

Communication of the Imaging Group of the JSRT

# 画像通信

2016年10月

## Vol.39 No.2(通巻 77)

- ☆ 巻頭言「第 80 回画像部会記念大会に寄せて」  
 ☆ 寄稿「第 80 回画像部会記念大会を迎えて」  
 ☆ 第 80 回画像部会記念大会  
 『物理的画質評価と主観的診断能評価の深～い関係について語ろう』
1. 「デジタル系 MTF の開発秘話とその周辺」  
 2. 「ヒトとしての特性を探る」  
 3. 「信号検出におけるモデルオブザーバーの応用」  
 4. 「SNR と DQE — 視覚評価との関係」  
 5. 「画質評価に関する最近の課題」  
 6. 「医用画像に関してどのような研究をするべきか? : 画像部会への提案」
- ☆ 技術紹介:  
 ①「乳房超音波ファントムの開発について」  
 ②「マンモグラフィ読影用デジタル教材製作の試み」  
 ③「Cone-beam CT 画像を用いた小線源治療計画への応用」
- ☆ 読者のページ:  
 ①「第 17 回 DR セミナーを受講して」  
 ②「第 17 回 DR セミナーを受講して」  
 ③「夏だ! 行くぞ!! 臨床画像評価セミナー!!!」  
 ④「第 3 回臨床画像評価セミナーを受講して」  
 ⑤「第 8 回 ROC (観察者実験) セミナーを受講して」  
 ⑥「第 8 回 ROC セミナー参加報告」
- ☆ 入門講座: 「医用デジタル画像の基礎」  
 ☆ 専門講座: 「二値化処理に基づく画像の領域分割とその形状の修正や計測」  
 ☆ 資料・文献紹介: 「英語スライド作成セミナー誌上ミニ講座」
- ☆ セミナー紹介: 「C 言語画像処理プログラミング」  
 ☆ 国際会議案内・報告:  
 ①「CARS2016 ~初めての国際学会~」  
 ②「IWDM2016 に参加して」
- ☆ 標準デジタル画像データベース(胸部腫瘍陰影像)の紹介  
 ☆ 画像部会入会案内
- 画像部会長 白石 順二  
 大阪大学大学院 医学系研究科 石田 隆行
- 岐阜大学 大学院 医学系研究科 藤田 広志  
 熊本大学大学院 生命科学部 白石 順二  
 帝京大学福岡医療技術学部 診療放射線学科 桂川 茂彦  
 名古屋大学大学院 医学系研究科 小寺 吉衛  
 金沢大学医薬保健研究域 保健学系 真田 茂  
 シカゴ大学・群馬県立県民健康科学大学 土井 邦雄
- 株式会社 京都科学 製造部 石川 直登  
 国家公務員共済組合連合会 立川病院 服部 裕昭  
 徳島大学大学院 医歯薬学研究所 富永 正英, 他
- 紀南病院 放射線科 山崎 純  
 鳥取大学医学部附属病院 放射線部 金田 昌也  
 国立がん研究センター中央病院 放射線技術部 佐藤 誠也  
 国立病院機構 名古屋医療センター 林 和奈  
 平鹿総合病院 放射線科 阿部 駿  
 みやぎ県南中核病院 放射線部 熊谷 伸作  
 岐阜大学教育学部 福岡 大輔  
 岐阜大学 原 武史
- 日本放射線技術学会学術委員長 白石 順二  
 日本放射線技術学会国際戦略副委員長 田中 利恵  
 画像部会長(熊本大学大学院生命科学部) 白石 順二
- 金沢大学大学院博士前期課程 宮阪 洋亮  
 岐阜医療科学大学保健科学部放射線技術学科 西出 裕子



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 81 回 画像部会予告

日 時：2017 年 4 月 13 日(木)～16 日(日) の第 73 回総会学術大会の会期中  
会 場：パシフィコ横浜

Educational Course：

特別講師(予定) Duke大学 メディカルセンター Ehsan Samei 先生  
(同時通訳&解説付き)

Intellectual Discussion：

「画像部会に入ろう！ー臨床画像研究の扉を開けましょう！ー」

### 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 80 回画像部会記念大会プログラム

日時：2016 年 10 月 13 日（木）15:00～18:00

会場：第 2 会場（小ホール）

第 80 回画像部会記念大会：「物理的画質評価と主観的診断能評価の深～い関係について語ろう」

司会 岐阜医療科学大学 篠原 範充

金沢大学医薬保健研究域 田中 利恵

1. 「デジタル系 MTF の開発秘話とその周辺」

岐阜大学 大学院 医学系研究科 知能イメージ情報分野 藤田 広志

2. 「ヒトとしての特性を探る」

熊本大学大学院 生命科学研究部 白石 順二

3. 「信号検出におけるモデルオブザーバーの応用」

帝京大学福岡医療技術学部 診療放射線学科 桂川 茂彦

4. 「SNR と DQE — 視覚評価との関係」

名古屋大学大学院医学系研究科 小寺 吉衛

5. 「画質評価における最近の課題」

金沢大学医薬保健研究域 真田 茂

6. 「医用画像に関してどのような研究をするべきか？：画像部会への提案」

シカゴ大学・群馬県立県民健康科学大学 土井 邦雄

## 各種セミナーのご案内

- ・教育講座入門編 2 10月13日(木) 10:00～10:50 第8会場(第3+第4展示場)  
「医用デジタル画像の基礎」

岐阜大学 福岡 大輔

- ・教育講座専門編 8 10月14日(金) 10:00～10:50 第8会場(第3+第4展示場)  
「二値化処理に基づく画像の領域分割とその形状の修正や計測」

岐阜大学大学院 原 武史

## 第 80 回画像部会記念大会に寄せて

画像部会長 白石 順二

このたび、埼玉県大宮市で開催される日本放射線技術学会 第 44 回秋季学術大会において、画像部会が記念すべき第 80 回大会を迎えることについて、現在の画像部会長として、これまで部会の発展にご協力いただいていた多くの画像部会会員の皆様に心から感謝の意を表したいと思います。

画像部会は、1977 年に初代の画像部会長である内田勝先生によって創設されました。数ある日本放射線技術学会（本学会）の専門部会の中でも一番初めに創設された部会で、今年がちょうど創設 40 年目にあたります。内田初代会長の後、山下一也先生、小寺吉衛先生、藤田広志先生、桂川茂彦先生、杜下淳次先生、石田隆行先生と部会長が引き継がれた画像部会の歴史の積み重ねは、本学会に多大な影響を与えてきたと自負しています。例えば、画像部会は、いつの時代においても本学会の先駆的な立場にあり、画像という分野にとらわれず、研究者としてどうあるべきか、という方向性を示してきました。それらは、海外学会等での英語による発表や海外留学の重要性、コンピュータプログラミングの必要性、演習形式のセミナーの開催といった形で、現在における本学会のアカデミックな部分の基礎を担っていると考えます。

私が画像部会に入会してから、まもなく 35 年の年月が過ぎようとしています。画像部会に入会したきっかけは、職場の先輩に画像研究をするのなら画像部会に入るのが当たり前と説明されたことだったという記憶があります。そのお蔭で、職場での勤務配置は放射線治療や核医学検査が主でしたが、自分の専門性というものを若い頃から意識して画像研究に打ち込むことができたのだと思っています。私の周りを見渡しても、20 代の頃から自分の専門性を決めて、その分野の専門部会に所属し、研究を続けてきた人が、今ではその分野の専門家として認められるようになっています。最近では、学会に参加しても自分が勤務しているモダリティの発表を中心に会場を移動し、勤務配置が変わると学会で行く部門も変えるという方が多いようですが、そのような学会参加のやり方では、自分の専門性は育ちません。自分の専門性を築き上げるためには、その専門分野の歴史を知り、経験することが重要です。その世界でどのような研究が時代ごとにトピックスになり、議論されてきたかを知ることが歴史を経験することです。勤務場所が必要な新しい技術は地方の勉強会でも知ることができますが、学会研究の流れはその会場にいないと感ずることができません。専門部会はその流れを示す場でもあります。画像研究は今後もますます発展を遂げていく分野です。今からでも遅くないので、画像部会に入会し、画像研究の流れを自分の知識と経験に取り込み、画像研究が自分の専門分野だと胸を張って言うことができる会員の方が一人でも多く育ててくれればと思っています。予定では 10 年後に開催される画像部会の 100 回記念大会で、画像研究を目指す若い皆さんの成長振りを見ることを、こらからの私の楽しみとしたいと思います。

## 第 80 回画像部会記念大会を迎えて

大阪大学大学院 医学系研究科 石田 隆行

はじめに、第 80 回画像部会記念大会の開催、心よりお祝い申し上げます。また、ここに至るまでに画像部会(分科会)に力を尽くされた8名の部会(分科会)長、そして多くの委員の皆様には、感謝いたします。

画像部会は 1977 年に発足し、前半 20 年間ほどは、X 線写真の画質を正確かつ精度良く計測するための理論や方法に関するテーマが数多く扱われていました。当時の X 線画像診断は、増感紙/フィルムで撮影した X 線フィルムを現像処理し、シャーカステンを用いて観察するのが主流であったため、増感紙/フィルム自体の特性を正確に精度よく評価することがオーバーオール画質特性を評価することに直結していたため、ここまで熱心に研究されたと思っています。私は、画質の評価について完璧に学びたいという一心で、1987 年に恩師の山下一也先生が 2 代目の会長をされていた時に画像部会に入会しました。その頃、すでに画質評価の基本的理論は確立しており、正確で精度よい画質計測の方法を日本中に広げるためにリフレッシュコースという泊りがけのセミナーが開催されていました。画像部会では、毎回のよう、私が知りたいと思っているテーマが扱われており、様々なことをタイムリーに学ぶことができました。また、多くの先生方と知り合うことが出来たことによって、私の意識を常に高めることができました。

90 年代に入ってから、デジタル画像の画質評価とコンピュータ支援診断(computer-aided diagnosis(detection), CAD)の研究が活発に行われるようになりました。特に、当時シカゴ大学教授の土井邦雄先生が発案した CAD は医師の診断を支援する研究で、画質の良し悪しという次元を大きく超えたインパクトある研究分野で、世界的に旋風を巻き起こしました。1999 年に 4 代目会長藤田広志先生が始めた CAD セミナーは、CAD の研究を広げることを目的とし、シカゴ大学から帰国して間もない私と 5 代目会長の桂川茂彦先生とで内容を練りに練って CAD 開発に必要な基本的画像処理や C 言語プログラムなどの資料を、時間をかけて作成しました。少しずつ内容を改良しながら現在も続く息の長いセミナーとなっています。まだ参加していない会員の皆さん、テーマはいくらでもありますので、今からでも遅くありませんので、本気で学んで CAD の研究を始めてみませんか？！

今後も画像部会は長く続く、しかし、ただ続くだけではなく、熱気に満ちた大会になるような企画をしてもらえると信じています。また、画像の研究に興味を持つ熱意ある若い方々には、自分が新しい風を巻き起こす！という気持ちで、研究をして頂きたいと思っています。

## 著者略歴



### 石田 隆行

大阪大学大学院 医学系研究科 保健学専攻

学歴・職歴等： 大阪大学医療技術短期大学部 1983 年卒業、博士（工学）、大阪中央病院放射線技師、シカゴ大学研究員、広島国際大学助教授から教授、大阪大学教授

所属学会・資格等：日本放射線技術学会、医用画像情報学会、医用画像工学会、AAPM(米国医学物理学会)、診療放射線技師、日本放射線技術学会 業務執行理事、編集委員長、医用画像情報学会 総務理事

受賞・著書等：瀬木賞（1992 年共著、1993 年共著）Sylvia Sorkin Greenfield Award（2000 年 Medical Physics 最優秀論文賞 筆頭著者）など

# デジタル系 MTF の開発秘話とその周辺

Untold and related story in MTF development for digital systems

岐阜大学 **藤田 広志**

(大学院 医学系研究科 再生医科学専攻 知能イメージ情報分野)

## 1. はじめに

白石画像部会長から、「第 80 回記念大会企画として、画像部会の原点に戻り、物理評価と視覚評価の在り方と重要性というテーマで画像評価の本質を語り合い、その必要性の理解が難しくなっている若い研究者へのメッセージを届けたい」という趣旨での講演の依頼がありました。かつて第 4 代画像部会長（当時は分科会長と呼称）を 5 年間にわたり務めましたので快諾しましたが、講演の内容が定まらない中、白石先生との議論で、表記のよう講演タイトルとなりました。決して“秘密の話”ではないのですが、わざわざ語らなかつたことも少しは含んでいるだろう、ということで敢えて秘話と題しております。なお、すでに昔の話ですし、わずかに残っている実験資料と論文を引っ張り出しての短時間での執筆作業になりましたので、記憶が曖昧になっている部分も多々あり、不正確な記述があるかも知れませんが、ご容赦いただければ幸いです。

## 2. デジタル系の画像評価法がまだ確立されていなかった時代

筆者が研究を始めた時期は、まだ、アナログ系（増感紙－フィルム）の時代でした。ただ、デジタル撮像系としての FCR や DSA が商用化された時期でもあり、これからは確実にデジタルの時代になっていくであろう、という頃です。よって、筆者の学位論文「放射線像伝達系のエントロピー解析に関する研究」（1983 年）では、当然、増感紙－フィルムを題材にしたものでした。この当時、筆者の思いは、これからはデジタルの時代なので、学位論文を早く終わらせて、デジタルに関する研究をやりたいというものでした。こんな時期に、シカゴ大学への留学のチャンスが訪れました。

デジタル系の画像評価等について書かれた当時の解説書として、土井邦雄先生の「デジタルラジオグラフィの現状と将来」（文献 1）が挙げられます。これは、1983 年 3 月、大阪における第 39 回本学会総会での招待講演の内容が、その後の進展を考慮して加筆されたものになっています。本学会はもちろん本学会の多くの会員が、この解説書を何度も読み返して、デジタル系の画像工学に関する新しい話題について熱心に勉強をしました。この解説の構成は、「1. 緒言、2. DR システムの開発への動機、3. DR システムの主要構成因子、4. 各種の DR 方式、5. DR システムの物理的特性、6. DR システムの解像特性に影響を与える因子、7. DR システムの粒状性に影響を与える因子、8. DR システムに用いられる像処理技術、9. 像処理の効果、10. 結論、文献」となっています。デジタル系は増感紙－フィルム系に比べてシステム構成因子が多く複雑になるため、一体どのように放射線画像を評価すれば

良いのか、まだ明確になっていなかった時期ですので、この解説書はまさに“デジタル画像工学のバイブル”でした。

### 3. プリサンプルド MTF

上記の解説記事の中で、当時、シカゴ大学ロスマンラボ所属の大学院生であった Giger 先生（現シカゴ大学教授）の「デジタル系における解像特性に関する基礎研究」の論文内容が紹介されています（文献 2）。ある増感紙-フィルムをドラムスキャナで条件を変えてデジタル化し、デジタル系の各種パラメータ（サンプリング間隔、サンプリングアパーチャの寸法、表示系のアパーチャの寸法と間隔、画像処理など）の解像特性への影響を解析する実験が行われたもので、理論式に基づく計算機シミュレーションの結果と比較・検討がなされています。その結果として、『従来のアナログ系の MTF の考え方は、デジタル系でも利用できますが、デジタル系の不連続なデータ特性に基づくエリアシング効果について、ナイキスト周波数以下の空間周波数領域も含めて、十分に注意する必要がある』という重要なメッセージが提示されています。また、X 線検出器の MTF、サンプリングアパーチャの MTF、プリサンプルド MTF（presampled MTF）（当時はプリサンプリング MTF と呼称）、デジタル MTF、画像処理効果の MTF、ディスプレイ MTF、オーバーオール MTF の概念が初めて示されています。これらの MTF の中で、プリサンプルド MTF はエリアシング効果を含まない、「デジタル系に固有な MTF」となります。

### 4. 斜めスリット法

筆者がシカゴ大学に留学する機会を得たのは、このような時期に該当します。最初は、DSA 装置の画像評価用ファントム製作の研究に従事しましたが（文献 3）、次には DSA あるいは I.I.(image intensifier)-TV 系の物理特性の評価の研究に移行します。そのテーマの一つとして、当時シカゴ大学に導入されていた Digitron 2 という DSA の装置を使って、アナログ系での定番であるスリット法で、具体的にプリサンプルド MTF の計測を試みます。

1) 最初は、ピクセル（画素）の中心にピタリとスリットの中心を位置合わせしようと何度も試すのですが、これは至難の業であることがすぐに分かってきます。しかも、観測できるスリット像(LSF)の測定点は、わずかに数点しかありません（図 1）。次に、スリット像を良く観察すると、図 1 (a)のように 1 点の濃淡（画素値）が最大になるところと、これに比べて図 1 (b)のように 2 点の同じ画素値が並ぶところが存在します。図 2 のスリット像からも明らかです。

2) その後、もしプリサンプルド MTF が 2 倍のナイキスト周波数以上の成分がゼロであるならば、センター配置（スリット中心と画素中心が一致する場合；図 1 (a), 図 2 “C”の位置）の MTF と半画素シフト（両中心が半画素分だけズレる場合；図 1 (b), 図 2 “S”の位置）の MTF から、プリサンプルド MTF が求まることが解析的に判明してきます（実際には、MTF ではなく位相項を含む両者の OTF の平均値）。また、もしプリサンプルド MTF が 4 倍のナイキスト周波数以上の成分がゼロであるならば、これらの両 MTF に加え、さらに  $\pm (1/4)$  ピクセルシフトしたときの MTF があれば、これらの 4 つ MTF から、

プリサンプルド MTF が求まることが解析的に判明してきます（実際には4つの OTF の平均値を計算する）。これは、さらに数式で一般化されました（文献4）。

3) では、どのようにこれらの特異的な配置を実現するのか、という問題がまだ残っています。それには、「発想の大きな転換」がありました。スリット中心をピタリとセンター配置に設定しようと試みても、一般的にスリットは画素の配列系に対して、必ず数度くらいの傾きができてしまいます。完全に垂直または平行に置くことは、特殊な装置を開発しない限り不可能です。試行錯誤の結果、これが逆に大きな利点であることが分かってきます。すなわち、この「傾いたスリット (angulated slit) ”には、スリットと画素位置との多くの配置の組合せを含んでいる、ということに気がつきます (図2)。すなわち、図2の2つの配置の中間点に相当するものがたくさん存在しています。

4) 次に、たくさんサンプリング点が測定できたとしても、どのデータ点がセンター配置、あるいは半画素シフト配置に相当するのか、という問題がまだ残ります。これには、図3に示すような“デジタル MTF” (スリットに対してほぼ垂直方向にスキャンしたデータ (サンプリングされた LSF 分布) のフーリエ変換より求まる) の結果を利用します。すなわち、ナイキスト周波数において、デジタル MTF が最も大きいときの位置がセンター配置で、それが最も低いとき (ゼロ) の位置が半画素シフト配置となります。

5) MTF 計測のこれらの研究と同時に、線形化の手段に必要不可欠な道具として、入力 (相対 X 線強度) と出力 (ピクセル値) との関係 (入出力特性) を示すデジタル系における特性曲線の計測法の開発にも、平行して取り組んでいます (文献5, 6)。

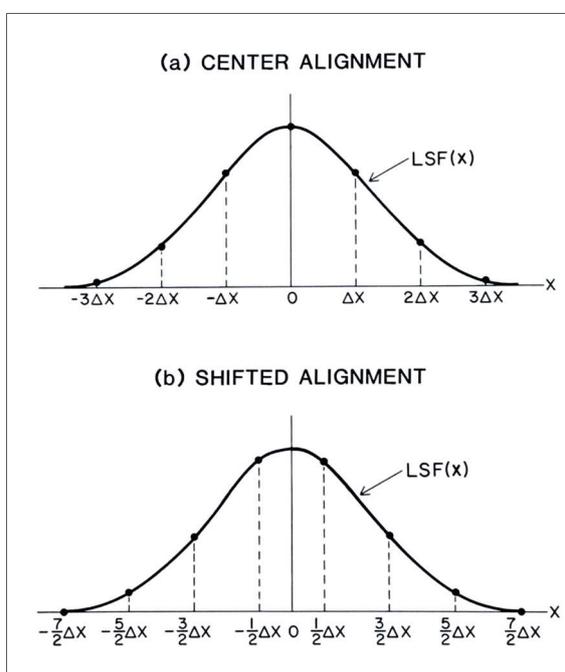


図1 アナログ LSF とサンプリング点の関係  
(a: センター配置, b: 半画素シフト配置)

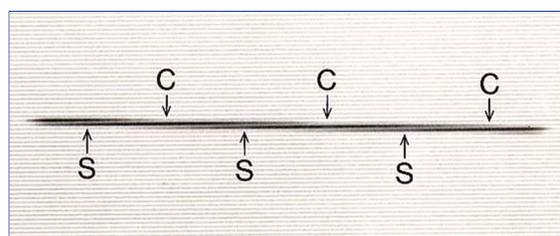


図2 水平軸に対してわずかに傾いたスリットの像 (C: センター配置, S: 半画素シフト配置)

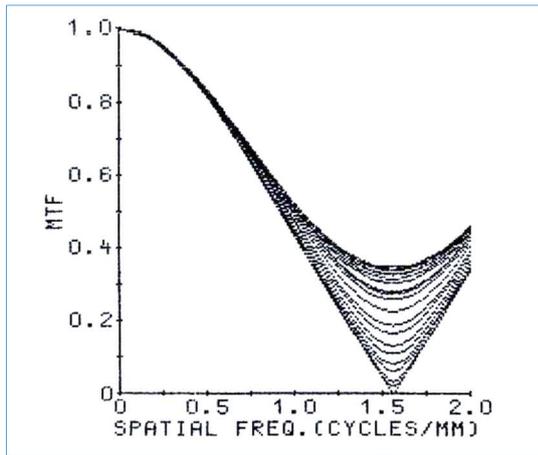


図3 デジタル MTF

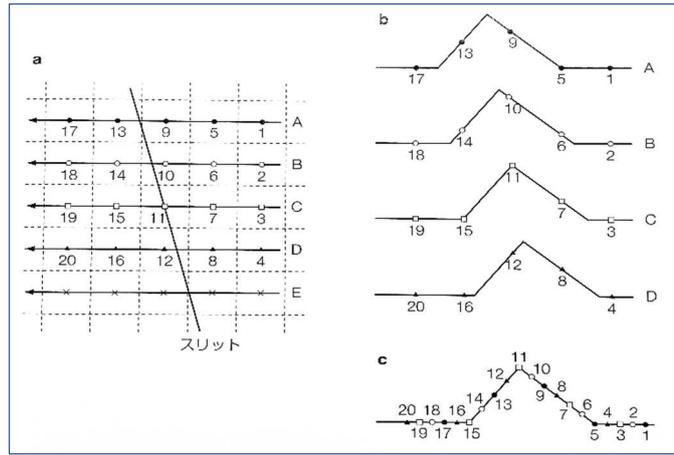


図4 わずかに傾いたスリットによる合成スリット法

5) 本手法は、プリサンプルド MTF の高周波数成分が、ナイキスト周波数の 2 の  $n$  乗倍 ( $n$  は正の整数) を超える成分がゼロであるとの仮定のもとで、2 の  $n$  乗個の異なった配置で得られる各 LSF 像のフーリエ変換の平均からプリサンプルド MTF が求まるというものであり、これは制約とも言えます。この制約が解除された方法もこの当時検討されていましたが、I.I.-TV 系のように、画面の周辺に歪みが存在する系 (そんなに長いスリットは使えない) では、実際的ではありませんでした。その実現については、後述するように、FCR で可能になります。

