也，若松孝司．信号検出理論のX線撮影系への適用．日本放射線技術学会誌，33(7):111-117，1977
4. Hanley JA, McNeil BJ: The meaning and use of the area under a receiver operating characteristic (ROC) curve, Radiology 143, 29-36, 1982.
5. Metz CE.: ROC methodology in radiologic imaging, Invest. Radiol. 21, 720-723, 1986.
6. Metz CE.: Some practical issues of experimental design and data analysis in radiological ROC studies, Invest. Radial. 24,234- 245, 1989.
7. Metz CE.，訳：畑川政勝，吉田梨影，久保田哲弘，白石順二，岸本健治，渡辺晋一，市田隆雄，東田満治，井上　誠.：ROC解析の基礎，日本放射線技術学会誌，46(6):831-839，1991
8. Chakraborty DP.: Maximum likelihood analysis of free-response receiver operating characteristic (FROC) data. Med Phys 16:561-568, 1989.
9. Metz CE, Shen JH, Herrnan BA.: New methods for estimating a binormal ROC curve from continuously-distributed test results. Presented at the 1990 Annual Meeting of the American Statistic Association ,Anaheim CA, August 7, 1990.
10. 日本放射線技術学会専門委員会ディジタル画像のROC解析検討班（藤田広志編著），ROC解析の基礎と応用，放射線医療技術学叢書，日本放射線技術学会[編]，1994.
11. Dorfman DD, Berbaum KS, Metz CE.: Receiver operating characteristic rating analysis: generalization to the population of readers and patients with the jackknife method. Invest Radiol., 27:723-731, 1992.

12. 白石順二, 宇都宮あかね: ROC 解析における画像システム間の統計的有意差の検定方法－Jackknife 法とその適応－. 日本放射線技術学会誌, 53(6), 691-698, (1997).
13. Metz CE, Pan X. “Proper” binormal ROC curves: theory and maximum-likelihood estimation. J Math Psychol, 43:1-33, 1999.
14. Shiraishi J, Pesce L, Metz CE, Doi K: Experimental design and data analysis in receiver operating characteristic studies: Lessons learned from reports in Radiology from 1997 to 2006, Radiology, 253:822-830, 2009.
15. Chakraborty DP, Berbaum KS.: Observer studies involving detection and localization: modeling, analysis and validation, Med. Phys. 31, 2313-2330, 2004.
16. Shiraishi J, Fukuoka D, Hara T, Abe H. Basic concepts and development of an all-purpose computer interface for ROC/FROC observer study. Radiol Phys Technol. 2013; 6:35-41.
17. 白石順二, 小堺和久, 畑川政勝, 東田満治, 渡辺晋一: FROC 解析によるデータ収集簡略化の試み. 日本放射線技術学会誌, 47(4):620-626, 1991
18. 白石順二, 山下一也: ROC 評定における観察時間と観察距離－単純な信号の場合. 日本放射線技術学会誌, 47(11):1937-1942, 1991
19. 白石順二, 山崎 勝, 田中克尚, 岸本健治, 畑川政勝: カテゴリ分類を行わない評定方法(連続確信度法)を用いた ROC 解析の有用性, 日本放射線技術学会誌, 50(10), 1726-1734, 1994.
20. 宇都宮あかね, 白石順二: ROC 解析における試料収集法の考察, 日本放射線技術学会誌, 53(3), 363-367, 1997.
21. 白石順二, 上田容子, 宇都宮あかね, 花岡信子, 辰己大作, 他: ROC 解析を応用した CT 装置の密度分解能の測定. 日本放射線技術学会誌, 53(4), 431-436, 1997.
22. Difazio MC, MacMahon H, Xu XW, Tsai P, Shiraishi J, Armato SG, Doi K: Digital chest radiography: Effect of temporal subtraction images on detection accuracy. Radiology 202: 447-452, 1997
23. Kobayashi T, Xu XW, MacMahon H, Metz CE, Doi K.: Effect of a computer-aided diagnosis scheme on radiologists’ performance in detection of lung nodules on radiographs. Radiology, 199: 843-848, 1996.
24. 白石順二, 土井邦雄, 桂川茂彦, 小松研一, 松井美楯, 他: 標準ディジタル画像データベースの構築. 日本放射線技術学会誌, 54(3), 439-445, 1998.
25. 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.
26. Shiraishi J, Abe H, Engelmann R, Aoyama M, MacMahon H, Doi K: Computer-aided diagnosis for distinction between benign and malignant solitary pulmonary nodules in chest radiographs: ROC analysis of radiologists’ performance. Radiology 227: 469-474, 2003.
27. Li F, Aoyama M, Shiraishi J, Abe H, Li Q, Suzuki K, Engelmann R, Sone S, MacMahon H, Doi K: Radiologists’performance for differentiating benign from malignant lung nodules on high-resolution CT using computer-estimated likelihood of malignancy. AJR 183: 1209-1215, 2004.
28. Shiraishi J, Abe H, Engelmann R, and Doi K: Effect of a high sensitivity in a computerized scheme for detecting extremely subtle solitary pulmonary nodules in chest radiographs: Observer performance study. Acad Radiol 10: 1302-1311, 2003.

# 装置 A と B，画質の何が違うの？

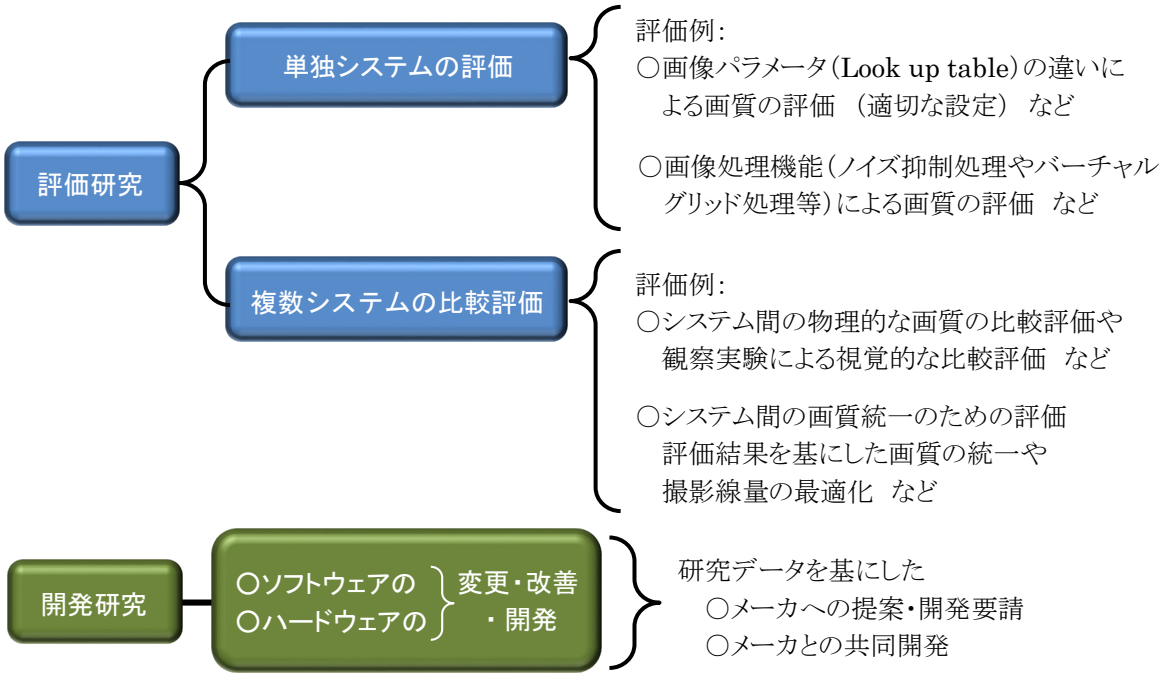
久留米大学病院　画像診断センター　片山　礼司

## 1. はじめに

臨床現場では，機種の異なる画像診断システムが稼動している状況も多く，その例として，単純 X 線撮影領域で，imaging plate（IP）を用いた computed radiography（CR）システムと，flat panel detector（FPD）システムが併用されている状況などが挙げられる．あるいは，透視検査や血管撮影の領域で，間接変換型や直接変換型の FPD システムを搭載した装置が混在している状況もある．そして，その中で取得される医用画像には，画質の違いが必ず存在している．このような環境下では，各システムの画質特性を理解した上で，目的に応じて使い分けを行うことも必要であるが，一方で，画質の統一を要求されることもあり，その場合には，システム間の相違点を分析した上で対処しなければならない．この理論的要因を把握する過程が重要で，研究につながるシステムの特性を見出せたり，画質の調整や改善を行うための良いアイディアが生まれることもある．このように，私たちの周りには臨床現場の状況改善につながる研究要素が多く存在するが，本稿では過去の実例を紹介し，また，今後求められる研究課題について記述する．

## 2. 医用画像の画質に関する研究分類（単純 X 線撮影領域の例）

医用画像の画質に関する研究では，以下のような分類が挙げられる．



臨床現場で行われる医用画像に関する研究は，評価研究の位置付けが多いと考えられるが，何らかの課題を改善するための研究活動が，ソフトウェアやハードウェアの開発につながることもある．評価研究や開発研究の内容は様々で，現場レベルの簡単なものもあれば，学会発表や論文化につながるものもある．そして，これらの研究開始のきっかけは，臨床現場での問題点の発見である場合が少なくない．

以下の研究事例は，画質の違いとその改善を課題としたもので，画質の物理特性などのデータを扱ったものではないものの，意義のある成果を残せた例であり，その研究活動が有用だったことを示すものである．

### 3. 研究事例-1（開発・評価研究）：「小児胸部 CR 画像用の周波数強調タイプの開発と臨床評価」

1）研究開始の背景と対処： 図 1, 2

CR 画像の画質改善の必要性を感じている時に，小児科医師からの意見が後押しとなり研究を開始．

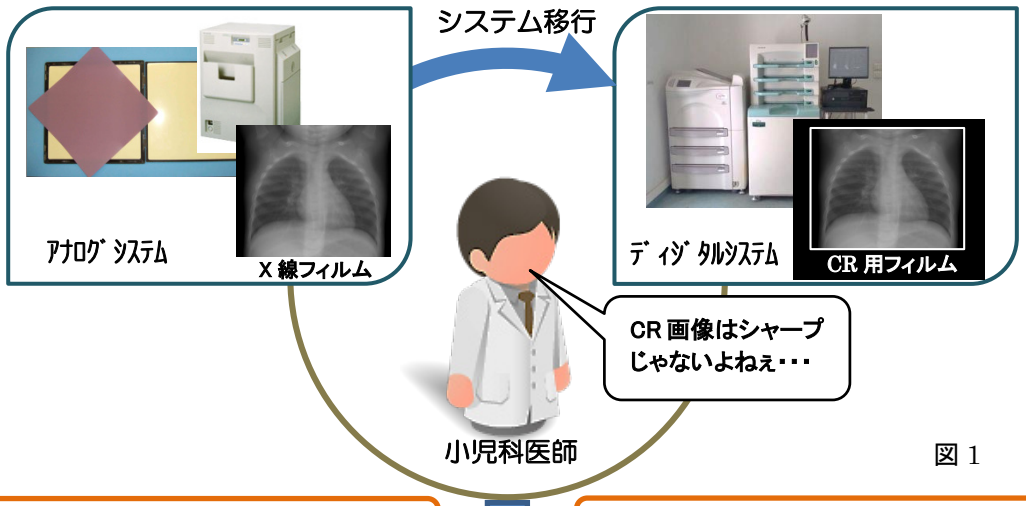



図 1

CR 画像はシャープではないという意見

CR 画像の画質改善の検討を開始

周波数強調処理を利用した鮮鋭性の改善⇒低信号領域の粒状性悪化を伴う※⇒不適切・・？

※ノイズ抑制処理は非搭載の時代

考案した周波数強調タイプにより画質を改善できる可能性有⇒メーカへの提案と共同開発

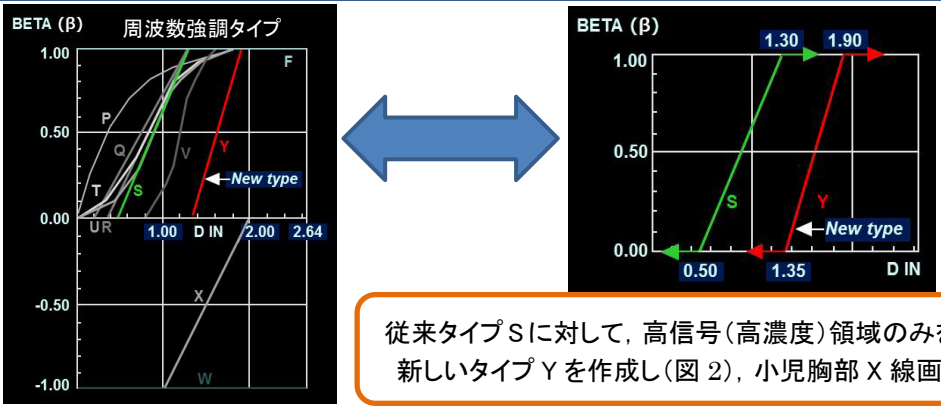



図 2

従来タイプ S に対して，高信号（高濃度）領域のみを強調する新しいタイプ Y を作成し（図 2），小児胸部 X 線画像に適用

2）開発した周波数強調タイプの効果：図 3，4

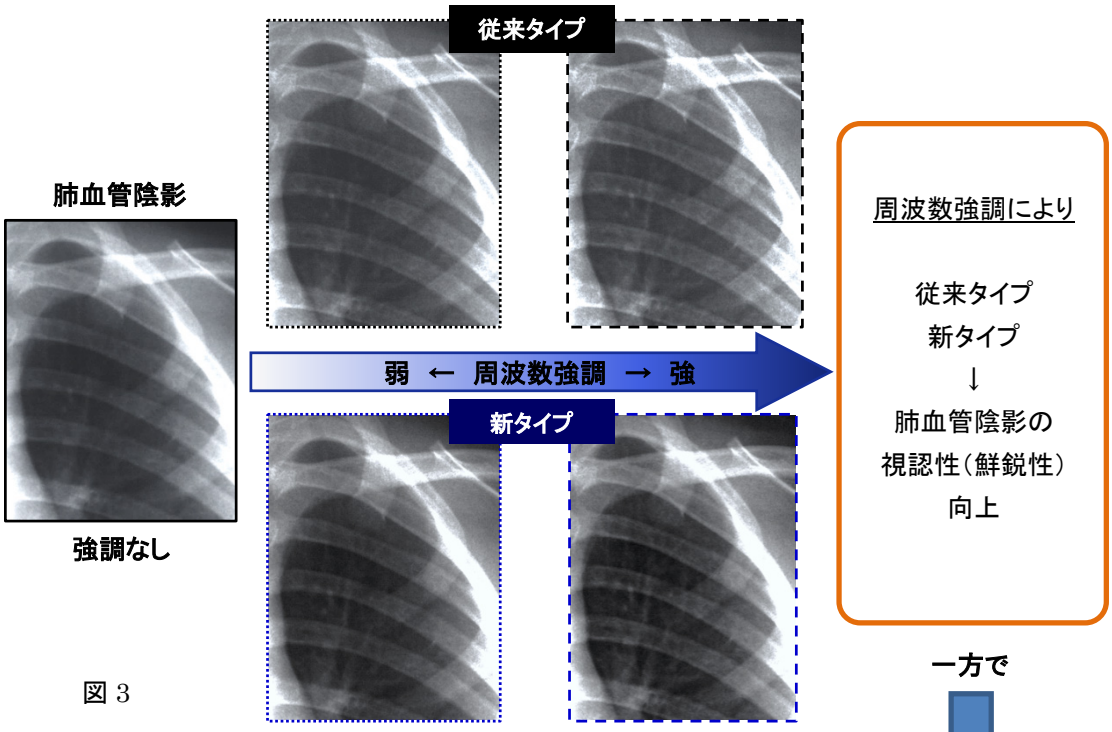



図 3

図 4

3）研究結果と成果：

開発した周波数強調タイプは，小児胸部 CR 画像の粒状性の悪化を抑え鮮鋭性を改善でき，小児科医師 6 名，放射線科医師 4 名による観察実験では，従来タイプと比較して有意に良い画質に改善されているという評価が得られた．また，スクリーン・フィルムシステムの画質と比較し遜色無いという意見を聴取できた．

この研究で提案し開発した周波数強調タイプは，現行システムにも実装されており，小児胸部 X 線撮影用メニューの標準的なパラメータとして，ノイズ抑制処理との併用などにより現在も活用されている．

**研究事例-2（開発研究）：「ビルトイン型 DR システムの画質改善のための研究-装置内散乱線の検証」**

1）研究開始の背景と対処：

IP ビルトイン型の digital radiography（DR）システムで，胸厚の大きい被写体を高電圧で撮影した際に，散乱線カブリと思われる画質低下が再現性高く出現．カセッテの CR 撮影では，顕著な散乱線カブリの現象を認めないため，ビルトイン型 DR システムの装置内部で発生した散乱線の影響を疑い実験を開始（図 5）．

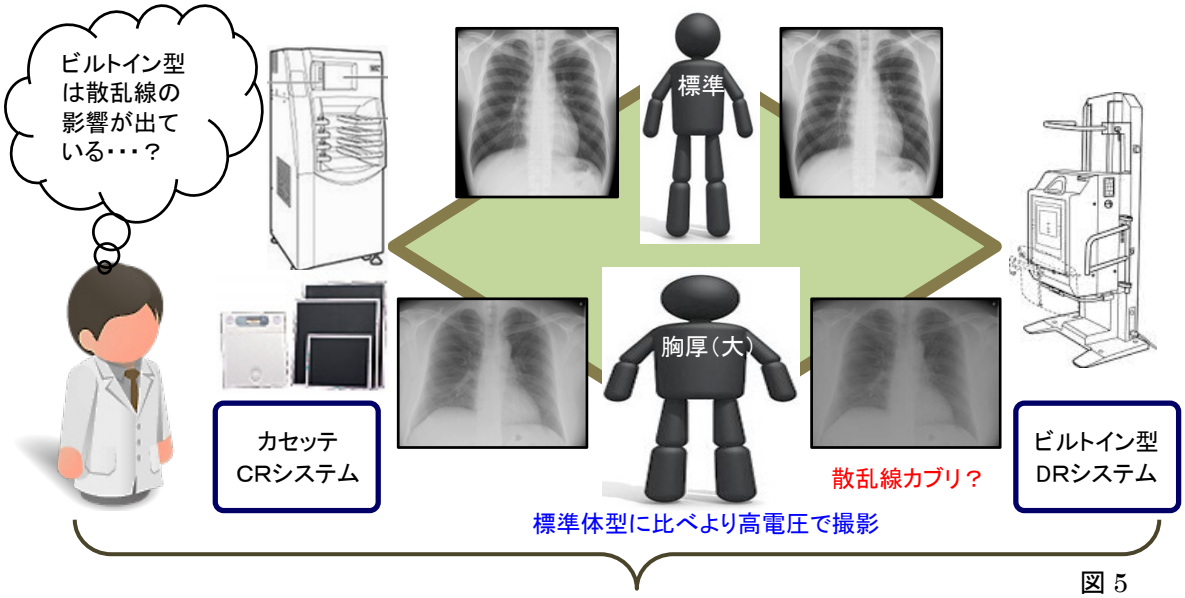



図 5

ビルトイン型 DR システムの内部構造を確認（図 6）

図 6

装置内部で発生した散乱線の影響を強く疑う ⇒ 廃棄予定の同じ装置を用いて検証開始（図 7）

X 線装置は撤去されていたため，X 線照射には移動型の X 線装置を使用して臨床検査と同等の X 線量を再現．

通電がないため装置は動作しないものの，稼働装置と同じ内部環境に対して X 線照射を行い，散乱線の影響の検証を試みる．

図 7

2)装置内散乱線測定の試み:

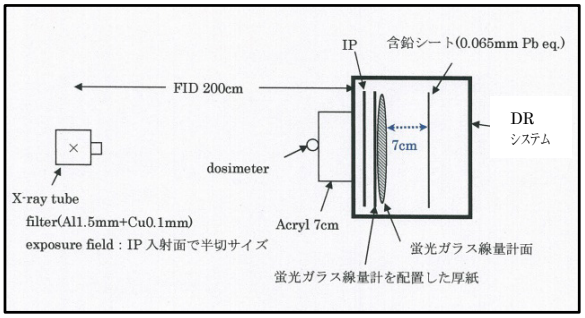



図 8　装置内散乱線測定の幾何学的配置

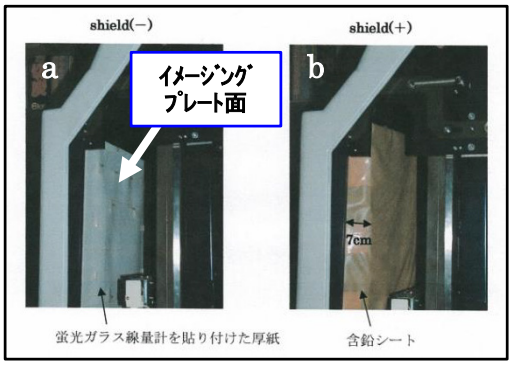



図 9　装置内での実験用器具の配置

散乱線の影響を検証する方法として，IP に対する散乱線遮蔽の有無と画像のコントラスト比の関係を調べる必要があると考えたものの，改造を要するため稼働中の装置での実験は困難と判断．一方，廃棄予定の同じ装置があったため，通電はできないが，これを利用して装置内の散乱線の測定を試みた．散乱線の計測には蛍光ガラス線量計を用い，これを IP 面全体に 24 本配置して(図 9a, 12)，線量計の特性を十分に考慮した X 線量の条件設定による計測を実施した．図 8 に実験の幾何学的配置を示すが，散乱線の遮蔽には鉛当量 0.065mm の含鉛シートを使用し(図 9b, 15)，予備実験(図 10)によって，含鉛シートからの後方散乱線の影響を受けない距離を求め(図 11)，その距離を空け IP 面を覆うことで遮蔽あり(shield+)の実験配置とした(図 8, 9b)．そして，遮蔽の無い時の蛍光ガラス線量計の積算値と，遮蔽を行った場合の積算値を比較することで，散乱線の影響の推定を試みた．

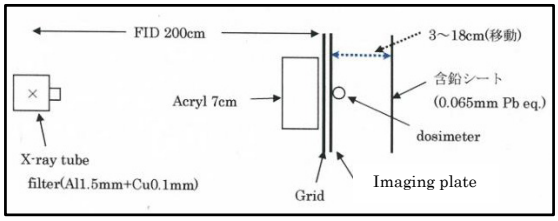
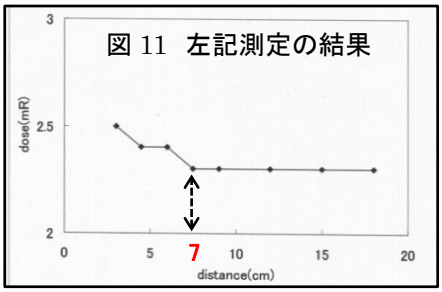
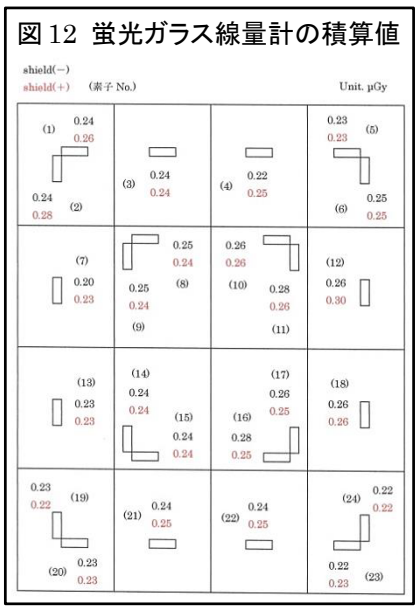



図 10　含鉛シートからの後方散乱線の測定配置図




3)研究結果と成果:

図 12 に測定結果を示すが，この実験では，装置内部の散乱線量を有意な値として捉えることはできず，画質への影響を客観的に証明するデータを示せなかった．一方，日常診療では散乱線カブリの現象が実際に起きているため，装置メーカに対して，この実験内容をまとめた報告書を提示し，装置内部で発生した散乱線の画質への悪影響が最も考えられることと，これに対する遮蔽機構を組み込む必要性のあることを強く訴えた．さらに，その検証手法として，画像の信号値からコントラスト比を求める方法があるものの，臨床現場の稼働装置では，遮蔽機構を組み込んだ実験が行えないため，工場等での測定を要請した．私たちは，2003 年の春に，この要求を行ったが，2004 年の 12 月に後継機種が



発売されることになり，その装置の内部には，図 13 に示すように，巻き取り式の含鉛シートによる，散乱線遮蔽機構が組み込まれていた．メーカの説明資料（図 14）には，私たちの指摘した散乱線の事項が明記してあり，また，装置内に使用されている含鉛シートが，私たちの研究で使用したもの（図 15）と同様であったことや，その効果的な配置位置が，報告書の中で示した値（7cm）と等しかったことから（図 11，16），私たちの提示したアイディアや研究方法，臨床現場での問題点の訴えが取り入れられた可能性があると考えた．

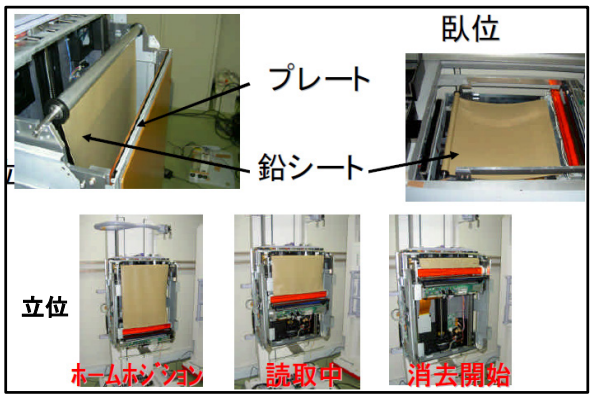


図 13　装置内の散乱線遮蔽機構を示すメーカ資料

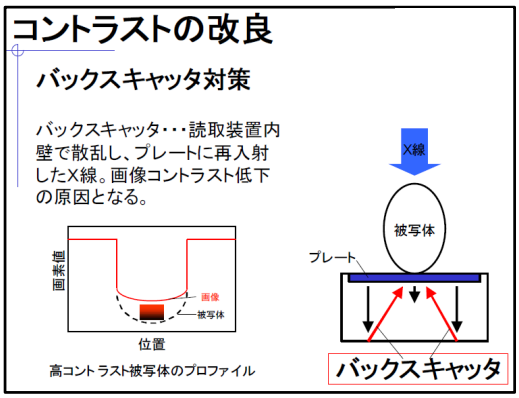


図 14　後方散乱線の影響を示すメーカ資料

←研究に使用した鉛シート

鉛シートによるコントラスト比の改善が示されたメーカ資料　→

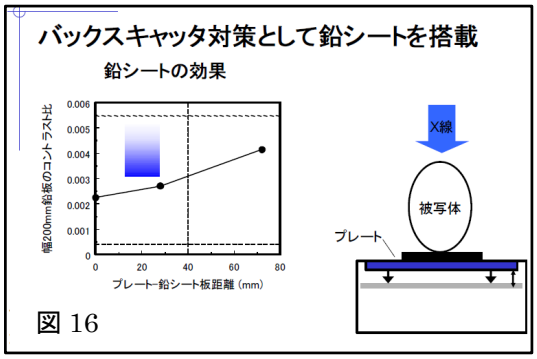


図 16

ここで特筆したいことは，画質の違いに疑問を持ち，取り組んだ研究活動が，学会発表や論文化に至る十分な結果を得られなかったとしても，この事例のように，最終的な成果として装置の改善へとつながることもあるという事で，行動を起こすことが，問題解決の足掛かりになることを示した実例であると考えている．また，具体的な評価方法や結果を提示することの意義を示すものだとも考える．

## 4. 臨床現場で今後求められる研究例

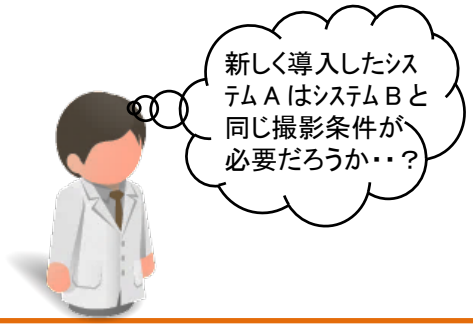
臨床現場では，CR システムのリプレイス時に FPD システムが導入されることも少なくない．ただ，価格面から，段階的な移行が進められる状況もあり，前述したように，そのような環境下では，画質の異なる診断画像が提供されることになり，私たちには，その違いを十分に把握しておくことが求められる．また，使用するシステムに応じた撮影線量の最適化が必要であるが，患者の被曝や診断能に関わる事項であるため，客観的なデータに基づき実施されるべきである．その中で，各撮影システムの物理的な画質特性は一つの参考データとなり得るが，現在は，その評価手法や理論の詳細がまとめられた書籍を入手可能であり，またデータ解析用のツールも利用できるため，少しの努力で測定環境を構築できると言える．以下の研究事例は，その

ような環境下におけるものであるが，これらのデータが基になり，新たな研究へと発展する可能性もある．

**研究事例-3（評価研究）：「異なる DR システムの画質特性の比較評価：撮影条件設定のための検討」**

1）研究開始の背景と対処：

FPD システムが導入されたものの，X 線撮影条件については，メーカの推奨する CR システムと同等条件にて運用．撮影画像を日々観察している中で，本当に同等条件が必要だろうかという議論になる．そこで，撮影条件設定の検討を行うための基礎データとして，システムの画質特性を調べ，比較することになる．



FPD システム（システム A）　　CR システム（システム B）

各システムの物理的な画質特性を測定　⇒　線量指標の導出と画質の検討

2）測定結果と線量指標の導出：

図 17　解像特性の測定結果

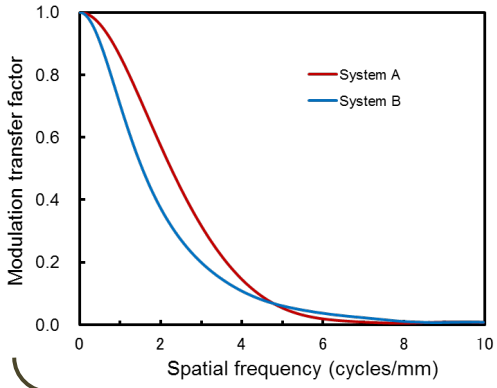



図 18　ノイズ特性の測定結果 1

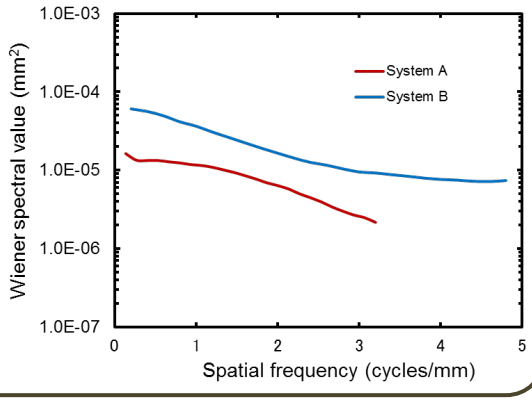
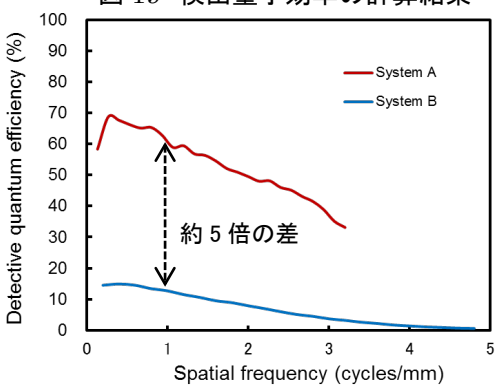
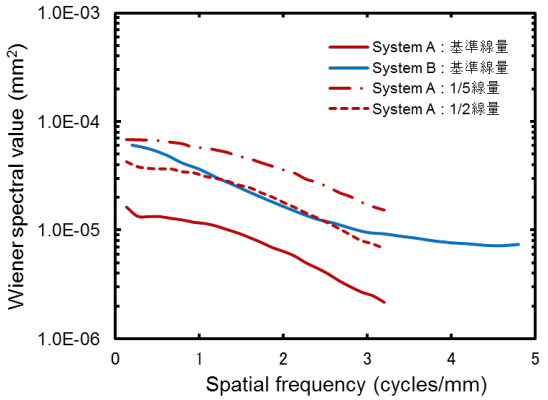



図 19　検出量子効率の計算結果




検出量子効率（detective quantum efficiency：DQE）の値（図 19）を線量比の目安として利用し，システム A の線量を低減（1/5）し画質確認用のファントム（アクリル球や針）を撮影．
→結果は，ファントム画像の粒状性がシステム B の画像に対して悪く，線量の指標とするのは難しいと判断．
→次の検討としてノイズ特性（図 18，20）を線量比の目安にしてみる．

図 20　ノイズ特性の測定結果 2




システム B の基準線量に対して，システム A では，その 1/2 の線量の時に同等のノイズ特性を示す．
→この結果に基づく線量比（1/2）にて画質確認用のファントムを撮影（図 21）．
→システム A は，システム B の 1/2 線量でも同等の画質が得られている．
→条件設定の指標（初期値）として利用．

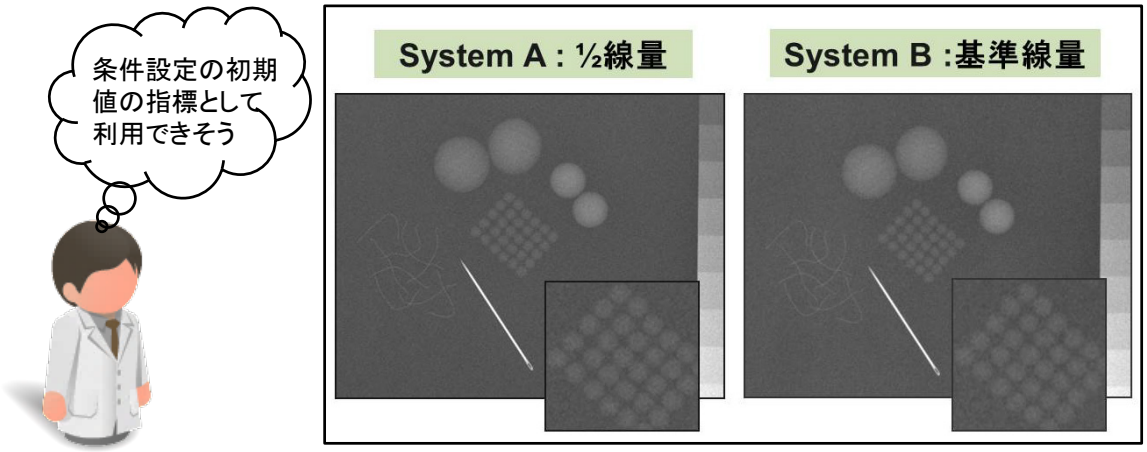



図 21　ファントムの X 線画像

3）研究の成果：

物理的な画質特性の測定結果から，条件設定の初期値の指標を導き出すことができた．システム A は，システム B と比較して解像特性とノイズ特性の双方が優れており，小児など，被曝低減を特に考慮すべき X 線撮影では優先的に利用するという運用に変更された．各システムの画質特性を理解することにより，撮影担当者がその使い分けを意識的に行うようになり，また，撮影した画像に対する議論が増えた．

この研究では，システムの画質要素の一つであるノイズ特性に着目して，撮影線量の最適化を試みているが，仮にシステム間の画質統一の要求があれば，解像特性を含めた総合的な検討が必要となる．その場合，撮影線量によって解像特性の調整はできないため，具体的な手法としては，周波数強調処理などの画像処理を駆使して画質の違いを少なくしなければならない．その際，異なるシステムにおいて，画像処理を行った後の画質がどれくらい近くなっているかを，定量的に，且つ簡便に評価できる手法があれば非常に有用なはずである．例えば，グラフの横軸を画像の鮮鋭性，縦軸を粒状性の特徴量などにした Image quality map のような概念に基づき，画質の特徴量をグラフ上にプロットし，異なるシステムのデータが重なり合った時に，同等の画質になっているというようなことが示せれば，画像処理による画質の調整時には大いに役立つと思われる．また，多くの臨床現場では，picture archiving and communication system（PACS）の普

及によって，モニタによる医用画像の観察が主流となっており，そのモニタの特性を含めた画質特性の把握が望まれる．このような環境下では，例えば，人間の視覚の空間周波数特性やコントラスト感度特性などを取り入れた研究や，モニタを利用した新たな画質評価手法の考案や開発なども，意義ある研究課題になるはずである．

## 5. おわりに

本稿では，臨床現場の状況改善につながるいくつかの研究事例を紹介したが，私たちを取り巻く画像診断システムの環境は今もなお変化しており，これに伴い，解決すべき課題も変化し，且つ多様化している．そのような状況の中で，大切なことは，私たちの日常に存在する課題に目を向けることで，その発見のためには，日々観察している医用画像に常に注意を払い，関心を持ち続けることが重要である．そして，課題を見出した時，解決のための行動が開始されることに期待したい．

Intellectual Discussion

# 小児撮影の撮影条件はどのように決めるの？

How to determine the exposure conditions in pediatric radiography？

大阪市立大学医学部附属病院　中央放射線部　**岸本 健治**

## １．はじめに

小児の一般撮影の撮影条件は、撮影対象が乳児（生後 1 年未満）になり幼児（生後 1～6 年）と変化して行き、身長・体重も大幅に変化をしていく中で、その変化に伴い撮影条件も大幅に変える必要があるため、各施設内の考えによりそれぞれ工夫され設定されていますが、教科書的に書かれたものは私の知る限りではありません。

また、放射線検査において小児は ALARA(as law as reasonably Achievable)の原理が大人に比べ、より一層守られるべきであり、必要最低限の線量での撮影が望まれます。2015 年 6 月に発表された診断参考レベル Japan DRLs 2015 も一般撮影での乳児、幼児での入射表面線量が設定されています。

今回は、アンケート結果より小児撮影条件の現状を示します。また、当院においての小児撮影条件を Japan DRLs 2015 と比較した結果を示し、画質向上を図りながら、線量低減を行った事例等も紹介します。

最後に、小児撮影においての被ばく低減、画質向上に向けての研究テーマ等を提案します。

## ２．体脂肪率の変化による撮影条件

小児の体脂肪率は、胎生中期の 1%から新生児出産期 12%に増加し、出生後に著しく増加し生後 6 カ月で 25%、１歳で 29-30%とピークとなり、幼児期に至っては運動量が増し筋肉が増し骨格も発達するので相対して体脂肪量は減少する。図１参照

そして、4-6 歳で 22%、7-9 歳で 24%、10-12 歳で体重の 26%とまた増加する。

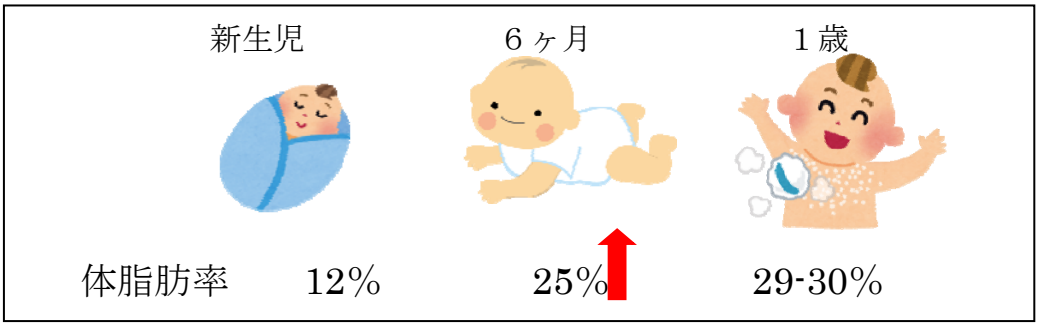
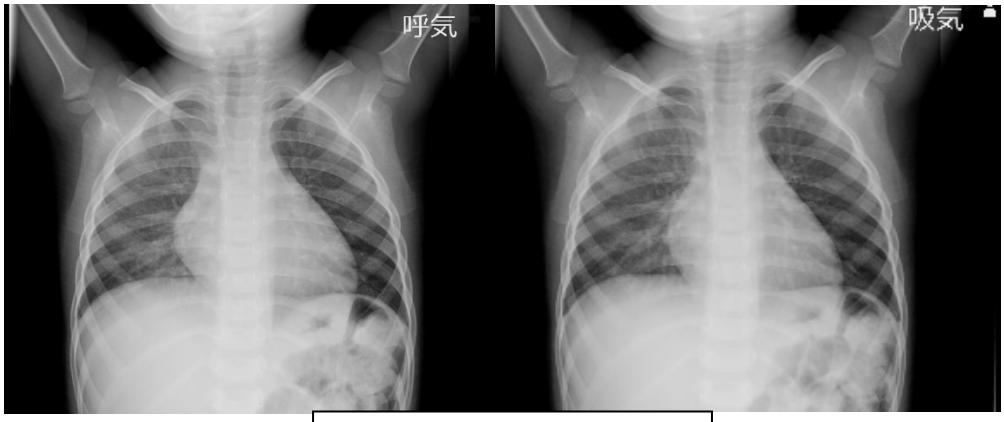



図１　小児の体脂肪率の変化

したがって、新生児では胸部 X 線撮影時にはグリッドを使用しないが、6 ヶ月ぐらいになると、体脂肪率が約 2 倍になり、肺野と縦隔のコントラストが付きにくくなるため、当院においては抵格子比（3：1）のグリッドを使用し撮影している（後述）。
また、胸部の X 線撮影時には、肺炎などの診断には動きなどに注意しながら吸気での撮影が必須となる。図 2 に異物誤飲疑いでの胸部正面吸気・呼気撮影の一例（2 歳）を示す。吸気での撮影は肺野と縦隔のコントラストがより出ており、診断に適した画像となっている。その他の所見なし。




呼気撮影　70kV　3.2mAs　SID150cm　G(+)　吸気撮影

図２．異物誤飲疑いでの胸部正面の呼気・吸気撮影

今回は、吸気・呼気撮影により異物の場所検索のための撮影であったが、通常の小児撮影の胸部は吸気での撮影が絶対条件である。吸気で撮影することにより淡い肺炎などの疾患を見つけることが容易となる。

**３．小児撮影の撮影条件（2010 年アンケート結果より）**

2010 年の小谷野らのアンケート調査[1)]の撮影条件等の結果（図 3-1 SID、3-1 管電圧、3-3 グリッド使用の有無）を以下に示す。

Table 4-5　Source image receptor distance (SID)

| SID (cm) | Part | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Chest | Abdomen | Lumbar | Knee | Stomach | Aorta | Pediatric chest | Pediatric hip joint | Breast |
| 60～69 | | | | | | 1 | | | 62 |
| 70～79 | | | | | | 1 | | | 2 |
| 80～89 | | | 3 | 2 | 1 | 2 | | | 1 |
| 90～99 | | | | 1 | 3 | 9 | | 3 | |
| 100～109 | | 5 | 30 | 44 | 11 | 21 | 17 | 38 | 1 |
| 110～119 | | | 9 | 11 | 25 | 6 | 1 | 9 | 2 |
| 120～129 | | 18 | 36 | 22 | 21 | 3 | 10 | 19 | |
| 130～139 | | 5 | 2 | 1 | | 1 | 2 | 2 | |
| 140～149 | | 1 | 3 | 1 | | | 1 | | |
| 150～159 | | 30 | 2 | 2 | | 1 | 29 | 1 | |
| 160～169 | 2 | 1 | | | | | 1 | | |
| 170～179 | | | | | | | 1 | | |
| 180～189 | 30 | 11 | | | | | 3 | | |
| 190～199 | | | | | | | | | |
| 200～209 | 53 | 12 | | | | | 11 | | |
| 210≦ | | | | | | | | | |
| Other | | | | | 2 | 5 | | | |
| N/A | 3 | 5 | 3 | 4 | 25 | 38 | 12 | 16 | 22 |

図３－１　SID

図 3-1 より、小児胸部撮影の SID は、100cm～200cm までの範囲で撮影されており、他の撮影と比べても SID のばらつきが一番大きな撮影部位となっている。

図 3-2 の管電圧は、50kV～119kV と SID 同様に変動の範囲が一番大きな撮影部位となっている。

Table 4-1 X-ray tube voltage

| X-ray tube voltage (kV) | Part | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Chest | Abdomen | Lumbar | Knee | Stomach | Aorta | Pediatric chest | Pediatric hip joint | Breast |
| <24 | | | | | | | | | |
| 25～29 | | | | | | | | | 65 |
| 30～34 | | | | | | | | | 2 |
| 35～39 | | | | | | | | | |
| 40～49 | | | | 1 | | | | 3 | |
| 50～59 | | | | 65 | | | 8 | 43 | |
| 60～69 | | | 2 | 13 | | 2 | 30 | 23 | |
| 70～79 | | 19 | 64 | 4 | 6 | 17 | 15 | 5 | |
| 80～89 | | 42 | 18 | 2 | 38 | 26 | 11 | 3 | |
| 90～99 | 1 | 18 | 1 | | 8 | 2 | 4 | | |
| 100～109 | 3 | 3 | | | 3 | 1 | 3 | | |
| 110～119 | 14 | | | | | | 6 | | |
| 120～129 | 50 | | | | | | | | |
| 130～139 | 15 | 1 | | | | | | | |
| 140～149 | 2 | | | | | | | | |
| 150≤ | | | | | | | | | |
| Auto | | | | | 2 | 6 | | | 1 |
| N/A | 3 | 5 | 3 | 3 | 31 | 34 | 11 | 11 | 20 |

図３－２　管電圧

また、図 3-3 グリッド使用の有無は使用、不使用が約半数となり分かれている。
図 3-2 管電圧結果より推察すると、管電圧 50kV～70kV 未満であればグリッド不使用、70kV を超えるとグリッドを使用していると思われる。

353

Table 5-1 Anti-scatter grids

| Grid | Part | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Chest | Abdomen | Lumbar | Knee | Stomach | Aorta | Pediatric chest | Pediatric hip joint | Breast |
| without | 1 | 1 | | 62 | 2 | 1 | 39 | 55 | 3 |
| Stationry | 45 | 37 | 32 | 6 | 43 | 47 | 17 | 2 | 14 |
| Moving | 40 | 45 | 52 | 5 | 16 | 7 | 9 | 7 | 54 |
| N/A | 2 | 5 | 4 | 16 | 27 | 33 | 23 | 24 | 17 |

図３－３　グリッドの有無

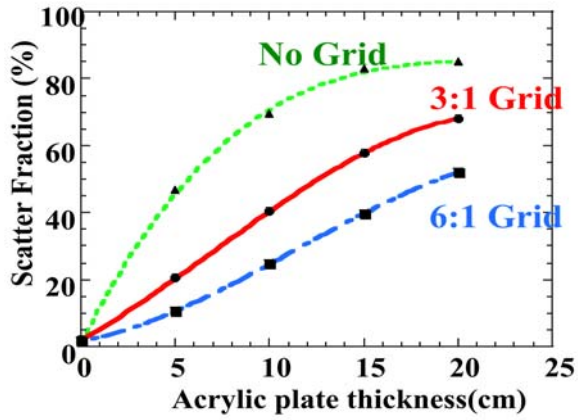
今回のアンケートは幼児（体厚 10cm）と限定しての結果であったが、SID, 管電圧、グリッドの有無において、ばらばらであるという結果であった。

## ４．抵格子比（3:1）グリッドを用いた小児撮影の画質改善・被ばく低減例

1997 年にポータブル撮影時のミスアライメント解消のために格子比が 3:1 と低いグリッドが発売された。この抵格子比グリッドを」小児撮影に用いて画質改善・被ばく線量の低減を試みた[2)]。

図４に抵格子比 3：1 グリッド、6：1 グリッド、グリッドなし時のアクリル厚の変化による散乱線含有率の関係を示します（右表は数値を示す）。

小児撮影では被写体厚 10cm 程度のため、右表より、グリッドなし、3：1、6：1 グリッドの散乱線含有率はそれぞれ約 70%、40%、25%となります。したがって、被写体厚 10cm 程度であれば、3：1 グリッド使用がちょうど良いぐらいの散乱線量であると考えられます。この 3：1 グリッドを用いて画質改善と被ばく低減を目的に、①グリッドなしで撮影していた小児胸部撮影、②6:1 グリッドを使用して撮影していた小児股関節撮影に応用しました。

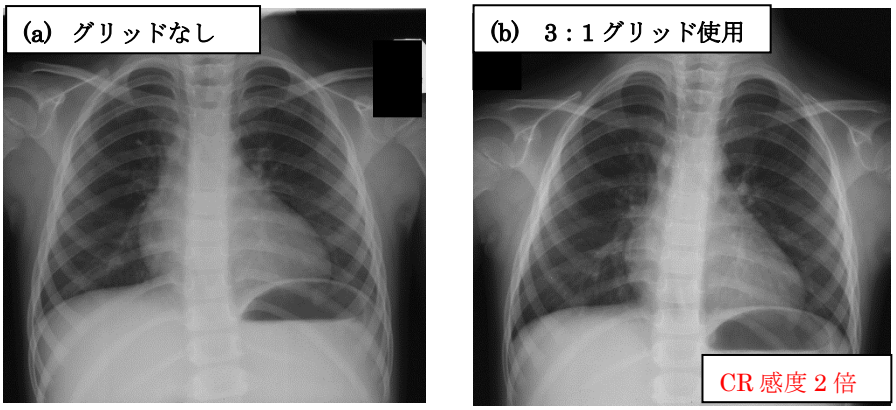



| Acrylic plate thickness (cm) | Scatter Fraction (%) No Grid | 3:1 Grid | 6:1 Grid |
|---|---|---|---|
| 5 | 46.9 | 20.5 | 10.7 |
| 10 | 69.4 | 40.5 | 24.9 |
| 15 | 83.1 | 58.0 | 39.9 |
| 20 | 85.0 | 68.2 | 52.2 |

図４　各グリッド使用時の散乱線含有率とアクリル厚の関係

4-①小児胸部撮影への応用

図 4-１（a）は従来の撮影で、グリッドなし、SID 110cm、60kV、5mAs で、（ｂ）3:1 グリッド使用、SID 150cm、80kV、4mAs で検出器感度を 2 倍（CR の S 値を 200 から 400 へ）とし、撮影した。入射表面線量は、それぞれ（a）0.18mGy、（ｂ）0.12mGy となり、画質向上と被ばく線量低減が可能となった。



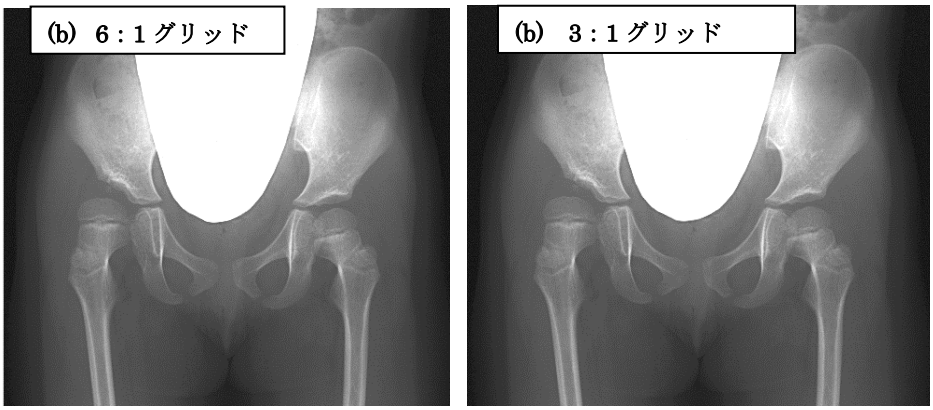

60kV　5mAs　SID110cm
入射表面線量　0.18mGy

80kV　4mAs　SID150cm
入射表面線量　0.12mGy

図　４－１
小児胸部撮影
(a) グリッドなし
(b) 3：1 グリッド

4-②　小児股関節撮影への応用

図 4-2（a）は従来の 6：1 グリッド使用、（b）3：1 グリッド使用し、それぞれ 66kV, 8mAs、66kV, 5mAs で撮影、入射表面線量は、（a）0.32mGy、（b）0.194mGy となり、被ばく線量の低減となり、また、グリッドの違いによる写真コントラストは諧調処理により補正でき、診断能に差はなかった。




66kV　8mAs　SID110cm
**入射表面線量**　0.32mGy

66kV　5mAs　SID110cm
**入射表面線量**　0.194mGy

図　4－2
小児股関節撮影
(a) 6：1 グリッド
(b) 3：1 グリッド

したがって、従来の撮影法を見直し、3：1 グリッドを応用することにより、画質改善、被ばく線量の低減が可能であった。

## ５．小児撮影の一般撮影の診断参考レベル（ Japan DRLs 2015 ）

本邦初の診断参考レベル（ Japan DRLs 2015 ）が昨年発表[3)]されたが、一般撮影内に乳児胸部、小児胸部、乳児股関節がそれぞれ含まれている（図５－１、カッコ内）。

3.2 一般撮影の診断参考レベル

| 撮影部位 | 入射表面線量（mGy） | 撮影部位 | 入射表面線量（mGy） |
|---|---|---|---|
| 頭部正面 | 3.0 | 骨盤 | 3.0 |
| 頭部側面 | 2.0 | 大腿部 | 2.0 |
| 頸椎 | 0.9 | 足関節 | 0.2 |
| 胸椎正面 | 3.0 | 前腕部 | 0.2 |
| 胸椎側面 | 6.0 | ｸﾞｰｽﾏﾝ法 | 6.0 |
| 胸部正面 | 0.3 | ﾏﾙﾁｳｽ法 | 7.0 |
| 腹部 | 3.0 | 乳児胸部 | 0.2 |
| 腰椎正面 | 4.0 | 幼児胸部 | 0.2 |
| 腰椎側面 | 11.0 | 乳児股関節 | 0.2 |

より詳しい情報は一般撮影の診断参考レベル設定の報告(P16)を参照のこと

図５－１　一般撮影の診断参考レベル（ DRLs 2015 ）

本数値は入射表面線量で表されている。この小児撮影においての診断参考レベルが発表されたことは、放射線防護の最適化に向けて、非常に意味のあることである。
したがって、各施設においては、自施設の撮影条件がどれほどの入射表面線量であるかを知っておく必要がある。図５－２に本院の撮影条件と入射表面線量を示す。（入射表面線量は簡易計算ソフト SDEC[4)] にて算出した）

本院の小児撮影線量は DRLs 2015 を下回ることが確認できた。

| 部位 | 方向 | 管電圧 kV | mAs | グリッド 有無 | SID （ｃｍ） | 体厚 （ｃｍ） | **大阪市大 (mGy)** | **DRLs 2015 (mGy)** |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| ０歳胸部 | 正面 | 70 | 2.5 | ３:１（+） | 150 | 10 | **0.09** | **0.2（乳児）** |
| ３歳胸部 | 正面 | 70 | 3.2 | ３:１（+） | 150 | 12 | **0.12** | |
| ５歳胸部 | 正面 | 80 | 3.2 | ３:１（+） | 150 | 15 | **0.17** | **0.2（幼児）** |

図５－２　小児撮影時の撮影条件と DRLs 2015 との比較

## ６．おわりに

小児撮影は撮影対象が乳児（生後１年未満）から幼児（生後 1～6 年）と変化して行き、身長・体重も大幅に変化するため、施設毎で工夫されていると思われるが、アンケートとなれば上記のような結果となった。今回 Japan DRLs 2015 が発表されたことにより、今まで ALARA の原理が望まれた小児撮影においては、**入射表面線量 0.2mGy を一つの目安**として撮影条件の議論ができるのではと考える。　例えば、

１．細やかな年齢設定　①乳児（出生～3ヶ月未満）、②3ヶ月～１歳未満、③１歳から３歳未満、④３歳～５歳未満、⑤５歳～小学校低学年の５段階設定
（または身長・体重で分類しても良い）

２．撮影条件　上記５段階の・管電圧、・SID、・グリッド有無（格子比等）を決める

３．画像処理　・散乱線補正処理の活用（被ばく量低減も含めて）

以上、小児撮影においての被ばく低減、画質向上に向けての研究テーマを提案し、本編のまとめと致します。

参考文献

１）小谷野裕也、井手敏典、塚本篤子他：平成22年度診断用X線装置アンケート調査報告（撮影条件を中心に）．日放技学　2015；71（4）：348-355.

２）岸本健治　他：抵格子比（3：1）グリッドの小児撮影への応用.小児放射線技術誌　技術報告　1998；第23号

３）医療被ばく研究情報ネットワーク（J-RIME）他　:最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定　(Japan DRLs2015)　2015年6月7日

４）加藤秀起　他：診断用X線領域における入射表面線量計算ソフトSDECの開発,
日放技学　2009；65（10）：1400-1406.