## 5. プリサンプルド MTF 計測法の高度化

この MTF の実験や論文の作成過程で、いろいろなアイデアがさらに創出され、また、さらなる応用論文等が作成されています。

- 1) シカゴ大学に導入された世界最大の I.I.を用いた I.I.-TV システムに本手法を適用 (文献7)。
- 2) 画像座標系を半画素シフトした像を追加することにより (double reading), 解像度を上げるシステム開発に関する研究 (文献8)。
- 3) プリサンプルド MTF の測定結果を利用して、撮像系のボケを補正し、DSA における正確な血管径を求める CAD の初期の研究 (文献9)。
- 4) 留学が終了し帰国してからになりますが、当時、FCR に関する画像評価法はまだ増感紙-フィルム系でのアナログ対応の方法でしかできていませんでした。そこで、シカゴ大学で I.I.-TV に利用して開発した一連のデジタル系画像評価技術を、FCR に応用したものです。これには、当時の山口大学の 大塚先生、杜下先生、上田先生らとの共同研究により、文献10のように、FCR の世界初の本格的な画像評価ができるようになりました (FCR から生データを PC に取り出すところから大変でした)。
- 5) 上述のスリット法には、センター配置と特定なシフト配置を求めるという制約が存在するのですが、この制約には縛られない方法 (“合成スリット法”) は (図4) は、すでにシカゴ大学において

実験中に基本的な考案がなされていました。留学後、これを FCR の MTF 計測に応用し、論文 11 が誕生しています。これは、“Fujita’s angulated slit method”としてもしばしば論文が紹介されており、自身で作成したすべての論文の中で、最も引用数が多い記念すべき論文となっています。また、時代が移り変わり、F PD が主流になると、再度、MTF 評価が盛んに行われるようになり、この論文が、また、多く引用されるようになっていきます。現在では、原理は同じですが、わずかに傾いたエッジ法（エッジ像分布の微分からプリサンプルド L S F が求まり、そのフーリエ変換からプリサンプルド MTF が求まる）として、発展していると言えます。

- 6) なお、これらを説明した解説書や教科書が当時はまだ何もない時代でしたので、1994 年に本学会より「放射線技術学叢書(7) デジタルラジオグラフィの画像評価」や、1997 年に医歯薬出版社より、「医用画像工学」として、この分野では本格的な最初の解説書や教科書が誕生するに至っています。

## 6. 画像部会への期待

本会への期待については、画像通信の通巻 50 号記念特集号（26 巻 1 号, 2003 年）における拙文「画像分科会を振り返る」や画像通信通巻 70 号（36 巻 1 号, 2013 年）における寄稿文「脱皮・衣替えのすめ」でも述べました。

すなわち『画像分科会（部会）は、日本放射線技術学会の画像における先駆的なリーダーの存在であり続ける必要があると考えます。その意味でも、委員の大多数が博士取得者のメンバーで構成され、また、現役で研究をし、学術論文を書き、研究の最前線にいる必要があります。本部会誌、創刊号第 1 ページの当時の初代内田 勝部会長の原稿「出会い」にもありますように、

**「後世に残る業績はここから出そう”の意気込みで進みたいものである」**

が画像分科会（部会）の永遠の基本精神（“原点”）と信じます。』

最近では、イメージングバイオマーカー、Radiomics, Radiogenomics, 人工知能（特に、深層学習）、3D プリンター、8K TV システムの医療画像への応用などなど、画像部会が医師や大学/企業の工学者とも連携して、本学会を世界にリードしていく興味あるテーマがたくさん出てきています。

最後に、本部会の益々の発展を祈ります。

## 文献

1. 土井邦雄: デジタルラジオグラフィの現状と将来, 日本放射線技術学会雑誌, 40 (4), 581-604, (1984).
2. M.L.Giger and K.Doi: Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 1.

- Modulation transfer function, *Medical Physics*, 11 (3), 287-295, (1984).
3. H.Fujita, K.Doi, H.-P.Chan, M.L.Giger and E.E.Duda: Dynamic and static phantoms for evaluation of digital subtraction angiographic systems, *Radiology*, 155 (3), 799-803, (1985).
  4. H.Fujita, K.Doi, and M.L.Giger: Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 6. MTFs in II-TV digital imaging systems, *Medical Physics*, 12 (6), 713-720, (1985). 本論文の解説が, 藤田広志, 土井邦雄, M.L.Giger : デジタルラジオグラフィの MTF 解析 : DSA システムのプリサンプリング MTF の測定, *医用画像情報学会雑誌*, 6 (1), 1-18, (1989) に掲載されている.
  5. H.Fujita, K.Doi, M.L.Giger, and H.-P.Chan: Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 5. Characteristic curves of II-TV digital systems, *Medical Physics*, 13 (1), 13-18, (1986).
  6. H.Fujita and K.Doi: Accurate measurement of characteristic curves of II-TV digital systems by use of aluminum stepwedge Technique, *Medical Physics*, 13 (6), 922-924, (1986).
  7. H.Fujita, K.Doi, H.MacMahon, Y.Kume, M.L.Giger, K.R. Hoffmann, T.Katafuchi, K.Ohara, and H.-P.Chan: Basic imaging properties of a large image intensifier-TV digital chest radiographic system, *Investigative Radiology*, 22 (4), 328-335, (1987).
  8. H.Fujita, M.L.Giger and K. Doi: Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 12. Effect of matrix configuration on spatial resolution, *Medical Physics*, 15 (3), 384-390, (1988).
  9. H.Fujita, K.Doi, L.E.Fencil, and K.G.Chua: Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography 2. Computerized determination of vessel sizes in digital subtraction angiography, *Medical Physics*, 14 (4), 549-556, (1987).
  10. H.Fujita, K.Ueda, J.Morishita, T.Fujikawa, A.Ohtsuka, and T.Sai: Basic imaging properties of a computed radiographic system with photostimulable phosphors, *Medical Physics*, 16 (1), 52-59, (1989).
  11. H.Fujita, D.Y.Tsai, T.Itho, K.Doi, J.Morishita, K.Ueda, and A.Ohtsuka: A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 11 (1), 34-39, (1992).

## 著者略歴



### 藤田 広志

岐阜大学大学院医学系研究科再生医科学専攻・知能イメージ情報分野 教授（分野主任）

学歴・職歴等：1976 年岐阜大学工学部電気工学科卒業，1978 年同大学院工学研究科修士課程修了，1983 年名古屋大学にて工学博士．1978 年岐阜工業高等専門学校助手，1983 年 7 月～1986 年 3 月シカゴ大学ロスマン放射線像研究所研究員，1986 年 4 月岐阜工業高等専門学校助教授．1991 年 4 月岐阜大学工学部助教授，1995 年 7 月同教授，2002 年同大学院医学系研究科に移籍．現在に至る．

所属学会・資格等：医用画像情報学会（会長），日本医用画像工学会（幹事；2017 年度大会長），電子情報通信学会（フェロー，医用画像研究会・顧問），日本生体医工学会（代議員；東海支部理事），SPIE，IEEE などの会員．日本放射線技術学会では，画像分科会長（平成 8 年 4 月より 5 年間），常務理事（平成 11 年 4 月より 4 年間），表彰委員長（平成 11 年 4 月より 2 年間），学術委員長（平成 13 年 4 月より 2 年間），平成 17 年 4 月 第 61 回総会学術大会 大会長を歴任．Asian Forum on Medical Imaging 2007 大会長（国立済州大学 1 月），12th International Workshop on Breast Imaging (IWDM2014)大会長（岐阜 6 月）．

受賞・著書等：医用画像ハンドブック（監・編著・オーム社），実践医用画像解析ハンドブック（監・編著・オーム社）はじめ，著書，論文，解説等 900 編，特許申請 70 件を越える．日本放射線技術学会学術賞(2008)，医用画像情報学会内田論文賞（1989，他 4 回），RSNA（2001，他 6 回），SPIE（1995，他 7 回）など受賞多数．これまでに研究室より，工学博士 20 名，再生医科学博士 7 名が誕生（うち診療放射線技師免許保有者 12 名）．現在，文科省科学研究費補助金・新学術領域研究「医用画像に基づく計算解剖学の多元化と高度知能化診断・治療への展開（略称：多元計算解剖学）」プロジェクト等に従事．研究室のホームページ <http://www.fjt.info.gifu-u.ac.jp/>

## ヒトとしての特性を探る

熊本大学大学院 生命科学研究部

白石 順二

### 1. はじめに

私は、大学で医用画像工学を放射線技術科学専攻野 3 年生に教えていますが、その講義で、最初に学生に話すことは、何が良い画像で何が悪い画像かを知らなければ、将来、診療放射線技師になった時に、良い（診断の役に立つ）画像を医師に提供することはできない、ということです。そして、良い画像が何かを知るためには、その医用画像の特性を評価する方法を知る必要がある、と続けます。では、どんな特性を知ることができれば、医用画像の良し悪しが判断できるのでしょうか？医用画像に求められる特性は、医師による診断が 100% 発揮されるために必要な項目すべてがそれに相当すると考えられ、それらは例えば、解像力特性やノイズ特性、コントラストなどです。これらの物理的な手法で評価される項目は、オリジナル画像が実質的に備えている特性を客観的に示したもので、同一条件において計測されたこれらの物理特性は、測定者が違っても同じ結果となります。

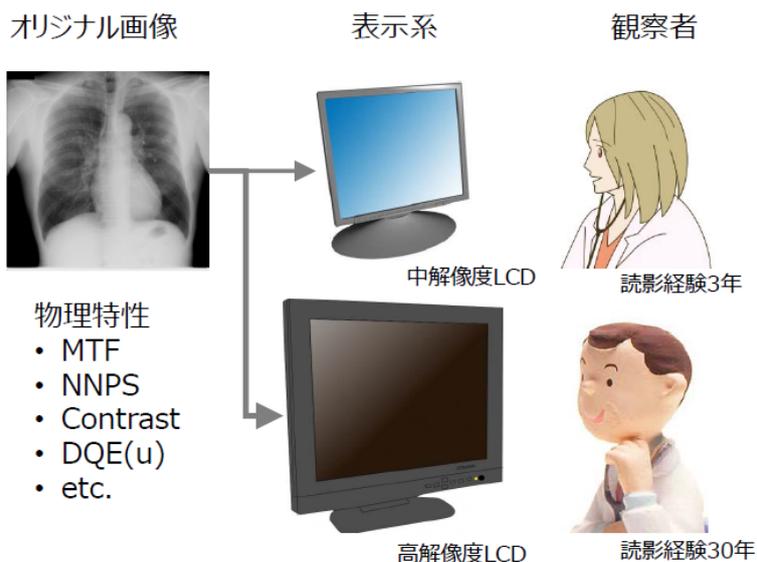


図 1 医用画像の表示系と観察者

しかし、図 1 に示すように、同じ画像であっても、その画像を表示するシステムが違うだけで、そこから得られる情報には変化が生じます。いくらオリジナル画像の解像力が優れていても、表示系の性能がその解像度を再現できなければ期待通りの特性を得ることはできません。さらに、同じ画像で、同じ表示系であっても、その画像を読影する医師（観察者）の経験や知識によって医用画像の特性の評価結果は異なるものになる可能性が高くなってしまいます。このように医用画像の特性の評価に大きな影響を与える観察者（ヒト）の特性については、観察者実験を数多く経験した研究者ほど理解が深いと思われませんが、この観察者実験におけるヒトの特性に

については、論文や参考書にはほとんど記載されていないというのが事実です。ここでは、物理的評価と主観的評価の違いを論ずる上で非常に重要と思われる、観察者実験を行なう上で考慮すべきヒトの特性について話を進めたいと思います。

## 2. 事実と実証

「科学」の基本は、何らかの事象について、その“事実”を追求し、“実証する”ことであると考えられます。例えば、システムAとBの二つの診断システムがあり、そのどちらが診断能において優れているか、という事象について研究をする場合には、研究の成果（事実）として期待されるのは「システムAはBよりも診断能において優れている」、もしくは、その逆なのですが、実際には「AとBの間には診断能の差があるとは言えない」、「AとBは診断能においてほぼ同等である」という“事実”が得られる場合も十分に考えられます。事実とは普遍的なものであり、その普遍性を証明することが研究における“実証”となります。例えば、システムAとBの物理特性を測定して、画質の優劣を示す指標としてDQE(u)を求めたところ、明らかにAの方がBよりも高い値を示したとします。この場合、Aが物理特性においてBよりも優れているという事実は実証されているが、診断能においては何も実証されたことにはなりません。「画質が高い」＝「診断能が高い」という式が成り立たない場合が多いことは、これまでの研究で明らかです。「診断能が優れている」という事実を実証するためには、ある条件を満たした観察者（例えば、読影経験3年以上の医師）がそのシステムで撮影されるある特定の部位を対象とした画像であれば、どんな画像でも○は△よりも診断能が優れているということを実証しなくてはなりません。そのためにはできるだけ多くの観察者で、様々な症例の画像による診断能の特性の評価実験を行う必要があります。もし、本当にAとBの診断能の間に差があるという事実が存在するのであれば、それを実証することは不可能ではありませんが、評価に影響を与える可能性が高い“ヒトの特性に起因する要因”の取り扱いを間違えば、その事実を実証することが極めて困難になる場合もあります。

## 3. 因果関係と相関関係

ヒトの特性に起因する要因を排除するためには、まず、評価対象となるシステムや対象部位に関連した因果関係や相関関係を理解する必要があります。ここで、因果関係、相関関係のどちらも2つ以上の対象とするもの間に何らかの関係がある場合を示していますが、因果関係が原因と結果の関係が一方通行であるのに対し、相関関係は原因や結果に関係なく、両者の間に相互に関係が成り立つ場合を示します。例えば、地震災害で招集がかかったDMAT（災害時派遣医療チーム）の数が多きほど、被害の規模が大きい、という因果関係は、地震の被害の規模が大きくなったのは招集がかかったDMATの数が多すぎたからである、というように原因と結果を入れ替えることはできません。これに対して、相関関係では、2つの対象の間には正、または負の関係があり、どちらかが増加すると片方も増加する（減少する）という関係が相互に成立します。

因果関係が観察者実験に影響を与えることを理解するために、胸部X線像における肺結節影

の検出における診断能をコンピュータ支援診断（CAD）ありとなしで評価するために行われた観察者実験を例に挙げて考えます。この観察者実験では、CADの性能（感度、特異度）が十分に高いことがわかっていたので、CADを使用することによって観察者の診断能が明らかに向上することが期待されていましたが、実際に実験の結果を調べてみると、ほとんど診断能の向上が見られませんでした。さらに、CADを提示しない場合においては、観察者の診断能が予想よりも非常に高いことが判明しました。そこで、その原因について詳細に検討したところ、観察者実験に用いた試料データベースで、正常例として採用した症例の患者の平均年齢が30歳代で、異常例の平均年齢（60歳代）よりもはるかに若いことが判明しました。つまり、観察者（放射線科医）は結節影を読影する前に、胸部X線像全体の印象から若い患者か年配の患者かを読み取り、年配の患者については、いつもより慎重な読影を行っていたために、期待したよりも診断能の差が小さくなったということが推測されました。これは、肺がん患者には高齢者が多いという因果関係を観察者が利用したため、このような因果関係による影響を排除するためには、正常例の患者の平均年齢が異常年齢の場合と同等になるように、患者を選別する必要があるということが経験的にわかっています。

#### 4. 先入観

観察者実験を実施する場合には、観察者が潜在的に持つ先入観を考慮する必要があります。例えば、ROC観察者実験を実施する場合に、常に異常例と正常例の割合を1：1の設定で実施している場合や、事前に観察者に異常例と正常例の割合が知らされている場合は、その観察者実験に参加している観察者は、提示された画像の割合に応じて異常陰影の数を予想し、自分で検出したと確信した症例数に合わせて、判断基準を変化させようとする傾向があります。したがって、こういった先入観による影響を排除するためには、観察者実験の前に実施される観察者への説明（Instruction）では、症例数の割合は提示しない方が良いでしょう。

評価対象のシステムの性能に対する先入観も観察者実験の結果に影響を与えやすい項目の一つです。CADの出力がある場合と無い場合とで、観察者の診断能の向上の評価を行う場合、一般的に、観察者（放射線科医）はコンピュータの性能を過大評価するケースが多いとされています。これは、観察者の心の中に、CADの性能が低いのであれば、観察者実験を行うことはないだろうという先入観があるからと考えられます。実際、CADの出力と観察者の評価データの変化は大きな相関を持つことが報告されており、CADの出力の正誤に関係なく、CADの出力が高い（悪性である）場合には、観察者の評価も高い方に変化することが実証されています。

こういった先入観を利用するわけではありませんが、観察者実験の前のトレーニングの段階で、観察者が通常であれば見落とししてしまうような非常に検出が困難な病変をCADが検出した例をトレーニングで示すことにより、観察者のCADに対する信頼度（先入観）を高くさせたり、逆に比較的容易な病変をCADが見落とししている例をトレーニングで示すことで、観察者のCADに対する信頼度を低くさせたりすることが可能です。したがって、科学的に公平なデータを得るためにも、CADの有用性を評価する観察者実験においては、トレーニングで用いる試料は、本実験

で使用する CAD と同等の性能を示すような症例を選択するようにはしなくてはなりません。

## 5. 観察反応

一般的に、観察者実験に参加する観察者は、自分の実験結果が研究に用いられることを自覚していますので、日常生活における自然な状態の場合とは異なる反応を示す場合が多く見かけられます。これが観察反応であり、人工的に作り出された非日常的な観察条件・環境が観察者の判断基準に影響を与えると考えられています。特に ROC 観察者実験等では、自分の読影結果が数値（ROC 曲線下の面積）として示されることがわかっているので、悪い結果を出したくない（他の観察者よりも劣っていると思われたくない）という気持ちから、通常よりも観察行為が慎重になり、観察者によっては非常に神経質になる場合があります。そのため、研究実施者が予想していたよりも高い検出能を観察者が示す場合が多く見受けられ、システム間に差が生じるはずであったのに、その差が小さくなって、統計的検定で有意差が得られないという事態が生じてしまいます。

観察反応は、周りに実験計画者がいるだけでも強くなる傾向があるので、実験が始まったら、少しはなれたところで観察者実験の様子を見るのが良いと思います。また、実験に参加していることを第三者が知っているというだけでも、観察反応は強くなるので、観察者実験を実施する場合には、参加者の顔ぶれについては、必要最小限の共同研究者にしか示さず、できるだけ一人の研究実施者がその詳細を管理し、観察者の結果と観察者の個人情報とが一致しないように努力した方が良いと思います。

## 6. おわりに

ここでは、観察者実験を実施する場合に留意すべきヒトの特性について解説しました。ヒトの特性には個人差があり、ここで述べたようなことが適用可能かどうかは一概には言えませんが、こういった実験結果に影響を及ぼす因子があることを十分に理解した上で、実験計画を立てるように努力するべきだと思います。主観的評価は物理的評価と違って、ヒトの特性を加味する必要があるのですが、物理評価よりも実験計画が困難で、期待通りの結果で仮説を実証することが容易ではありませんが、診断能の優劣に対する事実を実証するためには、不可欠な評価法であると考えられます。今後は、より多くの会員の皆さんに観察者実験を実施していただくために、実験計画の立案や、観察者実験の実施、実験結果の統計処理において、できるだけミスを少なくし、ヒトの特性の影響を受けにくい評価法を確立させるためのツールの開発を進めて行きたいと考えています。

### 参考文献

- ・ Metz CE.: ROC methodology in radiologic imaging, Invest. Radiol. 21, 720-723, 1986.
- ・ Metz CE.: Some practical issues of experimental design and data analysis in radiological ROC studies, Invest. Radial. 24, 234- 245, 1989.

- 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.
- 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.
- 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.
- Shiraishi J, Abe H, Li F, MacMahon H, Engelmann R, and Doi K: Computer-aided diagnosis for the detection and classification of lung cancers on chest radiographs: ROC analysis of radiologists' performance. Acad Radiol 13: 995-1003, 2006.
- ICRU Report 79. Receiver operating characteristic analysis in medical imaging. Oxford University Press, Oxford, UK, J. of the ICRU 2008; Vol. 8, No.1.