Intellectual Discussion

# グリッドは何センチから必要か？

名古屋市立大学病院　**東出 了**

臨床現場には解決すべき問題が数多く存在し，研究テーマの宝庫ともいえる．そして，それらの問題を解決するためには，ターゲットとするポイントを明確にして基礎的な特性を十分に把握することが重要である．今回，私は「グリッドは何センチから必要か？」といった問題に対して考えていきたい．

## 1. 背景と目的

一般 X 線撮影において人体透過後の X 線は，一次（直接）X 線と散乱 X 線を含む．散乱 X 線は画質の低下に寄与するため，検出器（ディテクタ）へは散乱 X 線を極力減らして一次 X 線を多く入力することが望ましい．散乱 X 線除去用グリッド(以下，グリッド)を使用することで散乱 X 線を低減することができ，画質の低下を防ぐことが可能となる．その一方で，グリッドを使用することで多くの X 線量が必要となるため，患者の被ばく線量は増加する．このため，ICRP Publication 105 では，小児撮影における過度なグリッド使用の危険性を指摘している．しかし，グリッド使用について明確な使い分けは ICRP Publication 105 では記されていない．特に小児撮影は年齢によって体厚が様々であり，体厚に応じたグリッドの使用について考える必要がある．

今回，グリッドの性能評価を行い，アクリルファントム厚における散乱線含有率の変化を明らかにする．そして，グリッドを使用する際に判断の助けとなるように，散乱線含有率のコントロールが画質のコントロールにつながることを示したい．

## 2. 方法

グリッドなし，グリッド密度 40 本/cm でグリッド比が 3:1，10:1 のグリッドを使用して後述の評価を行った．

### 2-1. グリッドの物理的特性の測定

グリッドにおける主な物理的特性には，選択度，コントラスト改善度，露出倍数があり，各特性について以下に説明する．

・選択度　$\Sigma$

$\Sigma = T_p / T_s$

$T_p$：直接線（一次線）透過率，$T_s$：散乱線透過率

散乱線透過率に対する直接線透過率の比であり，グリッドの性能を表すのに最も適切な指標値である．選択度が大きいほど，効率の良いグリッドといえる．

・コントラスト改善度 $K$

$K = T_p/T_t$

$T_p$：直接線（一次線）透過率，　$T_t$：全 X 線透過率

全 X 線透過率に対する直接線透過率の比である．コントラスト改善度が大きいほど，画質は向上する．

・露出倍数 $B$

$B = 1/T_t$

$T_t$：全 X 線透過率

全 X 線透過率の逆数であり，グリッドを使用しない場合の照射線量を 1 としてグリッド使用時の線量との比を表す．露出倍数が大きいほど，グリッド使用時における被写体への照射線量を増加する必要がある．

各グリッドの物理的特性を明らかにするため，JIS に準じた方法にて直接線（一次線）透過率$T_p$，散乱線透過率$T_s$，全 X 線透過率$T_t$を求めて，選択度 $\Sigma$，コントラスト改善度 $K$，露出倍数 $B$を算出した．なお，アクリルファントムの厚さは JIS では 20cm のみだが，今回は 5，10，15，20cm と変化させて評価した．実験ジオメトリは，Fig. 1-3 に示す．また，グリッドを使用しない場合 $I_s/I_t$，グリッドを使用する場合 $I_s'/I_t'$ の値を散乱線含有率として算出した．

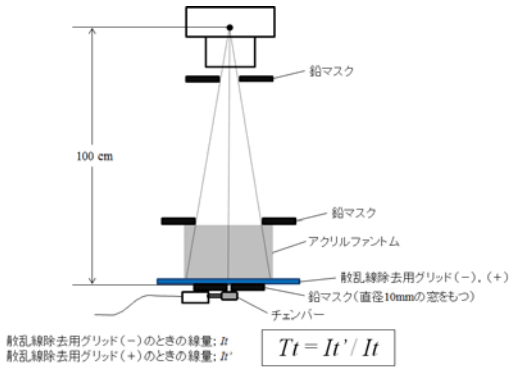



Fig. 1　全X線透過率(Tt)の測定ジオメトリ

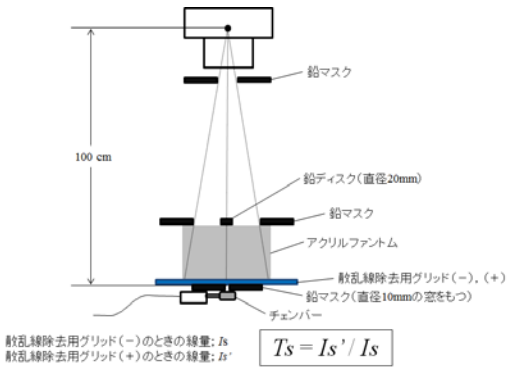



Fig. 2　散乱線透過率(Ts)の測定ジオメトリ

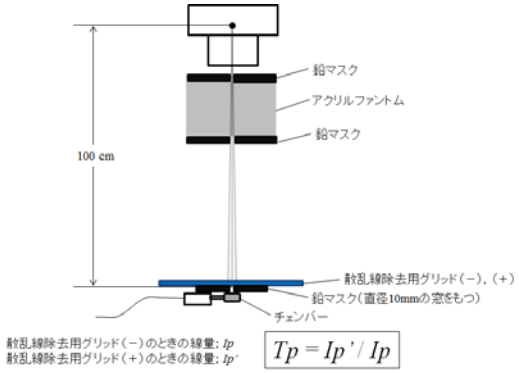



Fig. 3　直接線(一次線)透過率(*Tp*)の測定ジオメトリ

2-2. 鉛ディスク法による散乱線含有率の測定

直径が 2.5, 4, 8, 10, 15, 20mm で円形の鉛ディスクを用いて，アクリルファントムの厚さ（5, 10, 15, 20cm）における散乱線含有率の変化について評価をした．なお，検出器には間接変換型 FPD（flat-panel detector）を用いた．そして，管電圧 80kV，照射線量は一定，照射野サイズはディテクタ面（150cm の位置）で 20×20cm となるように設定した．実験ジオメトリは，Fig. 4 に示す．

2-3. アクリル円柱を用いた CNR 測定

厚さが 2cm のアクリル円柱を用いて，アクリルファントムの厚さ（0, 5, 10, 15, 20cm）における Contrast-to-Noise Ratio（以下，CNR)の変化について評価をした．なお，検出器には間接変換型 FPD を用いた．そして，管電圧 80kV，照射線量は一定，照射野サイズはディテクタ面（150cm の位置）で 20×20cm となるように設定した．実験ジオメトリは，Fig. 5 に示す．同様に，2-1，2-2 における散乱線含有率測定をもとに散乱線含有率が同等となるグリッドとアクリルファントムの厚さの組み合わせを決定し，間接変換型 FPD のディジタル値がほぼ同等になる線量にて CNR を測定した．

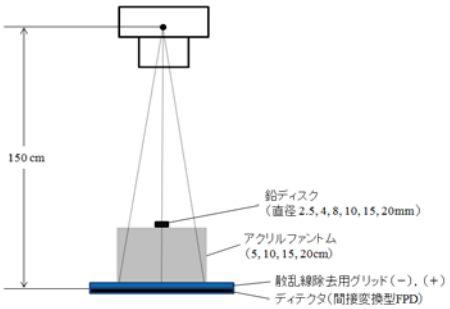



Fig. 4　鉛ディスク法の測定ジオメトリ

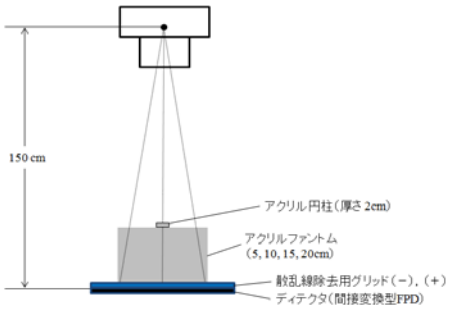



Fig. 5　アクリル円柱を用いたCNRの測定ジオメトリ

3. 結果

3-1. グリッドの物理的特性の測定

・選択度

アクリルファントムの厚さに対する選択度の変化を Fig. 6 に示す．3:1 では，アクリルファントムが厚くなるほど選択度は低下するが 15cm 以上ではほぼ変わらない結果となった．10:1 では，15cm までは選択度がほぼ変わらず，20cm で大きく低下した．

・コントラスト改善度

アクリルファントムの厚さに対するコントラスト改善度の変化を Fig. 7 に示す．3:1 では，アクリルファントムが厚くなるほどコントラスト改善度は緩やかに増加した．10:1 では，厚くなるほどコントラスト改善度が大きく増加し，15cm 以上ではほぼ変わらない結果となった．

・露出倍数

アクリルファントムの厚さに対する露出倍数の変化を Fig. 8 に示す．3:1 では，厚くなるほど露出倍数は緩やかに増加した．10:1 では，厚くなるほど露出倍数は大きく増加した結果となった．

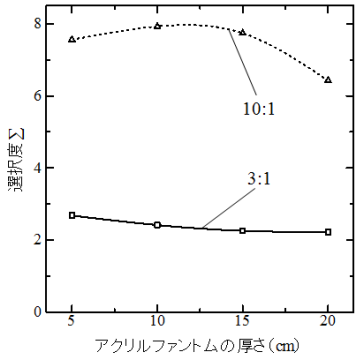



Fig. 6 アクリルファントムの厚さに対する選択度の変化

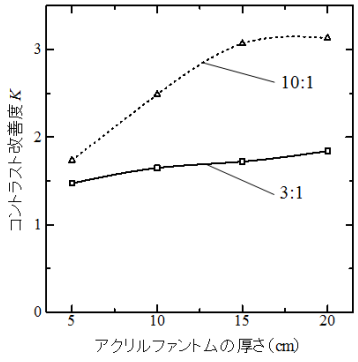



Fig. 7 アクリルファントムの厚さに対するコントラスト改善度の変化

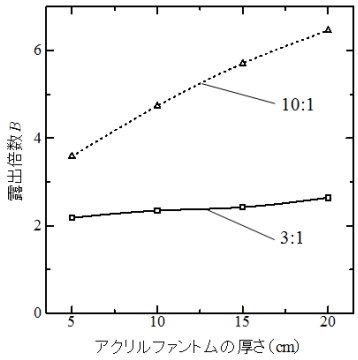



Fig. 8 アクリルファントムの厚さに対する露出倍数の変化

・散乱線含有率

グリッドなしにおける $I_s/I_t$，グリッドありにおける $I_s'/I_t'$ を散乱線含有率として，散乱線含有率の変化を Fig. 9 に示す．アクリルファントムが厚くなるほど散乱線含有率は上昇するが，グリッド比が高いほど散乱線含有率を低く抑えることができた．グリッドなしの 5cm，3:1 の 10cm，10:1 の 20cm の散乱線含有率は約 0.4 となり，ほぼ同等となった．

3-2. 鉛ディスク法による散乱線含有率の測定

鉛ディスク法による散乱線含有率の変化を Fig. 10 に示す．0cm で約 0.05 の散乱線含有率をもつため，グリッド透過後の線量から求めた散乱線含有率の結果である Fig. 9 よりも全体的に 0.05 程度高い値を示したが，ほぼ同様の結果となった．

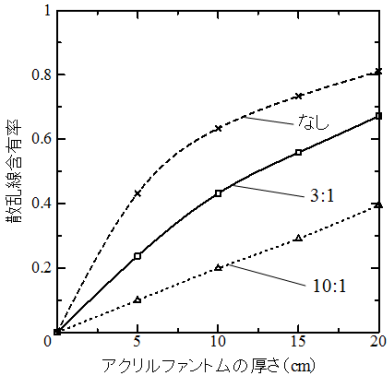



Fig. 9 グリッド透過後における散乱線含有率の変化

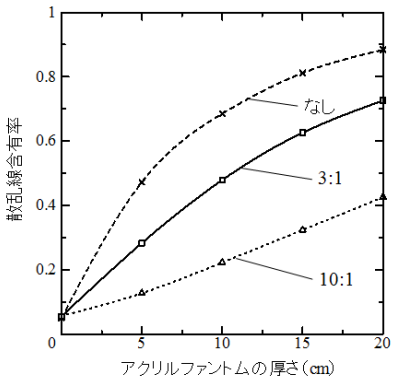



Fig. 10 鉛ディスク法による散乱線含有率の変化

3-3. アクリル円柱を用いた CNR 測定

アクリル円柱を用いた CNR の変化を Fig. 11 に示す．アクリルファントムが厚くなるほど CNR は低下する．同一線量を使用した場合，CNR の値は，5cm においてグリッドなし，3:1，10:1 の順で高くなり，10cm では 3:1，10:1，グリッドなしの順で高くなった．また 15cm 以上では，CNR の値は 10:1，3:1，グリッドなしの順で高くなった．グラフより推定すると 8cm 程度まではグリッドなし，8～12cm 程度では 3:1，12cm 以上では 10:1 の CNR 値が最も高い値を示した．

Fig. 9，10 の結果から，散乱線含有率が約 0.4 となる組み合わせはグリッドなし，3:1，10:1 に対して 5cm，10cm，20cm となった．間接変換型 FPD のディジタル値がほぼ同等になる照射線量は，グリッドなし，3:1，10:1 に対して 0.84mR，4.07mR，54.47mR となり，CNR

の値は 16.14，15.25，14.25 とほぼ同等の値を示した．

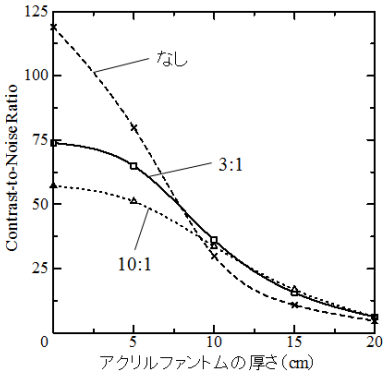



Fig. 11　アクリル厚に対するCNRの変化

4.　考察

アクリルファントム厚におけるグリッドの物理的特性を明らかにすることは，グリッドを使用する際の効果が明確になるため重要となる．

グリッド透過後の線量，鉛ディスク法から求めた散乱線含有率は，ほぼ同様な結果を示した．このため，どちらかの方法でアクリルファントム厚における散乱線含有率の変化を明らかにすることで散乱線含有率をコントロールするための重要な情報を入手できる．臨床現場では自施設で所有する各グリッドに対して散乱線含有率測定を行い，把握することが重要である．今回，散乱線含有率が約 0.4 となる各組み合わせに対して，検出器のディジタル値がほぼ同等になる線量を用いて CNR を測定したが，ほぼ同等の CNR 値を示した．これより，適切なグリッド使用によって散乱線含有率をコントロールできれば，検出器への入射線量を同程度にすることで被写体厚が変化しても画質のコントロールが可能といえる．

また，照射線量を同一にした CNR 測定の結果（Fig. 11）から推定すると，8cm 程度まではグリッドなし，8～12cm 程度では 3:1，12cm 以上では 10:1 の CNR 値が最も高い値を示した．画質と線量のバランスを考慮した場合,8cm 程度の厚さまではグリッドを用いないほうが良いといえる．8cm 以下の厚さでグリッドを使用する際には，過度なグリッド使用よる不要な被ばく線量増加とならないか注意をするべきである．

以上のことから，グリッドの役割は，散乱線含有率のコントロールである．グリッドを適正に使用するためには，所有するグリッドの特性を理解することが大切となる．臨床現場では，検査目的に応じて容認できる散乱線含有率（信号のコントラスト）は異なるため，画像に含まれる散乱線含有率に対して常に意識をしてグリッドの使用や選択を行うことが必要である．

# 臨床現場は，研究テーマの宝庫だ！
# 表示モニタの選択ってとっても大事！

金沢大学医薬保健研究域　田中 利恵

## はじめに

私たちが撮影した画像は，診断に供するまでの過程において様々なモニタに表示される．そして，モニタのスペックと表示サイズによって，その画像がモニタ上でどのように表現されるかは変化する．医用画像の評価には，物理特性の評価法と主観的評価法の両方が重要であるが，モニタ上に表示される画像の評価についても同じように注意が必要である．すなわち，各過程における画像表示の目的に応じて，モニタに表示される画像の性能を評価する必要がある．目的に応じたスペックのモニタが導入されているはずだが，その本来の目的は達成できているのだろうか？画像が本来もっている情報のどれほどが表現されているのか？これらを明らかにするにはどうすればよいのか？ここでは，ROC 観察者実験によるモニタの体動検出能評価 [1] を事例にあげながら，臨床での疑問を，研究テーマとして取り組み，エビデンスでもって解決するまでの流れを紹介する．

**ROC 解析による患者体動に起因する不鋭の検出能の評価 [1]**
**-ファントム画像による診断用 LCD と画像プレビュー用 LCD の比較-**

【概要】本研究の目的は，被検者体動に起因する不鋭の検出能について医用 LCD と画像プレビュー用 LCD を ROC 解析によって比較評価することである．CR を用いて一定テンポで動くメトロノームを撮影し，動きによる不鋭を含む画像を 104 枚取得した．画像不鋭の程度を，振り子の角度から算出した振り子速度と撮影時間との積に基づいて 5 段階に分類した．医用 LCD として 2M モノクロ LCD を，プレビュー用 LCD として汎用カラーLCD を使用し，6 名の観察者で ROC 解析による観察者実験を行った．LCD ごとに算出した各観察者の ROC 曲線下面積の平均値は，医用 LCD で 0.952，プレビューLCD で 0.850 となり，両者の間には統計的有意差が認められた．医用 LCD に表示することで被写体体動による画像の不鋭を検出する正確さは有意に向上した．プレビュー用 LCD 上では，被検者の体動に起因する画像不鋭を適切に評価できない可能性が示唆された．

## １．研究テーマ／タイトルの設定

撮影後の画像確認に汎用カラー液晶ディスプレイ（以降，プレビューLCD）が使われているが，医用液晶ディスプレイ（以降，医用 LCD）に比べると一般に解像度が低く，画面上の表示サイズも小さい．プレビューLCD 上では被検者の体動に起因する画像の不鋭を適切に判断できない可能性がある．一般に医用 LCD を用いて行われている検像の段階で「診断の妨げとなる画像の不鋭」として検出される可能性は高いが，患者が撮影室を退室した後の再撮影は，時間的に大きなロスになる．にもかかわらず，プレビューLCD における被検者の体動による画像の不鋭の検出能については検証されていない．そこで，医用 LCD とプレビューLCD における体動に起因する不鋭の検出能を比較検討することにした．

## ２．目的を達成するためのアプローチ

医用 LCD とプレビューLCD 上で，人がどのくらい小さな体動まで検出できるのかを明らかにするために，体動を信号とする主観的評価法により解決を図ることにした．臨床画像では，意図した難易度の（既知量の不鋭を含む）試料を十分に確保するのは困難なため，ファントムを用いて動きによる不鋭を再現し，観察試料とした．ファントム画像においては，不鋭の発生位置は限られるため（ファントムの特定部位），信号（病変）が１試料につき１つで，かつ，観察者が信号（病変）位置を指定する必要のない receiver operating characteristic（ROC）観察者実験 [2~4] を行った．統計解析は，二つの LCD における ROC 曲線下面積（area under the curve; AUC）の平均値について，有意水準 5%とした場合の統計的有意差検定を multi-reader multi-case（MRMC）法で行うことにした．

## ３．方法

### ３－１　観察試料の作成

胸部単純 X 線撮影における被検者の体動を，一定テンポで動くメトロノームで再現した．動きの大きさの程度は，心壁運動 2 cm/sec と突発的な体動 20 cm/sec（撮影時間 10 ms で 2 mm の画像不鋭となる）を想定した．メトロノームの振り子速度は，取得画像中の振り子の位置と，その振れ幅と中心からの距離と角度から算出した（Fig. 1）．メトロノームのテンポを 40 bpm とし，0～23 cm/sec の体動を再現した．

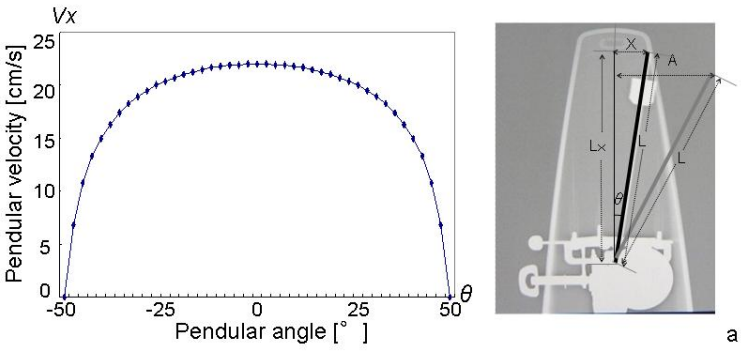



Fig. 1 (a) Relationship between the pendular angle θ and velocity Vx of the metronome moving at 40 beat per minute. (b) Measurement points (θ: pendular angle, A: half of the maximum amplitude of the pendular, X: distance between the pendular and the metronome center, L: Total length of the pendular, Lx: distance between the fulcrum and pendular peak moving at Vx)

FCR システム（FUJIFILM Medical FCR Velocity T）を用いて，体動による不鋭あり画像（以降，ポジティブ像）を 60 枚，体動による不鋭なし画像（以降，ネガティブ像）を 40 枚，合計 104 枚撮影した．一般的な胸部単純 X 線撮影をシミュレーションするために，撮影条件は，管電圧 120kV，管電流 400 mA，撮影時間 100 msec，自動露出機能（Auto exposure control：AEC）を使用し，撮影距離は 200 cm とした．被写体厚が大きくなると，撮影に必要な線量が増え，同時に散乱線も増加する．AEC を使用した撮影では，線量は撮影時間の延長によって調節されるため，体動による画像の不鋭の可能性が高くなる．また一方で，散乱線の増加は画像コントラストの劣化とノイズの増加を招くので，体動による画像の不鋭の検出が困難になることが予想される．そこで，本研究ではメトロノームの前に配置するアクリル板の厚さを 5.0 cm，7.5 cm，10 cm，12.5 cm と変化させ，被写体厚が変化した場合の動きによる不鋭の違いをシミュレーションした．ポジティブ像は，動いているメトロノームを任意のタイミングでアクリル板厚ごとに 15 回撮影した（マトリックスサイズ 1760×1760，画素サイズ 0.1 mm，10 bits グレー

スケール)．ネガティブ像画像は，メトロノームの振り子角度を固定して撮影することで取得した．振り子角は-50～50 度まで 10 度刻みで変化させ，アクリル板厚ごとに 11 回撮影した．

### ３－２　試料の難易度分類

画像中の不鋭の大きさは，メトロノームの振り子速度とコンソール画面に表示される撮影時間（ms）の積として算出した．不鋭の大きさが人間の目の識別限界以下（0.2 mm 以下）の場合を難易度 1（不鋭の検出が極めて困難)，次に，医用 LCD の画素ピッチ（0.27 mm 以下）を難易度 2（不鋭の検出が非常に困難)，そして，医用 LCD の画素ピッチの 2 倍（0.54 mm 以下)，3 倍（0.81 mm 以下)，4 倍（0.81 mm より大きい）を，それぞれ難易度 3（不鋭の検出が困難)，4（不鋭の検出が比較的容易)，5（不鋭の検出が容易）とした．Table 1 に各難易度の画像の不鋭の大きさとそれぞれに含まれる試料数を示す．また，Fig. 2 に難易度別の代表画像を示す．

Table 1 Criteria for the classification of degree of difficulty and the number of cases in each level

| Degree of Difficulty | Unsharpness U [mm] | The number of cases | Frequency (%) | |
|---|---|---|---|---|
| 0 | 0 | 44 | － | 100 |
| 1 | 0 ＜ U ≦ 0.2 | 23 | 36.3 | 100 |
| 2 | 0.2 ＜ U ≦ 0.27 | 8 | 13.3 | |
| 3 | 0. 27 ＜ U ≦ 0.54 | 15 | 25.0 | |
| 4 | 0.54 ＜ U ≦0.81 | 6 | 10.0 | |
| 5 | 0.81 ＜U | 8 | 13.3 | |

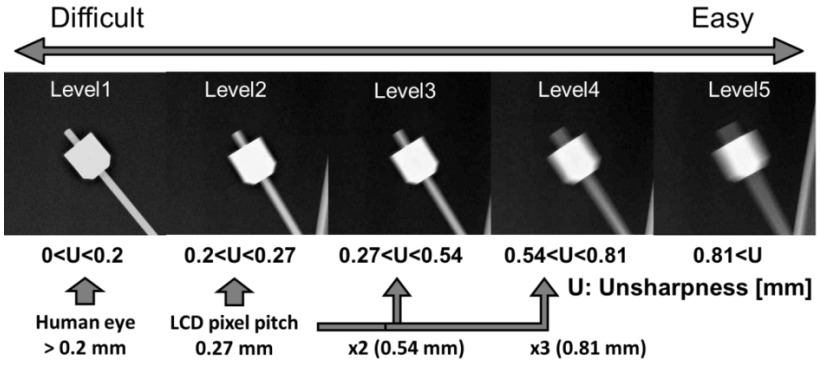



Fig. 2 Representative image at each difficulty level for the detection of image unsharpness due to the movement (level 0, static; level 1, extremely-difficult; level 2, very difficult; level 3, difficult; level 4, relatively-easy; and level 5, easy)

### ３－３　観察試料／学習用試料の選別

作成した試料に含まれる信号の難易度は適切に分布していると考えられた．また，実験計画者による予備実験の結果，作成した試料 104 枚を 1 時間で観察できることが判明した．したがって，トレーニング画像として，ポジティブ画像 3 枚（極めて検出が困難 1，検出が困難 1，検出が容易 1）とネガティブ画像 2 枚を使用し，本実験にはトレーニング画像以外の，ポジティブ画像 57 枚とネガティブ画像 42 枚の合計 99 枚を使用した．

## ４．観察者実験

医用 LCD として，２M モノクロ LCD（EIZO RadiForce GS220，表示面積 324.0×432.0 mm，規格解像度 1200×1600 画素ピッチ 0.270 ×0.270 mm，輝度 1000 cd/mm$^2$）を，プレビューLCD として，汎用カラーLCD（EIZO FlexScan L565，表示面積 338.0×270.0 mm，規格解像度 1280×1024，画素ピッチ 0.264 mm×0.264 mm，輝度 230 cd/mm$^2$）を用いた．付属の画像表示ソフトを用いたときの画像表示サイズは，医用 LCD で 298.9×398.4 mm（解像度 1200×1600），プレビューLCD で 185.0×185.0 mm（解像度 700×700）であった．したがって，マトリックスサイズ 1760×1760，画素サイズ 0.1 mm の画像を表示したとき，医用 LCD で 0.68 倍，プレビューLCD で 0.40 倍の縮小表示となった．

観察者実験は，日本放射線技術学会 H22 年度学術調査研究班「観察者実験支援ツールの開発班」によって開発された市販の PC（Windows）上での ROC 読影実験を可能にするソフトウエア（ROCViewerForMethod1Ver1.0.1）を用いて連続確信度法で行った[5]．

本研究の観察者は，放射線技術科学を専攻する学生 6 名である．読影順序をランダムに並び替えた観察試料のセットを複数用意し，それらを観察者ごとに入れ替えて用いた．読影順序をランダムに並び替えた観察試料のセットを複数用意し，それらを観察者ごとに入れ替えて用いた．また，観察者を２つのグループに分け，グループごとに先に実験を行う LCD を入れ替えた．さらに，２つの LCD の観察者実験は 1 週間以上の間隔をおいて行った．観察環境は，臨床に近い環境となるようにそれぞれの LCD で設定した．すなわち，医用 LCD は，読影に適しているとされる 50lx 程度の照度とし，プレビューLCD は，撮影室を想定して日常レベルの明るさで観察者実験を行った．

## ５．統計解析

統計的有意差検定には multi-reader multi-case（MRMC）法を使用した[6]．MRMC 法の計算にはアイオワ大学とシカゴ大学によって開発されたソフトウエア DBM-MRMC2.2 を使用した．DBM MRMC の設定は，カーブフィティングのモデルとして PROPROC[7]，統計的有意差検定を行う解析方法の対象として Area を選択した．LCD ごとに各観察者の ROC 曲線下面積（Area under the curve: AUC）を求め，そこから得られた 2 つの LCD における AUC の平均値について，有意水準 5%とした場合の統計的有意差検定を行った．

## ６．結果

Figure 3 に観察者全員の ROC 曲線を示す．Figure 4 に医用 LCD とプレビューLCD における平均の ROC 曲線を示す．AUC の平均値 AUCave は，プレビューLCD で AUCave＝0.850，医用 LCD で AUCave＝0.952 となり，両 LCD 間の AUCave の差は 0.102 であった．そして，DMB-MRMC を用いて統計的有意差検定を行ったところ，p 値＜0.0001 となり統計的有意差が認められた．すなわち，医用 LCD に表示することで被写体体動による画像の不鋭を検出する正確さは有意に向上した．Figure 5 に，難易度別の評定点の平均値と標準偏差を示す．ポジティブ像では，すべての難易度で医用 LCD のほうがプレビューLCD よりも高い評定点となり，評定点の変動は小さかった．特に，難易度の高い試料ではその傾向が顕著になった．すなわち，プレビューLCD では被写体体動による画像の不鋭が検出されないことが多かった．ネガティブ像では，両 LCD とも低い評定点であった．不鋭のない画像に対して正しく不鋭なしと判断されていることが示された．しかし，不鋭のある難易度の高い画像と同程度に，評定値の変動がみられた．

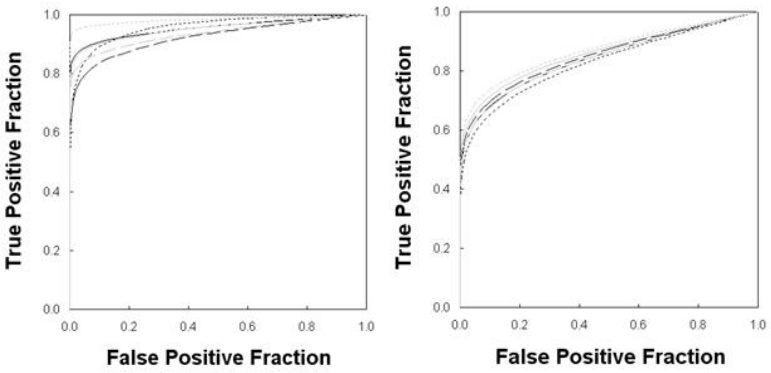



Fig. 3 ROC curves for 6 observers obtained with (a) diagnostic LCD and (b) preview LCD

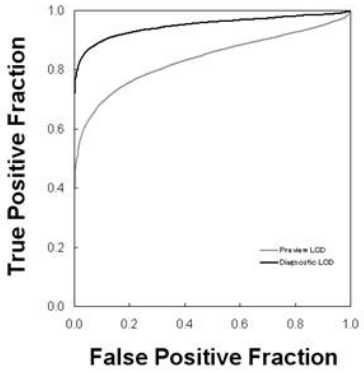



Fig. 4 Averaged ROC curves obtained with diagnostic and preview LCDs.

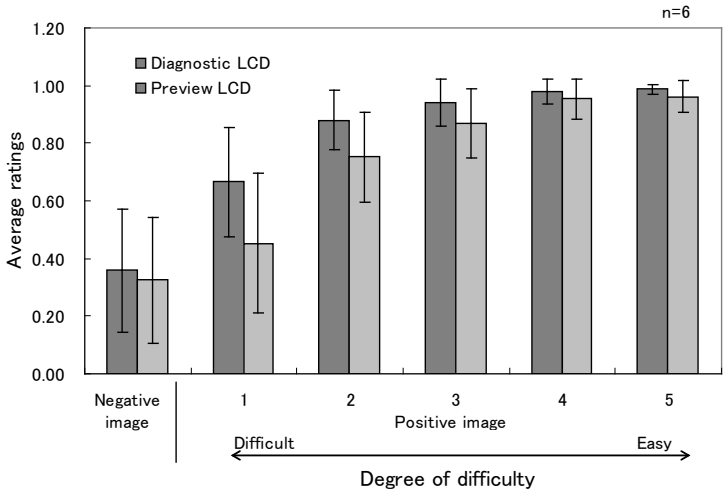



Fig. 5 Average ratings and standard deviations (SD) in each degree of difficulty

## 7．考察

観察者実験の結果，プレビュー用 LCD 上では，被検者の体動に起因する画像不鋭を適切に評価できない可能性が示唆された．特に，難易度が高い試料ほど，被写体の動きによる画像の不鋭をプレビューLCD では検出されない傾向がみられた．以上より，被写体の動きによる画像の不鋭が小さい場合，不鋭の有無の判断をプレビューLCD 上で行うことは，医用 LCD 上で行うよりも難しいことが証明された．

プレビューLCD における画像の不鋭に対する感度低下の原因として，プレビューLCD に画像を表示する際の表示サイズが考えられる．すなわち，プレビューLCD を医用 LCD に置き換えたとしても，X 線撮影装置に付属の画像表示ソフトを使う限り，見かけの解像度はわずかしか向上せず，依然として体動に起因する不鋭の検出に関しては問題が残る．今後，プレビューLCD 上で，医用 LCD と同等の画像不鋭検出能が得られる表示方法（画像表示サイズ，輝度，等）を検討していく必要がある．

本研究は，輪郭の明瞭なメトロノームの振り子を被写体とし，かつ，不鋭な箇所が振り子先端に限局された極めて単純な動体モデルを対象に行った．しかし，実際の臨床画像では，様々な鮮鋭度で投影された人体構造が評価対象となる．今後，本実験で示されたプレビューLCD と医用 LCD の画像不鋭の検出能差が，臨床画像の読影に与える影響を明らかにする必要がある．

## ８．結語

被写体の動きの程度が既知である同一画像を，医用 LCD とプレビューLCD に表示し，動きによる画像不鋭の検出能を ROC 解析により比較した．両者の検出能には統計的有意差が認められ，臨床において，プレビューLCD 上では被検者の体動による画像の不鋭を適切に評価できない可能性が示唆された．

## おわりに

本稿では，ROC 観察者実験によるモニタの体動検出能評価を事例に，臨床での疑問を，研究テーマとして取り組み，エビデンスでもって解決するまでの流れを紹介した．これから表示モニタの主観的評価を行う読者が，少しでも円滑な観察者実験を行えることを願う．なお，画像分科会では年１回，ROC 実験に関する講義と実習をセットにしたセミナーを開催している．エキスパートによる相談会もプログラムに組み込まれている．ROC 実験を行う予定のある方は，是非参加を検討いただきたい．

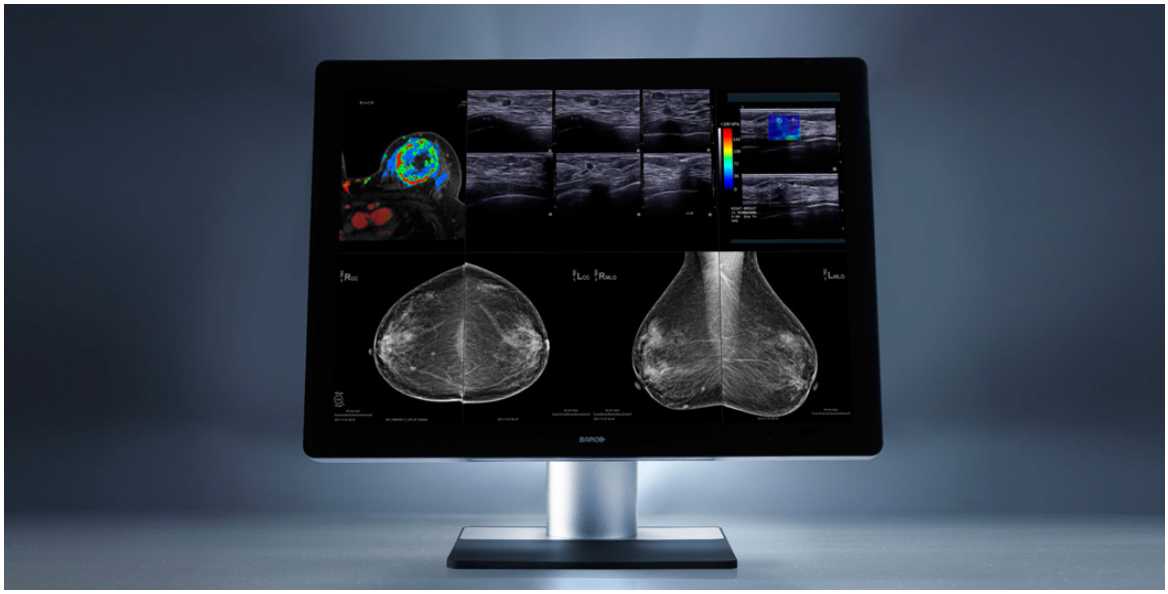
## 参考文献


1) 田中利恵，白石順二，高森美保，渡　千寛．ROC 解析による患者体動に起因する不鋭の検出能の評価 -ファントム画像による診断用 LCD と画像プレビュー用 LCD の比較-．日本放射線技術学会雑誌．67（7）；772-778，2011
2) Metz CE. Basic principles of ROC analysis. Semin Nucl Med 1978; 8(4): 283-298
3) 日本放射線技術学会専門委員会ディジタル画像の ROC 解析検討班編．ROC 解析の基礎と応用．京都：社団法人日本放射線技術学会出版委員会．1994
4) 桂川茂彦．医用画像情報学．南山堂，東京，2006：74-116，121-143
5) Shiraishi J, Pesce LL, Metz CE, Doi K. Experimental Design and Data Analysis in Receiver Operating Characteristic Studies: Lessons Learned from Reports in Radiology from 1997 to 2006. Radiology, 253(3):822-830, 2009
6) 白石順二．新しい ROC 曲線間の統計的有意差検定ソフト「DBM MRMC」．画像通信 2007；30(1)：89-96.
7) Metz CE, Pan X. “Proper” Binormal ROC Curves：Theory and Maximum-Likelihood Estimation. J Math Psychol. 1999; 43(1): 1-33

技術紹介

# 12MP オール・モダリティ医用画像表示カラーディスプレイ Coronis Uniti

バルコ株式会社 ヘルスケア事業部 角元 祐幾



## 【開発背景】

バルコは、ベルギー王国に本社を置くプロフェッショナル用画像表示技術の専門メーカーである。医用画像表示用ディスプレイ分野においては 1986 年に市場参入し、2001 年にはフロントセンサー技術を開発、2002 年にはデジタル・マンモグラフィ専用ディスプレイを販売開始する等、業界のパイオニアとして多くの革新技術を他社に先駆けて開発・市場投入し世界的な技術トレンドをリードしてきた。2007 年にやはり世界初となるベゼルレス・大画面コンセプトによる6MP 高精細カラー液晶ディスプレイ Coronis Fusion 6MP を日本の液晶パネルメーカーと共同開発し市場投入した。

同製品シリーズは、複数のモダリティ画像を同時に並列表示し画像診断を行うマルチモダリティ画像診断に最適化した製品として評価され、現在全世界で2万台以上の導入実績がある。そのバリエーションとしてマンモグラフィ画像表示を可能とする製品として、これまで 21 インチ 5MP モニタ2台分となる 31 インチ 10MP モノクロ製品を販売してきたが、近年、マンモグラフィ診断分野でも超音波等のカラー画像の重要性が高まり、またトモグラフィ3D やマルチスライス CT の進化による大容量画像のより高速な画像表示等、これからの画像診断環境の要求に応えるより高いマルチモダリティ画像表示性能が要望されてきた。また競合面では、競合メーカーによる台湾製液晶パネルによる類似製品の投入、民生用途4K 液晶パネルの転用による大画面 8MP 製品の登場等により、バルコとして競合他社製品と明確な技術的差別化が図れる新しい製品開発が必要となった。

## 【製品コンセプト】

### 1. 市場調査

開発に先立ち、バルコは大手外部調査企業である MarkeTech Group に委託し、ヨーロッパと北米の放射線医師 200 人以上を対象に、放射線画像診断の課題に関する調査を実施した。

以下は画像診断ディスプレイに関する主な結果である。

（1）画質：

○91%が、画質は読影に影響を及ぼす最も重要なディスプレイの要素であると回答。

○80%が、より高い解像度が読影経験を向上させると考えていると回答。

○76%が、画像の均一性が臨床診断を向上させることを理解していると回答。

（2）生産性

○77% が効率的なワークフローは読影に影響を及ぼすと考えていると回答。

○74% が、増大する診断画像量が生産性に影響を及ぼすと考えていると回答。

○53% が、より複雑化する診断が課題であると考えていると回答。

（3）人間工学

○87% が画像読影時に身体の不快を経験していると回答。

○85% がディスプレイを 3 台以上使用し、読影の快適性に影響すると回答。

○約 70%が、ディスプレイの人間工学がとても重要であると回答。

## 2. 開発目標

上記、調査結果を反映し、新しい製品開発は以下の目標を定めて開発された。

○あらゆるモダリティ診断画像表示を1台のディスプレイで可能とする。

○卓越した画質性能を追求し、診断精度と読影効率の向上を支援する

○読影の快適性を追求、より明るい読影環境で快適な読影を可能とする性能を達成する

○モニタ読影における操作性の向上を追求

## 【新製品概要】

「Coronis Uniti」は、これまでモノクロディスプレイでしか提供できなかった高精細マンモグラフィ画像も、多目的マルチモダリティ・カラー画像も、1台で併せて表示することを可能とするオール・モダリティ医用画像表示ディスプレイである。（写真①）

当製品は、1,200 万画素、最大輝度 2,100 cd/m²・常用輝度 1,000 cd/m²の最新の高精細・高輝度専用大型33インチ液晶パネルによる飛躍的な画質性能の向上と、これまでの読影ワークフローの統合ならびに読影快適性の領域に踏み込んだ高い生産性を提供することを目的に開発された。

写真①Coronis Uniti 外観

## 【製品特長】

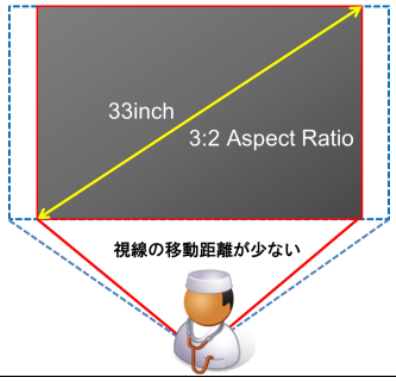
### 1. 医用画像専用大画面液晶パネルの採用

医用画像表示ディスプレイとしてベストな画像を提供する為、当製品は従来の液晶パネルとは大きくフォーマットの異なる 33 インチ 1,200 万画素（解像度 4,200 x 2,800、画素ピッチ 0.1686 mm）アスペクト比 3:2 画面の医用画像専用カラー液晶パネルを採用した。33 インチ 3:2 比率画面は人間工学の見地から、放射線画像表示専用に視野範囲を最適設計した液晶パネルである。（写真②）

選択肢としては民生用4K 液晶パネルフォーマットを転用する方法もあったが、4K 液晶はピクセルサイズがマンモグラフィ画像表示用として適さないこと、また横長のアスペクトレシオから放射線画像表示用のスタンダードである 4:3 比画像を適正に標示する場合、縦幅に合せると横寸が余ってしまい画面が小さくなる、または横幅に合せると縦寸が足らなくなるといった問題がある。そのため、専用設計となりコスト的には高くなるが、専用設計品として日本メーカーとの共同開発を行った。

従来の放射線画像表示ディスプレイの標準フォーマット 4:3 比率・縦位置画面 x2 面＝3:2 比率画面であり、横寸法を制限することで特に左右の視線移動距離を最小に抑え、長時間の読影での疲労を低減することを目的として開発されている。(**図①**)

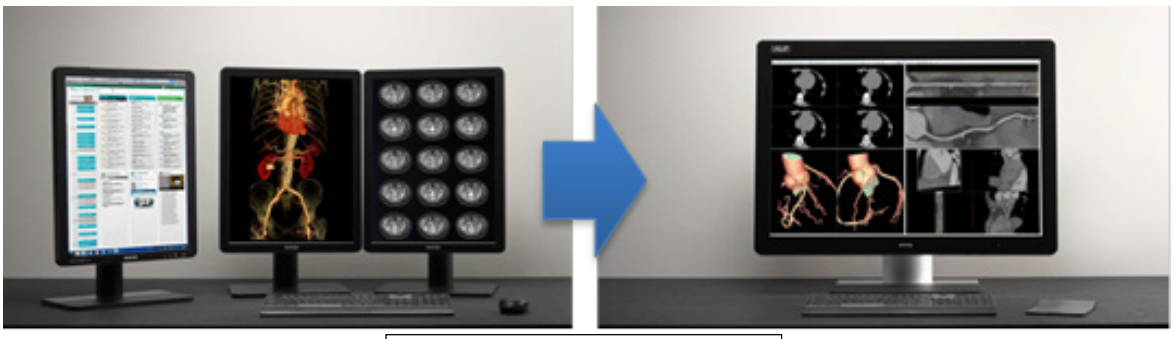
**写真②33インチ** 3:2 比カラー液晶




**図①専用 3:2 比画面と民生用ワイド画面との比較**

33インチ大型液晶画面は中央部の筐体枠が無いため、21 インチ、アスペクト比 4:3 ディスプレイ x2台分に比べ、筐体全幅ならびに実画面左右幅を小さくできる。

これらにより、例えばマンモグラフィ画像診断のケースでは、放射線画像用モノクロディスプレイx2台に加え近年重要性が高まっているカラー超音波画像表示用ディスプレイ、リスト表示用ディスプレイを加えると4台必要であったディスプレイを1台で効率よく表示することができ、スペースの節約と読影ワークフローの統合を図ることができる。(**写真③**)



**写真③読影ワークフローの統合**

## 2. 飛躍的な画質性能の向上

### (1)より明るい環境下での読影性能向上

新開発の超高輝度 LED バックライト技術 DuraLight Brilliance™搭載により、平均的なマンモ画像表

示用ディスプレイの約2倍となる最大 2,100 cd/m²・常用 1,000 cd/m²の輝度性能を達成した。

常用 1,000cdm2 の安定した輝度により、より高い JND（最小可知差異：明るさ等の刺激の変化を知覚できる限界の変化量）を達成、さらに細かい画像細部、より読影しにくい暗い画像もより見やすく表示することができ、診断効率の向上を支援することができる。

従来製品の約2倍となる高輝度性能であっても良好なコントラスト性能を達成することで、より自然で明るい環境下で読影できる為、長時間の暗い周辺環境との輝度差に起因する作業疲労を軽減することができる。

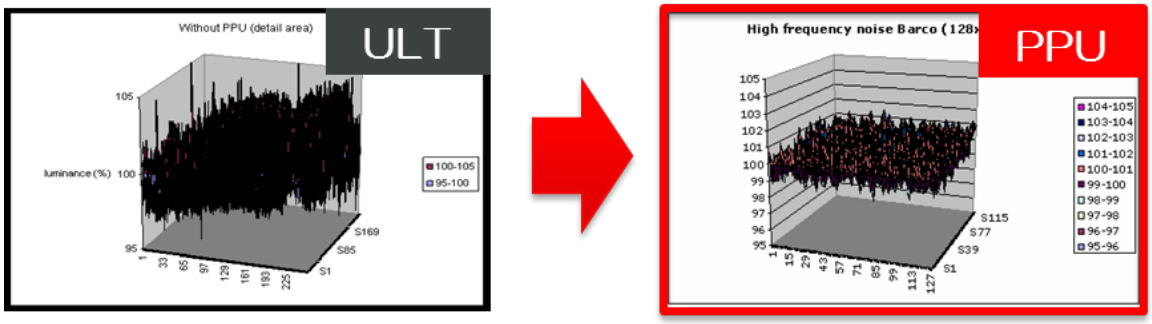
**（2）モノクロでもカラーでも正確で高い画質性能**

DICOM グレースケール基準に正確に準拠し、同時に表示されるカラー画像に対して一貫した知覚的リニアカラーを保証する業界初の「SteadyColor™」補正テクノロジーを新開発、搭載している。また液晶のグレースケール表示ベース色をクリアベースかブルーベースに簡単に切り替えることも可能で、読影する画像に合わせたベースカラーの選択が可能である。

**（3）より精度の高い画面均一性技術**

バルコ独自の技術「カラーPPU™」は、ピクセル毎の輝度を測定・調整して、些細な画面ノイズを除去、常に均質な画像、より高い画面信頼性を提供する。

一般的な画面均一性技術(ULT)は、表示画面をある単位面積毎のブロックに分割し、それぞれのブロック当たりの平均輝度を均一に調整する方法であるが、 バルコ「カラーPPU™」は最少ピクセル単位での輝度を測定、ピクセル単位で均一に調整する技術である。これによりマンモグラフィ等の特に微細なピクセルレベルでの診断精度が要求される読影での高い画面信頼性を提供する。（図②）




図②画面均一性技術比較　左：従来の均一性技術(ULT)　右：バルコ（カラーPPU™）

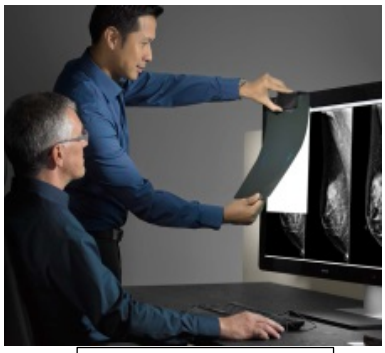
**（4）より正確な高速表示技術**

近年需要が高まっているトモシンセシス・3D マンモ画像やマルチスライス CT によるボリューム3D 画像は検査単位の画像データ量が非常に大きく、これに対して従来技術では12MP 高精細大画面での高速シネ表示等には充分なディスプレイ側の応答性能を確保できなかった。その為、独自の LCD パネル高速表示技術「RapidFrame™」を開発しディスプレイ本体に搭載している。

さらに大画像、高速表示をストレスなく表示する為、当製品には優れた高速処理性能を発揮するグラフィックボード MXRT-7500 を標準付属とした。これにより、ボケの無いシャープな高速シネ・アンギオ画像表示はもちろん、特にデータ量が大きいトモシンセシス・マンモ画像の高速連続スクロール再生をより正確に再現することが可能となった。

### 3. 読影の効率化を支援する生産性向上ツール

当製品は基本性能の向上と併せて、ディスプレイとして可能な読影快適性の領域に踏み込んだ初の製品である。このためバルコは長時間の読影時の操作性向上を支援する新開発の生産性向上ツール【I-Luminate™、SpotView™、SoftGlow™、Dimview™ ， SmartCursor™ ,FindCursor™ 】を新たに開発し、当製品に標準装備した。

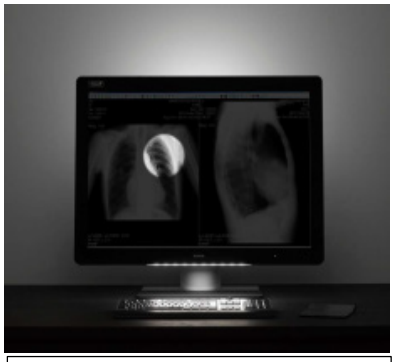


写真④I-Luminate™

#### (1)I-Luminate™

最大輝度 2,100 cd/m²の性能を活用し、モニタ前面下部のボタンをタッチすると、一定時間輝度を最大にすることができる。これにより、マンモ画像診断でのデンスブレスト画像等のような暗く低コントラストの画像の細部も読影しやすくなる。

また付属のフィルムクリップを併用することで、画面の一部をシャーカステンとして使用することができる。過去のフィルム画像との直接比較が可能となる(**写真④**)



写真⑤SpotView™と SoftGlow™

#### (2)SpotView™

より集中して精査・読影が必要な微細な患部・病変部分に焦点を合わせて、円状に表示、周辺は輝度を落し、円内の表示画像のみ輝度・コントラストを最大に上げることできる。スポット円のサイズ、輝度・コントラストの設定は任意に設定することができる。また円内の画像の拡大も行うことができる(**写真⑤**)

#### (3)SoftGlow™

読影室に快適な周辺光となり、目の疲れを軽減する背面間接光ライト、手元の書類やフィルム フォルダーを照らす手元作業用ライトを標準装備している。(**写真⑤**)

写真⑥専用タッチパッド

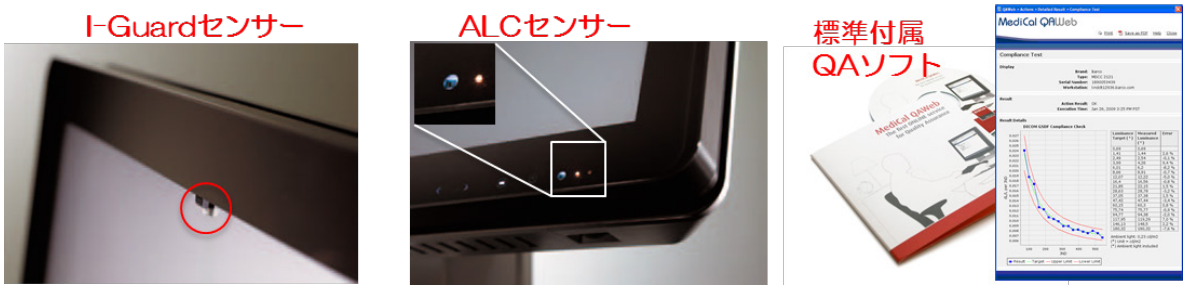
#### (4)専用タッチパッド

**当製品は**専用タッチパッドを搭載しており、「SpotView™」の他、ウィンドウレベル調整、画像拡大・縮小、スクロール操作をより簡単に行うことができる。(**写真⑥**)

### 4. 常時監視型 自動画面品質管理システム

バルコの特許技術フロントセンサー「I-Guard™」は、画面品質管理ソフトウエア「MediCal QAWeb™」と連動することで、常に画面品質を監視・自動補正し、DICOM 規格へ準拠したディスプレイの画面品質を維持する。またセンサー付き自動周辺光調整「ALC」とも連動し、常に使用される照度環境下で最適

輝度に自動調整し、ディスプレイ管理の省力化を支援する。(写真⑦)




写真⑦ バルコの常時監視型自動画面品質管理

### 5. Optical Glass™防護ガラス

バルコ伝統の標準防護ガラスには、最先端の Optical Bonding 技術による防護ガラスを 採用した。Optical Bonding 技術は、多層コーティングが施され映り込み・反射を低減するグラスパネルと液晶面を密着させ、間に特殊樹脂を流し込む最新液晶防護技術で、画像の鮮鋭度をより高めることができる。高い耐久性で、傷が付きにくく、液晶パネルを長期間に渡り物理的損傷から保護する。液晶パネル表面はクリーニング溶剤を直接使用するとコーティングが落ちてしまうリスクがある為、清掃には十分に気を配る必要があるが、防護ガラスにより、常に清潔にクリーニングすることが可能となり、長期間に渡り安全に快適な視野を提供する。さらに「I-Guard™」フロントセンサーの採光部は防護ガラス内部に配置されており、センサー面に埃、汚れが付くことが無く、高い清潔度が保たれるので、長期間の使用でも安心して使用することができる。(写真⑧)

写真⑧標準防護ガラス

### 6. 規格・認証

当製品は国際的な医療機器安全規格である IEC-60601-1 はもちろん、マンモグラフィ含むマルチモダリティ・デジタル診断画像表示用ディスプレイとして米国 FDA K151505 認証を取得しており、日本乳がん検診精度管理中央機構による適合モニタとして認定されている。
当製品は 2015 Frost & Sullivan Award(北米 BEST PRACTICES AWARD)を受賞した。

以上、当製品の開発背景～製品の技術的特徴を紹介してきたが、当社では今後ともお客様・市場のニーズに応える新たな技術と製品開発に力を入れていく所存である。

# 乳がん画像表示用5百万画素(5MP)カラーディスプレイ

株式会社 JVC ケンウッド
ヘルスケア事業統括部　営業部
**津端　貞雄**

## １．はじめに

乳房画像検査はマンモグラフィだけに限らず、超音波診断画像の併用といったマルチモダリティ化が一般化されつつある。
乳房超音波検査では B-モード画像のほか、ドプラによる血流画像やエラストグラフィによる腫瘤の硬さ評価でカラー解析画像が使用されている。
またマンモグラフィ検査に Computer Aided Detection (CAD)が多用されるようになり、CAD による検出結果のオーバーレイ表示などにおいてもカラー表示が求められてきている。

本稿では、これらの市場要求に応えるために開発されたマンモグラフィ画像表示用 5 百万画素(5MP)カラーディスプレイ「CCL550i2」の特長と技術的優位性について述べる。

## ２．製品の特長

### ① 5MP モノクロディスプレイとの共通性

5MPカラーディスプレイの画素ピッチは、5MPモノクロディスプレイと同じ0.165mmで、解像度も同じく2,048×2,560である。更に5MPモノクロディスプレイと同等の高輝度パネルを採用しており、モノクロディスプレイと同じ輝度500cd/㎡に調整されている。このため、これまでと同じ表示使用環境を維持している。

### ② 5MP モノクロディスプレイを凌駕する画質性能

**・ハイコントラスト**

コントラスト比 1,300:1 のハイコントラストパネルと当社独自の特殊 AR コートをディスプレイ表面に施すことにより、鮮鋭度の向上に加え、マンモグラフィ画像表示において重要なポイントの 1 つである黒レベルの再現性（黒をいかに黒く表現するできるか）を向上させている。なお、ハイコントラストにより、デジタルブレストトモシンセシス用としても期待できる。また、超音波検査のカラー解析画像においても、より診断しやすい表示が期待できる。

**・画面鮮鋭度**

画面鮮鋭度（画面のシャープさ）の指標となる MTF(Modulation Transfer Function)について、5MP モノクロディスプレイと比較した。その結果、同等以上の性能をもち、微小石灰化画像をよりクリアで忠実に再現できることが確認された。

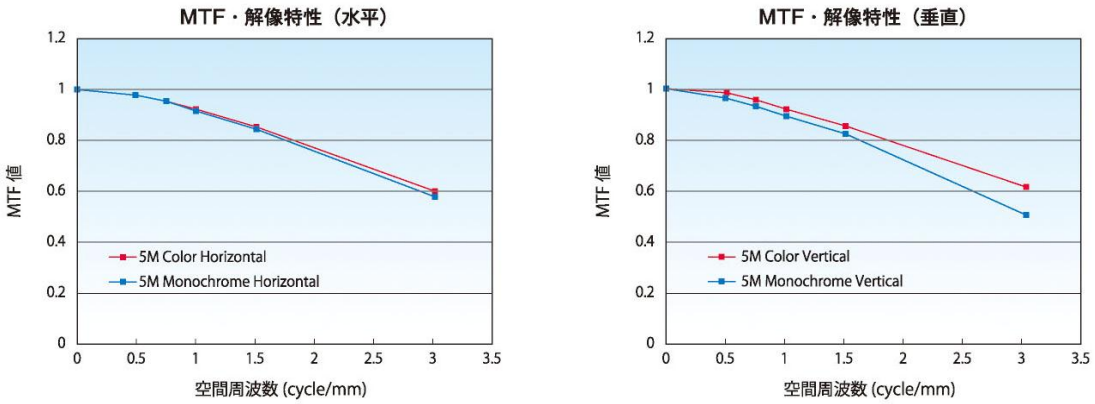



図 1. 5MP モノクロディスプレイとの MTF 特性比較

**・ハイコントラスト**

コントラスト比 1,300:1 のハイコントラストパネルと当社独自の特殊 AR コートをディスプレイ表面に施すことにより、鮮鋭度の向上に加え、マンモグラフィ画像表示において重要なポイントの 1 つである黒レベルの再現性（黒をいかに黒く表現するできるか）を向上させている。なお、ハイコントラストにより、デジタルブレストトモシンセシス用としても期待できる。また、超音波検査のカラー解析画像においても、より診断しやすい表示が期待できる。

**③ カラーパネルによる異なるモダリティ画像の混在表示**

マンモグラフィ画像表示用ディスプレイは5MP以上のモノクロディスプレイが推奨されている。したがって超音波診断装置などのカラー解析画像は汎用のカラーディスプレイに表示していた。そのためカラーディスプレイ用の設置など、表示においてが必要であった。

5MPディスプレイがカラー化となることにより、マンモグラフィ画像だけでなく、超音波診断やMRIといった多様なモダリティのカラー画像も同一のディスプレイでそれぞれ最適な階調を混在表示できることになる。また、CADによる検出結果のオーバーレイ表示をカラー対応することにより、一見して関心領域(ROI)位置が分かるといったメリットもでてくる。

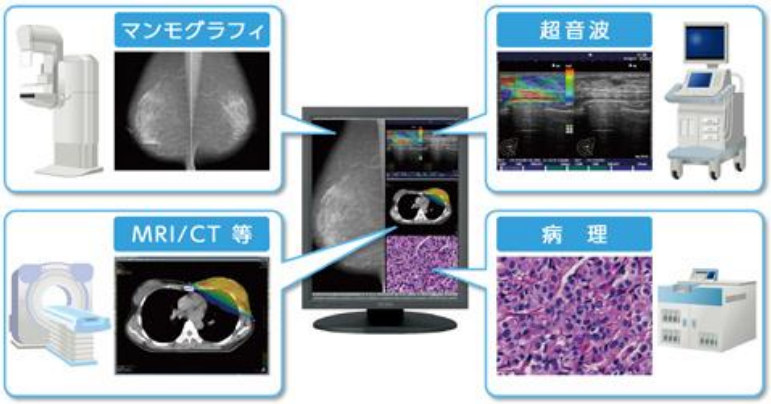



図 2. モダリティ画像の混在表示例

**④ 最適な階調を表示するダイナミックガンマ機能（特許申請中）**

一般的なカラーディスプレイの階調特性は、モノクロ画像表示に最適なDicom Part14か、あるいはカラー画像表示に最適なGamma2.2のどちらか一方のみであったため、両画像が混在した場合には、階調特性設定を切替えるなどの煩雑な作業を必要とする課題があった。そこで、画面内にモノクロ画像とカラー画像が混在した場合に、ディスプレイが単体で自動的に画像を識別し、それぞれの画像に最適な階調での表示をおこなう当社独自のダイナミックガンマ機能を当ディスプレイに初搭載した。これにより、煩雑な操作が不要となり読影環境の効率化に貢献できる。