## 著者略歴



### 白石 順二

熊本大学大学院生命科学研究部

学歴・職歴等：1980年3月大阪大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科卒業，2001年3月大阪市立大学大学院工学部にて工学博士号取得。大阪市立大学医学部附属病院診療放射線技師（1980年4月～2001年6月）。シカゴ大学放射線医学教室カートロスマン放射線像研究所研究員（Associate Professor）（2001年7月～2009年6月）。熊本大学大学院生命科学研究部 教授（2009年4月～現在）。

所属学会・資格等：日本放射線診療放射線技術学会常務理事（2013年～現在），企画委員長（2013・14年），学術委員長（2015・16年），画像部会長（2013年～現在）。著論文93編（うち英語論文62編），その他著書40編，国際学会発表プロシーディング11編他。

受賞・著書等：大阪市業務改善提案奨励賞3回，優良賞2回，優秀賞1回，日本放射線技術学会奨励賞（1993年），学術展示学会長賞（1996年），学術賞（1998年），宿題報告（2005年），北米放射線学会 Research Trainee Prize（2002年），Certificate of Merit Exhibit Award8回，他。

## 信号検出におけるモデルオブザーバーの応用

帝京大学福岡医療技術学部診療放射線学科 桂川 茂彦

### 1. はじめに

画像診断において病巣陰影などの信号検出は最も基本的な作業（タスク）である。また、撮像システムの解像特性やノイズ特性などの物理的画質特性が、観察者の信号検出に影響を与えることは多くの研究で明らかにされているが、必ずしも物理的画質特性と信号検出特性は比例的な関係にはなっていないことも分かっている。たとえば、ノイズレベルが非常に高くなると、ノイズレベルに無関係に信号検出は常に不可能になるし、逆に極端に低くなると、信号は常に検出されてしまう。したがって、物理的画質特性と信号検出特性の完全な関係を知るためには、物理的画質特性を変化させる毎に観察者の信号検出特性を測定する必要がある。

一般に、人間による観察者（以下、ヒューマンオブザーバーと云う）の信号検出能を、統計的信頼性を保って測定をするには、ROC 解析などに代表される主観的検出能評価を行う必要がある。しかし、ヒューマンオブザーバーによる観察者実験には多大な労力と時間を必要とするので頻回な観察者実験は事実上不可能である。それに対して、人間と同等な信号検出特性を持つコンピュータでモデル化された観察者（以下、モデルオブザーバーと云う）を用いることができれば、物理的画質特性を変化させたときのヒューマンオブザーバーの信号検出特性を頻回に推定し、また検討することが可能となる。

モデルオブザーバーはより擬人化された理想観察者（ideal observer）と考えられる。理想観察

者は画像に含まれるすべての情報を利用して必要な判断を下すことのできる数学モデルであるが、理想観察者の信号検出特性からヒューマンオブザーバーの信号検出特性を推定するには適していない。そこで、よりヒューマンオブザーバーに近い信号検出特性を持つモデルオブザーバーの開発を目的として、1980年代から研究が続けられ、現在までに乳房画像、CT、MRI、核医学画像などの多くのモダリティの評価にモデルオブザーバーは応用されている[1-9]。

本稿では、まず、モデルオブザーバーの概念と、モデルオブザーバーの中で最もよく使用されているチャネライズド・ホテリングオブザーバー（channelized Hotelling observer, 以下 CHO と云う）について主に述べる。また、CHO をシミュレーション画像での信号検出へ応用した結果についても述べる。

### 2. 対象としたシミュレーション画像

本稿で対象としたマトリックスサイズ 128 X 128 のシミュレーション画像を図 1 に示す。まず、

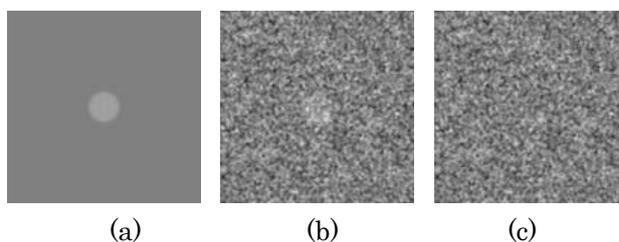


図 1 シミュレーション画像。(a)信号のみ、(b)信号とノイズ、(c)ノイズのみ

画像の中心に位置するコントラスト 20 pixel values、直径 15 pixels のディスク状陰影に対し MTF にて解像特性を劣化させた画像を、図 1(a) に示すような信号のみの画像とした。ディスクエッジのボケの程度は、MTF を変化させることで決定した。また、正規分布に従うホワイトノイズとガウス関数との畳み込み積分で得られるカラードノイズ（ノイズパワースペクトル（NPS）が空間周波数に対して一定であるホワイトノイズに対して、スペクトルが変化するノイズをカラードノイズと云う）を、図 1(c) に示すようなノイズのみの画像とした[10]。カラードノイズのレベル（SD）はホワイトノイズの SD で、また、NPS の形状はガウス関数の幅を変えることで決定した。図 1(c) のノイズの SD は 15 pixel values、NPS の平均周波数は 0.105 cycles/pixel である（補遺 A 参照）。最後に、図 1(a) の信号画像を図 1(c) のノイズ画像に加算することで図 1(b) に示すような信号とノイズを含む画像とした。

図 1(b) のように画像に信号が含まれている場合、信号の位置は常に画像の中心である。このような画像の性質は SKE (signal-known-exactly) と呼ばれており、単純化された最も基本的な信号検出の対象である[11]。撮像システムの評価を行う場合、単純化することでシステムと無関係な要因を排除できる利点があるものの、臨床における病巣陰影とは乖離があるために、最近では信号の位置や形状が一定ではない画像に対してもモデルオブザーバーを応用する試みも行われている[5, 7]。

モデルオブザーバーでは 2 次元画像を図 2 に示すように 1 次元のベクトルとして表すのが一般的である。したがって、画素総数  $M$  個の 2 次元画像は式(1)のように、 $M$  個の画素値を要素とする縦ベクトル  $\mathbf{g}$  で表される。

$$\mathbf{g} = (g_1, g_2, \dots, g_M)^t \quad (1)$$

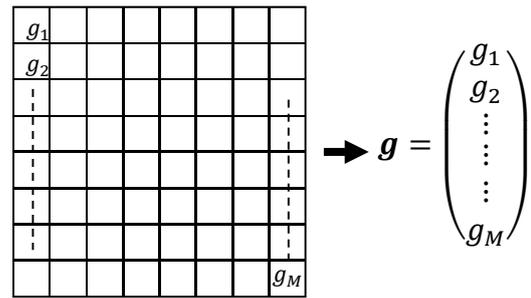


図 2 画像のベクトル化。2次元画像は画素値を要素とするベクトルとして表す。

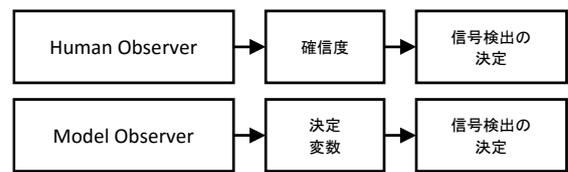


図 3 信号検出タスクにおけるヒューマンオブザーバーとモデルオブザーバー

ここで、 $t$  は行と列を入れ替える転置(transpose)を意味している。本稿ではベクトルを英小文字ボールド体で、また、行列を英大文字ボールド体で表すことにする。したがって、信号を  $\mathbf{s}$ 、ノイズを  $\mathbf{n}$  とすれば、図 1(b) の信号あり画像  $\mathbf{g}_+$  と、(c) の信号なし画像  $\mathbf{g}_-$  は、次のように表すことができる。

$$\mathbf{g}_+ = \mathbf{s} + \mathbf{n} \quad (2)$$

$$\mathbf{g}_- = \mathbf{n} \quad (3)$$

### 3. モデルオブザーバー

#### 3.1 モデルオブザーバーと決定変数

図 3 に信号検出タスクにおけるヒューマンオブザーバーとモデルオブザーバーの概念的な比較を示す。ヒューマンオブザーバーは画像を観察して、信号の存在に関する確信度を主観的に決めて、確信度の大きさによって信号あり、または信号なしの決定を下す。それに対してモデルオブザーバーは画像から決定変数(decision variable)を算出して、その決定変数の大きさによって信号あり、または信号なしの決定を下す。具体的には、決定

変数 $\lambda$ は次のようにテンプレート $\mathbf{w}$ と画像 $\mathbf{g}$ の内積で計算される[11]。

$$\lambda = \sum_{i=1}^M w_i g_i = \mathbf{w}^t \mathbf{g} \quad (4)$$

テンプレートは後述するようにオブザーバーのモデルによって異なるが、式(4)の内積は画像ベクトルのテンプレート方向の成分を求めていることと同等で、決定変数が大きいほど画像に信号が含まれる確信度が高いことに対応している。したがって、決定変数を ROC 解析や 2 AFC (two-alternative forced choice) テストなどに用いることでモデルオブザーバーの信号検出特性を求めることが可能となる。

### 3.2 NPW オブザーバー

図 4 に示すように、信号なし画像と信号あり画像の分布が与えられた場合、信号 $\mathbf{s}$ は以下から求めることができる。

$$\mathbf{s} = \overline{\mathbf{g}_+} - \overline{\mathbf{g}_-} \quad (5)$$

画像ベクトルの要素数は画素数と同じく  $M$  個なの

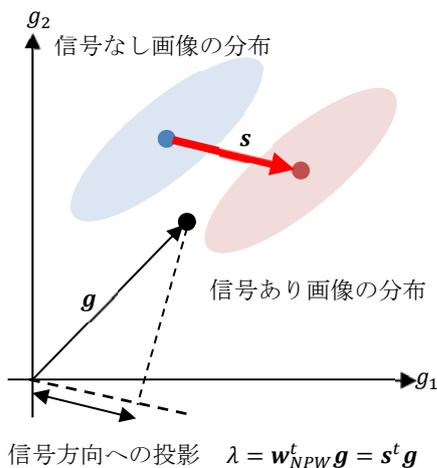


図 4 NPW オブザーバーのテンプレート。  
 $g_1, g_2$  は画素値の座標軸を示す。

で、画像は本来  $M$  次元空間で分布しているが、視覚的な理解を容易にするために図 4 では画素数が 2 個の場合を示している。また、分布の広がりを表す共分散行列 (補遺 B 参照) は、信号なし画像と信号あり画像で同じと仮定している。

$\mathbf{g}_+$  と  $\mathbf{g}_-$  の分布が分かっているときに、未知の画像  $\mathbf{g}$  が信号ありなのか、または信号なしなのかを分類する場合、図 4 に示すように  $\mathbf{g}$  の  $\mathbf{s}$  方向成分の大きさと分類することはパターン認識の分野では良く行われる。決定変数  $\lambda$  を求めるためのテンプレートとして以下のように信号ベクトル  $\mathbf{s}$  を用いるモデルオブザーバーを NPW (nonprewhitening) オブザーバーと云う。

$$\mathbf{w}_{NPW} = \mathbf{s} \quad (6)$$

$$\lambda = \mathbf{w}_{NPW}^t \mathbf{g} = \mathbf{s}^t \mathbf{g} \quad (7)$$

NPW と云う言葉は統計学から由来し、後述するホテリングオブザーバーで行っている正規化 (whitening) を行っていないことを示す言葉である。NPW テンプレートは、信号方向への画像の射影を行うマッチドフィルタと同等の働きをするので理解しやすいが、NPW テンプレートから求めた決定変数はヒューマンオブザーバーの特性と相関が低いことが知られている。

### 3.3 ホテリングオブザーバー

式(7)において、画像  $\mathbf{g}$  と信号  $\mathbf{s}$  を  $\mathbf{g}_+$  および  $\mathbf{g}_-$  の分布から求められる共分散行列  $\mathbf{K}_g$  を使って正規化すると、得られた決定変数  $\lambda$  はヒューマンオブザーバーの検出特性との相関が高くなることが知られている。補遺 C で述べるように、正規化のためには主軸変換 (Hotelling が貢献した多変量解析の主成分分析で使用されている) によって共分散行列を対角化する必要がある、正規化後の信号なしと信号あり画像の分布は図 5 のようになる。正規化によって画素間の相関が無くなり

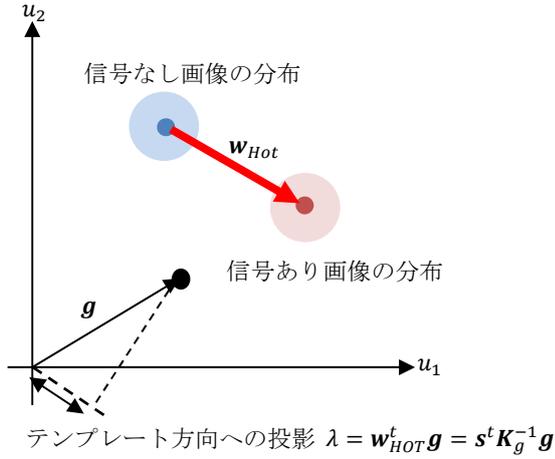


図5 ホテリングオブザーバーのテンプレート。  
 $u_1, u_2$ は主軸変換後の新座標軸を示す。

(whitening)、円状に分布していることが分かる。このような分布におけるテンプレートは式(8)で表され、式(9)で求められる決定変数を用いるモデルオブザーバーをホテリング(Hotelling)オブザーバーと云う。

$$\mathbf{w}_{Hot} = \mathbf{K}_g^{-1} \mathbf{s} \quad (8)$$

$$\lambda = \mathbf{w}_{Hot}^t \mathbf{g} = \mathbf{s}^t \mathbf{K}_g^{-1} \mathbf{g} \quad (9)$$

ここで $\mathbf{K}_g^{-1}$ は共分散行列 $\mathbf{K}_g$ の逆行列であり、また、 $\mathbf{K}_g^{-1}$ は対称行列であることに注意する必要がある。

ホテリングオブザーバーでは共分散行列 $\mathbf{K}_g$ のサイズ、行数 X 列数( $M \times M$ )が非常に大きくなる。たとえば、画像のマトリックスサイズが 128 X 128 のとき、共分散行列の行数 X 列数は 16384 X 16384 になる。したがって、信頼性の高い共分散行列を求めるためには、多数の画像を含む大規模な画像データベースが必要になる。この欠点を解消したのが次に述べる CHO である。

### 3.4 CHO (Channelized Hotelling Observer)

図 6 に示すように、まず、画像 $\mathbf{g}$ に対して人間の視覚応答をモデル化するチャンネル数 $N_c$ 個のフ

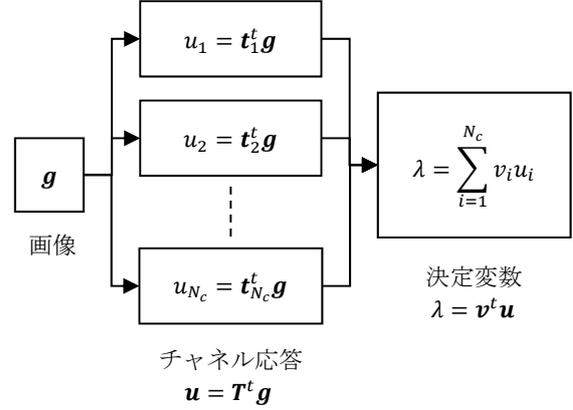


図6 チャネライズド・ホテリングオブザーバー(CHO)

ィルタ $\mathbf{T}$ を作用させる。次に、その $N_c$ 個の応答(チャンネル応答ベクトル $\mathbf{u}$ )とホテリングオブザーバーのテンプレート $\mathbf{v}$ との内積で決定変数を求める。このようなモデルオブザーバーをチャネライズド・ホテリングオブザーバー(CHO)と云う。

チャンネルフィルタを $\mathbf{T} = (\mathbf{t}_1, \mathbf{t}_2, \dots, \mathbf{t}_{N_c})$ とすれば、チャンネル応答は次のように表される。

$$\mathbf{u} = \mathbf{T}^t \mathbf{g} \quad (10)$$

式(8)、(9)からチャンネル応答に対するテンプレート $\mathbf{v}$ と決定変数 $\lambda$ は次のように表すことができる。

$$\mathbf{v} = \mathbf{K}_u^{-1} \mathbf{s}_u = \mathbf{K}_u^{-1} \mathbf{T}^t \mathbf{s} \quad (11)$$

$$\lambda = \mathbf{v}^t \mathbf{u} = (\mathbf{K}_u^{-1} \mathbf{T}^t \mathbf{s})^t \mathbf{u} = \mathbf{s}^t \mathbf{T} \mathbf{K}_u^{-1} \mathbf{u} \quad (12)$$

チャンネル応答の共分散行列のサイズは $N_c \times N_c$ で、通常 $N_c \ll M$ なので、ホテリングオブザーバーにおける共分散行列のサイズの問題は解消される。また、人間の視覚特性を考慮してフィルタを選択できる利点もあり、空間周波数帯域の応答が等しい矩形(square)フィルタ、等しくないラグーラーガウス(Laguerre-Gauss)フィルタ、ガボール(Gabor)フィルタなどが用いられている[11]。

### 3.5 内部雑音

時間間隔を空けて同じ画像に対して何回も信号検出を試みると、時として、人間はいつもと異なる判断を下すことがある。これは、視覚を用いた信号検出を行う場合、内部雑音が影響していると考えられている。したがって、ヒューマンオブザーバーと類似した信号検出特性を持たせるためには、モデルオブザーバーにも内部雑音を含ませる必要がある。

CHO の場合、内部雑音はチャンネル出力毎に付加する、あるいは、決定変数に付加するなど多様な方法が試みられている[3]。本稿では、以下に示すように、式(12)で求められる決定変数 $\lambda$ に内部雑音 $\alpha \cdot \varepsilon(0, \sigma^2)$ を付加する。

$$\lambda' = \lambda + \alpha \cdot \varepsilon(0, \sigma^2) \quad (13)$$

$$\sigma^2 = \text{var}\{\lambda\} \quad (14)$$

ここで、 $\varepsilon(0, \sigma^2)$ は平均 0、分散 $\sigma^2$ の正規分布に従う確率変数である。また、式(14)のように分散を、信号なし画像から求めた内部雑音を含まないとき

の決定変数の分散と等しくする。 $\alpha$ は重み係数で、事前に 1 回だけ行うヒューマンオブザーバーによる観察者実験の結果と同じになるように決定しておく。この重み係数 $\alpha$ は、他の条件の画像に対するモデルオブザーバーにそのまま用いられる[4]。

## 4. CHO の信号検出特性評価への応用

シミュレーション画像の信号検出にガボールフィルタを用いた CHO を応用し、式(13)の内部雑音の重み係数 $\alpha$ を決定した。また、ノイズのレベル(SD)およびスペクトルの変化が検出特性に及ぼす影響を、CHO を応用して検討した。

### 4.1 観察画像と信号検出特性の評価法

CHO とヒューマンオブザーバーとの比較実験に使用した画像を図 7 に示す。信号のコントラスト、直径およびノイズレベル(SD)は図 1 と同じであるが、NPS の平均周波数を 0.034 cycles/pixel とし、低周波数成分を多くして信号検出を困難にしている。

画像は、まず、ノイズだけの信号なし画像を 200 枚作り、そのうちの 100 枚に信号を付加した。

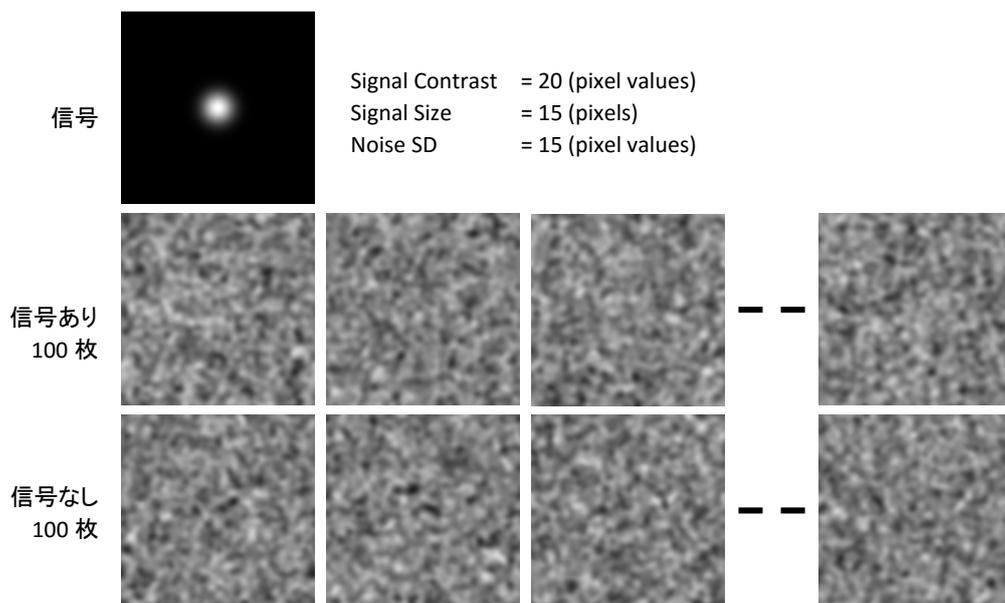


図 7 ヒューマンオブザーバーとモデルオブザーバーの比較に用いた画像。信号あり画像の中心には信号が付加されている。信号画像はウインドウ幅を狭くして表示している。

したがって、観察対象の画像は信号あり 100 枚、信号なし 100 枚の合計 200 枚である。

信号検出能の評価には 2AFC テストによる正答率(correct rate)を用いた。ヒューマンオブザーバーに対しては、信号あり画像と信号なし画像のペアを左右に並べて LCD モニターに表示し、信号あり画像を選択させた。信号あり画像の位置(左または右)はランダムに変化させ、100 ペアのそれぞれのペアで信号ありの画像を選択させた。観察実験に参加したのは診療放射線技師教員 4 人、および理工系教員 3 人である。また、ガボールフィルタを持つ CHO では、すべての画像の決定変数を求め、100 ペアのそれぞれにおいて決定変数が大きい方の画像が信号あり画像であると判断させた。

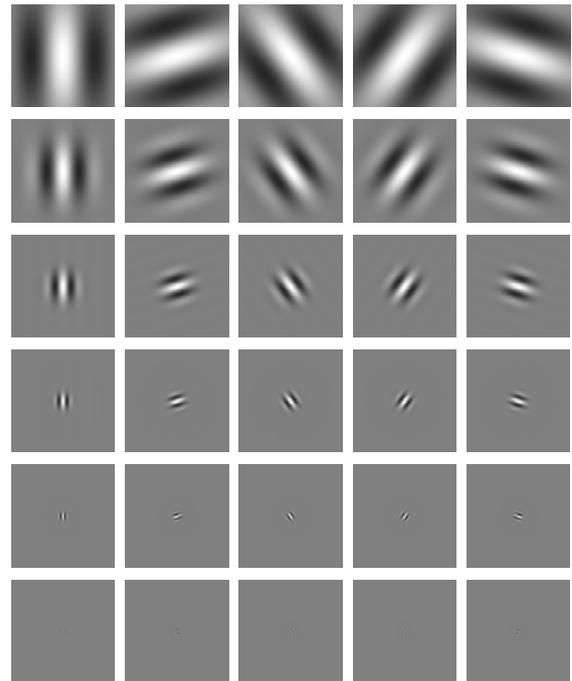
ノイズレベル (SD) およびスペクトルの変化が検出特性に及ぼす影響を調べる実験では、上に述べた CHO とヒューマンオブザーバーとの比較実験で決定した内部雑音の重み係数を用いた。

#### 4.2 ガボールフィルタ (Gabor Filter)

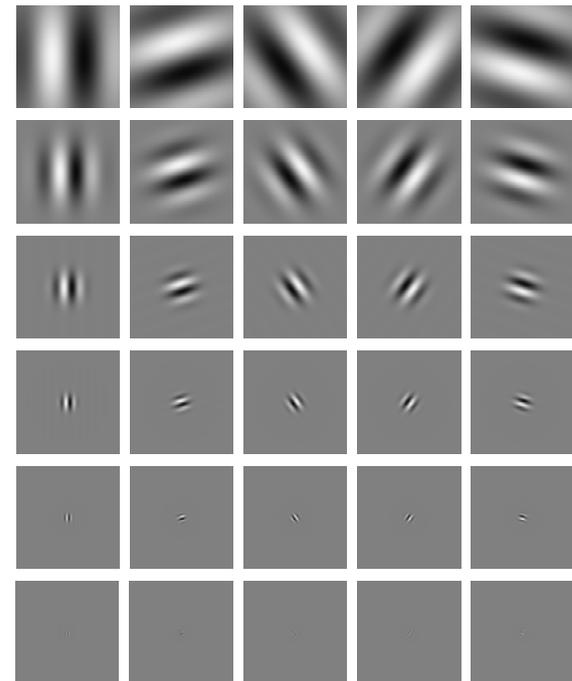
ガボールフィルタは脳の一次視覚野におけるニューロンの応答特性を数式化できるために、モデルオブザーバーのフィルタとしてよく利用されている[11]。ガボールフィルタ  $G(x, y)$  は次式で表される。

$$G(x, y) = \exp \left\{ -4 \log 2 \frac{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2}{w_s^2} \right\} \cdot \cos[2\pi f_c \{(x - x_0) \cos \theta + (y - y_0) \sin \theta\} + \beta] \quad (15)$$

ここで、フィルタ中心  $(x_0, y_0)$  は画像中心に一致させ、また、チャンネル幅  $w_s = 6 \log 2 / (\pi f_c)$  とする。中心周波数  $f_c$  は 3/256、3/128、3/64、3/32、3/16、3/8 cycles/pixel の 6 個、方向  $\theta$  は 0、 $2\pi/5$ 、 $4\pi/5$ 、 $6\pi/5$ 、 $8\pi/5$  rad の 5 個、また、位相  $\beta$  は 0、 $\pi/2$  rad の 2 個を用いた[4]。したがって、図 8 に示すよう



(a)



(b)

図 8 チャンネル数 60 のガボールフィルタ。  
(a)  $\beta = 0$  rad、(b)  $\beta = \pi/2$  rad

にガボールフィルタのチャンネル数は 60 ( $6 \times 5 \times 2$ ) になる。60 個のチャンネルフィルタを式(10)にて画像  $g$  に作用させ、それぞれの応答から 60 個の要素