当機能はリアルタイムで画像の識別と階調の設定を行うため、描画の遅延もなく、快適に使用できるといった優れた特長を持っている。

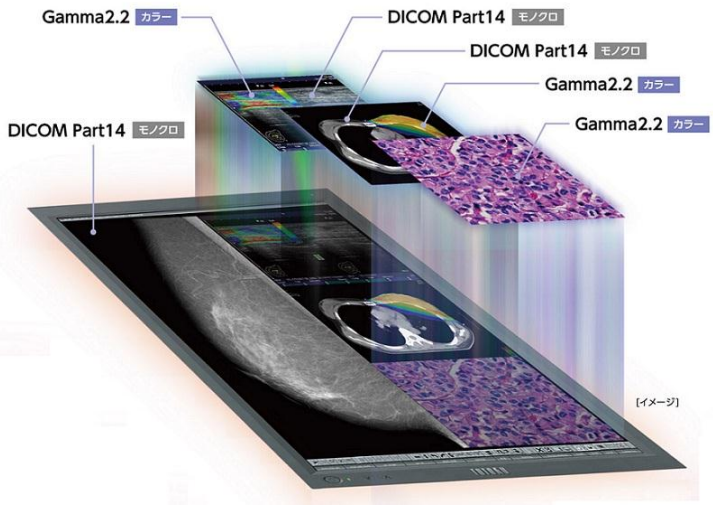



図 3. ダイナミックガンマ機能の動作例

### ⑤ オートテキストモード機能による画面輝度の制御（目の疲労を低減）

設置スペースの問題で低輝度の汎用ディスプレイが設置できない場合などは、レポートや患者リストなどのテキストをマンモグラフィ表示用ディスプレイに表示させることが想定される。この場合、マンモグラフィ表示用ディスプレイの輝度ではテキスト表示が明るすぎるため目の疲労の原因となる。そこで、テキスト表示（白表示）をディスプレイ単体で自動的に検知し、更にその表示面積に応じて画面の輝度を抑える当社独自のオートテキストモード機能を当ディスプレイに初搭載した。これにより、テキスト表示時の目のストレス（疲労）を軽減することができる。

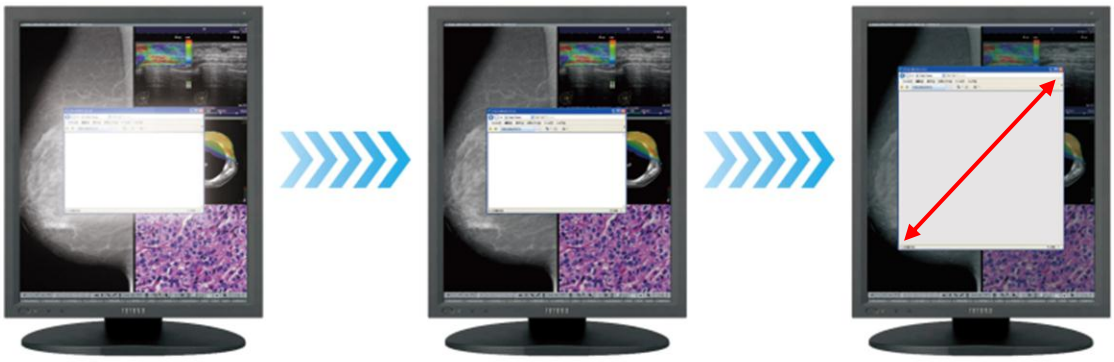



図 4. オートテキストモード機能の動作例

### ⑥ 人間工学に基づいた読影環境の構築（視点移動による疲労の軽減）

30インチクラスの大画面１面のディスプレイについては視点移動のための首の疲れが指摘される。視点移動をしない場合には、一般的に視野角依存性と言われている視野角による画質低下が起こるため、大画面によるマンモグラフィ読影スタイルが必ずしも適切ではないと言える。

当ディスプレイは高品位が必要とされるマンモグラフィ画像表示用のため敢えて大型化にせず、2 面構成のディスプレイとした。これにより、医師・診療放射線技師それぞれが最適な位置と角度をアレンジすることができ、視野角依存性を低減し、視点移動が少なく疲れの少ない読影環境が構築できる。

30 インチクラスの大画面 1 面構成　　5MP 2 面構成

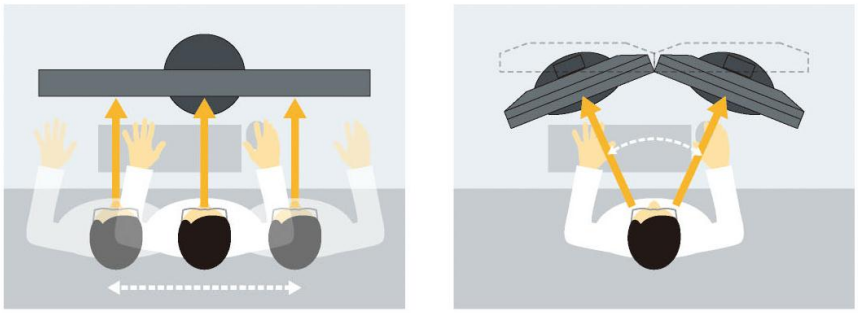


図 5. 大画面ディスプレイと 5MP 2 面構成の読影環境の違い

### ⑦ カラーキャリブレーションによるメリット

カラーキャリブレーションにより自由な色味に設定することが出来る。モノクロディスプレイの場合、色味自体は調整で合わすことが出来ない。しかし、カラーディスプレイであれば、従来のモノクロディスプレイの色味に合わせてキャリブレーションを行い、同じ色味への調整が可能である。このようにモノクロディスプレイでは実現できなかった色のアレンジということも簡単に行える。

図6. カラーキャリブレーションの色調整例

| ５Mカラーディスプレイ「CCL550i2」 | ５Mモノクロディスプレイ |
|---|---|
| | |

### ⑧ 主な仕様

✔人間工学に基づいた読影環境の構築（視点移動による疲労の軽減）
✔5MP モノクロディスプレイとの共通性（画素ピッチ 0.165mm）
✔5MP モノクロディスプレイを凌駕する画質性能
✔カラーパネルによる異なるモダリティ画像の混在表示
✔最適な階調を表示するダイナミックガンマ機能
✔オートテキストモード機能による画面輝度の制御（目の疲労を低減）
✔カラーキャリブレーションによるメリット（ユーザーの好みの色味へ　経時変化の補正）

表１ CCL550i2 概略仕様

| モデル名 | | CCL550i2/AR（特殊 AR コート仕様） |
|---|---|---|
| 液晶パネル | 方式 | 21.3 型 TFT カラーIPS |
| | 表示サイズ | 337.92mm×422.4mm |
| | 画素ピッチ | 0.165mm×0.165mm |
| | 最大輝度 | 1000cd/$m^2$（Typ）　出荷設定 500 cd/$m^2$ |
| | コントラスト比 | 1300:1 |
| 表示性能 | 推奨解像度 | 2048×2560 |
| | 表示色 | 1677 万色(280 兆色中)<br>DisplayPort 入力時は 10 億 6433 万色 |

## ３．おわりに

乳房画像検査において 5MP カラーディスプレイ「CCL550i2」は、現在主流の 5M モノクロディスプレイと同等の表示性能を有し、よりハイコントラストな画質を提供し、モノクロとカラーの最適な階調を同時に表示するマルチモダリティに対応しており、より診断しやすさを追求した製品である。

また、日本乳がん検診精度管理中央機構（精中機構）からも、高輝度・高コントラスト・高機能な 5MP カラーディスプレイであることが評価され、マンモグラフィ診断に適合するディスプレイとして認定された。

今後乳房画像診断においては、マンモグラフィ診断に加え、トモシンセシスやカラー画像、CAD 活用の増加とともに 5MP カラーディスプレイを装備した読影ワークステーションが不可欠になるであろう。

技術紹介

# LCD 鮮鋭度補正技術 Sharpness Recovery

EIZO 株式会社 映像技術開発部 ASIC 開発課　伴場 裕介

## 1. はじめに

医用画像表示 LCD (Liquid Crystal Display)には読影の精度向上・効率向上のために高い表示性能が求められている。階調特性やユニフォミティなど、表示性能を左右する LCD 特性は多く存在するが、中でも近年我々は LCD の鮮鋭度に着目している。LCD の鮮鋭度は直接診断能に影響するものではないが、読影医の医用画像に対する印象を大きく左右する特性の 1 つであり、ひいては読影効率、読影疲労にも影響を与える可能性のある重要な特性であるためである。そこで本稿では LCD の鮮鋭度、及び、その補正技術である Sharpness Recovery (以下、SR 技術とする)に関して必要性と技術概要を解説する。

## 2. LCD の鮮鋭度について

LCD の鮮鋭度は画素ピッチに依存する。同じインチサイズの LCD であれば画素数が多いものほど画素ピッチが狭く鮮鋭度に優れた細かな表現が可能となる(図 1)。

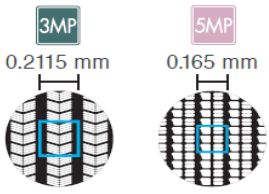



図 1. 3M LCD と 5M LCD の画素ピッチの違い

LCD の鮮鋭度を定量的に評価する指標としては MTF (Modulation Transfer Function)が一般的に用いられる[1]。MTF は空間周波数領域における振幅伝達関数であるため、ある空間周波数における MTF が 1.0 に近いほど伝達特性が良い、すなわち LCD による鮮鋭度低下が少ないことを表す。なお、MTF の測定方法については簡便な測定方法がいくつか提案されている。LCD 上にラインパターンを表示して測定する方法[2][3]や、バーパターンを表示して測定する方法[4]が代表的な測定方法である。

### 2.1. LCD の種類の違いによる鮮鋭度の違い

先に述べた通り、LCD の鮮鋭度は画素ピッチに依存しているため、これまでは画素ピッチが同じであれば鮮鋭度も同じであると考えられてきた。しかし近年、ユーザーから画素ピッチが同じ LCD であっても鮮鋭感が異なるという意見が寄せられるようになってきた。この意見を踏まえ、画素ピッチが同じ 0.270[mm]である複数種類の LCD の MTF を測定した結果を図 2 に示す。

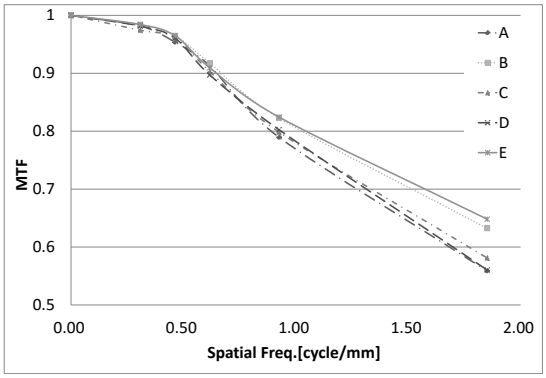



図 2. 5 種類の異なる LCD の MTF

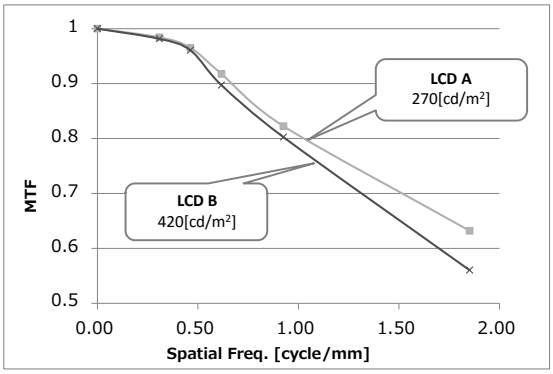
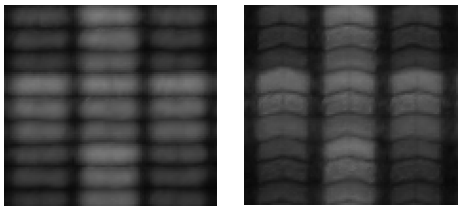



図 3. 2 種類の異なる LCD の MTF

なお、測定には[4]の手法を用いた。この結果、ユーザーの指摘通り画素ピッチが同じ LCD であっても MTF が異なることが判明した。特に中～高空間周波数域での差が顕著である。

### 2.2. 鮮鋭度が異なる主要因

同じ画素ピッチであっても MTF が異なる要因として、LCD の画素構造の違いや LCD の表面処理の違いが挙げられるが、本稿では特に前者に焦点を当てる。医用画像表示 LCD の分野においては従来から高輝度化がトレンドであり、これに伴い画素開口率が年々増加している。高輝度を実現するためには画素の発光面積を拡大する必要があるためである。その結果、現在、様々な形状の画素構造を持つ LCD が存在している。図 3 に画素ピッチは同じであるが最大輝度が異なる 2 種類の LCD の MTF と最大輝度、及び、図 4 にこれら 2 種類の画素の拡大図を示す。なお、どちらの LCD も AG 表面処理が施されている。LCD A は低輝度・高 MTF の特性を持つ。一方の LCD B は高輝度・低 MTF の特性を持つ(図 3)。また、これを裏付けるように LCD A と LCD B の画素構造は異なっている(図 4)。



LCD A　　LCD B

図 4. 2 種類の異なる LCD の画素拡大図

LCD B は高輝度化を目指し画素開口率を上げているため、LCD A と比較し画素の発光面積が大きい。一方で、ブラックマトリクスと呼ばれる画素間の黒い領域は LCD A と比較し小さい。ブラックマトリクスが小さくなるとピクセル 1 つ 1 つが判別し難くなり、結果として LCD B の MTF ( = 鮮鋭度)は LCD A と比較し低下する。医用画像表示 LCD の分野において高輝度化のトレンドは継続すると考えられるため、今後はより鮮鋭度の低下が進む可能性がある。従い、ユーザーにとって最適な画質、一定の画質を実現するためには、LCD の種類に依らず一定の鮮鋭度を実現することが望ましい。

## 3. LCD 補正技術概要 Sharpness Recovery

### 3.1. 補正原理

2 章で述べた通り、MTF は 1.0 に近いほど LCD による鮮鋭度低下が少ないことを表す。

そのため、理想的にはLCDの画素ピッチで表現できる最大空間周波数までMTFを1.0に補正する必要がある。例えば2M解像度(画素ピッチが0.270[mm])のLCDであれば、標本化定理に基づき、表現できる最大空間周波数は1.85[cycle/mm]となる。MTFを1.0に補正するための補正原理は以下の通りである。空間周波数領域において LCD の入力画像スペクトルはLCDのMTFによって劣化する[5]。

$$\mathbf{g}(\xi,\eta) = \boldsymbol{f}(\xi,\eta) \times \boldsymbol{MTF_D}$$

$(\xi,\eta)$ ： 空間周波数領域における座標

$\mathrm{g}(\xi,\eta)$ ： 出力画像スペクトル

$f(\xi,\eta)$ ： 入力画像スペクトル

$MTF_D$ ：LCDのMTF

LCDのMTFは測定することで算出できるため、理想的な入力画像スペクトルは以下の式で算出できる。

$$\boldsymbol{f}(\xi,\eta) = \boldsymbol{g}(\xi,\eta) \times \frac{\mathbf{1}}{\boldsymbol{MTF_D}}$$

上述した式を逆フーリエ変換することで、劣化の無い入力画像データを得ることができる。

$$\boldsymbol{F}(\boldsymbol{x},\boldsymbol{y}) = \boldsymbol{G}(\boldsymbol{x},\boldsymbol{y}) * \boldsymbol{F^{-1}}\left[\frac{\mathbf{1}}{\boldsymbol{MTF_D}}\right]$$

$(x,y)$ ： 実空間における座標

$\mathrm{G}(x,y)$ ： 出力画像データ

$F(x,y)$ ： 入力画像データ

$F^{-1}[\ \ ]$ ： 逆FFT

$(*)$ ： 畳み込み積分演算子

なお、SR技術はLCDの種類の違いに起因する鮮鋭度の違いを補正し一定に保つための技術であるため、モダリティ・PACS 側の鮮鋭化処理と競合することは無い。

### 3.2. 物理評価実験

SR技術の効果を検証するため、MTF測定を実施した。実験環境を表1に示す。使用したLCDはEIZO Radiforce RX350であり、当該技術が搭載されているモデルである。測定には[4]の手法を用いた。

表 1. 実験環境

| 測定機器 | モデル名 |
|---|---|
| Color LCD | Radiforce RX350 (EIZO) |
| Single-lens reflex digital camera | D100 (Nikon) |
| Macro lens | AI AF Micro-Nikkor 60mm f/2.8D (Nikon) |

MTF評価結果を図5、臨床画像例を図6に示す。SR技術を適用することで、医用画像において情報量が多いとされる 1.0[cycle/mm]以下の空間周波数領域において概ね理想値である MTF 1.0 を実現することができている。臨床画像例に関しても全体的に鮮鋭感が増し、骨梁などの細かいテクスチャが判別し易くなっている。一方、粒状性についてはWS測定の結果、ほぼ変化しないことを確認している(図7)。

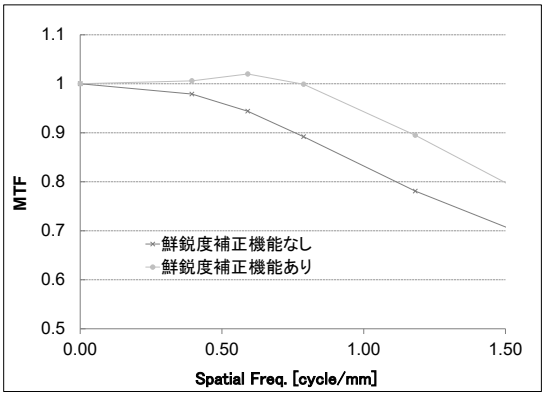



図 5. LCD 鮮鋭度補正技術の効果確認

図 6. 臨床画像例

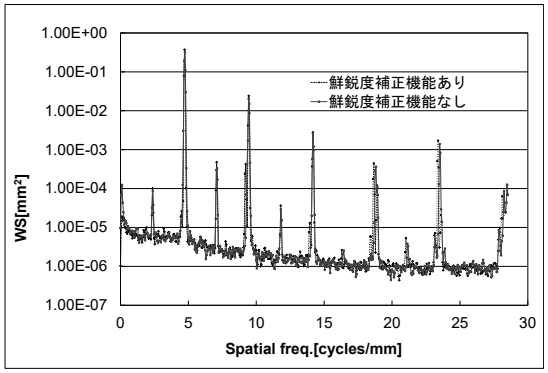



図 7. 粒状性評価結果

## 4. おわりに

本稿では LCD の鮮鋭度補正技術である SR 技術について、その必要性と技術概要を解説した。医療画像診断システムにおいて鮮鋭度は診断能・診断効率に寄与する重要な特性の 1 つであり、医用画像表示 LCD にも最適な鮮鋭度が求められる。今後 LCD の高輝度化に伴い、同じ画素ピッチであっても様々な MTF 値を持つ LCD が増加する可能性があるため、当該技術の重要性も増加することが考えられる。

## 5. 参考文献

[1] 日本医用画像工学会, 医用画像工学ハンドブック, 2012

[2] E. Samei, MJ. Flynn. “A method for in-field evaluation of the modulation transfer function of electronic display devices.” Proc SPIE 4319:599–607, 2001.

[3] S. Tokurei, J. Morishita. “A method for evaluating image quality of monochrome and color displays based on luminance by use of commercially available color digital camera,” Medical Physics, Vol. 42, No. 8, August, 2015.

[4] K. Ichikawa. “MTF measurement method for medical displays by using a bar-pattern image”, Journal of Society for Information Display, 14(10, 831-837), 2006.

[5] E. A. Krupinski. “Using a Human Visual System Model to Optimize Soft-Copy Mammography Display: Influence of MTF Compensation”, Academic Radiology, Vol. 10, No. 9, September; 1030-1035, 2003.

技術紹介

# キヤノンFPDの散乱線低減処理

キヤノンマーケティングジャパン（株）医療機器販売推進課　向笠　恭司

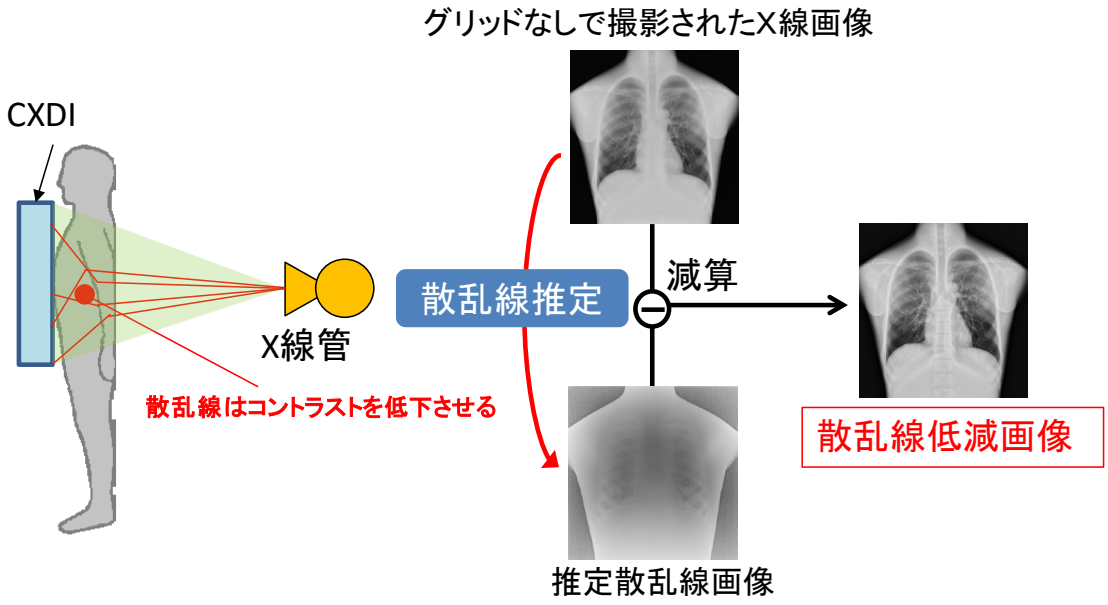
はじめに

弊社は 1998 年にフラットパネルディテクターCXDI-11 を発売しました。その後 2002 年には片手で持てる半切サイズのハンディタイプフラットパネルディテクターCXDI-50G をリリースし、病院やクリニックのＸ線室を皮切りに、病棟撮影、救急、災害医療と多くの現場や御施設でご使用いただいております。

さらにCXDIはピクセルサイズを従来の160μｍから125μｍへ高精細化するとともに、低被ばく撮影を実現するためCsIを用いたパネルではDQEを60%へと向上させ、Ｘ線発生装置との同期が不要なＸ線自動検知機能を備えた「ワイヤレス FPD CXDI-701CW（半切）、401CW（フルサイズ）」へ進化してまいりました。

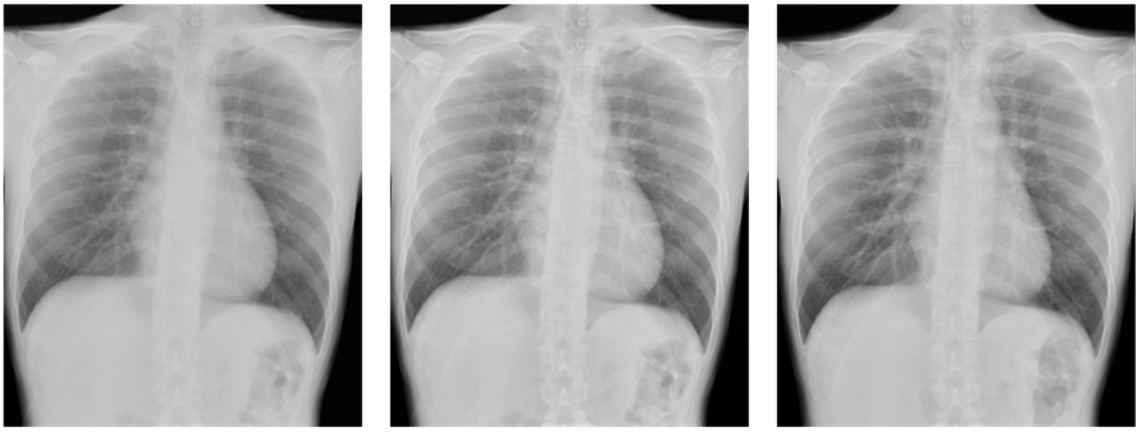
今回、我々は散乱線によるコントラスト低下をソフトウェアで低減する新しい画像処理機能「散乱線低減処理」を発売いたしました。この機能は病棟撮影等、グリッドの正確なアライメントが難しい状況下でやむを得ずグリッドを使用していないユーザーに対して、特に有効な機能と考えております。

散乱線の低減方法



グリットの目的は「フラットパネルディテクターに入射する散乱線を抑制し、診断画像のコントラスト低下を防ぐ」ことにあります。弊社が提供する新たな画像処理機能「散乱線低減処理」は、既に散乱線を含んでしまった撮影画像から、散乱線を推定し、除去する画像処理機能です。

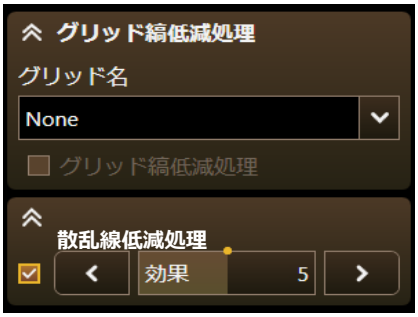
グリットを使用せずに撮影した画像は、被写体を透過した１次Ｘ線と散乱線が画像情報として重畳して形成されています。１次Ｘ線と散乱線には物理的な関係があるため、この関係を予め実測してモデル化することにより散乱線の推定が可能となります。検査撮影時にはそのモデルを用いて撮影画像から１次Ｘ線と散乱線を分離、推定します。この推定された散乱線を撮影画像から減算することで、診断画像のコントラストを回復します。



グリッド無し
90kV 160mA 1mAs 110cm

散乱線低減処理
90kV 160mA 1mAs 110cm

グリッド有り
90kV 160mA 1mAs 110cm




また、弊社の「散乱線低減処理」は、基本的に散乱線の減算量を調整するパラメータである「効果」を１から１０の１０段階から選択するシンプルな設定、操作で使用可能なように設計されています。グリッドタイプや撮影距離、撮影線量といった撮影条件を入力する必要はありません。

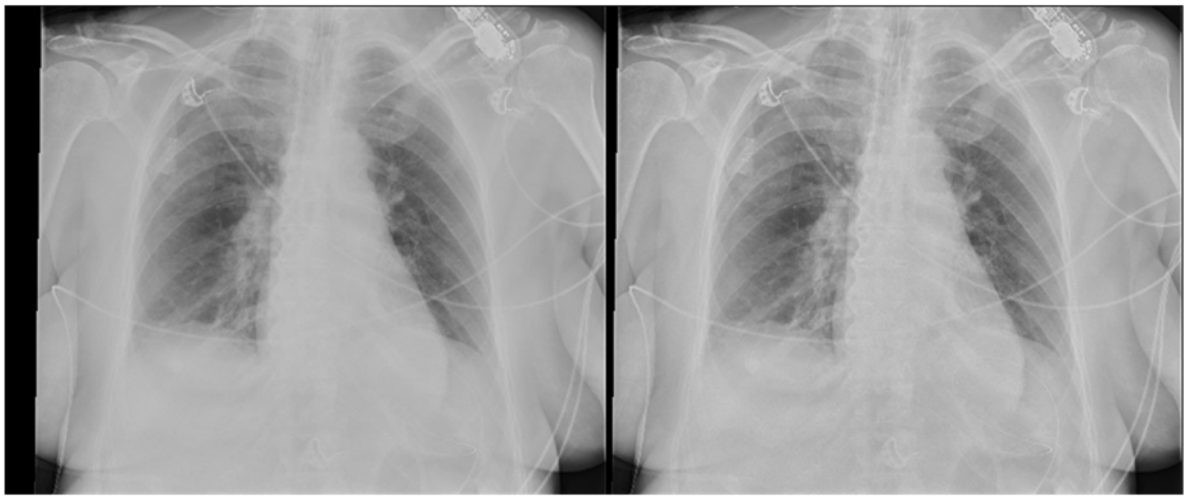
現在、このソフトウェアは弊社 CXDI のコントロールソフトウェア NE の最新バージョンである Ver.2.14 以降にオプションとして導入が可能です。詳細は弊社営業担当者にお問い合わせください。

低線量化

線量が低下した場合に問題となるのは画像の粒状感です。粒状感は主にフラットパネルディテクターに入射したX線の線量とノイズの比率で決まります。X線の線量とノイズには相関があり、線量が増えるとノイズも増えます。しかしながら、ノイズの増加の割合の方が低いため、線量を増やすと粒状感が改善します。

グリッドはフラットパネルディテクターに散乱線が入射する前に除去します。したがって、散乱線によるノイズの増加も抑制することができます。前述したように画像処理によって散乱線を除去する場合、既に画像にノイズが含まれている状態から処理を実行しますので、ノイズによる粒状感の悪化は避けられません。そのため、画像処理により散乱線を低減する場合において低線量化を行うためには、ノイズ低減処理を適切に併用することが重要となります。

弊社 CXDI では散乱線低減処理とノイズ低減処理は別々のパラメータで調整可能です。また、CsI を使用したパネルでは、DQE60%と高感度化することにより、低線量撮影を実現しています。これらの総合力で CXDI は効果的なコントラスト改善とノイズ低減が実現可能です。この効果は次の写真のように大きな体格の方で顕著に表れます。



グリッド無し　(90kV 160mA 110cm 0.64mAs)　散乱線低減処理

◎画像処理で散乱線による画質劣化を改善

グリッド無し
80kV 160mA 8mAs 110cm

散乱線低減処理
80kV 160mA 8mAs 110cm

グリッド有り
80kV 160mA 8mAs 110cm

まとめ

今回、本稿で散乱線によるコントラスト低下を画像処理で改善する「散乱線低減処理」を御紹介させていただきました。キヤノンでは今後さらにソフトウェアとハードウエアをブラッシュアップすることで、より高い画質と便利な機能をお客様に御提供してゆきたいと考えています。

技術紹介

# YAKAMI DICOM Tools の紹介

京都大学医学部附属病院　放射線診断科　八上 全弘

## はじめに

医用画像分野の研究では、診療業務用の PACS から取り出したデータの処理が必要とされることが多いが、このデータは通常 DICOM 形式であり、一般用の画像ファイルとは形式が異なるので、DICOM 形式のファイルが扱えるプログラムが必要となる。 DICOM 形式のファイルは、画素情報のみでなく、一般にヘッダと呼ばれている豊富な付加情報も同時に持っている。その中には被験者の氏名や ID といった個人情報もあるので、取り扱いには十分な注意が必要だが、 DICOM 形式のファイルには、明るさやコントラストといった画像化の条件を自由に変更したり、スライスの立体的な方向と位置の情報を利用したり、撮影時の詳細な条件を表示したりできるなど、一般の画像ファイルにはない多くの利点があるので、そういった利点を研究に活用することが望まれる。 DICOM 形式のファイルが扱えるプログラムは、有償のものも無償のものもあり、動作環境も Windows, MacOSX, Linux, Android, iOS など様々であるが、本稿では、無償で利用でき、Windows 上で動作し、ビューアを始め豊富な機能を持つ多数のプログラムから成る YAKAMI DICOM Tools を紹介する。

## YAKAMI DICOM Tools の紹介

医用画像を対象として研究を行う際には、その目的に応じて、画像の閲覧をはじめ、表示条件の変更、匿名化を含むヘッダ情報の編集、撮像条件の集計、大量のファイルの管理、必要なファイルの検索といった様々な機能が求められることがある。一般に PACS のビューアは、画像を選択して様々な条件で表示する機能を持つが、研究で必要とされる機能はこれに留まらない。そこで、研究で必要な機能を持つプログラムを自作して対応していたが、プログラムを開発する際には、なるべく使用目的を限定せずに設定次第で様々な用途に利用できるような仕様とすることを心掛けてきた。それらのプログラムを一つの toolkit にまとめ、広く使っていただけるように 2007 年に公開したのが YAKAMI DICOM Tools である[1,2]。公開後も自分自身の研究で必要な機能や、要望の多かった機能、利便性を高める機能などを追加していった結果、現在 YAKAMI DICOM Tools には下記の 17 個のプログラムがある。

### DICOM Viewer

親子ウィンドウ式 (multiple document interface, MDI) の DICOM ビューワープログラム（図１）

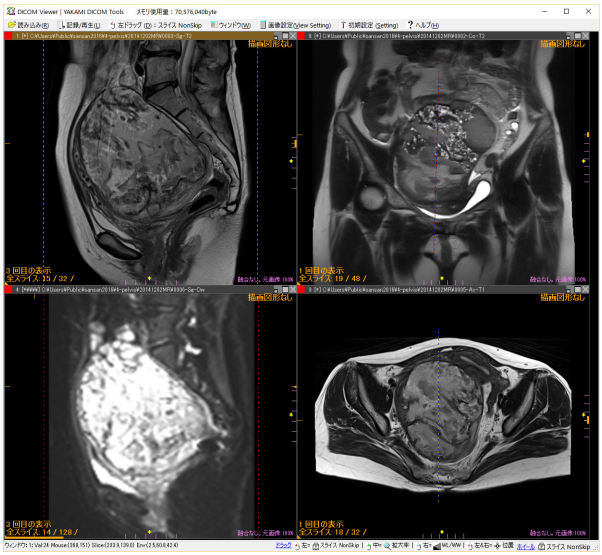


図１　DICOM Viewer のキャプチャ

### DICOM Converter

DICOM から DICOM へのファイル一括変換プログラム（図２）

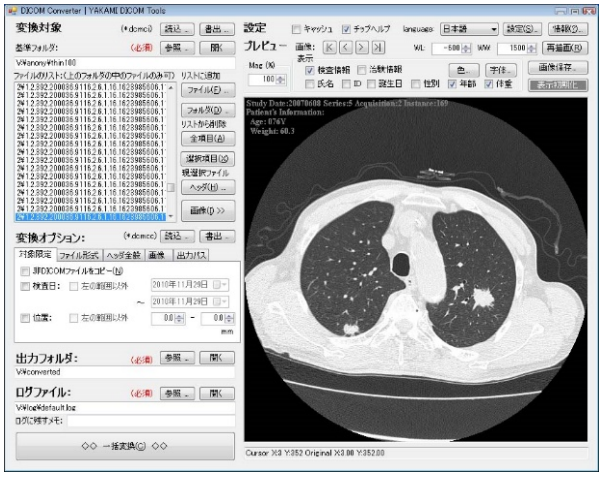


図２　DICOM Converter のキャプチャ

## File Mover

DICOM File 整理プログラム（図３）

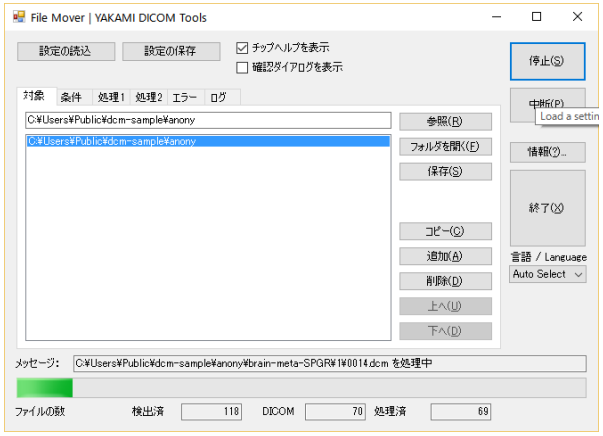


図３　File Mover のキャプチャ

## Folder Renamer

DICOM ファイルを収めたフォルダの
名前自動変更プログラム（図４）

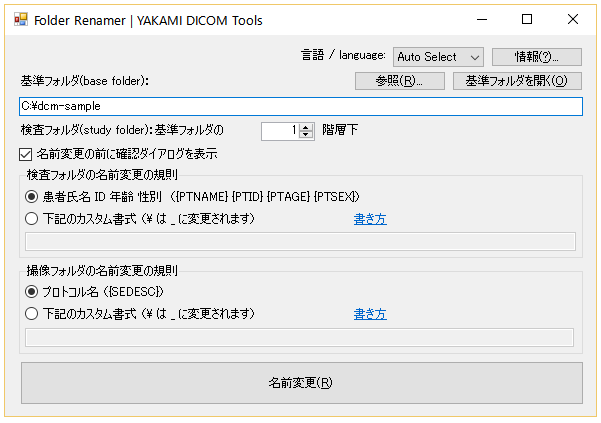


図４　Folder Renamer のキャプチャ

## DICOM Counter

DICOM ファイル集計プログラム（図５）

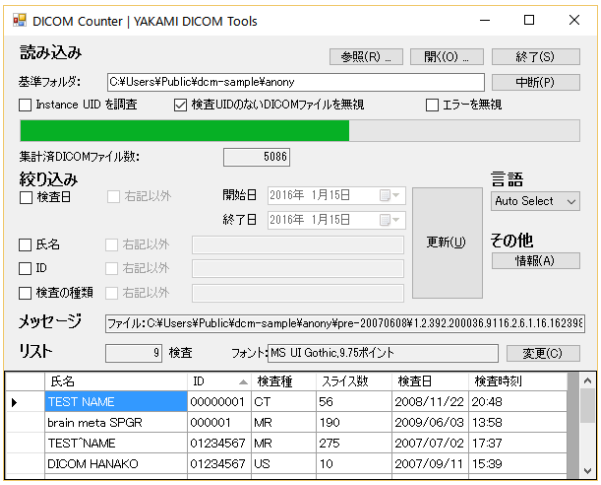


図５　DICOM Counter のキャプチャ

## Shortcut Maker

ショートカット（.lnk）自動作成プログラム（図６）

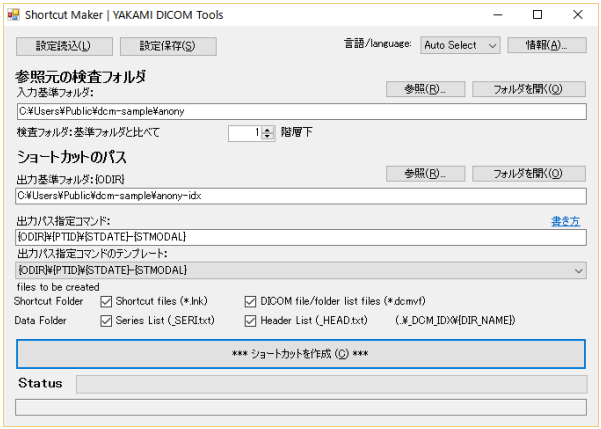


図６　Shortcut Maker のキャプチャ

## Index Maker

DICOM ファイル一覧自動作成プログラム（図７）
"DICOM Viewer" による読み込み時間短縮のためにフォルダ毎に作成。

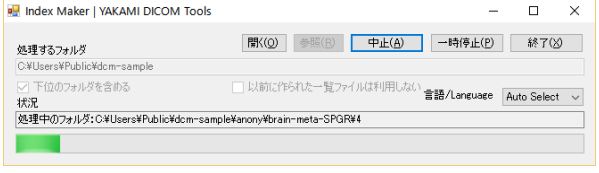


図７　Index Maker のキャプチャ

### Table Maker

DICOM ヘッダ表自動作成プログラム

DICOM ファイルからヘッダを読み取って一覧表を作成。（図８）

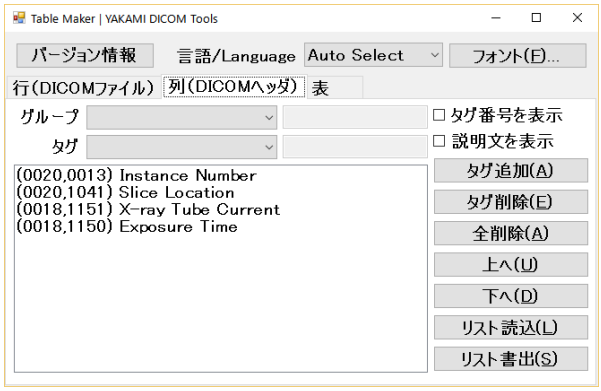



図８　Table Maker のキャプチャ

### PACS Client

検査を検索して開くためのインターフェイス（図９）

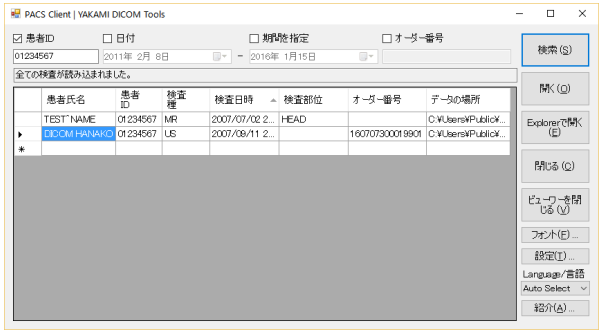



図９　PACS Client のキャプチャ

### Conveyer

"DICOM Viewer", "DICOM Converter", "PACS Client" を呼び出す中継用のコマンドラインプログラム

### Command-Line Converter

DICOM ファイルを一括で編集したり画像ファイルに変換したりするコマンドラインプログラム

### WL/WW Editor

ウィンドウ・レベルとウィンドウ幅を編集するプログラム（図 10）

図 10　WL/WW Editor のキャプチャ

### Gamma Editor

γカーブの設定を編集するプログラム（図 11）

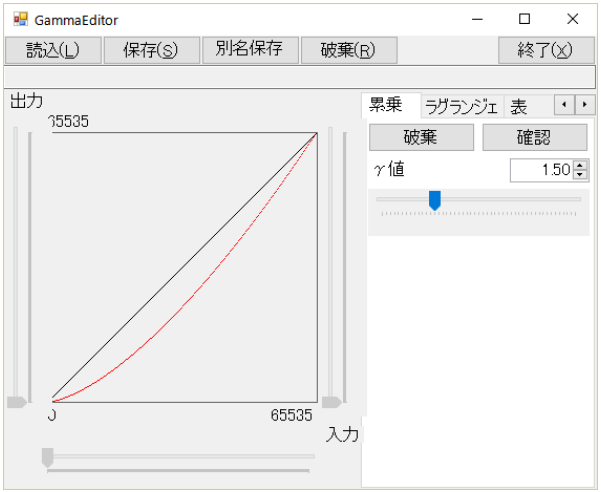



図 11　Gamma Editor のキャプチャ

### CLUT Editor

Color Look-Up Table (CLUT) ファイルを編集するプログラム（図 12）

図 12　CLUT Editor のキャプチャ

### Combi Editor

WL/WW と反転とガンマカーブと CLUT の設定の組み合わせを編集するプログラム（図 13）

図 13　Combi Editor のキャプチャ

### 共通設定

このパッケージの複数のプログラムで共通する設定を行うプログラム（図 14）

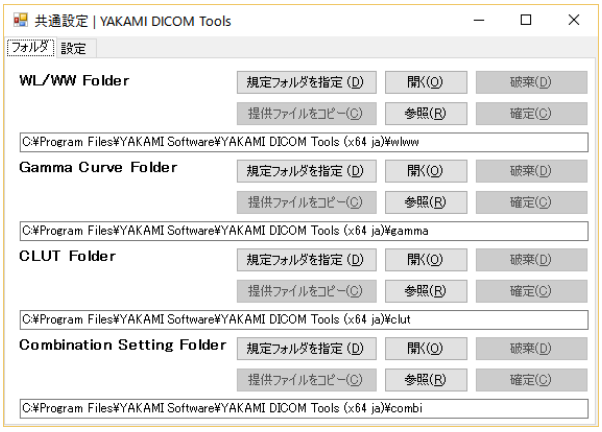



図 14　共通設定の画面キャプチャ

### レジストリ設定

このパッケージに関するレジストリ登録の追加と削除を行うプログラム（図 15）

図 15　レジストリ設定のキャプチャ

本稿では、"YAKAMI DICOM Tools" の全体像を分かりやすく示すことを目的に、画像の閲覧を始めとする代表的な使用例を複数挙げ、各使用例でのプログラムの使い方を説明していくこととする。

## 使用例１：画像の表示

DICOM ファイルが持つ画素情報を画像として表示させるには、そのファイルを "DICOM Viewer" で開く。このビューアは、機能的にも性能的にも、PACS のビューアと比べて遜色のないものであり、さらに、研究に特化した機能も多数備えている。

### 表示形態

このビューアでは、フォルダ毎に画像ウィンドウを一つ表示し、同一フォルダ内に複数の DICOM ファイルがある場合はそれらをコマ送り表示するという仕様としている。一つのフォルダの中に複数の検査やシリーズが入っている場合は、それらを自動的に整理し、スライス位置の順に交互に表示することも、検査やシリーズ毎に分離して表示することも可能である。メモリを大量に搭載し、OS を 64 bit 版 Windows とすれば、数千枚の画像データを開くこともできる。

### ファイル形式

対応するファイル形式は、様々なバリエーションを含む DICOM、RAW / NIfTI / ANALIZE 等の研究用の画像形式、Bitmap / JPEG / PNG 等の一般的な画像形式である。 RAW 形式以外ではパラメータなどの指定は不要で、自動的に形式が判別されて表示される。RAW 形式のファイルを開く際に必要となるパラメータの指定は、 .mhd ファイルを用いることも出来、同一のフォルダに同一のファイル名で置かれている場合は自動的に読み込まれる。 DICOM 形式には広いバリエーションが存在するが、ほぼ全てのものに対応している。よって、Big-Endian、Multi-Frame、Lossless-JPEG 圧縮、JPEG2000 圧縮のデータも扱うことができる。ただ、 DICOM 形式にはバリエーションが広く、時に思わぬものが出てきて開けないこともある。その度にプログラムを改修して対応して来たが、今後もまだ必要と考えられる。

### ビューア機能

ビューアの機能としては、拡大／縮小、平行移動、ウィンドウ幅やウィンドウレベル(WL/WW)の変更などの基本的なものにはすべて対応している。複数シリーズのスライスを表示した際に三次元座標情報を活用して、あるウィンドウでスクロールや平行移動や拡大縮小を行うと、それらの操作を方向の近いスライスを表示している別のウィンドウで連動させる機能や、アクティブウィンドウに表示されているスライスとの交線やそのスライスの FOV の投影像を別のウィンドウで表示されている画像の上に重畳表示する機能もある。三次元処理を含めた各種の画像フィルタも備えている。一般にフュージョンと呼ばれている、画像同士の重畳表示機能などもある。これらの機能は、画像ファイルの形式を問わずに利用できる。

### コマ送り

CT/MRI/PET などの画像の読影では一般にコマ送り表示が使用されているので、このビューアではコマ送り機能に力を入れている。このビューアではスライス枚数の多いシリーズの画像もストレスなくコマ送り表示することができる。コマ送り操作の方法としては、マウスのホイール、キーボードの上下矢印キー(↑・↓)、マウスのドラッグ、テンキーによる速度制御など、様々なものが使え、詳細なパラメータの変更も可能である。PACS ビューアには、スライス枚数の多い画像を高速にコマ送り表示させるとコマが落ちるという問題があることが報告されているが[3]、このビューアではこの問題への対策が済んでいる。このビューアでは複数のシリーズや dynamic / perfusion 撮影での複数時相の切り替えを左右の矢印キー (←・→) やマウスの左右ドラッグで行うことができ、スライス方向のコマ送りと合わせると所謂「4D スクロール」を行うこともできる。

### 利便性向上

ビューアとしての使い勝手を向上させるための工夫も備えている。ビューアによってはすべてのデータの読み込みが終わるまで画像が表示されないものもあるが、このビューアは初めの 1 スライスの読み込みが終わればすぐに表示する。また、パソコン上のファイルは、PACS の様にシステム側で管理されているわけではなく、ユーザが自由に配置することができるので、どのフォルダにどのようなファイルが保管されているかはシステム側にはわからない。なので、あるフォルダがこのビューアで初めて開かれた時点は、まだ読み込みの終わっていない DICOM ファイルに含まれているスライスに移動することは当然できない。ただ、このビューアはフォルダの中にある DICOM ファイルの読み込みを終えると、そのフォルダの中にどういう DICOM ファイルがあるかの一覧を作成して隠しフォルダの中に保存する。一覧が保存されている場合は始めにそれを読み込むので、一度開かれたことのあるフォルダが再度開かれると、

たとえそのフォルダの中に大量の DICOM ファイルがある場合でも、直ぐにスクロールバーが表示され、離れた位置にも瞬時にスクロール出来る状態となる。このビューアに代わってこの一覧を一括して作成する機能を持つ "Index Maker" というプログラムも用意されている。

PACS ビューアはシステム毎に操作が異なり、人は概して慣れているものを使いやすいと感じることが多いので、多くの人に使いやすいものとするには操作のカスタマイズが必要となる。ただ、操作系を大幅にカスタマイズ可能とするには、開発や動作検証に必要とされる負担が非常に大きい上に、ユーザインタフェースの見た目が設定次第で大幅に変わってしまうとユーザが戸惑ってしまう可能性も高まる。そこで、見た目に影響のないマウスのドラッグによる操作に限って大幅にカスタマイズ可能とした上で、現在どのボタンによるマウスドラッグで何が起こるかをタスクバーに常時表示するという仕様とした。

### 研究用機能

このビューアは、医用画像のビューアとして一般的な機能以外に、研究に特化した機能も備えている。例えば、表示条件を決めるパラメータには●ウィンドウ幅とウィンドウレベル（WL/WW）、●ガンマカーブ、●配色（Color Look-Up Table; CLUT）があるが、広く使用されているものをプリセットとして添付しているうえに、それらを作成・編集するためのプログラムとしてそれぞれ ● WL/WW Editor、● Gamma Editor、● CLUT Editor が用意されていて、さらにこれらの組み合わせのプリセットを編集するためのプログラムとして、●Combi Editor も用意されている[4]。画像の拡大・縮小の際に用いる補間関数には線形・三次・最近傍などがあるが、これらも指定することができ、ドラッグ中と静止時で別のものを指定することも出来る。操作ログをファイルとして残すことができ、そのログファイルを開いて表示状態を再現することも出来る。

## 使用例２：DICOM ファイルの匿名化

DICOM ファイルを編集するには、そのファイルを "DICOM Converter" で読み込み、編集内容を指定して「変換」ボタンを押す。このプログラムは、多数のファイルを一括で処理することができ、詳細な書き換えが可能で、動作速度は単純なファイルのコピーと同程度と非常に高速である。よって、例えば匿名化といった用途に適している[5]。

### ヘッダ編集

このプログラムに編集内容を指定する方法には、設定画面とスクリプトファイルがある。設定画面ではよく使用される要素の一覧が並べてあり、どの要素をどのように書き換えるかを指定することができる。スクリプトファイルを用いれば文字列演算機能の利用などさらに高度な編集も可能となる。

### 保存パス指定

編集したファイルを保存する際のパスも、DICOM ファイルの内容を用いて変更することができる。例えば一つのフォルダにまとめて保存されていた DICOM ファイルを編集して保存する際に、検査別やシリーズ別にフォルダを分けて整理することも出来る。

### 画像塗りつぶし

非圧縮の DICOM ファイルであれば画面中の任意の矩形領域のピクセル値を 0 で上書きすることができるので、例えば超音波や 3D ワークステーションなどで多い、画像の隅に患者氏名や ID などの個人情報が焼き込こまれている画像で（図 16）、その部分を塗りつぶすことも出来る。

図 16 超音波画像に焼きこまれた個人情報
白い破線の枠の中に ID や氏名が画像として焼き込まれている。

### 形式の変換

DICOM 形式には広いバリエーションがある。プログラムによっては一定のものしか読み込むことができないものもあるが、”implicit little endian”、”implicit big endian”、”explicit little

endian” を指定することができる。また、DICOM 以外に一般的な画像形式を選択することも出来るので、画像ファイルへの一括変換も可能である。

### DICOM Converter 以外での変換

なお、DICOM ファイルを編集して保存する機能で簡易なものは "DICOM Viewer" でも利用できる。また、"Command-Line Converter" を用いれば、同等の機能がコマンドラインから利用できるので、バッチ処理を組んだり他のシステムと連携したりといった用途に利用できる。変換内容を指定するスクリプトや保存パスの指定方法やコマンドライン引数では、様々な用途に対応できるように多数のコマンドが利用でき、その一覧を記したテキストファイルも添付している。

## 使用例３：撮像条件の集計

DICOM ファイルには、画像データのみならず、装置のメーカーや機種、患者の年齢、性別、身長、体重、撮像時の管電圧・電流といった詳細な撮像パラメータ、画素のサイズや画素数といった画像化パラメータなど、多数の非常に詳細な情報が保存されている。なので、例えば自動線量制御機能を持つ CT で撮影したデータを調べると、スライス位置による管電流の変化を知ることができる(図 17)。

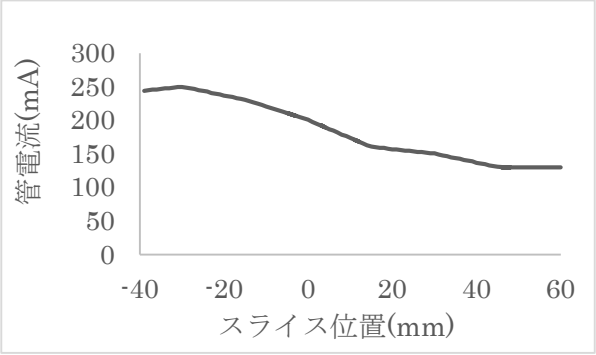



図 17　管電流の変化の例

しかし、一つ一つの DICOM ファイルのヘッダ情報を確認して数値を拾って集計するのは大変手間がかかる。これを自動で一括して行うには、"Table Maker" を使用する。調査対象とする DICOM ファイルを指定し、調査対象とする DICOM 要素を指定すれば、集計されたデータが表形式で表示され、クリップボード経由で他のプログラムにコピーすることも、 CSV 形式のファイルで保存することも出来るので、表計算ソフトでグラフなどとして可視化することも容易である。このプログラムを用いて情報を収集することによって実現した研究もあり[6]、このプログラムによって多くの研究が促進されることが期待される。

## 使用例４：DICOM ファイルの管理

DICOM ファイルを大量に扱うようになると、ファイルを適切に配置したり、必要なデータを迅速に探し出して表示したりといったことが必要となってくるが、DICOM ファイルの持つヘッダ情報をこの用途に活用するためのプログラムが用意されている。JPEG などの一般用の画像ファイルが持つ撮影日などの写真に関する情報や、 MP3 などの音楽ファイルが持つアーティスト名やアルバム名や曲名といった情報をファイルの整理に活用するのに似ている。

"File Mover" は、 DICOM ヘッダを用いてコピー／移動先のパスを指定することができるプログラムなので、例えば患者 ID や検査日やシリーズ番号をパスに用いることができる。 "DICOM Counter" は、指定したフォルダの中に含まれる DICOM ファイルを集計し、指定した条件に合致する検査の一覧を表示することができる。"Shortcut Maker" は、 DICOM ファイルを検査毎にフォルダに整理して配置しておくと、それらの検査フォルダに対するショートカットを一括で作成して一定のルールに基づいて配置することができる。 "PACS Client" は、予めそのように作成されたショートカットを用いて、検査を高速に検索して表示することができる。これらのプログラムを組み合わせて使用することで、ストレージさえ確保すれば PACS と同等の機能を持つシステムを組み上げることができ、大量の DICOM データを安価に効率よく扱うことができる。[7,8]

## 使用上の注意

2013 年 11 月 27 日に薬事法が改正され、2014 年 11 月 25 日より施行された[9]。これに伴い、医療に使用するものは、薬剤や機器などの有体物に加えて、無体物であるコンピュータプログラムも明確に規制の対象とされるようになった。これに

伴い画像ビューアの機能を持つプログラムも診療目的で使用する場合は規制の対象となり、薬事承認を受けたものを使用する必要がある。現在、YAKAMI DICOM Tools は薬事承認を受けていないので、新たに診療目的でセットアップすることができない。教育・研究・説明等の診療以外の目的で使用するためにセットアップして使用することは引き続き可能である。

## 最後に

YAKAMI DICOM Tools には様々な機能を持つ多数のプログラムがあり、設定を工夫して上手に組み合わせることで、広い範囲の需要に対応することができるので、皆様の研究に活用いただけると幸甚に存じる。まだまだ課題もあり、ご報告いただいた問題点やご要望に忙しくて迅速に対応できないことも多いが、可能な限り対応することで、バグの解消と更なる機能充実、操作性改善、信頼性向上を引き続き目指していきたいと考えている。

## 参考文献


[1] 八上全弘、「YAKAMI DICOM ツール集（フリーの DICOM Viewer/Converter/etc.）」、http://www.kuhp.kyoto-u.ac.jp/~diag_rad/intro/tech/dicom_tools.ja.html

[2] 八上全弘、石津浩一、久保武、岡田知久、江本豊、富樫かおり、「YAKAMI DICOM Tools の DICOM 形式医用画像を使った研究における有用性」、日本医用画像工学会大会予稿集(CD-ROM) 29:ROMBUNNO.PP6-30、2010 年

[3] Yakami M, Yamamoto A, Yanagisawa M, Sekiguchi H, Kubo T, Togashi K. "Using a high-speed movie camera to evaluate slice dropping in clinical image interpretation with stack mode viewers," J Digit Imaging. 26(3):419-26, 2013

[4] 八上全弘，関口博之，江本豊，藤本晃司，久保武，富樫かおり、「CT 画像の広範囲かつ詳細な階調が区別できるカラー表示方法の提案」、第 15 回画像認知研究会、https://sites.google.com/a/mii-lab.org/mip/home/abstract

[5] Aryanto KY, Oudkerk M, van Ooijen PM. "Free DICOM de-identification tools in clinical research: functioning and safety of patient privacy," Eur Radiol. 25(12):3685-95, 2015

[6] Nakada Y, Fujiwara M, Yakami M, Yokoyama T, Shirayama A, Yamamoto H, Nabatame K, Obara S, Akahane K, Blyth BJ, Miyazaki O, Date H, Yagi K, Hoshioka A, Shimada Y. "OPTIMISED PAEDIATRIC CT DOSE AT A TERTIARY CHILDREN'S HOSPITAL IN JAPAN: A 4-Y SINGLE-CENTRE ANALYSIS," Radiat Prot Dosimetry. pii: ncv004, 2015 [Epub ahead of print]

[7] Yakami M, Ishizu K, Kubo T, Okada T, Togashi K. "Development and evaluation of a low-cost and high-capacity DICOM image data storage system for research," J Digit Imaging. 24(2):190-5, 2011

[8] Ziegler, Scott E. "Development of a Next-Generation Automated DICOM Processing System in a PACS-Less Research Environment," J Digit Imaging. 25(5):670-7, 2012

[9] 厚生労働省、「薬事法等の一部を改正する法律について」、http://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/0000045726.html

読者のページ

# ROC セミナーを受講して

千葉大学医学部附属病院　放射線部　**松本 浩史**

平成 27 年 8 月 22 日,23 日に駒澤大学で開催された第 7 回 ROC セミナーに参加させていただきました．参加した動機は，ROC 解析を通じて視覚的評価法の基礎知識を得ようと考えたためです．

受講前は ROC 解析の知識がほとんどなく，セミナーの進行についていけるか不安のまま当日を向かえました．会場で受付を済ませ，少し緊張感のある静かな教室に入りました．研究倫理の講義から始まり，続いていよいよ本題の ROC 解析の演習になりました．先ず，スクリーンに映し出されたファントム画像の信号検出について連続確信度法でスコア化しました．次にスコアをエクセルシートに入力してソートなどの処理を行い，ROC 曲線を作成しました． しかし ROC 解析の演習はここで終わらなく，この先が重要でした．続いてパソコンで行った解析と同じ内容を，地道に手書きの表にまとめて ROC 曲線を作成しました．この行程を経験することで ROC 解析に対して理解が深まり，その後の統計解析の演習なども興味を持って行うことが出来ました．1 日目の講義が終わり，近くの居酒屋で懇親会が開かれました．当日の講義を何とか無事に終えた安心感と多くの内容を頭に詰め込んだ疲労感のためか，いつも以上にお酒がすすみ楽しい時間を過ごすことができました．2 日目には，自由度の高さから臨床で使用しやすいと言われている FROC 解析の演習などが行われました．そして最後の講義では，ROC 解析を使用した研究の実例を挙げていただき，ROC 解析を成功に導く試料の選び方など経験しないと気がつかない重要な事を学ぶことが出来ました．

今回，ROC 解析について「試料を用意する立場（見せる側)」と「観察者の立場（評価する側)」の両方の感覚を学べたことで，今後，視覚的評価を行う際に必要な多くのヒントを得ることが出来ました．最後になりますが，このような大変有意義なセミナーを開催していただいた白石順二先生，福岡大輔先生，田中利恵先生，そして，その他スタッフの皆様に深く感謝申し上げます．