を持つ応答ベクトル $\mathbf{u}$ を求めた。

### 4.3 内部雑音の重み係数の決定

図7の画像に対する2AFCテストで求めた正答率を図9に示す。ヒューマンオブザーバー7人の平均正答率は0.836、標準偏差は0.063であった。CHOの正答率は内部雑音の重み係数 $\alpha$ を0から10まで変化させてプロットしている。図から分かるように $\alpha = 2.35$ のとき、CHOとヒューマンオブザーバーの平均正答率は一致したので、以後のCHOの応用では $\alpha = 2.35$ の重み係数を用いた[4]。

### 4.4 ノイズの信号検出特性に与える影響

CHOの応用として、ノイズと信号検出特性の関係性を調べた。ノイズレベル(SD)を変えたときの2AFCテストにおけるCHOの正答率の変化を図10に示す。大きな信号サイズほど正答率は高く、ノイズのSDが増大するにつれて、正答率は低下している。また、直径10 pixelsの小さな信号ではSDが35 pixel valuesを超えると、正答率の低下する割合は小さくなっている。

ノイズレベル(SD)が同じでも、ノイズに低周波数成分が多くなると信号の検出が困難になることはよく経験する。そこで、ノイズレベルとNPS

の平均周波数が信号検出特性に与える影響について検討した。図11にSD(pixel values)とNPSの平均周波数 $f_{avg}$ (cycles/pixel)を変えたときの画像を示す。平均周波数が0.250 cycles/pixelはホワイトノイズに対応し、それより平均周波数が低くなれば低周波数成分を多く含むことになる。

ノイズレベルとNPSの平均周波数の両者を変化させたときの2AFCテストにおけるCHOの正答率の変化を図12に示す。図11の画像から予測されるように、SDが小さく、かつ平均周波数が高いほど正答率は高くなることを示している。また、平均周波数は正答率に大きな影響を与え、NPSのスペクトル形状は信号検出特性にとって重要であることが定量的に理解できる。

## 5. おわりに

モデルオブザーバーの概念と、NPWオブザーバー、ホテルングオブザーバー、CHOについて述べ、さらにCHOの応用としてノイズと信号検出特性の関係について定量的に検討した。本稿ではシミュレーション画像を対象にしたが、ファントム実験で得られた画像にCHOを利用するのは比較的容易である。モデルオブザーバーはヒューマンオブザーバーによる主観的検出能を推定する

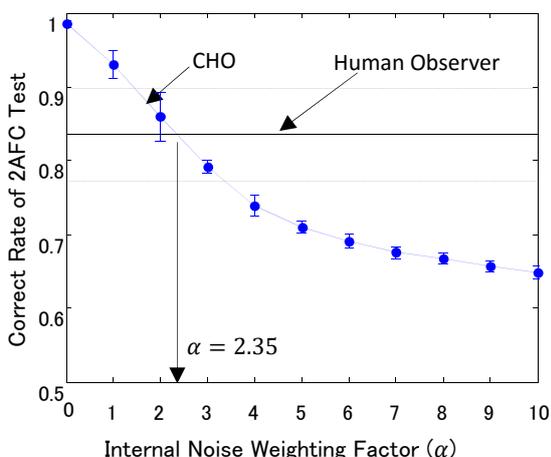


図9 2AFCテストにおけるヒューマンオブザーバーとモデルオブザーバーの信号検出能の比較。

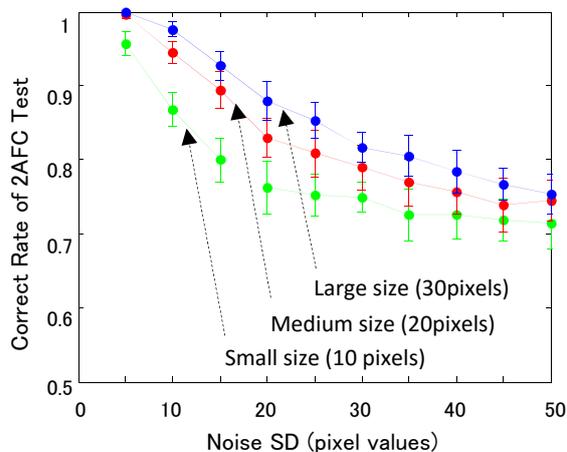


図10 ノイズレベル (SD)が信号検出能に及ぼす影響。信号コントラストは20 (pixel values)

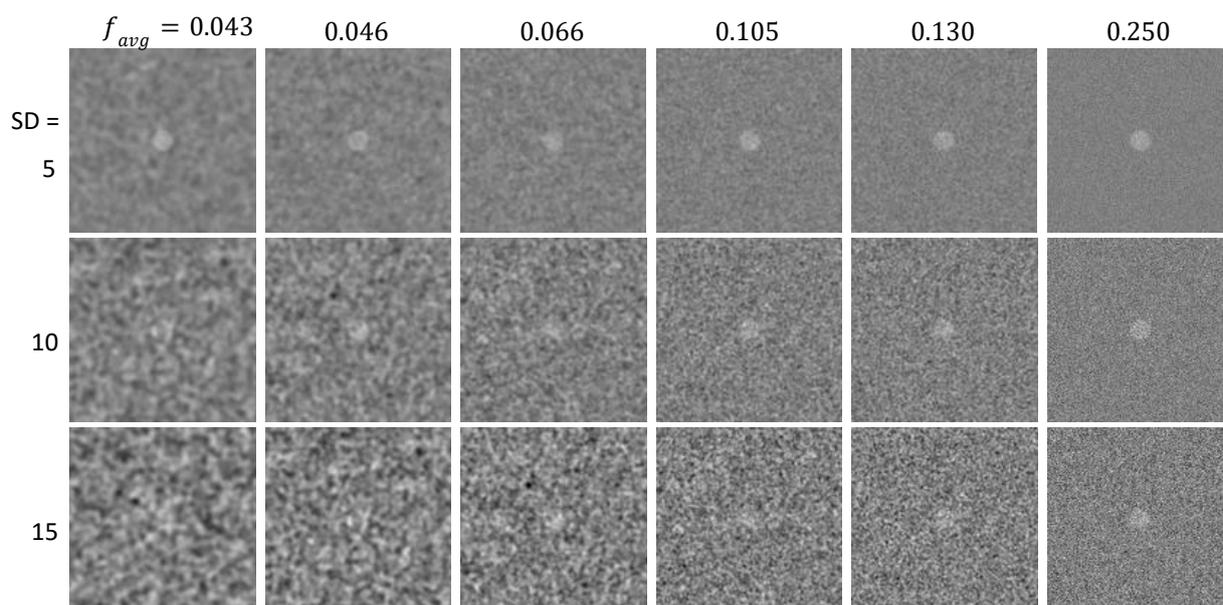


図 11 ノイズレベル (SD) および NPS を変化させたときの画像。信号コントラストは 20 (pixel values), 信号直径は 15 (pixels)

ことが目的なので、これからも多様なモデリテイ、多様な撮影条件を対象とした研究が本邦でも数多く実施されることを期待したい。

#### (補遺 A) NPS の平均周波数

1次元 NPS を  $NPS(f)$  とすれば、平均周波数  $f_{avg}$  は以下の式から計算される。

$$f_{avg} = \int_0^{f_N} f \cdot NPS(f) df / \int_0^{f_N} NPS(f) df \quad (A1)$$

ここで、 $f_N$  はナイキスト周波数を示し、 $f_N = 0.5$  cycles/pixel である。図 1(c) のノイズに対応する NPS と  $f_{avg}$  を図 A に示す。

#### (補遺 B) 画像の共分散行列

$N$  枚の画像  $\mathbf{g}^{(1)}, \mathbf{g}^{(2)}, \dots, \mathbf{g}^{(N)}$  から、平均画像  $\bar{\mathbf{g}}$  は次のように求まる。

$$\bar{\mathbf{g}} = (\bar{g}_1, \bar{g}_2, \dots, \bar{g}_M)^t, \quad \bar{g}_m = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N g_m^{(k)} \quad (B1)$$

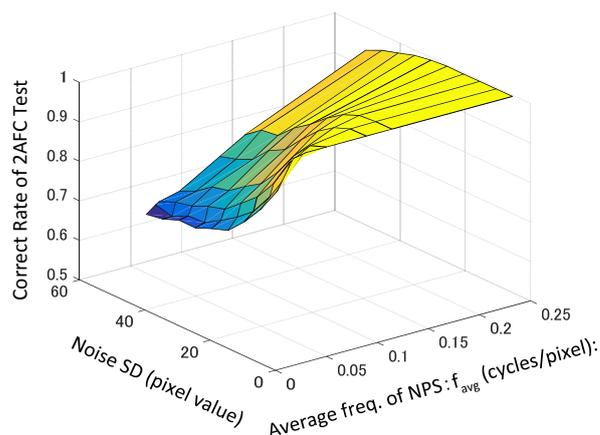


図 12 ノイズレベル (SD) および NPS が信号検出能に及ぼす影響

共分散行列  $\mathbf{K}_g$  は式 (B2) で定義されるので、 $\mathbf{K}_g$  は式 (B3) のように  $M$  行  $M$  列の対称行列になる。

$$\mathbf{K}_g = \langle (\mathbf{g} - \bar{\mathbf{g}})(\mathbf{g} - \bar{\mathbf{g}})^t \rangle \quad (B2)$$

$$\mathbf{K}_g = \begin{pmatrix} c_{11} & c_{12} & \dots & c_{1M} \\ c_{21} & c_{22} & \dots & c_{2M} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ c_{M1} & c_{M2} & \dots & c_{MM} \end{pmatrix} \quad (B3)$$

ここで、 $i = j$ の対角要素 $c_{ii}$ は分散を表し、次のように求まる。

$$c_{ii} = \sigma_i^2 = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (g_i^{(k)} - \bar{g}_i)^2 \quad (\text{B4})$$

また、 $i \neq j$ の要素 $c_{ij}$ は共分散を表し、画素値間の相関係数に比例する量である。

$$c_{ij} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (g_i^{(k)} - \bar{g}_i)(g_j^{(k)} - \bar{g}_j) \quad (\text{B5})$$

一般に、信号あり画像と信号なし画像から求めた共分散行列は異なるので、式(8)や式(11)は両者の平均共分散行列を $\mathbf{K}_g$ として用いる。

#### (補遺 C) テンプレート $\mathbf{w}_{Hot}$ の導出

式(8)に示すホテリングオブザーバーのテンプレート $\mathbf{w}_{Hot}$ の導出について述べる。まず、信号あり画像と信号なし画像から平均の共分散行列 $\mathbf{K}_g$ を求める。次に、 $\mathbf{K}_g$ の主軸変換から固有ベクトルを列とする直交行列 $\mathbf{U}$ を決定する。さらに、画像 $\mathbf{g}$ と信号 $\mathbf{s}$ の座標変換後の新座標でのベクトル $\mathbf{U}^t \mathbf{g}$ および $\mathbf{U}^t \mathbf{s}$ を求め、式(C1)から共分散行列 $\mathbf{\Gamma}$ を求める。

$$\mathbf{\Gamma} = \mathbf{U}^t \mathbf{K}_g \mathbf{U} = \begin{pmatrix} \gamma_1 & 0 & 0 \\ 0 & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & \gamma_M \end{pmatrix} \quad (\text{C1})$$

ここで、 $\gamma_1, \dots, \gamma_M$ は固有値で、各画素値の分散と等しくなる。新座標での画像と信号ベクトルを共分散行列の平方根（標準偏差）で正規化すると、それぞれ $\mathbf{\Gamma}^{-\frac{1}{2}} \mathbf{U}^t \mathbf{g}$ と $\mathbf{\Gamma}^{-\frac{1}{2}} \mathbf{U}^t \mathbf{s}$ になる。最後に、正規化した信号と画像ベクトルの内積から式(C2)のように決定変数 $\lambda$ を求める。

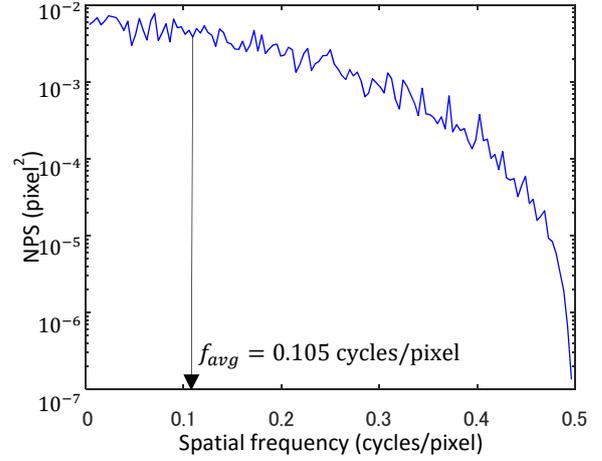


図 A ノイズの NPS と平均周波数 $f_{avg}$

$$\lambda = \left( \mathbf{\Gamma}^{-\frac{1}{2}} \mathbf{U}^t \mathbf{s} \right)^t \mathbf{\Gamma}^{-\frac{1}{2}} \mathbf{U}^t \mathbf{g} = \mathbf{s}^t \mathbf{U} \mathbf{\Gamma}^{-1} \mathbf{U}^t \mathbf{g} \quad (\text{C2})$$

式(C1)から、 $\mathbf{U} \mathbf{\Gamma}^{-1} \mathbf{U}^t = \mathbf{K}_g^{-1}$ なので結局次のようになる。

$$\lambda = \mathbf{s}^t \mathbf{K}_g^{-1} \mathbf{g} = (\mathbf{K}_g^{-1} \mathbf{s})^t \mathbf{g} \quad (\text{C3})$$

したがって、決定変数の定義式(4)から次が求まる。

$$\mathbf{w}_{Hot} = \mathbf{K}_g^{-1} \mathbf{s} \quad (\text{C4})$$

#### (参考文献)

- 1 Barrett HH, Yao J, Rolland JP, Myers KJ. Model observers for assessment of image quality. Proc. Natl Acad. Sci. 1993; 90: 9758–65.
- 2 Gifford HC, King MA, de Vries DJ, Soares EJ. Channelized Hotelling and human observer correlation for lesion detection in hepatic SPECT imaging. J Nucl Med. 2000; 41:514-521.
- 3 Zhang Y, Pham BT, Eckstein MP. Evaluation of internal noise methods for Hotelling observer models. Med Phys. 2007; 34: 3312–22.

- 4 Yu L, Leng S, Chen L, Kofler JM, Carter RE, McCollough CH. Prediction of human observer performance in a 2-alternative forced choice low-contrast detection task using channelized Hotelling observer: impact of radiation dose reconstruction algorithms. *Med Phys.* 2013; 40: 041908.
- 5 Leng S, Yu L, Zhang Y, Carter R, Toledano AY, McCollough CH. Correlation between model observer, human observer performance in CT imaging when lesion location is uncertain. *Med. Phys.* 2013; 40: 081908.
- 6 Tseng HW, Fan J, Kupinski MA, Sainath P, Hsieh J. Assessing image quality and dose reduction of a new x-ray computed tomography iterative reconstruction algorithm using model observers. *Med Phys.* 2014; 41: 071910.
- 7 Zhang Y, Leng S, Yu L, Carter RE, McCollough CH. Correlation between human and model observer performance for discrimination task in CT. *Phys Med Biol.* 2014; 59: 3389–3404.
- 8 Eck BL, Fahmi R, Brown KM, Zabic S, Raihani N, Miao J, Wilson DL. Computational and human observer image quality evaluation of low dose, knowledge-based CT iterative reconstruction. *Med Phys.* 42; 2015: 6098.
- 9 Xu J, Fuld MK, Fung GSK, Tsui BMW. Task-based image quality evaluation of iterative reconstruction methods for low dose CT using computer simulations. *Phys Med Biol.* 2015; 60: 2881–2901.
- 10 Saunders RS Jr, Samei E. A method for modifying the image quality parameters of digital radiographic images. *Med Phys.* 2003; 30: 3006-3017.
- 11 Abbey CK, Bochud FO. Modeling visual detection task in correlated image noise with linear model observers. In: Beutel J, Kundel HL, Van Metter RL editors. *Handbook of medical imaging. Vol. 1, Part 2*, Bellingham: SPIE; 2000. p. 629-654.

## 著者略歴



### 桂川 茂彦

帝京大学福岡医療技術学部 教授

学歴・職歴等：1973年3月九州大学工学部大学院修士課程修了，1989年1月岩手医科大学にて医学博士号取得。岩手医科大学医学部放射線医学講座（1981年1月～2000年3月）。熊本大学医学部保健学科教授（2004年1月～2011年3月）。

所属学会・資格等：日本放射線技術学会常務理事（2003年～2007年），学術交流委員長（2005年～2007年），画像部会長（2001年～2005年）

受賞・著書等：著論文 216 編（うち英語論文 111 編），その他著書 15 編，受賞歴は日本放射線技術学会学術賞（2008年），梅谷賞（2013年），宿題報告（2005年），北米放射線学会 Certificate of Merits（1987年），Cum Laude（1997年）

## SNR と DQE—視覚評価との関係

名古屋大学大学院医学系研究科 小寺 吉衛

### 1. はじめに

本シンポジウムの主題は、物理的な画質評価と主観的診断能評価の関係である。この問題については、これまで多くの先輩諸氏がその考えを述べられている。また、本シンポジウムでも各々のシンポジストが種々コメントを出されることと思う。

『ロスマンはシカゴ大学に移ってからすぐに、物理的な画質が臨床的にどの程度重要かを調査したのです。その結果、臨床医は普段画質のことをほとんど意識していないことがわかり、画質に関する研究の中心課題は、物理的な画質と臨床的な画質との関係を調べることだと結論したのです。(土井邦雄著：学長の回顧録、インナービジョン、2014 年より)』これは、コダック社からシカゴ大学に移ったカート・ロスマン教授の研究を紹介した土井先生の言葉です。ロスマン教授のこの研究は文献 [1] に詳しい。さらに、ここで問題提起された物理的な画質と臨床的な画質との関係については、その後、当時大学院生だった Loo らによる詳細な研究がおこなわれることで、視覚的な信号の検出率と物理的な信号対雑音比(SNR: signal to noise ratio)の関係を明らかにした [2]。ここでは、Loo らの研究と、それに派生して得られた成果を紹介する [3]。また、近年注目されている DQE(detective quantum efficiency)、NEQ(noise equivalent number of noise)と SNR の関係についても述べ、さらには、昨今よく使われている CNR(contrast to noise ratio)についても言及することにする。

### 2. 信号と雑音の概念

我々が普段会話などで用いている信号(signal)と雑音(noise)について考えてみよう。テレビやラジオで受信するときの信号は電波そのものである。医用 X 線画像では X 線そのものが信号になる。検出器は被写体を透過した X 線を信号として検出する。この場合、雑音は信号自身のゆらぎ、およびシステム雑音など外因による付加的なゆらぎ成分となる。この信号と雑音の概念は、工学的な見地から得られたもので DQE や NEQ で定義されているものに等しい。ところが、ROC(receiver operating characteristic)曲線では、信号は病変や病変を模したものであり、医学的な立場から医師や研究者が決めたものの映像が信号となる。雑音は信号以外のものになる(図 1)。画質の評価としては、信号の強度と雑音の強度の比をとって用いることが多いが、工学的な立場で定義されたものは SNR、医学的な立場で決められたものは SNR あるいは CNR と呼ばれている。このように、我々が医用画像の評価で用いている信号という概念は、用いる分野や評価法によって異なることに注意が必要である。

- 信号(signal)
  - 工学的: 検出器に届くもの
  - DQE, NEQなど
  - 医学的: 病変など
  - ROC解析など
- 雑音(noise)
  - それぞれ信号以外のもの

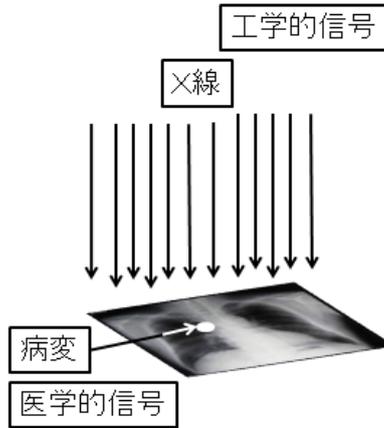


図1 信号と雑音の概念

### 3. 物理的評価と視覚評価の関係

先に述べたシカゴ大学の Loo らは、以下に示す 8 種類の SNR (近年の定義では CNR) を提案し、37 の異なる撮影条件で得られた画像でそれぞれの SNR を計算するとともに、その時の信号の検出率との関係を調べ、相関係数を求めて比較を行った。

#### Displayed models

##### 1) Amplitude model

$$\begin{aligned} \text{SNR}_{A,D}^2 &= \left( \frac{\text{Density of peak of signal}}{\text{RMS density fluctuation of noise}} \right)^2 \\ &= \frac{(D_S(0))^2}{\sigma^2} = \frac{(2\pi \int_0^\infty u S_S(u) du)^2}{2\pi \int_0^\infty u S_W(u) du} \end{aligned}$$

$S_S(u)$ : 信号の空間周波数特性

$S_W(u)$ : 雑音の空間周波数特性

$u$ : 空間周波数

##### 2) Quadratic content model

$$\begin{aligned} \text{SNR}_{Q,D}^2 &= \left( \frac{\text{Integral of squared density of signal}}{\text{Noise variance of density fluctuations}} \right)^2 \\ &= \left( 2\pi \int_0^\infty r D_S^2(r) dr \right) / \sigma^2 \\ &= \frac{2\pi \int_0^\infty u S_S^2(u) du}{2\pi \int_0^\infty u S_W(u) du} \end{aligned}$$

##### 3) Statistical decision theory model

$$\text{SNR}_{S,D}^2 = \frac{(2\pi \int_0^\infty u S_S^2(u) du)^2}{2\pi \int_0^\infty u S_S^2(u) S_W(u) du}$$

4) Matched filter model

$$\text{SNR}_M^2 = 2\pi \int_0^\infty u \frac{S_S^2(u)}{S_W(u)} du$$

5) Information capacity model

$$C = \pi \int_0^\infty u \log_2[1 + (S_S^2(u)/S_W(u))] du$$

C: information capacity

**Perceived models**

6) Perceived amplitude model

$$\text{SNR}_{A,P}^2 = \frac{(2\pi \int_0^\infty u S_S(u) VRF(u) du)^2}{2\pi \int_0^\infty u S_W(u) VRF^2(u) du}$$

VRF(u) : 視覚系の MTF

7) Perceived quadratic model

$$\text{SNR}_{Q,P}^2 = \frac{2\pi \int_0^\infty u S_S^2(u) VRF^2(u) du}{2\pi \int_0^\infty u S_W(u) VRF^2(u) du}$$

8) Perceived statistical decision theory model

$$\text{SNR}_{S,P}^2 = \frac{(2\pi \int_0^\infty u S_S^2(u) VRF^2(u) du)^2}{2\pi \int_0^\infty u (S_S^2(u) VRF^2(u)) (S_W(u) VRF^2(u)) du}$$

最近の画質評価でよく用いられている CNR は Displayed amplitude model であるが、Loo らの結果では、あまり良い相関は示していない。高い相関を示したのは Displayed statistical decision theory model、Perceived statistical decision theory model、Matched filter model の三つであるが、いずれもいくつかの撮影条件で相関から外れるものがあった。このずれを補正するものとして提案されているのが眼と脳の神経回路に存在すると言われている内部雑音 (internal noise) である。幾つか報告があるが、内部雑音の大きさは、SNR にして 3~5 程度であるとされている [3, 4]。