読者のページ

# 第 7 回 ROC セミナーに参加して

聖隷佐倉市民病院放射線科　小泉 百未

2015 年 8 月 22 日、23 日に開催された第 7 回 ROC セミナーに参加したので報告致します。

私は今まで、自作ファントム用いて SNR や CNR を測定する物理的評価や見やすさなどを順位づけする視覚評価を用いて画像評価を行ってきました。検討を行う中で、答えの存在する ROC 解析に興味を持ちました。しかし、どのように試料を選んでよいか、どれくらいの試料数があればよいかなどわからないことが多くありました。その疑問を解決したいと思い、今回このセミナーに参加しました。

2 日間のセミナーでは ROC 解析を用いた検討方法を詳細に学ぶことができました。手計算による ROC 曲線作成の演習では、80 枚の画像を自ら視覚評価し、手計算と Excel 各々の ROC 曲線を作成しました。手計算を行うことにより、ROC 解析の過程や Excel で計算されていく過程について理解を深めることができました。また、実際に 80 枚の画像を視覚評価したことで観察者として疲労度などを体感することができました。ROC 解析の理解や観察者として感じたことを、実際の検討に活かしていきたいと思いました。観察試料作成の講義では試料作成で陥りがちな落とし穴とその解決法について学ぶことができました。具体例を交えてご講義してくださったおかげで、試料作成のポイントや学習用試料の重要性を理解することができました。良い試料収集こそが偏りのない、説得力のある結果に繋がることがよくわかりました。研究倫理の講義では、職業倫理と研究倫理の違いや放射線技術学の倫理規定について学びました。研究協力者に十分配慮し、共同研究者とデータや内容を共有して共に責務を負うことが重要だとわかりました。研究協力者にも優しい研究が正確なデータに収集に繋がると感じました。ROC Viewer を用いた演習では、実際に観察者実験を行い、使用方法の理解を深めることができました。また、設定ファイルの入力の注意点についても詳細にご教示いただきました。実際にファイルを設定できるか心配でしたが、資料や講義が非常にわかりやすかったため、作成の不安を解消することができました。ROC・FROC 観察者実験の計画と実施の講義では、ROC 解析の問題点や FROC 解析の利点と両者の実験の違いなど学ぶことができました。また、試料の作成や観察者の決定、観察方法の決定など予備実験開始までの工程ついて過去の論文や臨床例を用いて詳細にご教示いただきました。検討を行う時は、私もこの工程に沿って実施したいと思いました。

1 日目終了後に懇親会が開催されました。豊富な知識と経験をお持ちの方ばかりで、非常に貴重なお話を伺うことができました。セミナーに参加される方は是非、懇親会に参加されることをお勧めしたいと思います。

今回セミナーに参加して、ROC 解析はもちろんですが、研究方法について基本から学び直すことができました。偏りのない正確な結果を出すためにどのような点に気を配れば良いかよくわりました。このセミナーで得た知識を基に、新たな検討に取り組みたいと思います。

最後になりましたが、貴重なご講義をしてくださった講師の先生方にこの場をお借りして深く御礼申し上げます。

読者のページ

# 第16回 DRセミナーに参加して

青森市民病院　医療技術局　診療放射線部　**川村 匡敦**

木々が色づく秋晴れのなか、青森県弘前市弘前大学医学部付属病院で2日間にわたって開かれる第16回DRセミナーに参加させていただきました。

受講生は約30人。青森県だけでなく東北全域また、千葉県から参加される方もいて受講生の意識の高さとセミナーの人気をうかがえました。

私は以前青森県の画像部会に参加させていただいたときにチャート法やワイヤ法でMTFを測定したことがあり、その復習をしたいという思いがあって参加しました。

セミナーではノートPCを使うとのことでImageJのインストールなど事前の準備がありましたが主催者側の丁寧な説明があり、当日戸惑っている受講生はほぼいなかったように思えました。これも主催者側の甚大な努力と苦労があってこそと思われます。

講義の内容は「放射線技術スキルUPシリーズ 標準ディジタルX線画像計測」という本を参考書として1日目に入出力特性とNNPS、2日目にMTF、DQE、RAWDATAの取り出しと大変濃い内容でした。初めに各項目についての座学、その後に実際にPCを使った実習に移りましたが普段からディジタルに関わった仕事をしていない私がはたしてついていけるのか、理解してセミナーを終えられるのか不安でした。演習用のExcelファイルの扱いに不慣れなところがありましたが、講師やチューターの方々親切な指導のおかげで無事最後まで終えることができました。

1日目の終わりには懇親会が開かれ、地元青森の新鮮な海と山の幸に舌鼓を打ち大変満足でした。個人的ではありますが香川高等専門学校 本田道隆先生と色々なお話しができたことは今でもしっかりと憶えています。ディジタルセミナーのはずがアナログの話が出た途端にアナログの良いところ悪いところを懐かしく語る私を含めた講師や受講生が多く、気軽に話ができる仲間達と有意義な時間を過ごさせていただきました。

セミナーを受けてすぐに画像解析ができるか？と言われればわからない人のほうが多いのでのはないかと思います。私もその一人です。ですが、セミナーを通してディジタルに触れ、相談できる仲間、講師の方々に出会えたことは非常に価値があったと思います。

最後にこのDRセミナーを企画運営された講師・チューターの方々に心から感謝いたします。ありがとうございました。

読者のページ

# 第１６回ＤＲセミナーを受講して

弘前大学医学部附属病院　医療技術部放射線部門　**中村 碧**

平成 27 年 8 月 29 日（土）、30 日（日）の 2 日間に渡り、第 16 回 DR セミナーが開催されました。当院は昨年より一般撮影において CR から FPD に移行し、最適な撮影条件等と画質の関係もそれに追尾して変化したため、被ばく低減と画質の向上の両立を考える上で画質評価を行うことが大変重要でありました。一方で、私はこれまで一般撮影領域の画像評価については未経験であり、また、デジタルシステムについての知識も乏しいため、画質評価に踏み込めずにいました。しかし、今回は職場である弘前大学医学部附属病院が DR セミナーの会場となっていることもあり、画質評価について学ぶ絶好の機会だと思い参加させていただきました。

セミナーの 1 日目は総論、入出力特性、NNPS の講義および演習を行いました。2 日目は MTF、DQE の講義および演習と Raw Data の取り出しに関する注意等について学ばせていただきました。演習は、講師の方が表示するスライドの画面を見ながら進めていき、あらかじめ配布された資料の中に入っている画像を Image J で解析し、計算式が組み込まれた Excel シートに入力するといった流れで行われました。それぞれの分野で基礎的なことから詳しく学ぶことができ、また、MTF の講義では MTF 取得の様々な方法や過程の中での利点や欠点など、とても興味が持てる内容でした。セミナーを始める前は、PC 操作が苦手な私にとって DR セミナーはとてもハードルが高いもののように感じられました。しかし、講師先生方やチューターの方々がわかりやすく指導してくださり、また疑問点などがあった場合でもすぐに返答していただけたため、スムーズに進めることができました。とても内容が詰まっていた 2 日間にも関わらず、セミナー終了がとても早く感じました。

今回の DR セミナーで様々な知識を得ることができましたが、まだ完全に理解しきれていなかった部分もあるため、実際の業務で活用するにはきちんと Excel の計算式の過程や意味についても考え、知識を深めていくことが大切だと感じました。幸いにも『ディジタル X 線画像計測』という参考書に実習の方法も詳しく記載されているため、内容を熟読するとともに DR セミナーでの実習を反復し、理解を深めていきたいと思います。また、今回はあらかじめ用意されたデータを用いましたが、講義では実際にデータを取得する上での工夫等についても教えていただきましたので、自分自身で実測も行って知識や経験に磨きをかけたいと思います。さらには臨床で使用している一般撮影装置の評価だけでなく、画質の向上や品質管理に役立てていきたいと考えています。

最後に、今回のセミナーでわかりやすく説明してくださった講師の先生方、実習で優しく指導してくださったチューターの方々、会場の準備等を行ってくださったスタッフの方々に深く感謝いたします。

読者のページ

# 第 36 回 CAD セミナーに参加して

東海大学医学部付属八王子病院　**由地 良太郎**

この度、平成 27 年 9 月 26 日～27 日岐阜大学サテライトキャンパス(オフライン講習)、平成 27 年 10 月 1 日～11 月 30 日(通信講座)で開催された第 36 回 CAD セミナーに参加させていただきました。以前から CAD セミナーに興味があり参加してみたかったのですが、プログラミングは大学時に講義と実習を行った程度の知識しかなく、とても敷居が高く感じていました。しかし、今回のセミナーはオフライン講習会の後に通信講座ということで、プログラミング初心者の私は初めに基礎の部分を直接指導していただけるということがとても魅力的に感じ、参加を決意しました。

講義はオフライン講習で初めに C 言語の用語を理解し、プログラムを行うということを学びました。今回私は Windows を用い Visual Studio を使用したのですが、初めは意味もわからず指導されたことを行うということしかできませんでした。しかし、講義を受けている途中でつまずいたり、質問があったりすると講師の方々が一人一人のレベルに合わせた指導を行ってくれたので、例題や課題を繰り返し行ううちに関数などを少しずつ理解できるようになりました。指導方法も構文を書き写すのではなく、なるべく自分で考えるようにということでしたので、初めは頭がいっぱいになりましたが、プログラムがうまく行った時にはとても達成感を感じました。その後は通信講座として画像部会の e-learning システムを使って課題に挑んでいったのですが、オフライン講習と同様に講師の方々が間違いを指摘していただけるので、一人になってもプログラムを学ぶことができました。

近年、画像処理は各メーカーで開発されており多様化しています。しかし、処理によってどのような変化があるのか、またどのようなデメリットが存在するのかがメーカーの説明だけでは納得いかない部分を感じていました。今回、私がこのセミナーを受講した目的としては自分で画像処理や解析や加工ができるようになりたかったためです。また、ディジタル画像といっても様々な形式の画像データがあるためが取り出し可能なデータが解析に向いているとは限りません。検討内容によっては解析可能なデータに変換する必要がある場合もあるため、プログラミングを学ぶことで検討の労力を軽減できるのではないかと思いました。そして、今回のセミナーで基礎的なことができるようになった気がします。今後はプログラムに触れることを習慣づけて、自分の研究等に役立てていけるように努力していきたいと思います。

最後になりましたが、このようなセミナーを開催していただいた講師の方々をはじめスタッフの皆さまに厚く御礼申し上げます。

読者のページ

# 第 36 回 CAD セミナーに参加して

信州大学医学部附属病院放射線部　**藤井 政博**

【セミナー参加の動機・きっかけ】

もう１０何年前になりますが「在宅糖尿病患者を対象とした健康情報の保管・伝送システムの構築」というテーマで卒業研究を行いました。インターネットを利用して患者さん宅と病院を結ぶシステムを JAVA 言語を使って書きました。これが凄く楽しかったのですが、「JAVA は優しいけど、C 言語や C++言語は難しそう」そんな印象を持っていました。

その後、就職してプログラミングから離れてしまいましたが、2014 年の春の JRC の際に 2 か月間のオンライン講習会を含む CAD セミナーを開催することを聞き参加を決めました。「難しい C 言語を 2 か月間の通信教育で勉強できる！」「こんなお得な話はない！」そう思い初めて 2014 年に第 35 回 CAD セミナーに参加し、C 言語による画像処理をもっと自分の物にしたいと思い 2015 年の第 36 回 CAD セミナーも参加させて頂きました。

【岐阜大学でのオフライン講習会】

2015 年 9 月 26 日、 27 日にオフライン講習会が先行して岐阜大学で行われました。1 日目に基礎編としてコマンドプロンプトの理解・使い方、ソースファイルの作成とコンパイル、変数の型と宣言、if 文による条件設定、for・while 等の繰り返し構文、ファイルの入出力、メモリー管理まで、実際に自分でコードを書きながら学びました。初めてプログラミングをする人やコマンドプロンプトも使ったことがない人でも理解できるように配慮されていました。このようにして開発環境の構築から C 言語の基礎までを学びました。夜は、有志で講師の先生方を囲んで飲み会も企画されていました。先生方の話はもちろん、受講生同士でも相手の考えている事や今まで行ってきた研究の事を聞くのはとてもいい刺激になり、これも大きな収穫でした。

2 日目は臨床で使用されるヘッダー付きの DICOM ファイルを読み込んで、階調処理、画像の回転・反転・拡大・縮小などの基本的な画像処理に始まり、平滑化フィルタ、エッジを強調するソーベルフィルタ処理、画像を鮮鋭化するアンシャープマスク処理という少し高度な画像処理までを学ぶ事ができました。たった 2 日間で、ここまでの内容を自分の手でプログラミングして画像処理を体験できたことはとても有意義でした。「CR のマルチ周波数処理もこのアンシャープマスク処理の延長にあるのかも」とか想像しながらプログラミングしていると一人ワクワクしていました。また配付される資料も丁寧に書かれていて、この後に続く通信講座に入り 1 人でプログラミングする際に助けられました。

【インターネットによる通信講座】

岐阜での講習会を終えて 10 月から 2 ヶ月間の通信講座が始まりました。画像のヒストグラムの作成、ヒストグラムを用いた階調処理、CT 画像のウィンドウイング処理、複数画像の連続処理、二値化処理、ラベリング、特徴抽出処理、ルールベースによる判別処理と、CAD の基本となる処理を学びました。この通信講座となると「一人」、「業務をしながら」という要素が入ってきて、プログラミングとは別の苦労があります。課題の提出に〆切などはありませんし、催促もありません。自分でスケジュールを決め

て「この日までにこれをやろう」と自分との闘いでした。また途中思わぬところで、つまずくこともありました。そういった時、通信講座の e-learning の掲示板で質問して教えて頂いたときは本当に助かりました。

このように苦労もありましたが、ずっと以前にシカゴ大学行われていた研究のさわりの部分に今自分も触れていると思うと、やる気が湧いてきました。2 値化をして、ラベリングや輪郭抽出した画像をみた時は、今まで教科書や学会でみるだけで、諦めていたものが、「もしかしたら自分にもできるかも」と自信に繋がりました。

【終わりに】

最後になりますが、お忙しい中このようなセミナーを企画し時間をかけて準備して下さり、またお世話になりました講師の先生方、スタッフの先生方に深く感謝申し上げます。

新委員紹介

# 画像部会委員に就任して

岐阜医療科学大学保健科学部 放射線技術学科 篠原 範充

2015 年度より画像部会員を務めさせていただくことになりました. 画像部会会員の皆様の研究活動やセミナーなどを通した知識の充実に少しでも寄与できれば幸いです. 微力ながら尽力してまいります.

私は, 診療放射線技師の免許を取得後, 岐阜大学大学院工学研究科でマンモグラフィ上の石灰化を対象としたコンピュータ支援診断(CAD)システムの研究を行っておりました. ここで, 研究テーマとして出会ったマンモグラフィ, 乳房超音波は, 研究だけでなく, 現在では研究, 講習, 事務作業などライフワークとなっております. 現在の研究は, ①マンモグラフィ, 乳房超音波の臨床現場で役立つ実践的な精度管理, ②モニター, ファントム, 解析ソフトなどの新たなシステムの開発, ③乳腺診療のワークフローに関する研究など乳房画像をテーマとしております. 臨床現場は整形外科, 検診, 夜勤など主にアルバイトによる経験のみであるため, 大学院時代より現在に至るまで, 臨床での問題点を正しく理解すること, 知識の欠如を痛感しております. そのため, 多くの臨床に携わる医師, 放射線技師の先生方と意見交換を行い,「研究が臨床に役立つものでありたい!」と考え活動をしております. ぜひ, 多くの画像部会会員の皆様にもお知恵を頂きながら, 私自身の研究活動も進めていきたいと思います.

現在, 私は大学にて画像工学, 画像情報を中心に情報処理, 医療情報, 機器工学, 画像診断学など複数の講義, 演習, 実習を担当しております. 特に画像工学・画像情報の知識は, 画像を取り扱う放射線診療において, 全てのモダリティと密接な関係があり, 診断を支える基礎となりうる分野です. 現在の画像部会委員の先生方は, 私以上にこれらの分野に精通されており, 画像部会委員の皆様と協力するだけでなく, 私自身も学習させていただきながら, セミナー, 学会通して, 画像部会会員の皆様のために活動していきたいと考えております. 今後ともよろしくお願いいたします.

新委員紹介

# 画像部会委員に就任して

岐阜大学教育学部技術教育講座　福岡 大輔

今年度から，画像部会委員を務めさせていただくことになりました岐阜大学の福岡です．委員会の役割担当として「IT 担当」を拝命いたしました．以前は「ホームページ担当」と呼ばれていたポストですが，今期より「IT 担当」と肩書が少しだけカッコよくなりました．

なぜ，教育学部の教員が医用画像を？と思われるかもしれません．私はもともと工学系出身で，岐阜工業高等専門学校の佐井篤儀先生（のちに新潟大学医学部保健学科に異動），岐阜大学の藤田広志先生に師事し，コンピュータ支援診断（CAD）システムの開発の研究をおこなってきました．現在も，おもに超音波画像を対象とした CAD システムの開発などの研究に従事しています．大学院修了後は，岐阜工業高等専門学校に着任し，その後，現職に就いています．

私自身はソフトウェア開発を得意としていて，いろいろな CAD システムやビューワソフトの開発を行っており，おもにグラフィカルユーザインターフェース(GUI)部分の構築を手掛けています．これまでの私の制作品といえば，2003 年発売の「叢書 マンモグラフィ典型症例画像データベース（CD-ROM)」です．CD-ROM を挿入するとビューワが起動しマンモグラフィを閲覧できるという，当時としては斬新な仕掛けでしたが，そのビューワなどのソフトウェアのコーディングを担当しました．また，最近では，ROC セミナーや臨床画像評価セミナーで利用されている視覚評価実験用ソフト「ROC Viewer」のソフトウェア開発に携わっています．GUI の構築自体はあまり学術的な研究ではありませんが，ヒトとコンピュータの協働作業を行う上で，GUI は非常に重要な意味をもっています．多くの方々に喜んでいただけるようなソフトウェアを今後も開発してゆきたいと考えています．

さて，読者の皆さまは，すでに画像部会の新しいサイト http://imgcom.jsrt.or.jp はご覧いただけましたでしょうか？　平成 27 年 4 月から，画像部会サイト，画像部会が主催する各種セミナーの受講者用 e-learning サイト，Metz ROC Users Group のサイトの運用が始まり，これまで更新作業を進めてまいりました．ぜひ，画像部会ホームページをご覧ください．これまで委員を務められた諸先輩方の重責を感じつつ，新しい息吹を画像部会にもたらすことができたらと考えています．各種情報の発信など，画像部会員の皆さまと各種情報をつなぐインターフェースの役割を「IT 担当」の私が担当いたします．私自身が，少し役不足なインターフェースかもしれませんが，今後ともご指導いただければ幸いに存じます．

また，画像部会サイトへの各種情報掲載や，いろいろお気づきの点があればお気軽にご連絡ください．よろしくお願いいたします．

新委員紹介

# 画像部会委員に就任して

名古屋市立大学病院　　東出 了

昨年度より画像部会委員の一員となりました名古屋市立大学病院の東出です．私は，画像部会(旧画像分科会)へは委員を務める以前よりDRセミナー(旧画像評価セミナー)の講師としてお手伝いをしてきました．その中で，当時の委員の先生方から画像評価をはじめ，研究への取り組み方など多くのことを学ぶ機会に恵まれました．この際に得た経験やセミナーを通した多くの方々との出会いは，私の人生にとって非常に有意義であり，多くの勉強をさせて頂いたことに感謝しています．これから，委員として画像部会に関わる中で，新たな経験や多くの出会いがあることに期待して胸を躍らせています．

現在の画像部会においても，白石部会長を中心として様々な高い専門性を有する委員が集まっており，「臨床に有用となる画像研究」を重要なテーマとしています．本テーマについては，私自身も現場の診療放射線技師であるため，非常に共感できる内容であり，研究する上で重要であると感じています．そのため，本テーマを意識して考え，楽しむことで，画像部会に貢献していきたいと考えています．

また，私は画像通信の編集担当を務めています．皆様へは原稿執筆の依頼などをさせて頂く機会もあるかと思います．その際は，ご協力をお願い致します．

入門講座

# シミュレーションで把握するＸ線診断画質効果

Usefulness of computer simulations to analyze diagnostic x-ray images

香川高等専門学校電気情報工学科　**本田 道隆**

近年のコンピュータとその周辺機器の進化によりコンピュータシミュレーションを用いる放射線画像研究の幅が大幅に広がっている。一般的なパソコンでも画像を短時間に形成でき、さらに秒間 60 コマの動画研究も可能になった。しかし、一方で盲点になりやすい部分も多くなる。たとえば MTF 計測法の研究では、シミュレーションで形成された画像から測定した MTF がシミュレーションで設定した MTF と同一にならず、計測方法に問題があると悩んでいたことがあった。ところがたまたま画像形成の精密さを 10 倍にした画像を用いたところ同一になった。最終的には 1 画素を最低でも 50 分割する精度で画像形成計算を行わなければこの研究では正しい結果が得られないことがわかった。このようにシミュレーション精度も研究の一部として取り組む必要性を痛感したが、逆にそれをクリアすれば研究には大変有力な武器であるとの思いも強まった、講座ではこのような事例について紹介する。

専門講座

# 医用画像表示モニタを利用した画質評価の実践とポイント

Some useful tips for the evaluation of clinical image quality
in soft-copy reading environment

久留米大学病院　画像診断センター　**片山 礼司**

Picture archiving and communication system（PACS）の普及によるソフトコピー診断の環境においては，医用画像表示モニタ（医用ディスプレイ）の担う役割は非常に大きく，表示される診断画像は患者の命に繋がっていると言っても過言ではありません．一方，画像診断装置の高性能化と高画質化が進む中で，その効果を医用ディスプレイ上に有効に表示できているのかについては客観的な判断が必要であり，個々のモダリティが持つ画質性能を診断医師に正しく伝えられているのか，つまり，画質の consistency が担保されているのか，について検証を行うことは重要です．その中で，人間の視覚特性や感覚の影響は無視できず，画質評価を行う上で考慮すべき因子と言えます．本講座では，医用ディスプレイを利用したディジタルラジオグラフィの画質評価を例に，そのポイントや注意点を画像の観察実験の観点から解説します．

大学/研究室/研究会紹介

# 群馬県立県民健康科学大学大学院博士後期課程の紹介

群馬県立県民健康科学大学　診療放射線学部　下瀬川正幸,
小倉 敏裕,
柏倉 健一

## １．はじめに

最近、群馬県では盛り上がる話題が続いています。2014 年は「富岡製糸場と絹産業遺産群」が世界文化遺産に登録されました。2015 年は NHK 大河ドラマ「花燃ゆ」のヒロインの夫、大沢たかおが演じる楫取素彦が初代群馬県令（知事）であったことから様々な関連イベントが催されました。このような中、群馬県立県民健康科学大学も 2015 年度は、開学 10 周年を迎え記念行事を祝うと共に、教員の宿願であった大学院博士後期課程の設置が文部科学省から認可され、喜びにわいた年となりました。

## ２．群馬県立県民健康科学大学診療放射線学部診療放射線学科の概要

まず、群馬県立県民健康科学大学診療放射線学部診療放射線学科について紹介します。本学科のルーツは 1958 年（昭和 33 年）4 月に開設された 2 年制の群馬県立診療エックス線技師養成所（のちに群馬県立診療エックス線技師学校に改称）に遡ります。当時の診療エックス線技師養成校は、全国に国立 8 校、私立 4 校があっただけであり、地方自治体が設置する養成校は一つもありませんでした(群馬県と同じく東京都も 1958 年から養成を始めています)。当時の関係者の話では、地方自治体が設置する養成校の前例が無い中、診療エックス線技師養成の必要性を数年間にわたって群馬県庁に訴え続け、何とか理解してもらって作ることができたということでした。このような努力の結果、関東甲信越地域に現存する養成校の中では 2 番目に古い歴史を有する学校となっています。

その後、1970 年（昭和 45 年）4 月開学の群馬県立福祉大学校（保健婦学科、放射線学科、1972 年に看護学科設置)、1993 年（平成 5 年）4 月開学の群馬県立医療短期大学（看護学科、診療放射線学科）を経て、2005 年（平成 17 年）4 月に群馬県立県民健康科学大学（看護学部、診療放射線学部）を開学しました。入学定員は、看護学部が 80 名、診療放射線学部が 35 名で、公立大学の中では小規模な大学になります。

診療放射線学部所属の教員数は 2016 年 1 月現在、講師以上が 19 名、助教及び助手が 3 名の計 22 名です。このうち診療放射線技師免許を所持する教員は 19 名（86%）であり、この人数と比率は全国の大学の中でも多い方だと思います。

本学のように学部レベル（学部単一学科）で診療放射線技師の養成教育を実施している例は少なく、教育組織上は診療放射線技師養成を強く意識した学部独自のカリキュラムが編成できることになります。先日、授業の単位数について他大学のカリキュラムと比較してみたのですが、本学では単位数の面から見ると専門分野重視型のカリキュラムになっており、これが学部教育の大きな特徴になっています。また、専門教育科目の授業科目名に「診療放射線技師と医療倫理」「診療放射線技師と医療安全」「診療放射線技師と関連法規」など、「診療放射線技師」を冠する科目を複数設定しています。これは学生に対する診療放射線技師としてのア

イデンティティの確立を意図しています。このような科目名の設定も、他大学ではあまり見ることのできない本学の特徴の一つだと思います。

### ３．大学院博士後期課程の設置（平成 28 年 4 月入学者受入）

#### （１）博士後期課程設置までの道のり

2009 年（平成 21 年）4 月、学部第 1 期生の卒業に合わせて群馬県立県民健康科学大学大学院診療放射線学研究科診療放射線学専攻修士課程を設置しました。これは博士後期課程の設置を視野に入れたものでしたが、その後、博士後期課程の設置までに足踏み状態が続くことになります。表 1 は診療放射線技師養成課程を有する大学の大学院設置状況ですが（全 21 校）、本学以外はすべて博士後期課程まで設置されていました。本学が 2016 年度に博士後期課程を開設することによって、診療放射線技師養成課程の上にある大学院は、すべて博士後期課程まである大学院ということになります。

博士後期課程を設置して大学としての教育システムを完成させることは全教員の願いでしたが、公立大学である以上、教員等大学関係者だけが思っているだけでは先に進まず、群馬県議会、いわゆる群馬県民に博士後期課程設置の必要性を理解してもらう必要がありました。診療放射線技師という医療従事者を養成し、地域の病院で働く人材の輩出を主目的としているはずの大学に、なぜ博士後期課程を設置する必要があるのか、そしてなぜそれを群馬県が取り組まなければならないのかを丁寧に説明する必要がありました。

2009 年 4 月の大学院修士課程開設と同時に着任された土井邦雄前学長は、着任早々「本学の現在の問題点は、群馬県立大学であるのに、群馬県民にはほとんど知られていないことです。」（画像通信、通巻 64、2010、p.65）と問題提起され、そして土井プラン 2010 として「1.研究活動の活発化、2.博士課程の設置準備、3.地域連携研究センターの設置準備、4.大学の知名度の向上、5.大学内の教職員と学生との間のコミュニケーションの改善」からなる中長期計画を提示されました。これに基づき、本学の知を活かした活発な地域貢献活動を推進し、また、土井前学長自らがマスコミに頻繁に登場して大学の知名度を上げるための活発な広報活動を展開されました。その結果、群馬県内での本学の知名度は見違えるほどアップしたと思います。土井プラン 2010 で提示した項目の多くは実現されましたが最後まで残っていたのは「2.博士課程の設置」でした。

大学の地域貢献活動や知名度の向上が功を奏したのか、2011 年に実施した群馬県民の一部を対象にしたアンケート調査では、本学に博士後期課程の設置が必要だとする回答が 70%を超えました。さらに 2014 年の群馬県内病院長へのアンケート調査では、非常に関心が高く回収率が 80%を超えた上、そのすべて（100%）が博士後期課程の設置に賛同するとの回答でした。このような群馬県民はじめ群馬県内関係者の後押しを受け、ついに 2015 年 1 月、群馬県は正式に博士後期課程設置の Go サインを出しました。文部科学省への設置申請書類の提出は 2015 年 3 月末であり猶予はありません。Go サインが出た後、急遽、設置申請準備に取り掛かりました。診療放射線学部に設置されていた博士課程設置ワーキンググループのメンバーはじめ教職員の献身的な協力の基、何とか申請に間に合わせることができました。2015 年 3 月に土井前学長は任期を満了されて大学をご退職されましたが、任期の最後に、最も大学にとって重要かつ困難な問題を土井先生には解決していただいたと思っております。この場をお借りして御礼申し上げます。なお、土井前学長は、「画像通信、通巻 64、2010」に「大学院博士後期課程を設置し、研究環境と施設を充実させ、高度のレベルの研究と教育を実現することは、更に、地域への貢献の重要な要素となると考えます。」（p.64-p.65）と記しています。群馬着任時から博士後期課程の設置に向けて計画的かつ着実にことを進めていらっしゃったのではないかと

も感じております。

さて、文部科学省に申請書を提出しましたが、設置できるかどうかは文部科学省の審査の結果待ちになります。最大の懸念材料は、果たして教員審査をクリアできるかどうかでした。本学の場合、看護学部と共同で1つの研究科を作るのではなく、看護学研究科と診療放射線学研究科を別々に作る道を選びました。1つの研究科を設置するために必要な博士論文の研究指導教員の人数の規定は、Dマル合教員（研究指導教員）が6名以上、そしてD合教員（研究指導補助教員）を合わせて12名以上です。看護学部の教員を合わせれば何とかなると思っていましたが、別々の研究科の設置ですので、診療放射線学部の教員のみでクリアしなければなりません。前述のとおり本学は診療放射線技師免許を有する教員が中心であり（申請時点では医師は1人もいない)、文部科学省の厳しい教員審査基準をクリアできるかどうかは全く計算できませんでした。しかしその心配をよそに、診療放射線学研究科については15名がDマル合教員として認められ、いわば余裕を持って博士後期課程を設置することができました。特に若手教員に関しては土井前学長指導の基で国際学会での発表や英語論文を積み上げたことが幸いしたものと思います。2015年8月には正式に文部科学省から博士後期課程の設置認可が下りることになりました（同時に既設の修士課程は博士前期課程に改称)。