4. DQE と NEQ

医用画像の評価のための画質因子としては、コントラスト、鮮鋭度、雑音(粒状性)が挙げられるが、近年では、これに SNR の概念を含む画質評価が多く用いられている。物理的な評価法としては DQE と NEQ が、視覚評価では ROC 解析が代表的である。増感紙フィルム系のようにコントラストや鮮鋭度が固定されたシステムでは、それぞれの因子を計測することで、その特性を理解することができた。しかし、コントラストや鮮鋭度を画像処理で変更することが可能なデジタル系では、基本的な画質特性はそれぞれの因子を計測することで知ることができるが、実際の特性は SNR を調べておけばよい。このことは、ICRU REPORT 54 : Medical imaging - The assessment of image quality においても述べられている。

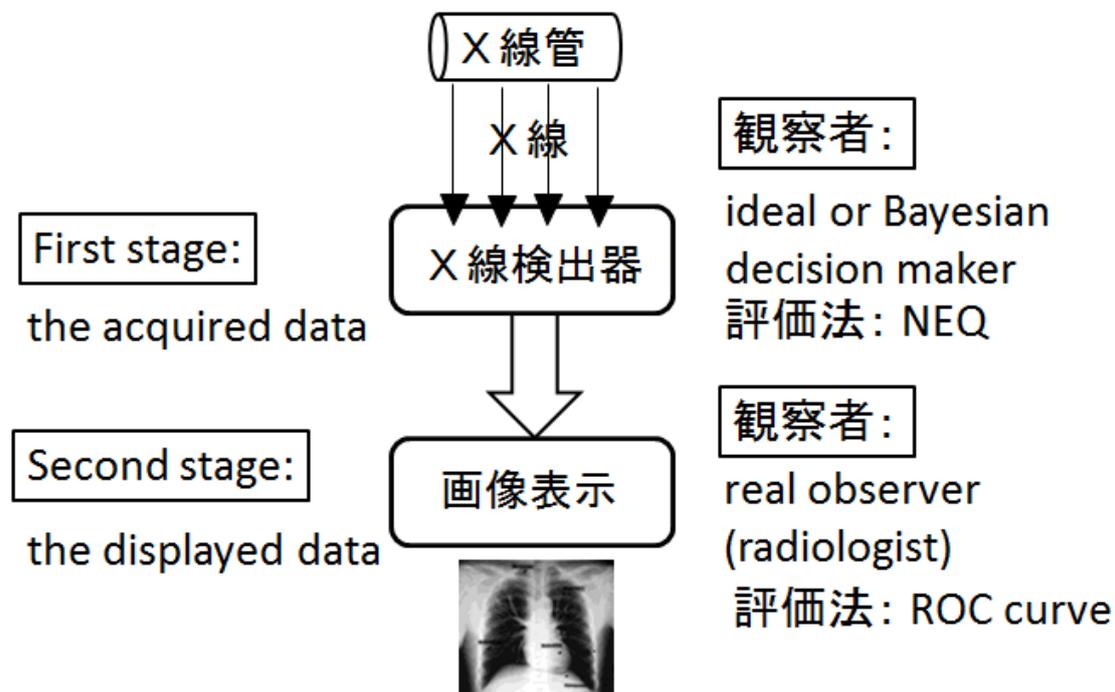


図 2 画像の評価法 アナログ系では画像系のX線検出器と画像表示が一つであるため、評価はまとめて行わなければならないが、デジタル系では、両者は分離しているため、それぞれで評価が可能である。ICRU REPORT 54 : Medical imaging - The assessment of image quality[5]を基に作成。

図 2 は ICRU REPORT 54 : Medical imaging - The assessment of image quality [5] で述べられている内容を図にしたものである。アナログ系ではX線検出器部と画像表示部が一つであるため、評価はまとめて行わなければならないが、デジタル系では、両者は分離しているため、最初のX線を検出する部分では人が介在しないことから物理的なSNRの評価法であるNEQで評価し、二つ目の画像を表示する部分では人が観察することから視覚を用いた SNR の評価法であるROC曲線を用いることを勧めている。理論的にはこれで良いと考えるが、デジタル系のDQEとNEQは、現在それぞれDQE(u)とNEQ(u)で評価しており、これらの評価法では、MTF(modulation transfer function)はpresampled MTFで、Wiener spectrumはdigital Wiener spectrumを用いているため、それぞれのステージが異なっている。このことが、評価にどのような影響を与えるのかについてはまだ不明である。

## 5. おわりに

物理的画質評価と主観的診断能評価の関係について、主にSNR(CNR)の側面から見解を述べた。信号と雑音には工学的なものや医学的のものがああり、前者はDQEとNEQ、後者はROC曲線と、そのどちらもが医用画像の評価に用いられていることを示した。また、SNRには多くのモデルがあるが、現在、画質評価でよく用いられているCNRのモデルはあまり視覚による評価とは一致しな

いことを過去の研究から示した。さらに、デジタル系の DQE(u) と NEQ(u) では MTF と Wiener spectrum は異なるステージで得られたものを用いており、これが実際の画質の評価にどのように影響するかについては、今後の研究が待たれることを示した。これらのことを、当日述べる予定である。

#### 参考文献

- [1] Rossmann K, Wiley BR The central problem in the study of radiographic image quality. Radiology, 96: 113-118, 1970.
- [2] Loo LN, Doi K, Metz CE A comparison of physical image quality indices and observer performance in the radiographic detection of nylon beads. Phys Med Biol, 1984, 29: 837-856, 1983.
- [3] Ishida M, Doi K, Loo LN, Metz CE Lehr JL Digital image processing: effect on the detectability of simulated low-contrast radiographic patterns. Radiology: 150 569-575, 1984.
- [4] Barten PGJ Contrast sensitivity of the human eye and its effects on image quality, SPIE, Bellingham, Washington, 1999.
- [5] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) Medical Imaging: The Assessment of Image Quality. ICRU Report No 54 (Bethesda, MD: ICRU), 1996.

## 著者略歴



### 小寺 吉衛

名古屋大学大学院医学系研究科 教授

学歴・職歴等：1974年3月宮崎大学工学部応用物理学科卒業，1990年6月広島大学大学院工学研究科にて工学博士取得，広島大学歯学部助手（1978年10月～1980年2月），シカゴ大学研究員（1980年3月～1983年2月），広島大学歯学部助手（1983年3月～1990年8月），広島大学歯学部附属病院講師（1990年9月～1993年3月），近畿大学工学部助教授（1993年4月～1998年3月），名古屋大学医学部教授（1998年4月～2012年3月）2012年4月から現職。

所属学会・資格等：日本放射線技術学会会長（2007年～2010年），総務理事（2005年4月～2006年），理事（1995年～2010年），編集委員長（1996年～2002年），The American Association of Physicists in Medicine(AAPM)会員，The International Society for Optical Engineering(SPIE)会員，過去に医用画像情報学会(MII)会長，日本医学物理学会(JSMP)評議員，日本歯科放射線学会代議員，日本ラジオロジー協会(JRC)副理事長，独立行政法人医薬品医療機器総合機構(PMDA)専門員，国際原子力機構(IAEA)専門員など歴任。

受賞・著書等：日本放射線技術学会学術賞（2012年），同学会賞（2015年），医用画像情報学会学会賞（2006年）。著書・論文多数。これまでに師事した先生は，内田勝先生（故人），淵端孟先生，和田卓郎先生，土井邦雄先生，太田光雄先生。

趣味：趣味は読書と音楽鑑賞。名古屋大学では今年3月まで体操部部長を務める。

## 画質評価に関する最近の課題

金沢大学医薬保健研究域 保健学系 真田 茂

### 1. はじめに

医用画像の画質向上のために、様々な画像処理方法が検討されている。たとえば私たちの研究室では、ノイズを低減するための Non-local means (NLM) 処理や、解像特性を向上させるためのスパースコーディング超解像 (ScSR) 処理の効果について検討している<sup>1)</sup>。これらの画像処理では、基本的に局所の画像特徴に依存して、その局所ごとに処理の質と量が異なる。すなわち、たとえば平均値フィルタによるノイズ低減や、ボケマスク処理による鮮鋭化のように、画像全体に一定の均一処理が施されるものとは違う。そうすると、処理前後の画像のノイズ特性や解像特性を測定して、その画像処理の効果を検証することが非常に難しい。主として低コントラスト成分で構成される生体画像と、Normalized noise power spectrum (NNPS) 計測のための均一照射のノイズ像や MTF 計測のためのエッジ像やテストチャート像とは、あまりにも画像の性状が違うからである。すなわち、生体画像に対する画像処理の効果を検証したいにもかかわらず、それとは全く異なるパラメータで処理された物理特性計測用の画像をもとに画質が評価される可能性がある。

本シンポジウムでは、このような場合の画質をどのように評価したら適切なのかについて、現状と課題、そして解決方法の一端について提案したい。

### 2. Non-local means (NLM) 処理の効果に関する課題

NLM 処理の概略を図 1 に示す。これは対象画素を中心とした小ブロックの類似性（ピクセル値の相関）をもとに、重みづけした加算平均をすることによってノイズの低減を図る処理である<sup>3)</sup>。この処理によって、エッジ成分などの画像特徴を保持しながらノイズ低減が期待できる。ここでは、WS によるノイズ特性とエッジ法による MTF 評価、そして症例画像（微小石灰化）

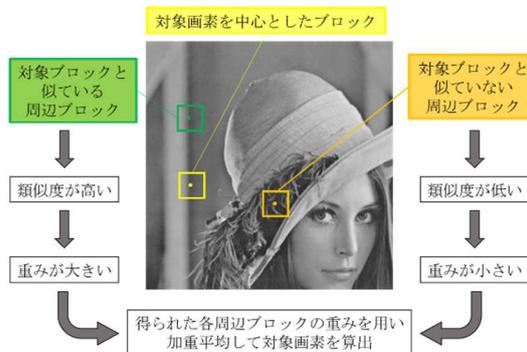


図 1 NLM 処理の概略

の視覚評価の結果に言及する<sup>1)</sup>。

まず、図2-1にノイズ特性を示す。NLM処理前(破線)と処理後(実線)のNNPS値は、予想通りに3種類のいずれの線量でもNLM処理後はノイズが低減した。

図2-2に解像特性を示す。NLM処理前(破線)と処理後(実線)のMTFは、ほとんど差が見られなかった。すなわち、NLM処理の目的に沿って、処理後のノイズ特性は改善し、解像特性が悪化することはなかった。

しかし一方、微小石灰化の症例画像の視覚評価では、すべての観察者がノイズ特性の改善よりも、解像特性が悪化している印象を受けると不満を示した(図3上:処理前,下:処理後)。おそらく、冒頭の危惧のように、エッジ像へのNLM処理と症例画像に対するNLM処理には、異なったパラメータが働いて処理の内容が変わっている可能性が高い。

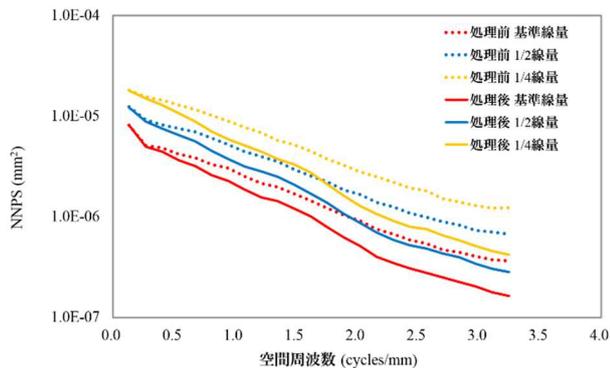


図2-1 ノイズ特性 (NNPS)

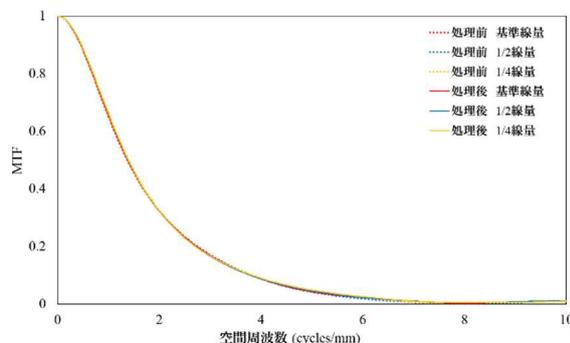


図2-2 解像特性(MTF)

### 3. スパースコーディング(ScSR: Sparse coding super-resolution) 処理の効果に関する課題

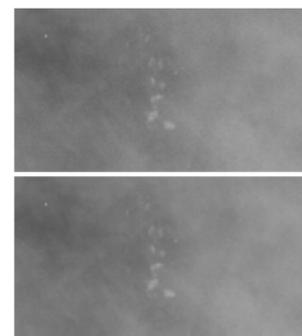
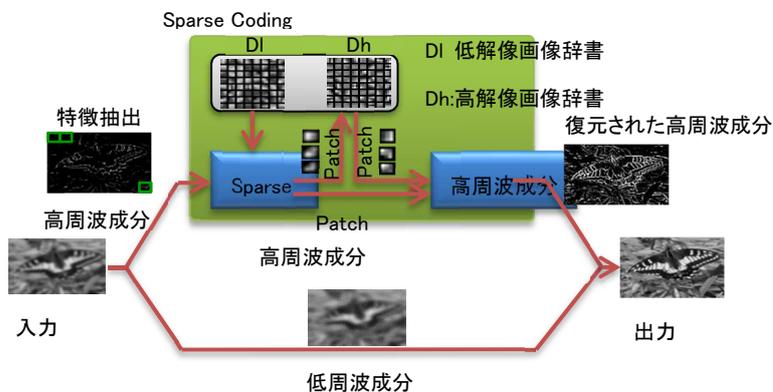


図3 微小石灰化(前/後)

図4 ScSR 処理の概略

ScSR 処理の概略を図4に示す。これは画像中の劣化した(ボケた)高空間周波数成分に対して、基本的な画像特徴を多数の小区画(Patch)として格納した辞書を使って鮮鋭性を復元する処理<sup>4)</sup>である。

る、その辞書は、予め用意した様々な劣化していない高精細な画像特徴（高解像画像辞書）と、それを劣化させてボケた画像特徴（低解像画像辞書）の対応する二つの辞書によって構成される。すなわち、対象画像中の画像特徴と類似の画像特徴を低解像画像辞書から抽出し、それらと対応する高解像画像辞書中の画像特徴と置換することによって、画期的に解像特性が改善した処理画像が得られる。しかし、基本的には元画像と良く似た全く違う画像を創ることに他ならないので、冒頭に述べた危惧のため、物理評価は行っていない。

図5に微小石灰化を含む症例画像の処理結果について例示する<sup>2)</sup>。処理後の微小石灰化

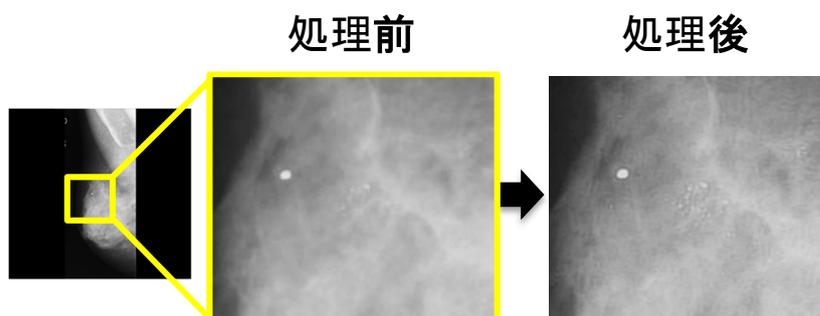


図5 ScSR 処理前後の微小石灰化陰影

陰影や乳腺構造が、処理前に比較して高精細化していることが明らかである。一方、アーチファクト様のパターンが顕れているようにも見える。ScSR 処理にはノイズ除去と鮮鋭性向上の程度を個別に制御するパラメータがある。それらのパラメータの調整による出力画像の視覚的变化を、簡便に定量評価できる方法の確立が喫緊の課題である。

#### 4. おわりに

ここに例示したような、位置不変性の成立しない、局所ごとに処理パラメータが異なる画像処理の効果について、従来の NNPS や MTF による物理的評価は相応しくない。また、C-D ダイアグラムや画質管理用ファントムの視覚評価のみでは偽陽性の評価ができない。そうかと言って、いきなり統計的に適切で大規模な ROC 解析を実施することも簡単ではない。新たな物理的評価については別途検討中だが、まずは、当該画像処理の有用性を合目的に、視覚的に検証する必要がある。

現時点では、その解決方法として、（1）適切な評価が可能な画像特徴／異常陰影を含むファントム画像／臨床画像を対象として、処理前後の画像を視覚的に一対比較する、（2）良く吟味された臨床画像を対象として、小規模で臨床的に有意義な ROC 解析を行う、などが良さそうである。また、後者の ROC 解析については、現在盛んに議論されている“model observers”<sup>5-6)</sup>によるコンピュータ評価を簡単に実施できれば非常に有用と考える。シンポジウム当日に、これらの応用の適否について議論できれば幸いである。

## 謝辞

本稿およびシンポジウムにおける報告の全ては、次の方々との共同研究の成果に基づくものです。加藤真理奈さん（現・奈良県立医科大学）、宮阪洋亮君（金沢大学大学院）、峰広香織さん（金沢大学病院）、田中利恵講師（金沢大学医薬保健研究域）、松田吉雄教授、今村幸裕准教授（金沢大学理工研究域）、松田研究室の皆さま、北正樹氏をはじめ EIZO 株式会社映像技術開発部 ASIC 開発課の皆さまに、謹んで深謝申し上げます。

## 参考文献

1. 山下剛史, 大柿護, 加藤真理奈, 今村幸祐, 松田吉雄, 真田茂. NL-means を用いた医療画像ノイズ除去における微小石灰化減弱の改善に関する検討(高精細度画像処理・表示, 一般). 電子情報通信学会技術研究報告. IE, 画像工学 114(293), pp. 45-50, 2014.
2. Y. Miyasaka, S. Sanada, M. Higashi, M. Ogaki, M. Kita, Y. Matsuda, K. Imamura. Evaluation of X-ray images using sparse coding super-resolution processing. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery 11(Supplement 1), S33, 2016.
3. A. Buades, B. Coll, J.-M. Morel, A non-local algorithm for image. IEEE Computer Vision and Pattern Recognition 2005, Vol. 2, pp. 60-65, 2005.
4. J. Yang, J. Wright, T. Huang, Y. Ma. Image Super-Resolution Via Sparse Representation. IEEE Transactions on Image Processing, Volume19, issue 11, pp. 2861-2873, 2010.
5. HH. Barrett, J. Yao, JP. Rolland, KJ. Myers. Model observers for assessment of image quality. Proc. Natl. Acad. Sci. 90, pp. 9758-9765, 1993.
6. J. Lee, RM. Nishikawa, I. Reiser, JM. Boone. Can model observers be developed to reproduce radiologists' diagnostic performances? Our study says not so fast! Proc. Of SPIE 9787, 978707-1-7, 2016.

## 著者略歴



### 真田 茂

金沢大学医薬保健研究域・保健学系 教授

学歴・職歴など：金沢大学医学部附属診療放射線技師学校（1973 年卒業），金沢大学医療技術短期大学部・助手（1973 年），シカゴ大学カートロスマン放射線像研究所・研究員（1988～1990 年），金沢大学医学部保健学科・助教授（1995 年），2004 年より現職

所属学会：日本放射線技術学会（代表理事：2011～2015 年），日本医学物理学会，日本医学放射線学会，日本医用画像工学会，AAPM など

受賞・著書など：日本放射線技術学会・学術賞（2009 年），図解診療放射線技術実践ガイド（第 3 版），新・医用放射線科学講座「医用画像工学」など

趣味：テニス，ゴルフなど

## 医用画像に関してどのような研究をするべきか？

### 画像部会への提案

シカゴ大学・群馬県立県民健康科学大学 土井 邦雄

放射線画像診断は、1960年代までフィルム画像の読影によって実現されていました。医師による診断結果は、写真の質に依存すると信じられていました。しかし、写真の質に影響する重要な因子は、画質と考えられていたのです。画質に関係するのは、写真濃度、フィルムコントラストや鮮鋭度(または解像力)などと考えられていました。その当時、粒状性やカンタムモトルの重要性は、透視以外には強く認識されていなかったと思います。一方、カメラレンズや写真フィルムの特性の客観的な定量的評価尺度として、MTF やウィーナスペクトルなどの概念が導入されたのです。これは、当時、光学の分野での画像分析の基礎の進展があったからです。そこで放射線写真の分野でも、そのような概念を導入することが試みられました。日本では、1960年代の始めごろに放射線像研究会(現・医用画像情報学会)が創設され、医用画像に関する研究が大きく注目されていました。日本放射線技術学会では、画像部会(当時・画像分科会)が設立されたのです。そこで、画像部会では、画像評価が主たる研究テーマとなったのです。物理的画質評価と主観的診断能評価は、長期間にわたる重要なテーマ(1-4, 7, 8)でした。

しかし、物理的画質評価や診断能評価は、医用画像に関する研究の一部でしかありません。むしろ、画像部会は、医用画像に関する全ての広範囲の問題を研究テーマにすることができると思いますし、そうすべきではないでしょうか？ 画像部会の将来の進展は、画像部会に関係する研究者の選ぶ研究テーマの重要性と社会へのインパクトの程度と関係しているのではないのでしょうか？ 医用画像の対象は、単純エックス線写真だけでなく、CT, MRI, 超音波画像、核医学画像や他の医用画像も含まれます。それらの最適画像を得ることは、放射線技術にとっては極めて重要ではありませんか？ 最適とは、どのような意味で定義できるのでしょうか？ うっかりすると、明確ではない概念のもとに最適と表現している状況はないでしょうか？ そのための工夫や研究は、画像部会の研究テーマにはならないでしょうか？ これに関する研究には、物理的な画質評価だけでなく、観察者による主観的な信頼性のある評価が必要ではありませんか？ 現在、ROC 曲線による評価法が確立されていますが、これ以外には簡便で信頼性が高く、多くの研究者の利用できる方法はないのでしょうか？

最近、シェッフエの一対比較法という手法が、画像の主観的な定量的評価法として、日本放射線技術学会の一部の研究者によって用いられていることを知りました。この手法はモデルに基いているようですが、モデルの妥当性が証明されなければ、この手法の妥当性は根底から崩れてしまうと思います。この手法の改善策は色々考慮されているようですが、モデルの信頼性が得られなければ、残念ながら、全ての研究結果は無駄な努力と判断される可能性があります。そこで、医用画像評価には、信頼性の高い手法を用いることが絶対に必要と思います。さもないと、信頼性の低い手法を用いた研究は、全て疑わしくなると言わざるを得ません。一対比較法(3, 6)という手法は、一般的には信頼性が高いと思いますが、その手法を修正あるいは変更する場合には、相当慎重に対処する必要があると思います。できれ

ば、一対比較法を、多くの研究者が利用できるような研究活動が、画像部会の研究者にとって必要ではないでしょうか？ つまり、画像部会では、多くの研究者が、容易に利用できる信頼性の高い主観的画像評価の手法を確立する努力が必要ではありませんか？

次に重要と思われる研究テーマは、放射線技師による画像診断支援(5)に関するものです。日本における放射線診断における診療放射線技師による診断支援は、良く知られている事実です。放射線科医の少ない中規模あるいは小規模病院では、病院長や医師の公式あるいは非公式な了解のもとに、放射線技師による一次読影あるいは予備の読影が行われています。これは技師による読影支援と考えることができます。しかし、この努力は社会的に正式に認められているでしょうか？ 病院や医師たちの感謝の言葉以上に技師の仕事の一部として報酬を与えられているでしょうか？ この努力を自己満足の領域から、社会的貢献の認識まで向上させるのは容易ではありません。しかし、技師による診断支援の効果が診断の正確度の向上に有益である事が科学的に証明できれば、この努力を社会的に認識することは可能だと思います。これを、画像部会の主たる研究テーマの一つに採択する必要があるのではないのでしょうか？ 画像部会は、このような大きな目標を持つべきではありませんか？ 英国では、マモグラムの読影支援に放射線技師が参加しており、その資格を得ることができれば、読影支援に参画し、その報酬として約 20%の給料の向上が実現します。このようなことを実現するのは、医師の了解だけでなく行政指導と社会的な重要性の判断が必要であり、決して容易ではありません。しかし、長期的な研究テーマとして重要ではありませんか？ 多くの方を説得するための研究結果を得るには、観察者実験を含む高度なレベルの総合的な研究(5)が必要です。勿論、医師の理解と研究への参加が必要です。

コンピュータ支援診断(1, 6, 9)は、現在、米国の乳癌検診の分野で広範に実用されています。毎年マモグラムの検診は 3800 万人ですが、そのうちの約 80%以上の患者の診断には、コンピュータ支援診断が利用されています。各種のモダリティによる病巣の検出や鑑別診断のためのコンピュータ支援診断の色々な手法の開発は大きな研究テーマですが、画像部会は、この研究テーマにも本格的に関係するべきではないのでしょうか？ 現在、病巣の検出に関するコンピュータ支援診断は実用になっていますが、鑑別診断に関するコンピュータ支援診断はまだ実用になっていません。これを実用化するための研究は容易ではありませんが、大きなチャレンジと考えることができます。

コンピュータ支援診断の一部として、類似画像(6, 9)を利用する試みが研究されています。類似画像を検索し医用画像診断に利用することができれば、PACS に貯蔵されている膨大な医用画像を利用することが可能になります。しかし、現状では、PACS の中の巨大な画像データベースは、殆ど利用されていません。類似画像に関する研究は、物理的および主観的な評価を含む長期的で複雑なテーマになる可能性があります。世界的には、類似画像に関する研究はまだ始まったばかりと考えられます。今後、多くの研究論文が期待されます。

医用画像は、放射線診断のためだけでなく、放射線治療や他の治療の分野でも利用されています。そのような治療のための医用画像を最も効率よく利用するには、幅広い意味での最適化が必要ではありませんか？ 米国の放射線治療の分野では、医学物理士によって治療計画が行われていますが、医用画像は広範に利用されています。放射線技師は、この分野にも積極的に活躍すべきではないでしょうか？ そのためには、治療のための医用画像に関する研究を、画像部会の研究テーマにとりいれるべ

きではありませんか？ 医用画像に関する研究は、多くのテーマが可能です。画像部会では、将来の進展のために、今後多くの研究テーマに挑戦し、研究結果の社会的インパクトを意識して、それらを研究テーマとして取り入れるべきではありませんか？

#### 参考文献

1. 土井邦雄: 学長の回顧録 インナービジョン社出版 2014.
2. 土井邦雄:【特別記念講演】「医用画像情報学会創立 50 周年を祝して」医用画像情報学会雑誌 vol. 31, No. 3, pages lix-lxxi, 2014.
3. 土井邦雄: 観察者実験における定量的評価: 心理物理実験の重要性と注意点 日放技学会誌 vol. 66, No. 10, 1497-1501, 2010.
4. 土井邦雄: ウィーナースペクトル研究の歴史的背景: カンタムモトル研究のはじまり 日放技学会誌 vol. 68, No. 3, 329-332, 2012.
5. 土井邦雄: 診療放射線技師による診断支援に関する研究の必要性 日放技学会誌 vol. 70, No. 1, 86-88, 2014.
6. 土井邦雄: 類似画像のサイエンス: 次世代 CAD のための類似画像に関する定量的評価 日放技学会誌 vol. 67, No. 4, 400-410, 2011.
7. 土井邦雄: 医用画像の分野における ICRU の活動 日放技学会誌 vol. 72, No. 6, 530-535, 2016.
8. Kunio Doi: Diagnostic imaging over the last 50 years: Research and development in medical imaging science and technology. Physics in Medicine and Biology vol. 51, R5-R27, 2006.
9. Kunio Doi: Computer-aided diagnosis in medical imaging: Historical review, current status and future potential. Computerized Medical Imaging and Graphics vol. 31, 198-211, 2007.

## 著者略歴



### 土井 邦雄

シカゴ大学名誉教授、群馬県立県民健康科学大学名誉教授

学歴・職歴等：早稲田大学理工学部応用物理学科卒業、大日本塗料(株)極光研究所研究員、東北大学非常勤講師、大阪大学非常勤講師、シカゴ大学放射線科教授、シカゴ大学医学物理学講座主任、シカゴ大学カート・ロスマン放射線像研究所所長、シカゴ大学生物科学部ラルフ・ジェラード任命教授、

所属学会・資格等：Medical Physics Associate Editor, ICRU Commission Member, RPT Editor-in-Chief, Edith Quimby Lifetime Achievement Award by AAPM, 群馬県立県民健康科学大学学長、日本放射線技術学会名誉顧問、医用画像情報学会名誉顧問、

受賞・著書等：文部科学大臣表彰・科学技術賞受賞、応用物理学会光学論文賞受賞、著書：学長の回顧録

## 乳房超音波ファントムの開発について

株式会社 京都科学 製造部 石川 直登

### ◆はじめに

まずファントムとは何であろうか。端的に言い表せば、人体（生物）の代わりに被写体（被曝体）となる模擬人体を指すものと考えられるが、それは必ずしも人体の内外形状を忠実に再現したものばかりではない。狭義には、医用放射線学において問題とする電離放射線の吸収又は散乱について、実質的に組織と同じ性質を示す物体を指していた。つまり放射線防護、放射線又は被照射体に関する診断装置の性能評価、そして吸収線量測定などについてシミュレートする目的で利用される物体であった。現在では、各画像診断装置の性能・品質を評価する測定器具および最適撮影条件検討のための被写体全般をファントムと呼称している。

超音波装置・X線 CT 装置・MRI 装置に代表される各種の医療用画像診断装置の普及と、近年の目覚ましい発展は周知の通りである。機器の進歩とともに、ファントムの使用目的も広範かつ多角化・高度化していると感じられる。医療機器のより明確な品質管理のための『試験器具』、より良い臨床画像提供のための『検討材料』、また医療機器使用者の技術向上のための『教材』など、基本的には『客観的・標準的なものさし』として一般的にその存在意義が認知されていると思われる。その中で解決しなければならない課題も多い。

超音波検査は放射性物質に被曝するリスクが全くなく、装置は簡単に移動ができてベットサイドで繰り返し扱える。こうした非侵襲的な安全性と機動性の良さから年々診断領域の幅が広がっている。超音波装置による画像情報を活用した臨床検査が日常的に行われ、重要視されるようになっていく。

京都科学では長年X線製品の製作を行ってきたが、こうした超音波装置の急激な技術革新による普及で超音波用のファントム製作が急務と捉え、2000年から開発に着手した。

以下、超音波材料と製品の開発から今後の展望について述べていきたい。

医学の発展と被験者の負担の軽減、ならびに医療機器の安全と品質管理の明確化に少しでもお役に立てば幸いである。

### ◆超音波材料の開発

目標は人体と同じ音響特性をもち安定した素材を作り出すこと。膨大な量のサンプルを作り、音速・減衰率・安定性（耐久性）・密度・硬度など様々なテストを行った結果、3年を要して材料が完成した。

材料はエラストマー樹脂で組み込む材料の配合を一定にして樹脂用可塑剤を数種類添加している。同じ密度の有機系フィラーを基本材料に加えて配合調整を行うと人体に近い物理特性の材料が作り出せる。この配合調整で輝度は無エコーから高エコーまで自由にコントロールができる。また基本材料の中で分量割合を変えると硬度の微調整が可能で、それに伴って音速と密度、音響インピーダンスの数値が変動する。経年劣化の耐久テストに関しては現時点で10年分の試験データの蓄積があり、劣化による崩壊は発

生せず変動なく安定している。

音速	1434m/sec (25°C)
密度	0.954g/cm <sup>3</sup>
減弱係数	0.59dB/cmMHz (25°C)
音響インピーダンス	1.37rayl (25°C)

図1 超音波材料音響特性データ

### ◆ファントム製作

超音波装置は扱う検査技師の読影技量によって診断が大きく左右されるためトレーニングが必要不可欠である。生徒間で練習台となって交代で行われてきたが近年はプライバシーの問題から難しくなっていると聞く。教材としての共通媒体の要望もあった。

プローブ走査を習得するために「人間の代わり」となるヒューマン型ファントムの存在意義は大きい。

一方で装置側の点検も欠かせない。「超音波診断装置といえども他の医用放射線機器と同様の管理が必要となっている。定期的な点検時でのデータ比較が重要となり、性能劣化や装置状態の把握は常に使用するユーザーの義務である。」とある。プローブと装置の日々の点検に客観的・標準的・不変的な性能評価用ブロック型ファントムが必要である。

このように材料開発後はヒューマン型とブロック型を区分して考え、ファントムプロジェクトがスタートした。ヒューマン型の開発は腹部モデル「ECHOZY」、腹部モデル病変付きの「ABDFAN」、乳房モデル「BREASTFAN」、胎児モデル「SPACEFAN」、婦人科、睾丸、股関節と続く。ブロック型は標準モデルの「超音波診断装置評価用ファントム」、精査基準の高い「乳房超音波精度管理ファントム」の2種類が完成した。

京都科学は標本から始まり、マネキン、文化財の複製・保存・修復、人体解剖模型に続き医学・看護・福祉分野を担う人材育成を支援するために各種シミュレータの開発・製造に注力してきたため、ファントム「人間の代わり」はその造形・成形・材料の技術で成り立っている。

造形技術は主に3つあり、実際の人間の骨や内臓から直接型取りして複製する方法、造形用粘土で固めて削りだして一から作り出す方法、そしてDICOMデータ編集から3Dプリンタで出力する方法がある。CTやMRI装置と3次元造形機械の発展と共に手作業からそれらを駆使して非常に繊細で正確な造形が可能になった。

今回はファントム製作の中でも特に難易度の高かった乳房モデル「BREASTFAN」について解説したい。

## ◆ヒューマン型 乳房モデル「BREASTFAN」

日本では乳がんの罹患率と死亡が共に急激に増加し続けており、乳がん検診の重要性が広く再認識されている。J-START では超音波の有効性が検証され比較試験を行っているところで、今後ますます超音波による乳がん検診の受診率は上がると予想している。われわれは乳房の走査トレーニングにより読影診断の技術向上を期待して乳房ファントムを開発・製作・販売している。

このモデルは実際の医療用超音波装置を利用してリアルタイムに描出画像を確認しながら体表走査の基本と特徴的な乳腺疾患のスクリーニングのトレーニングができる。

左胸部のレリーフ形状で乳房のやわらかい弾力を再現した。超音波用材料のエラストマー樹脂の配合調整により通常の2倍の柔軟性が実現している。ただエラストマー樹脂は柔軟性を上げると摩擦や裂けに弱くなるため、表面にはプローブ走査時の圧力と摩擦から樹脂を保護する独自のシリコンコーティング技術を開発し採用した。内部のエラストマー樹脂の強度や耐久性は本来の配合材料の特性と同等の性能を保有している。



図2 乳房超音波診断ファントム US-6 BREASTFAN

ファントム内部組織は乳腺・乳管・皮下脂肪・脂肪・骨・筋肉・肺を内蔵。実際の人体の超音波画像を元にそれぞれ同等の輝度に当てはめた。乳腺組織は低エコーと高エコーの斑模様を異なる配合の材料で独自の成形方法により合成、脂肪組織は皮下脂肪にクーパー靭帯を作り、骨は音響陰影を出すために高密度材料を使用、肺は樹脂内に空気泡を埋め込んで音響陰影を再現している。

乳房疾患はそれぞれ異なるサイズの腫瘍・嚢胞・癌3種類を複数個設置している。乳管は内部に腫瘍を含む乳管拡張の症例を再現している。



図3 乳管拡張



図4 嚢胞

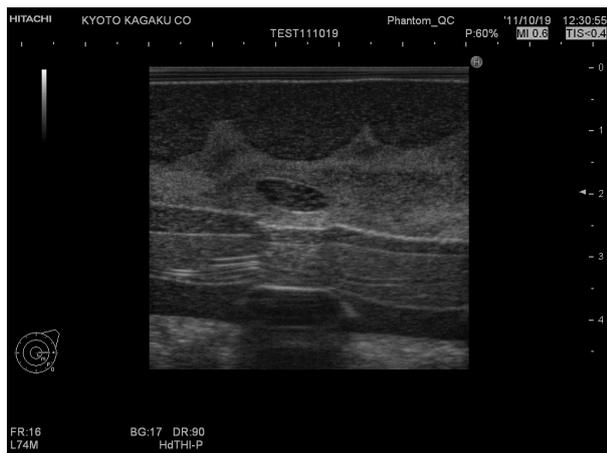


図 5 良性腫瘍



図 6 乳癌



図 7 腋窩リンパ節

#### ◆今後の課題

ファントムはあくまで初期レーニング用であり、プローブのスクリーニングと各臓器の描出の技術向上を目的としている。これから更なる機器の進化によって、これまで「見えなかったものが見えてくる」ことが予想される。ファントムの性能も引き続き高度化を目指して研究を進める必要性がある。

ファントムに求められる要求は多様化しているが、共通して求められているのは、『簡便で低コストかつ再現性のあるもの』である。この基本的な要求のすべてを満たせているわけではないが、医学の発展に少しでも貢献できるよう、汎用性のあるファントムを提供していきたい。超音波ファントムの技術紹介と本拙文が少しでもその理解の端緒となれば望外の喜びである。

## マンモグラフィ読影用デジタル教材製作の試み

国家公務員共済組合連合会 立川病院 外科 **服部 裕昭**

### 1. はじめに

近年の医療画像はデジタル化が急速に進行し広く普及するのに伴い、画像診断はフィルム読影から医療用高精細液晶モニタによる読影・診断に急速に移行している。マンモグラフィの読影環境においても同様にアナログフィルムによる診断からマンモグラフィ読影専用のワークステーションによるソフトコピー診断に急速に移行している。読影環境は急速にデジタル化しているにもかかわらず、読影研修の教材は書籍ベースの教科書が主流であり、参考画像も印刷による画像であった。

デジタル時代の新しい学習用教材の登場が望まれているが、デジタル時代に合わせた高画質なデジタル教材は少なく 3)、使用者の周囲環境に関係なく使用できる教材はまだない。今回オリジナルの学習用教材を製作するにあたり、1) 使用者の環境に左右されることなく学習できること。2) オリジナルのマンモグラフィデータと同等の画質が保たれること。3) 制作および配布・普及に費用がかからないこと。この3点に重点を置いた教材を製作した。

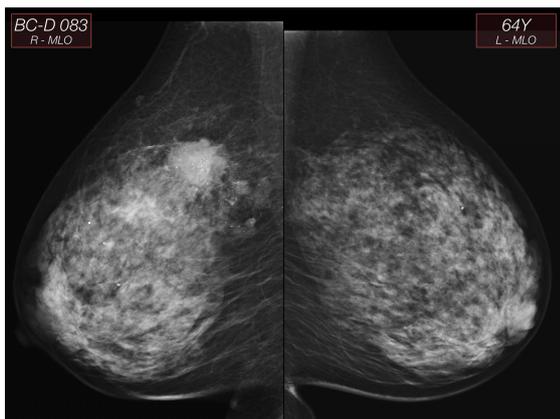
### 2. 教材について

医療機器において、撮影された画像データは DICOM 形式のデジタルデータとして保存される 3)。現在の FPD タイプのマンモグラフィ撮影機器において撮影画像の空間分解能は 100~50  $\mu\text{m}$  の画素ピッチである。これより一般的なマンモグラフィの撮影範囲 (18×24cm) での画像データの画素数は約 400 万~1600 万画素と計算される。また濃度分解能は 14bit グレイスケール (16384 階調) で記録されるが、マンモグラフィ読影専用のワークステーションの画面上では、閲覧用ビューワーソフトウェアにより 8bit グレイスケール (256 階調) に変換して画面上に表示される 3)。この特徴を考慮した上で、製作する教材のファイル形式を PDF ベース 2) としたオリジナルファイル形式 (以下 mhFiles®: 特願 2011-141281 号にて

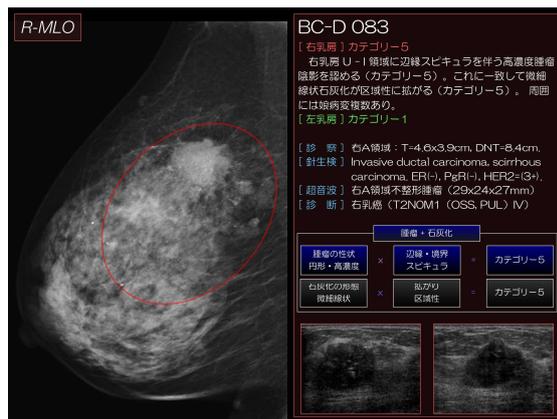
特許出願中、登録第 5532688 号にて商標登録済み) を考案し採用した。PDF をベースとした mhFiles®形式を採用することにより MacOS, Windows, iOS, Android 等の各種 OS において標準機能で閲覧が出来るだけでなく、空間分解能の画質は閲覧時にオリジナルの画像データと同等の画質が保持され、システムやソフトウェアにより表示画質が自動的に劣化されるのを防ぐことができる。また mhFiles®の濃度分解能の画質はグレースケール 256 階調であり、実臨床におけるマンモグラフィ読影専用のワークステーションの画面上に表示されている画質と静止画においては同等である。mhFiles®の製作においては各種 OS やソフトウェアの標準機能で PDF への出力が容易であることより、教材を製作するために追加のソフトウェア購入などは必要なく、インターネットを介して配布・普及することでほぼ費用をかけることなく製作および配布ができるようにした。

### 3. 教材の種類

1) 症例ファイル (写真 1、2) : モニタ画面上でマンモグラフィの閲覧がし易いように画像を配置したページを制作し、左右MLO(+CC)viewと解説のページで 1 症例とした。2016年現在、乳癌症例約700例を含む約2000症例のファイルを作成した。

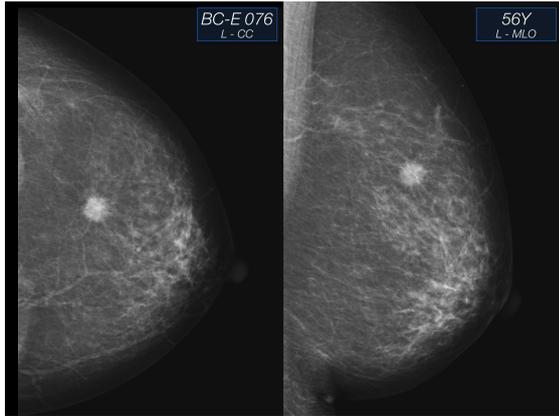


(写真 1) 症例ファイルMLOview

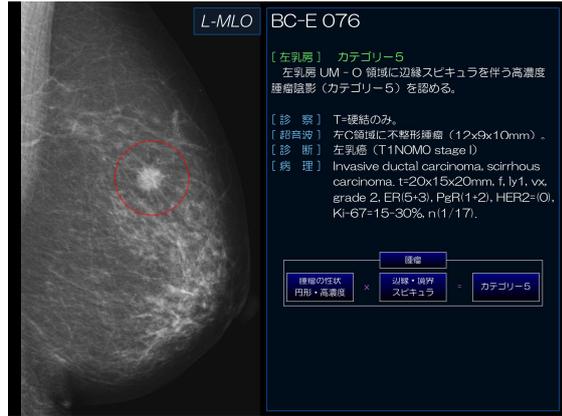


(写真 2) 症例ファイル解説

2) 各論ファイル (写真 3、4) : 症例ファイルをベースに、腫瘤陰影、石灰化、構築の乱れ、FAD等項目ごとに分類し、所見のある画像と解説の 2 ページで 1 症例とした。現在までに約400症例の各論ファイルを作成した。



(写真3) 各論ファイルML0-CCview

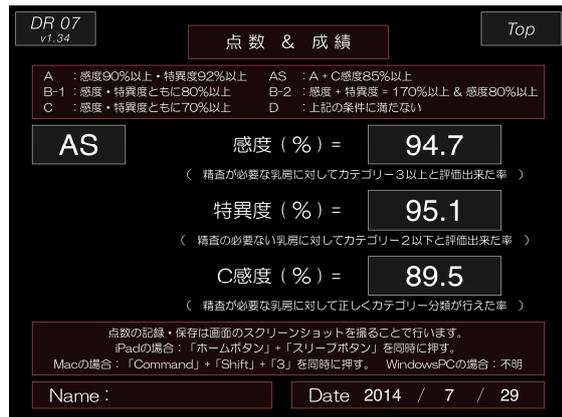


(写真4) 各論ファイル解説

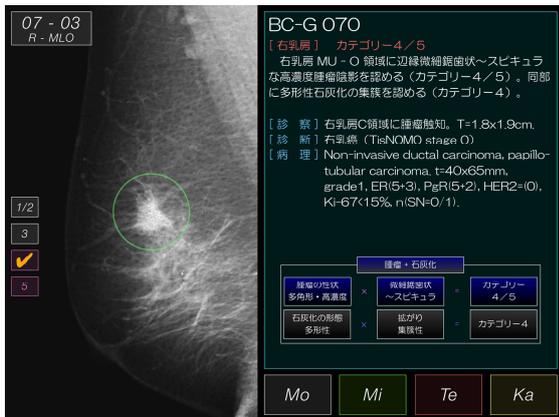
3) 模擬試験ファイル(写真5~8): 症例ファイルをベースとして各ページの左右にチェックボックスを付け、カテゴリ分類による模擬試験が出来るようにした。点数計算の機能を付加し自己評価が可能となるようにした。30問で1ファイルとし、現在33ファイル(計990問)制作した。



(写真5) 模擬試験ファイル(ML0view)



(写真6) 模擬試験ファイル(点数)



(写真7) 模擬試験ファイル(解説)



(写真8) 模擬試験ファイル(解答)

#### 4. 教材の評価について

mhFiles®形式によるマンモグラフィデータベースを各種学会・研究会・勉強会において希望者に無償提供し試用してもらい独自に以下のアンケートを実施した。

mhFiles®の画質に関するアンケート 下記0～6より一つ選んでください。

(ファイル自体の画質に関する質問です。使用環境は考慮しないでください。)

0. 画質は診療に使うマンモグラフィ機器と同等である。

(実際に診療に使うということではなく、画質が同等であるとの意味)

1. 画質は診療に使うマンモグラフィ機器よりは落ちるが、医療機器と同等の読影が出来る。

(実際に診療に使うということではなく、画質は落ちるが診療時と同等の読影が出来るとの意味)