表1　診療放射線技師養成課程を有する大学の大学院設置状況

| No. | 設置区分 | 都道府県 | 学校等名 | 大学院入学者受入年度 | |
|---|---|---|---|---|---|
| | | | | 修士課程 or 博士前期課程 | 博士課程 or 博士後期課程 |
| 1 | 国立 | 北海道 | 北海道大学医学部保健学科　放射線技術科学専攻 | 2008 | 2010 |
| 2 | 国立 | 青森 | 弘前大学医学部保健学科　放射線技術科学専攻 | 2005 | 2007 |
| 3 | 国立 | 宮城 | 東北大学医学部保健学科　放射線技術科学専攻 | 2008 | 2010 |
| 4 | 国立 | 新潟 | 新潟大学医学部保健学科　放射線技術科学専攻 | 2004 | 2007 |
| 5 | 国立 | 石川 | 金沢大学医薬保健学域保健学類　放射線技術科学専攻 | 2000 | 2002 |
| 6 | 国立 | 愛知 | 名古屋大学医学部保健学科　放射線技術科学専攻 | 2002 | 2004 |
| 7 | 国立 | 大阪 | 大阪大学医学部保健学科　放射線技術科学専攻 | 1998 | 2000 |
| 8 | 国立 | 岡山 | 岡山大学医学部保健学科　放射線技術科学専攻 | 2003 | 2005 |
| 9 | 国立 | 徳島 | 徳島大学医学部保健学科　放射線技術科学専攻 | 2006 | 2008 |
| 10 | 国立 | 福岡 | 九州大学医学部保健学科　放射線技術科学専攻 | 2007 | 2009 |
| 11 | 国立 | 熊本 | 熊本大学医学部保健学科　放射線技術科学専攻 | 2008 | 2010 |
| 12 | 公立 | 茨城 | 茨城県立医療大学保健医療学部　放射線技術科学科 | 2001 | 2010 |
| 13 | 公立 | 群馬 | 群馬県立県民健康科学大学診療放射線学部　診療放射線学科 | 2009 | **2016** |
| 14 | 公立 | 東京 | 首都大学東京健康福祉学部　放射線学科 | 2002 | 2004 |
| 15 | 私立 | 栃木 | 国際医療福祉大学保健医療学部　放射線・情報科学科 | 1999 | 2001 |
| 16 | 私立 | 東京 | 駒澤大学医療健康科学部　診療放射線技術科学科 | 2007 | 2010 |
| 17 | 私立 | 東京 | 帝京大学医療技術学部　診療放射線学科 | 2009 | 2009 |
| 18 | 私立 | 神奈川 | 北里大学医療衛生学部医療工学科　診療放射線技術科学専攻 | 1998 | 1998 |
| 19 | 私立 | 愛知 | 藤田保健衛生大学医療科学部　放射線学科 | 2003 | 2015 |
| 20 | 私立 | 三重 | 鈴鹿医療科学大学保健衛生学部　診療放射線技術科学科 | 1996 | 1999 |
| 21 | 私立 | 広島 | 広島国際大学保健医療学部　診療放射線学科 | 2003 | 2005 |

### （2）博士後期課程の特徴

2016 年 4 月に開設する博士後期課程の募集人員は 2 名（博士前期課程は 3 名）です。

博士後期課程設置の目的は、「診療放射線学に資する高度な研究能力を有し、研究成果を、群馬県をはじめ全国各地域の放射線診療に創造性をもって展開出来る人材を養成する。」であり、具体的な人材養成像として次の 3 つを掲げています。

①診療放射線学の研究を展開できる臨床研究者の養成

②高度な教育能力を備えた大学教員の養成

③チーム医療を積極的に推進できる放射線技術部門のリーダーの養成

博士後期課程では、これまでの修士課程との連続性を保持し、放射線画像検査学分野と放射線治療学分野の 2 つの専門分野を置きました（図)。教育・研究の特色として、「ア．画像処理並びに画像解析の研究開発能力の育成に重点を置いた教育及び研究を展開する。イ．高精度放射線治療の実践・推進・開発能力の育成に重点を置いた教育及び研究を展開する。ウ．放射線技術部門のリーダー育成に重点を置いた教育及び研究を展開する。」を掲げています。

授業科目を表 2 に示します。

共通科目として 2 科目を配置し、これを選択必修科目としています。「診療放射線学教育学特論」「保健医療組織管理学特論」は具体的な人材像として示した、②大学教員の養成、③放射線技術部門のリーダーの養成、を行うことを目的にした授業科目になります。

「診療放射線学教育学特論」は、診療放射線学分野の教育者を目指す学生のため、診療放射線技師や医学物理士など診療放射線学に関わる国内外の人材養成制度について学修するとともに、授業設計や教学運営といった教育実践、教学マネジメント、さらには教育学研究の方法論について学修する科目です。

「保健医療組織管理学特論」は、医療現場において放射線技術部門のリーダーを目指す学生のために、わが国のチーム医療政策、放射線医学領域のチーム形成と各職種間の関係等について学修するとともに、組織運営に必要なマネジメント論やリーダーシップ論について学修する科目です。

他に研究内容に関連した各専門科目、及び特別研究によってカリキュラムは構成されています。

研究指導教員を表 3 に示します。前述したように、1 研究科を設置する人数の規定を大幅に超える研究指導教員が認定されましたが、これは結果的に診療放射線学に関してバラエティに富んだ研究の実施が可能であることを意味しています。

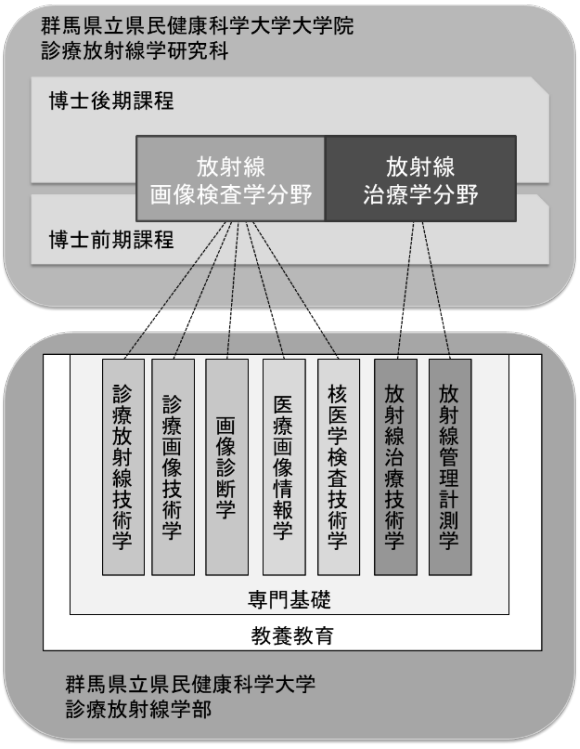



**図　診療放射線学研究科と診療放射線学部との関係**

表 2　診療放射線学研究科（博士後期課程）の授業科目

| 専門分野 | 放射線画像検査学分野 | 放射線治療学分野 |
|---|---|---|
| 共通科目 | ・診療放射線学教育学特論[2単位] | |
| | ・保健医療組織管理学特論[2単位] | |
| 専門科目 | ・放射線画像解剖学特講演習[2単位] | ・先端放射線治療学特講演習[2単位] |
| | ・放射線画像解析学特講演習[2単位] | ・重粒子治療技術学特講演習[2単位] |
| | ・磁気共鳴学特講演習[2単位] | ・放射線管理計測学特講演習[2単位] |
| | ・造影検査学特講演習[2単位] | |
| | ・機能画像学特講演習[2単位] | |
| | ・医療画像情報学特講演習[2単位] | |
| 特別研究 | ・診療放射線学特別演習[6単位] | |
| ●修了要件:<br>本研究科に3年以上在籍し、所定の単位（12単位以上）を修得するとともに、必要な研究指導を受けた上で博士論文の審査及び最終試験（口頭試問）に合格することが要件です。 | | |
| ●履修方法:<br>放射線画像検査学分野又は放射線治療学分野のいずれかに所属し、共通科目から2単位以上、所属分野の専門科目から2単位以上、特別研究6単位を必ず履修し、残りの2単位は他の共通科目又は専門科目（所属分野以外の専門科目を含む）から選択履修します。 | | |

表 3　教員の主な研究課題

| 分　野 | 教　員 | 主な研究課題 |
|---|---|---|
| 放射線画像検査学 | 柏倉　健一 | 脳機能測定に関する研究課題 |
| | 青木　武生 | 培養細胞の膜輸送に関する研究課題 |
| | 小倉　明夫 | 磁気共鳴画像及びMRI検査に関する研究課題 |
| | 小倉　敏裕 | 診療放射線画像の解析に関する研究課題 |
| | 上原　真澄 | 造影検査におけるマイクロデバイス開発、及び生体物質の糖化と評価方法に関する研究課題 |
| | 下瀬川正幸 | 医療画像情報学及び診療放射線学教育に関する研究課題 |
| | 高橋　康幸 | トレーサー情報解析に関する研究課題 |
| | 根岸　徹 | 放射線診断装置に関する研究課題 |
| | 堀　　謙太 | コンピュータシミュレーションによる診療放射線学の疑似体験型教育に関する研究課題 |
| | 渡部　晴之 | 医用画像処理に関する研究課題 |
| | 林　　則夫 | 画像診断検査法及び医用画像解析に関する研究課題 |
| 放射線治療学 | 佐々木浩二 | 放射線治療技術学、放射線計測学に関する研究課題 |
| | 杉野　雅人 | 環境放射線（能）計測及び管理・防護に関する研究課題 |
| | 大野由美子 | 放射線物理学、放射線計測学に関する研究課題 |
| | 五十嵐　博 | 診療放射線部門におけるリスクマネジメントに関する研究課題 |

## 4．おわりに

本学では高度医療専門職のリーダーの育成を人材養成の目標の一つに掲げており、病院における放射線技術部門の部門長、技師長、主任など医療現場で活躍されている社会人の入学も歓迎しています。長期履修制度（履修期間は最大 6 年）を導入している他、夜間帯での授業の開講、さらに夏期集中講義も設定しています。また募集人員が 2 名であることから、いずれの授業科目も必然的に少人数授業となるため、教員と受講者と

の間で、ある程度の授業時間の調整も可能であり、社会人にとって非常に学びやすい環境になっていると思います。本学の大学院に興味のある方はどの教員でも結構ですので連絡を取っていただければ幸いです。

なお、2016 年度入学試験は、設置認可初年度であることから 2016 年 2 月に実施しますが、次年度からは毎年 9 月に行う予定です。

**謝辞**

大学院の設置申請に際しては、文部科学省から色々な質問が出てきます。それに対して丁寧な説明が求められます。これに関して多くの先生方のお世話になりました。大阪大学の石田隆行先生、首都大学東京の福士政広先生、乳井嘉之先生には、博士後期課程修了者の現状を詳しく教えていただきました。また、関東甲信越地域の大学病院技師長の先生方からは、博士後期課程修了者の就職に関して多くのご意見をいただきました。先生方から教えていただいた内容は、本学の博士後期課程設置の必要性について、文部科学省が納得するのに十分なものでした。

最後になりましたが、群馬県立県民健康科学大学の五十嵐均初代診療放射線学部長兼研究科長には大学開学当初から、大学の機能別分化が進むわが国の高等教育システムの中で本学の歩むべき道を考えることの重要性を教えていただきました。教育を熟慮した教員の養成や、地域医療に携わる診療放射線技師職のリーダーの養成といった、本学博士後期課程の人材養成の特色として結実することができました。また、同じく河原田泰尋前診療放射線学部長兼研究科長には、内閣官房・内閣府が推進する地域活性化総合特別区域として、2013 年 9 月に「群馬がん治療技術地域活性化総合特区」が指定を受けた際、診療放射線技師職の教育の高度化（博士後期課程の設置）を群馬県に対して強く主張していただき、絶妙なタイミングで特区の重点事業の一つにそれを入れ込んでいただきました。このことが本学の博士後期課程の設置へ直接繋がりました。

以上のように、土井前学長はじめ多くの先生方のご努力とご協力の結果、博士後期課程を設置することができました。どうもありがとうございました。

# 医用画像認知研究会の紹介

熊本大学大学院生命科学研究部　白石 順二

今，この画像通信を手にとって眺めておられる皆さんは“Visual Perception”という言葉を耳にされたことがあるでしょうか？Visual Perceptionとは，日本語に直せば，“視知覚”または“視覚認知”となり，つまり，「見て認識する」というヒトの能力を示す言葉を意味します．“視覚”は，皆さんが良く耳にされる“視力”に良く似ていますが，少し意味が違います．視力とは，単に「見える」ということであり，どれだけ遠くの小さなものが鮮明に見えているかという能力で，眼鏡屋さんや眼科の視力検査で用いられているランドルト環が代表的な測定法です（Fig.1）．一方，視覚とは，目に見えているものが何であり，それがどこにあり，何を意味しているか，を知ることであり，漢字で書けば「観る，視る，看る，診る」が視覚に相当します．視知覚とは，視覚に加えて，あるものを診る（観る，視る，看る）ための知識を持つためのトレーニングを受けたヒトがそのものを診て判断する能力を示しています．

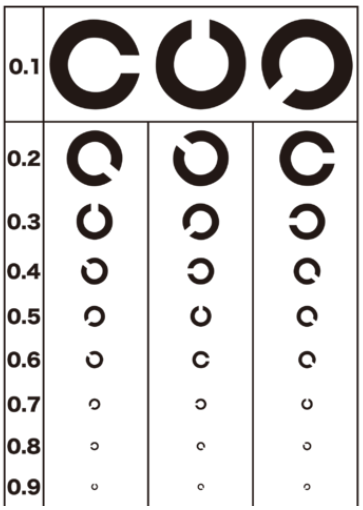


Fig.1 ランドルト環

ここまでの説明で大体は理解されたと思いますが，つまり，医師（放射線科医）が医用画像を読影し，そして診断する能力は，まさにそのヒトの視知覚で評価されます．医用画像におけるVisual Perceptionに関する研究は，欧米では1950年代，レントゲン写真が普及し始めた頃から研究テーマして取り上げられ，医師の読影における見落としの原因の解明や医用画像とVisual Perceptionの関係性など，これまでに多くの論文が発表されています[1]．現在，欧米ではthe Medical Imaging Perception Society (MIPS)が中心となってVisual Perceptionに関する研究を進めています．残念ながら私は参加したことがないのですが，MIPSでは，2年に一度，学術大会を開催しており，2015年にはベルギーで第16回目の大会が4日間にわたって開催されました（1日目はウェルカムレセプションのみ）．

今日，紹介する医用画像認知研究会は，この医用画像のVisual Perceptionに関する国内唯一の研究会として，今から17年前の1999年の1月に，当時，愛媛大学医学部放射線科の教授であった池添潤平先生（2003年に他界）と名古屋大学医学部放射線科教授の石垣武男先生が発足させました．現在でも石垣先生が代表世話役を勤め，2015年までに，年に1回の研究会を17回開催されており，回数だけではMIPSに負けていません．この医用画像認知研究会の設立の目的は，「画像を判断する人間の側から見た視点で，すなわち臨床側の立場で，種々の研究を行い，その成果を画像診断装置，技術，診断学，画像観察系などの開発に反映させ，もって放射線医学における画像診断の進歩に貢献させんとする（本研究会，設立趣意書より抜粋)」ことであり，「人」の側に立った視点での研究をその研究内容としています．研究会は放射線科医を中心として，診療放射線技師，画像工学者（メーカーの研究者も含む)，生理学，心理学者などで，開催年によっては医療情報系の研究会等との共同開催でこれまで歴史を積み重ねてきました．

表　医用画像認知研究会の開催場所と当番世話人

| 回 | 開催日 | 当番世話人 | 所属 | 会場 |
|---|---|---|---|---|
| 1 | 1999/1/29 | 石垣武男 | 名古屋大学 | 鶴友会館 |
| 2 | 2000/1/30 | 池添潤平 | 愛媛大学 | 松山市総合コミュニティセンター |
| 3 | 2001/3/24 | 石垣武男 | 名古屋大学 | 田辺製薬東海支店 |
| 4 | 2002/6/8 | 佐々木康夫 | 岩手県立中央病院 | 岩手県立中央病院 4 階大ホール |
| 5 | 2003/11/8 | 倉西　誠 | 金沢大学 | 保健学科 4111 講義室 |
| 6 | 2004/8/21 | 西谷　弘 | 徳島大学 | 長井記念ホール |
| 7 | 2005/8/20-21 | 尾辻秀章 | メディカルプラザ西の京 | メディカルプラザ西の京 |
| 8 | 2006/8/5 | 安藤　裕 | 放医研医療情報課 | 慶応大学医学部 |
| 9 | 2007/8/12 | 村田喜代史 | 滋賀医科大学 | 滋賀医科大学臨床講義室3 |
| 10 | 2008/8/3 | 櫛橋民雄 | 昭和大学横浜市北部病院 | 昭和大学横浜市北部病院 |
| 11 | 2009/8/9 | 石口恒男 | 愛知医科大学 | 愛知医科大学 |
| 12 | 2010/9/4 | 本田憲業 | 埼玉医科大学 | かわごえクリニックビル大会議室 |
| 13 | 2011/8/6 | 江原　茂 | 岩手医科大学 | 循環器医療センター |
| 14 | 2012/9/1 | 島本佳寿広 | 名古屋大学 | 保健学科第1講義室 |
| 15 | 2013/8/25 | 江本　豊 | 京都医療科学大学 | キャンパスプラザ京都 |
| 16 | 2014/7/26 | 中田典生 | 東京慈恵会医科大学 | 東京慈恵会医科大学高木会館 |
| 17 | 2015/8/29 | 細羽　実 | 京都医療科学大学 | キャンパスプラザ京都 |
| 18 | 2016/9/10 | 白石順二 | 熊本大学 | 熊本市国際交流会館 |
| 19 | 2017(未定) | 藤田広志 | 岐阜大学 | 未定 |

上の表に示したのは第 1 回から第 17 回までに開催された医用画像認知研究会の開催場所と当番世話人です．表にあるように，第 18 回は今年の 9 月に熊本で開催されます．演題の申し込みは 7 月に入ってからになりますが，医用画像認知に興味のある方はぜひ，ご参加ください．ROC 解析や視覚評価に関する講演等のプログラムも予定しています．以下に簡単ですが開催案内を示します．

## 第 18 回　医用画像認知研究会　開催案内

医用画像認知研究会・代表世話人　　石垣武男

当番世話人　　白石　順二

後援：日本放射線技術学会　九州支部・画像部会

開催日時　平成２８年９月１０日(土)

１０：００～１６：００（9時３０分受付開始)

場　所　熊本市国際交流会館４階第３会議室

参　加　費　２０００円

ただし、日本放射線技術学会の正会員は１０００円、学生会員は無料

国際会議報告

# RSNA2105 参加報告

佐賀県医療センター好生館　**柿本 信二**

(演題名)　Cerebral Disease: Optimal imaging method for preoperative 3DCT -Arteriovenous separation scanning method-

この度、私は RSNA に参加して参りました。RSNA(Radiological Society of North America)とは、アメリカのシカゴで開催される北米放射線学会のことです。アメリカの地方会ではなく世界から 5~6 万人が参加する世界最大の放射線医学関連学会です。会場はミシガン湖岸のマコーミックプレイス。期間は 11 月最終の日曜日から 6 日間です。(今回は 2015 年 11 月 29 日～12 月 4 日)私にとって RSNA など一生行けないと思っていたのですが、ラッキーなことに三井君の共同演者(カバン持ち)として参加しました。この時期のシカゴは毎年極寒で耳がもげそうだと聞き、ヒートテックの肌着、耳あて、手袋、マフラー、グランドコートなど数々の防寒具を調達しました。

シカゴへは、佐賀空港から羽田を経て、成田空港からの直行便で往路 11 時間 20 分かかりました。(復路は偏西風の影響で 13 時間 15 分)英会話が得意ではなかった私は ANA を利用したため、機内のほとんどが日本人で不都合はなく、長旅の間、ずっと映画を見ていました。もちろん、エコノミー症候群対策も忘れずに。ただ、どこでも眠れる私でさえエコノミークラスでの長旅は辛いものがありました。

さて、RSNA の演題区分は, Scientific Presentation (paper, poster)と Education exhibits の二つがあります。Scientific paper は Oral 発表で、Scientific posters は決められた時間にポスターの前で、口述発表(質疑応答)をします。Education Exhibits は教育展示で、ほとんどがコンピュータによるスライド形式です。三井君はこの Education Exhibits(教育展示)による発表でした。(写真)

そして、これらの演題の中から優秀なものが表彰されます。Awards の種類は, Summa Cum Laude, Magna Cum Laude, Cum Laude, Certificate of Merit で、これらは、主にアメリカの大学の卒業成績に使われます。cum laude はラテン語で, "with praise" の意味があり, summa は"highest", magna は"great"というがあります。この度受賞した Magna Cum Laude は、二番目に優秀な賞です。全体で一番優秀な賞は Summa Cum Laude はここ数年、該当者はありません。今回 Magna Cum Laude:27 演題(日本人 3 演題、Cum Laude:65 演題(日本人 3 演題), Certificate of Merit: 293 演題(日本人 29 演題)でした。

RSNA に行く前は、「せっかく行くのだから、何か Award 取って新聞に掲載されるといいね」と話していま

したが、まさかの Magna Cum Laude 受賞でした。確認はとれていませんが、RSNA において、日本の診療放射線技師の受賞は初めてではないかと話題に上がっています。

そもそも、この研究のきっかけは、First author である三井 宏太 君の 3DCT 画像制作への半端ないこだわりから始まっています。「いかに楽に、いかに精巧な 3D を作成するか」という彼の探求心から始まりました。まず、私たちは、動静脈分離撮影を行うための造影テクニックとして Test Bolus Tracking(TBT)法に注目しました。この演題では、TBT 法のモニタリング位置を静脈とすることに焦点を置いています。昨年より国内の学会や地方会において三井君が発表するたび高評価を頂き、この研究内容を早く論文にする必要性を強く感じていました。「モニタリング位置を静脈とすることに注目したのは当院が初めてであること」を発表しておきたかったのです。

そして、RSNA で脳疾患術前 CT に求められる画像(情報)や動静脈分離を目的とした撮影方法、3D 再構成の際に必要となるテクニック(再構成方法やサブトラクション方法)を提示しました。できるだけわかりやすく、理解しやすいスライドを心がけ、図表や動画を織り交ぜながら、臨床画像も、目に留まるようなインパクトがある画像(画論 The Best Image 2014 入賞画像など) を選びました。これらが幸いして、今回の Magna Cum Laude 受賞に繋がったのかもしれません。

一生行けないと思っていた RSNA でしたが、このような経緯で参加することができました。シカゴのマコーミックプレイスは、とてつもなく大きな会場でした。多数のモニターが並び、世界中の人々が集っています。博物館や水族館でエキシビションが開催され、そこでは研究熱心な技師さんたちと出会い、いろいろな討論ができました。刺激的で最高にモチベーションが上がりました。英語の論文やスライドなどとんでもないと思っていた自分の意識が大きく変化しました。シニア世代も挑戦できることがたくさんあると思います。日本からツアーを組んで RSNA にみんなで一緒に行けるようになったらいいですね。今後、日本からもたくさんの人が参加し、演題を発表するようになることを期待しています。

なお、この度の渡航に際し、成田から同行してくださった小林隆幸氏・富田博信氏・寺澤和昌氏に厚く御礼申し上げます。

# 標準ディジタル画像データベース(胸部腫瘤陰影像)
# 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「標準ディジタル画像データベース(胸部腫瘤陰影像)」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，特定のソフトウエアや自作のプログラムでしか処理ができない，問題点がありました．今回，北里大学メディカルセンター放射線部の柳田 智先生のご尽力により，この画像データベースの DICOM バージョンが作成され，画像部会の HP から無償で部会員の皆様に提供できるようになりましたので，お知らせします．

この標準ディ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)の研究やディジタノレ画像の評価など、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，ディジタル画像処理，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．

【標準ディジタル画像データベース[胸部腫瘤陰影像] 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】 腫瘤陰影像 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(l2bit)グレイスケール

【参考文献】

1) Shiraishi J，Katsuragawa S，lkezoe 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. A jR 174:71-74，2 000.

【標準ディ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 Trand. 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 27 年度　画像部会事業報告

1）第 71 回総会学術大会時（第 77 回画像部会）

開催日：平成 27 年 4 月 18 日（土）　　会　場：パシフィコ横浜（横浜市）

（1）Educational Course　　司会　徳島文理大学　石井　里枝

「拡がるトモシンセシスの世界　～原理と応用～」　㈱島津製作所 医用機器事業部

塩見　剛

（2）Intellectual Discussion

「トモシンセシス徹底理解　－基礎技術から臨床画像評価まで―」

司会　大阪市立大学医学部附属病院　岸本　健治

群馬中央病院　新井　敏子

1.　トモシンセシスにおける物理評価

鳥取大学医学部附属病院　福井　亮平

2.　トモシンセシスの撮影パラメータ

東京女子医科大学東医療センター　油原　俊之

3.　乳腺トモシンセシスの臨床

聖路加国際病院附属クリニック・予防医療センター　秋山　忍

4.　整形外科領域におけるトモシンセシス画像の臨床研究

札幌医科大学附属病院　高島　弘幸

2）第 43 回秋季学術大会時（第 78 回画像部会）

（1）Educational Course　　司会　香川高等専門学校 本田 道隆

「臨床画像とファントムモデル～その現状と課題～」

株式会社 京都科学 製造部 平井 孝憲

（2）Intellectual Discussion

「ファントム？臨床画像？－研究に必要な試料の集め方，作り方教えます．－」

司会　金沢大学　田中利恵

1.　DR 研究のためのファントム　　香川高等専門学校 電気情報工学科 本田 道隆

2.　マンモ研究のためのファントム　　岐阜医療科学大学 保健科学部 篠原 範充

3.　CT 研究のためのファントム　　藤田保健衛生大学 医療科学部 放射線学科 辻岡 勝美

4.　MRI 研究のためのファントム　　大阪赤十字病院 放射線診断科部 高津 安男

3）コンピュータ支援診断(CAD)セミナーの開催

4）DR（ディジタルラジオグラフィ）セミナーの開催

5）ROC セミナーの開催

6)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.

7)部会誌(画像通信)の発行

Vol.38 No.1(通巻 74 号)(平成 27 年 3 月), Vol.38 No.2(通巻 74 号)(平成 27 年 10 月)

8)部会委員会の開催

第 1 回委員会　4 月 18 日(横浜)
第 2 回委員会　5 月 2 日(名古屋)
第 3 回委員会　10 月 8 日(金沢)
第 4 回委員会　10 月 27 日(Web)
第 5 回委員会　12 月 23 日(名古屋)

# 平成 28 年度　画像部会事業計画

1）第 72 回総会学術大会時

日　時：平成 28 年 4 月 16 日（土）　　会　場：パシフィコ横浜（横浜市）

（1）Educational Course 1　　司会　熊本大学　白石　順二

「胸部単純 X 線写真を見直そう！－コンピュータ支援診断の可能性－（仮題)」

Radboud University Nijmegen Medical Centre

Bram van Ginneken, Ph.D.

（2）Educational Course 2　　司会　名古屋市立大学病院　國友　博史

「ROC・FROC 解析のススメ」

熊本大学　白石　順二

（3）第 79 回画像部会

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？

名古屋市立大学病院　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

（1）第 80 回画像部会記念大会の開催

日　時：平成 28 年 10 月　　会　場：ソニックシティ（さいたま市）

テーマ：物理的画質評価と主観的診断能評価　－過去・現在・未来－　（仮題）

3）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）の開催（教育委員会、関東支部共催）

（1）第 37 回医用画像処理プログラミングセミナー　　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　　定員：30 名

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）

（1）第 3 回臨床画像評価セミナー　　平成 28 年 7 月 23 日（土)，24 日（日）

会　場：国立がんセンター病院　　定員：30 名

5）DR（ディジタルラジオグラフィ）セミナーの開催（教育委員会、中国・四国支部共催）

（1）第 17 回 DR セミナー　平成 28 年 7 月 9 日（土）,10 日（日）

会　場：サンポートホール高松　定員：25 名

6）ROC セミナーの開催（教育委員会、東北支部共催）

（1）第 8 回 ROC セミナー　　平成 28 年 8 月 6 日（土），7 日（日）

会　場：東北大学病院　定員：30 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.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　　年５回（横浜，名古屋，さいたま，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 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 ヶ月を経過した後には，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

書籍と電子書籍について考えてみた．最近は個人的に電子書籍を購入することが多くなりつつある．私にとって電子書籍の最大のメリットは，本を持ち運ぶことなく何冊分もスマホやタブレットで読めることだ．そのうえ，同じものでも書籍よりやすい価格の電子書籍もある．しかし，不思議なことに購入している電子書籍は，読んだことがある“お気に入り”が多く，出先などで折に触れ読み返している．もっとも最近は新刊の電子書籍の購入も増えつつある．

画像通信もペーパーレス化して 1 年が経過した．データをダウンロードすることで，画像通信データを持ち運ぶことが可能となった．また，PDF の検索機能を利用して目的とする記事を検索することも可能である．時代の流れから考えても，印刷物のペーパーレス化は今後も広がっていくだろう．それならば，どのようにすればもっと有効活用できるだろうか．私にとってこれからの大きな課題である．

話はかわるが，第 72 回総会会期中に開催される第 79 回画像部会は，「臨床現場は，研究テーマの宝庫だ！」と題して開催される．お題のように臨床現場で「どうしてこうなるの？」，「どうしてこの様にするの？」と疑問を感じたことは研究テーマにもってこいのお題となる．「上司に言われたから，この様に運用しているけれど」といった疑問は，「これって本当？」「これはどうすればいいの？」と考えて，調べたり，実験したりして確認することが研究の第一歩だ．第 79 回画像部会では，4 つのテーマに絞って話題が提供されるが，どの話題も私も会場の皆さんと一緒に「これってどうすればいいの？」と考えたいと思う．

（RI 記）

*画像通信　Vol.39 No.1(通巻’76)*

*発行日　2016 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錺屋町 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　通巻七六号

VOL.39 No.1 MARCH 2016