2. 画質はマンモグラフィ読影研修の教材としては十分な画質である。

3. 教材としての十分な画質がなく参考程度の画質である。

4. 参考にもならない。

5. 存在自体必要なし。

6. 使用期間が短く評価不能。(使用期間 月)

結果：2014年11月にアンケートを実施し以下の結果が得られた。

回答者 92名 (医師 61名、技師 28名、その他 3名)、結果は以下の通りであった。

0: 29人 (32.2%)、1: 26人 (26.4%)、2: 34人 (39.1%)、3: 2人 (2.3%)、4: 0人 (0%)、5: 0人 (0%)、6: 1人。

上記結果より、2以上と解答したのは 92名中 89名 (96.7%) であり、多くの試用者が教材として十分な画質があると解答している。

#### 5. データベースの製作

日本放射線技術学会では、岐阜大学藤田らにより2003年2月に叢書「マンモグラフィ典型症例画像データベース (CD-ROM)」4) が販売された。日本放射線技術学会学会員だけでなく、マンモグラフィ技術講習会、マンモグラフィ読影講習会などに参加される先生方の基本的な症例の学習ツールとして活用されてきた。2003年当時では、メディアの普及状況を勘案して画像データの解像度を低くしCD-ROMで作成された。しかしマンモグラフィ典型症例画像データベースの作成当時はアナログシステムが広く普及しており、アナログデータをスキャナでデジタル化してデータベースを作成したため画像処理などの条件が大きく異なる。さらに診断基準についてもガイドラインの一部修正によりガイドラインとマンモグラフィ典型症例画像データベースでの解答に一部修正が必要な部分があった。

そこで、日本乳がん検診精度管理中央機構では、2015年に教育研修委員会、教材制作ワーキンググループを設置 (委員長: 岩瀬拓士) し、現在のデジタルデータに即したデータベースの作成を行った。マンモグラフィガイドライン第3版1) の内容に沿って mhFiles®形式で製作されており、「基礎編」は

2016 年秋より販売を予定している。順次「応用編」、「模擬試験編」をリリース予定。

## 6. ファイルの採用

以下の学会、研究会、勉強会において mhFiles®形式のファイルが採用された。

- 1) 第 6 回 DCIS 研究会（香川県） 「マンモグラフィリーディング」
- 2) 第 2 3 回日本乳癌学会学術総会（東京都） 「画像診断セミナー マンモグラフィ」
- 3) 第 1 2 回日本乳癌学会関東地方会（埼玉県） 「マンモグラフィ・リーディング」
- 4) 城南乳腺画像研究会（東京都） 年 2 回開催
- 5) 経済産業省助成 ミャンマー乳がん検診支援事業の教材として。

## 7. おわりに

基本的に無償提供とし、現在立川病院の乳腺外科のホームページより最新版がダウンロード出来るようになっている（[http://www.tachikawa-hosp.gr.jp/z-geka\\_nyusen.html](http://www.tachikawa-hosp.gr.jp/z-geka_nyusen.html)）。これにより当初の目的である使用、配布に費用が発生しないようになっている。またほぼ全ての tabletPC、もしくはノート PC、デスクトップ PC にインストールすることが出来るだけでなく、紙ベースの教科書のようにかさばらないため常に携帯することができるようになった。これにより多少の休憩時間や移動の時間に学習することができるようになり、使用者の周囲環境に左右されることなく常に学習できるようになった。今後はファイルのアップデートを重ねながらよりよい教材への発展を目指すだけでなく、詳細な製作方法を開示して、各施設においてオリジナルのファイル製作が出来るようになることを目指し、mhFiles®という共通のフォーマットで情報の共有が出来るようになることを望んでいる。

## 参考文献

- 1) マンモグラフィガイドライン：第 3 版増補版：医学書院
- 2) Adobe Systems Software Ireland Ltd.：www.adobe.com
- 3) 駒澤大学医療健康科学部紀要 第 6 号(2009)：医療 X 線画像を一般用 LCD で確認するための表示方法：近藤啓介、齊藤典明
- 4) マンモグラフィ典型症例データベース：社団法人 日本放射線技術学会 学術委員会：藤田広志  
他

## Cone-beam CT 画像を用いた小線源治療計画への応用

富永 正英<sup>1)</sup>, 下窪 康史<sup>2)</sup>, 生島 仁史<sup>1)</sup>,

本田 道隆<sup>3)</sup>, 佐々木 幹治<sup>2)</sup>

1) 徳島大学大学院 医歯薬学研究部 放射線治療学分野

2) 徳島大学病院 診療支援部

3) 国立香川高等専門学校

### 1. はじめに

近年、技術革新によって RALS (Remote After Loading System) を用いた小線源治療 (以下 RALS 治療) では CT (Computed Tomography) 画像を使用した三次元治療計画に基づく IGBT (Image Guided Brachytherapy) が注目を浴びている。IGBT は従来の 2 方向単純 X 線画像から位置情報を得た二次元治療計画に比べて、より精度の高い治療が可能である 1)。Richard Pötter らの報告によるとウィーン大学における子宮頸がんの治療成績は、二次元治療計画による局所制御率が 80%であったのに対し、IGBT では 90%となっており、IGBT の方がより高い局所制御率を示している 2)。大野らの 2012 年の報告によると、本邦での子宮頸がんの RALS 治療は全体の約 15%の施設が IGBT で施行されており、今後ますます普及することが予想される 3)。

子宮頸がんにおける RALS 治療はアプリーターと呼ばれる器具を病巣部に挿入し、アプリーター内に線源を挿入、停留させて病巣に放射線を照射する。代表的なアプリーターを図 1 に示す。二次元治療計画は二方向の単純 X 線画像から体内におけるアプリーターの位置を把握して線量計算を行う。一方、三次元治療計画はアプリーターを挿入後、CT 撮影を行い得られた CT 画像を用いて行うため、病巣や正常組織の位置が把握でき各臓器の線量評価を二次元治療計画に比べてより精度良く行うことが可能となる。図 2 に二次元治療計画と三次元治療計画の様子を示す。

三次元治療計画は CT 画像を用いて行うのが一般的であるが、RALS 治療室に専用の CT 装置を設置することは、治療室を広く設計する必要があり経済的負担を伴う。そのため、現在多くの施設では他室にある診断用の CT 装置を利用して撮影されることが多い。患者はアプリーターを挿入した状態で病院の廊下をストレッチャーで移送されるため、総治療時間が長くなる。また、子宮頸がんの治療では碎石位と呼ばれる出産の時と同様の特殊な体位で治療を行うため、下肢が CT 装置のガントリ内に入らないことが多く、その場合は下肢を可能な限り伸展させて CT 撮影を行っている。この場合アプリーターが碎石位で挿入した位置と CT 撮影時とで位置が異なる可能性がある。そこで、我々は RALS 治療室に設置可能な X

線循環器診断システムを用いた CBCT (Cone-beam CT) に注目した。CBCT 装置は CT 装置と比較して小型であり広い治療室を要求されないうえ、CT 装置と同様に体内の情報を三次元的に知ることが可能である。画像処理においては、近年 CT 装置に応用されている金属アーチファクト除去処理 (MAR: Metal Artifact Reduction) 技術が CBCT にも応用され、金属アプリーケーターを挿入した場合でも良好な画像が得られる。また、透視が行えるためアプリーケーター挿入時の様子をリアルタイムに観察することが可能であり臨床的な有用性も高い。本稿では子宮頸がんに着目し、徳島大学病院での RALS 治療計画における CBCT 画像の応用を紹介する。



図 1 子宮頸がんの RALS 治療に用いられるアプリーケーター (a) 金属製 (b) プラスチック製

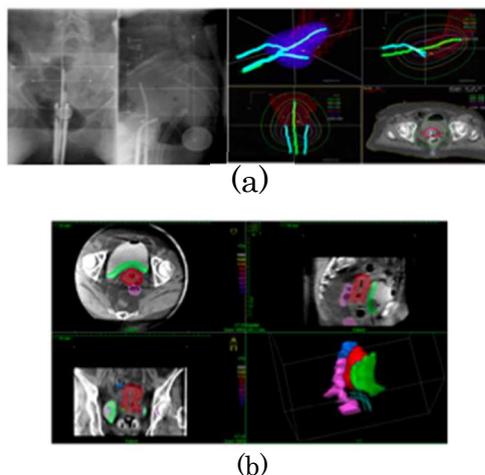


図 2 治療計画の比較。(a) 二次元治療計画。骨盤内に 3 本のアプリーケーターが挿入されていることが X 線画像から分かるが、臓器が描出されていないため、正確な線量評価は困難である。(b) 三次元治療計画。子宮、膀胱壁、直腸壁が描出され、各臓器の線量評価が可能となる。

## 2. CBCT の概要

徳島大学病院では 2012 年に Flat Panel Detector (FPD) を搭載した X 線循環器診断システムを導入し、RALS に応用している。本稿では CBCT の一例として東芝メディカルシステムズ社の Infinix Celeve-i を使用した CBCT システムを取り上げる。

### 2-1 CBCT システムの構成

CBCT システムは図 3 に示すように FPD と X 線発生装置を C-arm で組み合わせた装置であり、円錐状の X 線ビームが被写体の周りを 200 度回転し、角度ごとの二次元投影データを取得する。取得された投影データは三次元再構成端末に転送され、三次元画像として再構成される。CBCT は 1 回の回転撮影で体軸方向に連続した等方的な空間分解能を持った三次元画像を得ることが可能となる。再構成された画像を 3D ワークステーションに転送して観察する。



(a)



(b)



(c)

図3 CBCTの構成 (a) C-armで組み合わされたX線管とFPD (b) 三次元再構成端末 (c) 画像表示装置 (LCI Protocol Book 東芝メディカルシステムズ社から引用 4))

## 2-2 撮影

CBCTの撮影可能視野サイズはC-armに搭載されたFPDのサイズに依存し12×16, 12×12, 8×8 inchの三種類がある。よって、目的に合った仕様を選択する必要がある。子宮頸がんのRALS治療では骨盤内の臓器を描出するため12×16インチのFPDを使用している。

ユーザは撮影プロトコルを選択することによって、撮影時間、Matrix Size, Frame数, Strokeが選択される。この関係を表1に示す4)。撮影プロトコルは三種類から選択が可能であり、“High”では他の二種類に比べて撮影時間が長くなるが三次元再構成のためのframe(投影画像)数が多いため高品質な画像が得られる。臨床使用においては被写体の動きに考慮して撮影プロトコルを選択する必要がある。子宮頸がんにおけるRALS治療では下肢が寝台に付属している補助具で固定されていることと、治療部位が骨盤内であるため、呼吸による臓器の動きは小さい。また、アプリケーションは骨盤内で固定されているためほとんど動かない。よって、撮影時間は長くなるが、撮影パラメータは“High”モードを使用する機会が多い。

表1 CBCT撮影におけるパラメータ

撮影プロトコル	撮影時間	Matrix Size	Frame数	Stroke
Fast	10		247	(+120) - (-120)
Middle	15	1024 × 1024	407	(+112) - (-112)
High	20		607	(+108) - (-108)

## 2-3 画像再構成

取得された各角度における投影画像は三次元画像再構成装置にて三次元のVolumeデータとして再構成される。CBCTはX線がCone-beam状に照射されるため、Feldkampらによって報告されている画像再構成理論で処理が行われている5)。収集された各角度のプロジェクションデータからC-armのたわみ、ビームハードニング、散乱線、リングアーチファクトの補正を行い、512×512×512 voxels または、512×512

×256 voxels に再構成される。その際に金属アーチファクト除去 (MAR) 処理とノイズ低減フィルタ (SNRF ; Super Noise Reduction Filter) 処理の有無を選択することができる。子宮頸がんにおける RALS 治療では金属製のアプリケーションを子宮に挿入するため金属アーチファクトや低コントラスト分解能に関係するノイズの低減が望まれるため、MAR 及び SNRF 処理を用いた再構成法で画像を再構成する。

### 3. CT と CBCT との画質比較

RALS 治療における三次元治療計画では CT 画像を用いるのが一般的であるため、CBCT の画質を CT (Asteion TSX-021A 4DAS, 東芝メディカルシステムズ社) と比較する。

#### 3-1 空間分解能

図 4(a) にワイヤー法 (ワイヤー径 ; 2mm) における MTF を、図 4(b), (c) に MTF を測定した CT と CBCT の元画像を示す。CBCT の MTF は同一の DFOV で撮影された場合 CT と比較して高い分解能を示した。元画像においても CBCT 画像の方が中心に配置されたワイヤーを詳細に表現していることが確認できる。

#### 3-2 画像ノイズ

画像ノイズを評価するために、線量と画素値の標準偏差の関係を求めた。線量の評価は (マルチスライス CT 評価用ファントム MHT 型, 京都科学社) を用いて行った。中心部の穴に CT 用電離箱線量計 (W7736, PTW 社) を挿入し電位計 (RAMTEC-1000D, 東洋メディック社) を用いて電離量から CT と CBCT の空気カーマを求めた。画像ノイズを測定するためのファントムは Catphan600 (phantom laboratory 社) を用いた。画像ノイズを測定するための ROI (Region of Interest) を図 5(a) に示す。ファントムの均一部分を CBCT と CT 装置で線量を変化させて撮影し、中心部分 45×45 pixel の標準偏差 (SD) を計算した。

図 5(b) に線量と SD の二乗 (分散) の逆数との関係を示す。線量と分散は反比例するため、線量が同じ場合は CBCT の画像ノイズが CT 画像と比べて少ないことが確認できた。CT の場合は線量を増加させるとそれに伴って、画像ノイズが低減していた。一方、CBCT は線量上昇にともなうノイズ低減効果には飽和が見られたが、通常の治療で使用される線量範囲では CT に比べて画像上のノイズが十分小さく、十分に観察しやすい画質を与えることが確認できた。

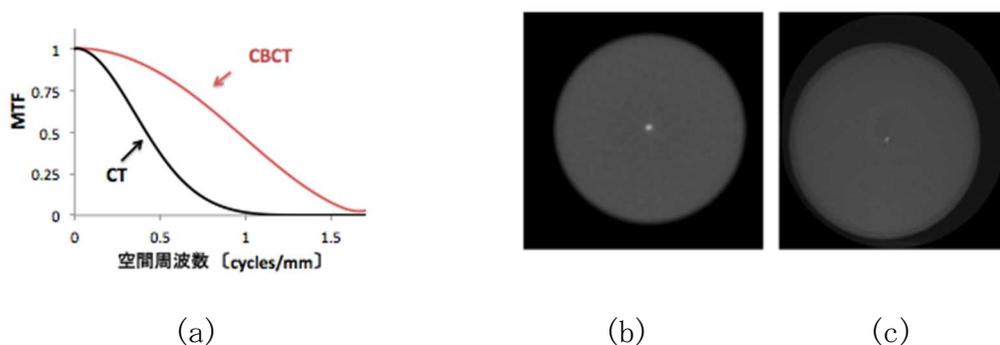
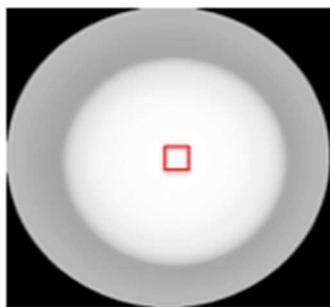
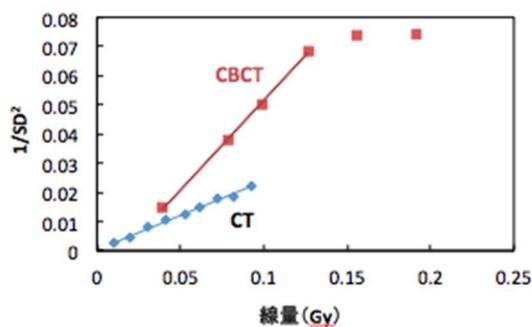


図 4 CBCT 画像と CT 画像の空間分解能の比較. (a) CBCT の撮影条件及び再構成条件 ; 管電圧 120kV, 管電流 50mA, DFOV 57.86mm, 画像スライス厚 3mm, SNRF 無し, MAR 処理無し, Stent モード. CT の撮影条件及び再構成条件 ; 管電圧 120kV, 管電流 150mA, ピッチファクタ 0.875, 検出器構成 1mm×4, 画像スライス厚 3mm, DFOV 57.86mm, 再構成関数 FC10 (b) CT 画像 (c) CBCT 画像



(a)



(b)

図 5 線量と画像ノイズの関係 (a) 標準偏差の測定位置 (b) 線量と CBCT および CT 画像の標準偏差の逆二乗の関係

### 3-3 アーチファクト

骨盤ファントム（京都科学社）を撮影し視覚的に評価した．図 6 に CBCT と CT 画像を示す．大転子上縁近傍の画像では CBCT 画像の方が CT 画像に比べて，骨盤内の画素値の低下が大きい．また，CBCT 画像では尾骨の辺縁の画素値も大きく変化していることが分かる．大転子下縁の画像も同様に座骨と大腿骨の間の領域において，CBCT 画像は明らかに画素値が変化していることが観察できる．また，CBCT 画像ではファントムの辺縁が描出されていないことが分かる．これは CBCT の検出器である FPD のダイナミックレンジが CT の検出器と比べて小さいことや CT の様に bowtie フィルタが搭載されていないことが原因であると推察できる．

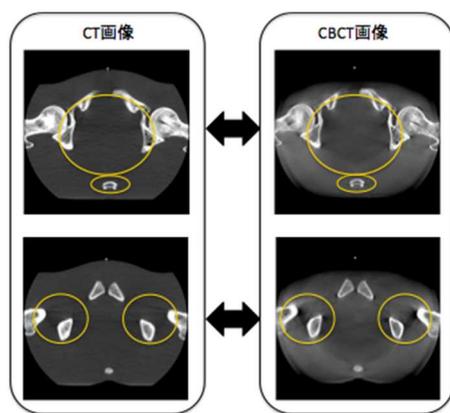


図 6 CBCT と CT のビームハードニングによるアーチファクトの比較 CT 画像に比べて CBCT 画像の方がビームハードニングによるアーチファクトの影響が大きい．

## 4. MAR 処理

近年 CT 装置で実装されている MAR 処理が CBCT に応用され，金属アーチファクトが大きく低減した．

MAR 処理の概略を図 7 に示す 6)。この図は CT 装置の MAR 処理であるが、基本的な原理は同じである。まず、回転撮影によって取得されたオリジナル投影データから金属部分のみを抽出する。金属部分の抽出は X 線吸収が大きいいため容易に識別可能である。金属部分のデータをオリジナル投影データから抜き取り、周辺のデータを用いて抜けた部分を補間する。ここで、金属部分のみの投影データと補間して得られた投影データの 2 つの投影データができる。これらをそれぞれ FBP (Filtered Back Projection) を行い、画像を合成することによって金属アーチファクトを低減させた画像を得ることができる 7)。図 8 に MAR 処理を行った場合と行わなかった場合の臨床画像の 1 例を示す。この症例は子宮頸がんの患者の画像であり、金属製のアプリケーターを子宮内まで挿入している。MAR 処理を行った画像の金属アーチファクトが低減している様子が確認できる。

前述したように、CBCT 画像はアーチファクトの影響を大きく受ける。この現象は RALS 治療において大きな問題となる。子宮頸がんにおける RALS 治療では多くの場合、金属アプリケーターを挿入して行うため、金属アーチファクトの影響を大きく受け、金属アプリケーター周辺の臓器の描出が困難となる。アプリケーターはプラスチック製のものもあるが、金属アプリケーターに比べてサイズが大きいことや、子宮挿入時に滑りが悪いため、症例によっては挿入が困難となる場合がある。このため、MAR 処理を行った画像ではターゲットである子宮頸部やリスク臓器の膀胱や直腸の大きさや位置関係を認識しやすくなり各臓器の線量を精度良く計算することが期待出来る。

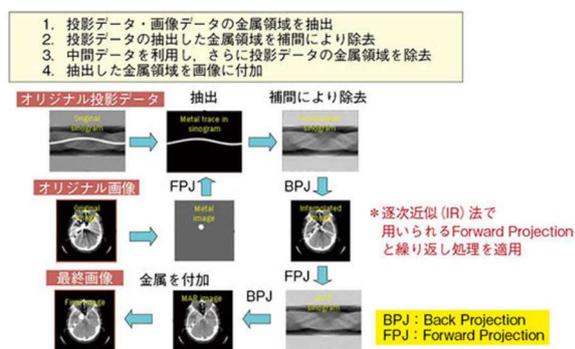


図 7 MAR 処理の概略 (innavi net ホームページ ; [http://www.innervision.co.jp/ad/suite/to shiba/technical\\_notes/140406](http://www.innervision.co.jp/ad/suite/to shiba/technical_notes/140406) より引用)

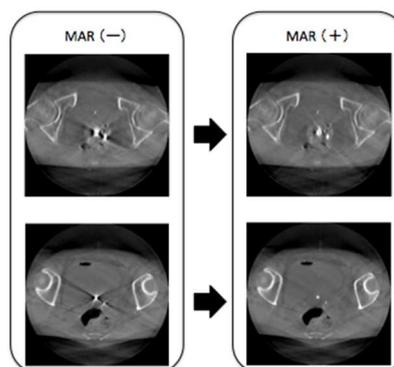


図 8 CBCT における MAR 処理の効果  
 MAR 処理を施した方が、金属アーチファクトが低減していることが分かる。

## 5. 治療計画画像

CBCT 画像を用いた子宮頸がんにおける治療計画画像の例を図 9 に示す。図 9(a) に医師が描画した子宮(がん病巣) やリスク臓器の膀胱後壁、直腸前壁の 1 例を示す。これらの描画はスライスごとに行われる。図 9(b) に治療計画装置で線量分布を計算させた 1 例を示す。描画された各スライスの画像から子宮や各リスク臓器の体積や位置関係を計算して最適な線量分布となるように線源の配置を決定する。よっ

て、医師の描画は重要な作業である。治療計画による線量分布の作成は子宮やリスク臓器の幾何学的情報を取得できればよいため、どのモダリティを用いても大きな問題は無い。また、当院では RALS 治療の前処置として膀胱の輪郭を描出しやすくするため、造影剤のウログラフィンを希釈し膀胱に注入している。また、直腸においてはビームハードニングアーチファクトを低減させるためにネラトンカテーテルを肛門から挿入して直腸ガスを抜いている。これらの前処置と MAR 処理や SNRF 処理を組み合わせることによって、より正確な臓器の配置を画像上に描出することができる。

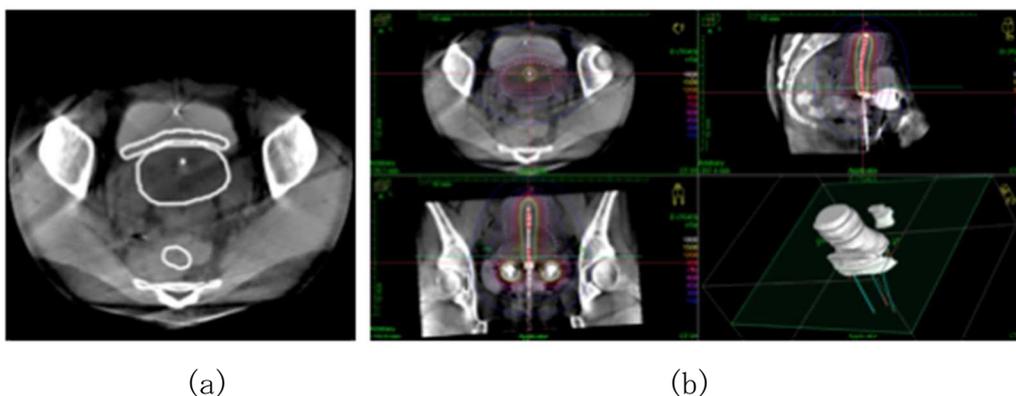


図 9 臨床における RALS 治療計画 (a) 医師が描画した子宮、膀胱後壁、直腸前壁の ROI (b) アプリケーターに線源を配置し、線量分布を計算させた画像。

## 6. 臨床での有用性

RALS 治療の IGBT において、三次元治療計画は必要不可欠である。冒頭でも述べたように CT 装置を用いた場合は部屋の広さに制限をうける。CT が同室設置できない場合、患者は碎石位のまま覆い布をかけられ廊下を移動するため羞恥心を持つことが懸念される。また、総治療時間が増加することによる患者負担も大きい。CBCT を利用できれば搬送が不要となり、患者負担が軽減される。また、IGBT を行うための必要な画質性能を保ちながらスループットの向上や医療コストの低減も期待できる。

## 7. まとめ

本稿では RALS 治療計画における CBCT 画像の有用性を紹介した。CBCT は CT 装置に比べて小型であり、三次元画像取得だけでなく透視も行えるためコストパフォーマンスの高いシステムである。CBCT から得られた画像は CT 画像に比べて MTF における高コントラスト分解能やノイズ特性は良好であるが、ビームハードニングによるアーチファクトが顕著に現れる。しかし、種々の画像処理や前処置を工夫することで解決できる。よって、CBCT 画像は子宮頸がんの RALS 治療計画に応用できると考える。

## 8. 謝辞

本稿を執筆するにあたり、ご助言いただきました東芝メディカルシステムズ社の松本国敏氏、和久敏哉氏に深く感謝いたします。また画像再構成をお引き受けいただいた東芝メディカルシステムズ社の

方々に深く感謝いたします。

## 9. 参考文献

- 1) 西尾正道, 他, “小線源治療の現況と将来” JASTRO NEWS LETTER VOL. 104, (2012) 11-22
- 2) Richard Pötter, *et al.*, “Clinical outcome of protocol based image (MRI) guided adaptive brachytherapy combined with 3D conformal radiotherapy with or without chemotherapy in patients with locally advanced cervical cancer”, *Radiotherapy and Oncology* 100 (2011) 116-123
- 3) Tatsuya Ohno *et al.*, “A questionnaire-based survey on 3D image-guided brachytherapy for cervical cancer in Japan: advances and obstacles”, *Journal of Radiation Research*, Vol. 56, No. 6, (2015), 897-903 (a)
- 4) LCI Protocol Book, 東芝メディカルシステムズ (2015)
- 5) L. A. FeldKamp, *et al.*, “Practical cone-beam algorithm”, *Journal of the Optical Society of America A*, Vol. 1, Issue 6, (1986), 612-619
- 6) [http://www.innervision.co.jp/ad/suite/toshiba/technical\\_notes/140406](http://www.innervision.co.jp/ad/suite/toshiba/technical_notes/140406)
- 7) Yu-Bing Chang, *et al.*, “Metal Artifact Reduction Algorithm for Single Energy and Dual Energy CT Scans”, *IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC)*, (2012), 3246-3249

## 第17回DRセミナーを受講して

紀南病院 放射線科 山崎 純

2016年7月9日(土)から10日(日)の2日間にわたり、香川県高松市にあるサンポート高松で開催されたDRセミナーを受講させて頂きました。初日は台風1号の影響で雨が強く交通への影響が心配されましたが、参加者全員が無事到着され、ほぼ定刻の開催となりました。私はかなり早く会場に着いたので、しばらく高松市内を散策した後、名物の讃岐うどんを食べてセミナーに臨むことができました。

放射線機器や画像処理技術の発展は著しく、低出力で高画質がえられる装置が増え、撮影条件を見直し、最適化を行うことは必須事項であると考えます。しかし、自施設においては、装置の精度管理の大部分が保守メーカーに委ねられているため、性能を把握しきれていません。また、最適化についても、撮影条件の設定が個人の経験値に委ねられる部分が多いという問題が存在しています。今回の目的は、装置の性能評価と最適化の実践のために画像評価法の基礎を習得することです。

このセミナーは講義→実習→質疑応答のサイクルで進行するので非常に理解しやすく感じました。テキストには「標準デジタルX線画像計測」が使用されており、予習もしやすいと思います。カリキュラムは、1日目に「概論」、「入出力特性」、「解像特性」、2日目に「ノイズ特性」、「DQEとNEQ」、「Raw画像について」の内容で進められました。画像解析はフリーソフトのImageJと専用のEXCELシートを用いて行われました。途中でわからない部分や疑問のある場合は、チューターの先生方がサポートして下さりますので、問題の解決も早く、取り残されることもなく、取り組むことができました。

各種の物理評価法については、データの抽出から実験方法、測定方法や解析方法の詳細と注意点を踏まえ十分に説明して頂けます。データより計測されたMTFやNNPSの誤差をできるだけ低く抑えることが重要であり、DQEやNEQの精度につながります。そのため、実験を正確に行うこと、画像の取り扱い方に注意することは、基本的なことですが再認識することができました。

初日の夜は、居酒屋「北角」に場所を移して懇親会が開かれました。もう一つの目的として、先生方や参加者と交流を深めることができました。各テーブルで自己紹介が始まると、自施設の業務や研究について活発な質疑応答が行われ、大変な盛り上がりの中、十分に交流を深めることができました。非常に熱い志をもった受講生が多数参加していることに感激し、興奮しました。画像部会の國友先生におきましては日付がかわるまでお付き合い頂き有難うございます。貴重なお話も伺うことができ感謝の限りです。

あつという間の2日間でしたが、このDRセミナーは全ての画像評価の基礎が詰まっており、応用する術になると思います。自施設の装置の検証や撮影条件の見直し、研究など大いに役立つものとなりました。

最後になりましたが、このDRセミナーを企画、開催して頂きました日本放射線技術学会画像部会及び中国・四国支部の講師の先生方、スタッフの皆様様に心より感謝申し上げます。

## 第 17 回 DR セミナーを受講して

鳥取大学医学部附属病院 放射線部 **金田 昌也**

平成 28 年 7 月 9 日、10 日にサンポート高松で開催されました、第 17 回 DR セミナーに参加しました。私はまだ技師になり 2 年目でわからないことばかりですが、今後の研究に役立てたいと思い参加しました。

セミナーの内容は、入出力特性、NNPS、MTF、DQE についてそれぞれの項目ごとにスライドで講義を受けたあと実際に Image J と Excel を用いて解析を行うというものでした。なので、各自で Image J と Excel の入っている PC を持参しました。また、実習で使うファイルも事前にダウンロードしておくように連絡がありましたが、当日会場でもデータがもらえるので、事前準備が不安な人でも参加しやすいと感じました。実習中はチューターの先生方が見回ってくれていて、遅れる人がいないように実習は進んでいきました。すぐに質問もできるのでとても理解が深まりました。

また 1 日目終了後夜は情報交換会に参加しました。いろいろな地域からいろいろな施設の方が参加しておりとても貴重な出会いになりました。講師の方も受講した方も昼間の真剣な顔とは違って、楽しい話も聞かせて頂きました。それだけでなく新しく導入した装置のことをすでに使っている施設の方に聞いたり、これから導入する装置のことをほかの施設の方に聞いたり、といった話をしている方もいてとても勉強になりました。

今回のセミナーで印象に残ったのは、実習で使用した Excel はシートに数式やグラフが組み込まれていて、画像から得た値を入力するだけですべて計算してくれるようになっていることです。なので、実習でもとても簡単に測定をすることができましたし、このデータを持って帰れるので、自施設で実際に測定をしてみようと思ったときにこの Excel のシートを使って簡単にセミナーでしたことが再現できると思いました。今後今回のセミナーで得たものを研究などに役立てていこうと思いました。

最後に、今回セミナーを企画、運営して下さった講師やスタッフの皆様に心より感謝申し上げます。

## 夏だ！行くぞ！！臨床画像評価セミナー！！！！

国立がん研究センター中央病院 放射線技術部 佐藤 誠也

「佐藤君、臨床画像セミナーっていう画像評価の勉強会あるけど参加する？」これが今回臨床画像セミナーに参加するきっかけとなった先輩上司からの言葉である。個人的に研究・実験は嫌いではなくむしろ自分が疑問に思ったことを論文や教科書を参考にし、または先輩に聞きながら実験をすることで疑問を解消させることは面白いものだと思っている。しかし、いざ自分で研究発表をしようと考えた時実験は行えど、画像評価の知識がないゆえ実験に対して評価法が間違っている。そんな指摘を受けることが多く、何とかしなければならぬと考えつつもなかなか自分で画質評価を一から勉強するのは厳しいものがあつた。今回の臨床画像セミナー参加は先輩上司に声をかけていただき、このチャンスに乗じて画像評価の知識を少しでも自分のものにできれば良いと考えたためであると同時に、春に横浜で行われた放射線技術学会の講演でお見かけした白石先生、田中先生、東出先生、国友先生と直接お話しができるチャンスだと思ったものの参加理由の一つであつた。

セミナー自体は1.5日で行われ「入出力特性」、「NNPS」、「presampled MTF」、「NEQ」、「DQE」「ROC・FROC 解析の基礎」「手計算による FROC 曲線作成」「観察者実験ソフト ROCViewer・ROCKIT を用いた各種解析」等、大変盛り沢山の内容となっており、個人 PC・Excel で解析演習をするのが主であつたが演習の前には各種講義があり、知識と技術を同時に得られるものとなつてい

た。セミナーの内容もさることながら懇親会も大変熱くそして濃いものとなり、新参者の私に対して白石先生自ら臨床経験談、研究をするためのお話、プライベートな内容などを話していただいたり、私自身の他愛もない話を聞いていただいたりと大変勉強になったのと、今後のやる気活性にもつながつた会であつた。特に印象深いお言葉は「プロはええ道具を持つとる。自分もプロならええ道具を持たな。自分は何に興味をもって専門で研究してんねや」でした。まだ技師歴3年と言えど、すでに3年。本来であれば新人教育及び研究発表などをしていかなければならない年数になつているのだが、胸を張って臨床現場・研究で使える道具(武器)がないことを実感・痛感させられた瞬間でもあつた。

今回のセミナー参加で思ったことは、画像評価1つにしても今まで先人が築いてくれたものの恩恵に預かり今こうして裏付けされ洗練された画像評価法があるのだと気付かされたセミナーであつたこと、さらには今回のセミナーは短時間で多くの内容を行っていくハードスケジュールであつたが自分で研究を行う際に自ら画質評価を理解し解析ができるのではないかと思える自信がついたセミナーであつたことがあげられる。

大変恣意的な内容になつてしまつたが、第3回臨床画像セミナーに参加させていただき多くの画像評価に対する知識・技術を学ばせていただいたこと、また、多くの諸先輩方・各先生方との交流を通じて今後の技師人生の糧となるお話を聞かせていただいたこと心より厚く御礼申し上げます。

## 第3回臨床画像評価セミナーを受講して

国立病院機構 名古屋医療センター 放射線科 林 和奈

2016年7月23日、24日に国立がん研究センター中央病院で開催された第3回臨床画像評価セミナーに参加させていただきました。今回の受講目的は、理解仕切れていなかった臨床画像における物理評価と視覚評価の基礎を習得すること、そして画像・画質における評価法を知ることによって日常業務と臨床研究に役立てたいと思ったからです。

本セミナーでは、はじめに臨床画像評価概論としてシステムの性能と診断の正確さについて学びました。内容としては、画質に起因するコントラスト・解像度・ノイズと、観察者実験で得られるROC・FROC解析結果は異なるというものでした。それらを踏まえた上で、1日目はシステムの性能を評価するNEQ・DQEの物理評価を中心に解析を実際に自分で行うものでした。項目毎に要点をまとめた講義を受けた後、持参したPCを使ってExcelなどを使用し、MTFやNNPS算出方法を実践しました。画像データの解析はImage-Jを使用して得られた結果を、既に数式が入力されているExcelシートへ入力していく方法で、わかりやすく作業としてはさほど難しくはないのかもしれませんが、さすが、Image-Jに不慣れな私にとっては、講師の先生方に付いていくのが精一杯で、その場でExcelシートの内容を十分に理解するには困難でした。今何を算出するための過程なのか、何の項目のための数値を入力しているかを解読するのに苦戦してしまいました。それでも、戸惑ったときはスタッフの方々が直ぐに駆けつけてくれて、受講生一人一人に親切に対応してくださり、あまり遅れをとらず作業を進めることができとても良かったです。2日目は手計算から作成するROC曲線とFROC曲線の違いについて理解するものでした。ROC曲線においては、80枚のCDRADファントムを実際に評定実験し連続確信度法よりROC曲線を描いていきました。また、ROCViewerを用いたROC実験も行い、解析ソフトから曲線を作成する手順を学習していくものもありました。一方、FROC曲線を学習するものでは、48枚のCDRADファントム画像を10段階の評定確信度法より曲線作成し、基礎から学ぶことができとても勉強になりました。しかし、ROCKITによるROCカーブフィッティングではスムーズに扱えなかったため、復習して手早く扱えるようにしていきたいと思っています。

私は画像部会のセミナーは初参加であり不安もありましたが、講師の方々に何度かお手伝いいただきスムーズに実習を終えることができました。また、これまで自分の中でつまづいていたこと理解する礎を得ることもでき勉強になりました。しかし、まだまだ課題は沢山あり本セミナーを踏まえ更なる知識を習得し、今後の業務および臨床研究発表等に活用できるよう努力していきたいと思いました。

最後にこのセミナーを企画、開催して頂いた日本放射線技術学会画像部会及び東京支部の皆様にご心より感謝申し上げます。

## 第 8 回 ROC(観察者実験)セミナーを受講して

平鹿総合病院 放射線科 **阿部 駿**

8月6,7日の2日間, 仙台七夕祭りの開催される中, ROCセミナーが東北大学で開催されました。私自身, 画像の物理評価については勉強会等である程度知っていましたが, ROC解析に関してはほとんど知識がなかったので, ちょうど良い機会だと思い参加させて頂きました。

セミナー1日目は, 白石先生より研究発表する上で守らなければいけない健常ボランティアの取扱い・共同研究者の責務など研究倫理について重要なことを最初に教えて頂きました。次に手計算による連続確信度ROC曲線作成では, CRとFPDのCDRADファントム画像を観察者として評価し, 紙に手書きのROC曲線を作成しました。自分の手で1つ1つ手順を踏みながらROC解析について基礎的なことから教わりました。その後, 福岡先生より手計算でやった実験と同様のことをROC Viewerソフトウェアを使用しROC曲線を作成し, DBM MRMCによるROC曲線間の統計的有意差検定を行いました。事前到手計算で作成しているので, ソフトウェアが何をしているのか理解を深めることができたと思います。他にも試料作成方法, 観察者実験の設定などの解説により自分の実験する場合ではどこを設定すればいいかも教えて頂きました。

1日目のセミナー終了後の懇親会は「トリとヤサイとサケともやん」というお店で地元の野菜を使った美味しい料理と料理に合う地酒が豊富にあるお店で, 講師の先生方と楽しい時間を過ごすことができました。

セミナー2日目は手計算による評価確信度FROC曲線作成で1日目と同様に最初は手計算でFROC曲線を作成し, 次にROC Viewerを使い, 観察者実験の設定, 評価をし, FROC曲線の作成まで教えて頂きました。さらにJAFROCを使用し, 2つのFROC曲線の統計的有意差検定を行いました。講習中は分からないことや困った所があれば, その場で手を挙げるとすぐにサポートの先生方が駆けつけ丁寧に教えて頂きました。そのお陰で最後まで受講生全員が遅れることなく, 1日目, 2日目とも予定時間よりも早く終わることができました。

このセミナーの最後に, 田中先生より「ROCセミナー参加, その後」として, このセミナーを受講しただけで終わらないように, さらに自分の研究発表・臨床につなげるための講義をして頂きました。田中先生自身, 以前このROCセミナーの受講生であり, そこから研究発表に至るまで, 実際にどのようなROC解析を行ったか, 実験前の準備などをわかりやすく説明して頂きました。そして「このセミナーの内容をしっかりと自分のものにすれば, 世界に通用する研究発表ができる。」という力強いお言葉を頂きました。

2日間のセミナーはやることも多く, 内容も濃かった分, 高い満足感も得られました。白石先生より「この講習でやったことは, 何もしなければ1ヶ月で忘れてしまう。」とおっしゃっていたので, 忘れないようにセミナーで学んだことをしっかりと復習したいと思います。

最後に, このような有意義なセミナーを仙台で開催して頂き講師の方々, 画像部会スタッフの方々に心より感謝を申し上げます。

## 第 8 回 ROC セミナー参加報告

みやぎ県南中核病院 放射線部 **熊谷 伸作**

以前から ROC 解析に関心があり、技術学会叢書も発刊から間もなく購入しました。しかし、内容を理解して実践するにはとてもハードルが高いものでした。そういった経緯から、今回、仙台で行われる ROC セミナーに参加させて頂きました。

1 日目午前の内容はソフトウェアのインストール及び PC 動作確認後、観察者実験をする上でのお作法ともいべき研究倫理の講義から始まりました。研究倫理に対する認識の甘さを痛感しました。次に手計算による連続確信度法 ROC 曲線を作成しました。実験から結果までの一連の流れを体験出来たことが、今まで ROC 解析をしたことの無い僕にとって何よりの収穫でした。また、「観察者の立場」になることで実際に「研究立案者の立場」になったときに今回の経験が生きて確信しております。

休憩を挟んで、午後からの内容は両正規 ROC 解析や LROC/FROC 解析の講義や ROC Viewer や ROCKIT, DBM-MRMC を使った実習を行いました。講義の中で特に印象的だったのが観察方法でした。1 回目と 2 回目の差を見る独立評定実験なのか、2 つの異なるシステムを見る連続評定実験なのかといった具合に、どのような方法で実施するかを説明して頂きました。あと、予め検出が非常に容易・困難な試料でトレーニングしておかないと判断基準が大きく変化してしまう危険性があるので、試料作成の難しさというのを痛感しました。また実習では、ROC viewer の操作方法と観察実験をした後、ROCKIT 及び DBM-MRMC による解析を行いました。初めて使用するソフトウェアというもあり、かなり苦戦しましたが講師陣の助言やテキストのお陰で乗り切れました。

1 日目の濃密な講義も終了し、夜は講師の先生方とお近づきになれる懇親会です。セミナーでは質問したくても出来ない内気な東北人も、お酒が入るとリミットカットされるので疑問点も解決され、凄く有意義な夜を過ごせました（ほどほどが若干過ぎましたが…）。

2 日目は午前のみでしたが、実習では手計算と ROC viewer による FROC 実験と JAFROC による FROC 曲線間による統計的有意差検定という濃密な内容でした。特に JAFROC による有意差検定の際に 8 名ほどのデータで解析も行いましたが、信頼性の高い有意差のある解析結果になることを実感出来たのはいい経験となりました。

最後に講義でもおっしゃっていましたが、今回は実験から解析の流れしかセミナーでは触れられていません。今後、研究計画や試料作成にしっかり準備をした上で実験しないと今回のセミナーに参加した意義が薄れるので、当面は綿密な研究計画に力を入れていきたいと考えております。

セミナー開催にあたり、講師の白石先生、福岡先生、田中先生、他スタッフの皆さまに心から感謝申し上げます。

## 医用デジタル画像の基礎

岐阜大学教育学部  
福岡 大輔

医用画像システムは、コンピュータ関連技術の進歩により、X線フィルムに代表されるアナログ画像からデジタル画像へと移行した。画像のデジタル化により、記録、保存性の向上に加え、アナログ画像では困難であった画像処理が可能となった。デジタル画像に関する技術は、今日の画像診断を支え、ますますその重要性が高まっている。

本講座では、研究などで画像解析ソフトウェアの開発を行う際や、市販の各種画像解析ソフトウェアを利用する際に必要なデジタル画像データの取得と取り扱いや、各種医用画像フォーマット、デジタル画像に含まれる誤差などの、医用デジタル画像を取り扱う上で理解しておきたい原理と基礎知識の習得を目的とする。

デジタル画像データの取得と取り扱いにおいては、空間分解能や濃度分解能などのデジタル画像の原理、データ格納時のデータ型と多バイトデータの取り扱いにおけるバイトオーダーの変換（バイトスワップ）について説明する。また、画像フォーマットにおいては、医用画像の画像規格である DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) フォーマット形式のファイル構造と、画像解釈、そのデータ処理を行うためのデータの取り扱いについて解説する。

さらに、コンピュータ上でデジタル画像処理を行ない、モニタに表示するまでのデータの流れと、画像表示において配慮すべき点についても説明する予定である。

## 二値化処理に基づく画像の領域分割とその形状の修正や計測

岐阜大学  
原 武史

二値化処理は、画像処理のもっとも基本的な技術の一つであり、その利用範囲は非常に幅広い。画像処理において二値化の結果が期待される場面は、主に画像中に存在する対象物体の領域分割である。本講座では、このような二値化処理の目的とその応用例とそこでの処理方法について、胸部 X 線画像、CT 画像、MR 画像、SPECT 像、PET 像を題材として解説する。

二値化処理は、しきい値の決め方によって結果が大きく異なるため、そのしきい値の決定方法が多く知られている。任意にしきい値を決定する方法はよく知られているが、画像の濃度ヒストグラムの分離の程度を判定しながら行う大津の二値

化法、ヒストグラムの面積に基づいて決定する  $p$  タイル法などを解説する。また、局所的な二値化を繰り返す方法についても述べる。

そのような処理で決定した領域は、不自然な形状であったり、意図しない領域を含む場合がある。そのような場合に、形状を修正する方法であるモルフォロジ処理についても合わせて解説する。そして、決定した領域を原画像に重ね合わせて画像中の計測を行う方法についても実例を解説する。

また、深層学習法を利用した学習型の領域設定の方法や処理手順についても解説し、従来の二値化処理との考え方の違いを紹介する。

## 英語スライド作成セミナー誌上ミニ講座

日本放射線技術学会学術委員長(熊本大学大学院生命科学研究部) 白石 順二

日本放射線技術学会国際戦略副委員長(金沢大学医薬保健研究域保健学系) 田中 利恵

### はじめに

日本放射線技術学会(以下、本学会)では、平成 28 年 4 月の総会学術大会から、一般研究発表(口述および CyPos)のスライドを全面的に英語表記に変更しました。そして、その 100%英語表記化に先立ち、英語化に対応した教育事業として、まずは会員の英語スライド作成を支援するためのセミナーが必要ということで、国際戦略委員会が中心となり、全国レベルでの英語スライド作成セミナーの開催を平成 26 年度から始めました。この誌上ミニ講座は、そういった全国レベルで開催されている英語スライドセミナーに参加できなかった会員の皆さんのために、セミナーの内容を要約してお伝えするために用意されたものです。実際にセミナー会場に足を運んでいただいた方と同じくらい理解していただけるように、セミナーで使用したスライドを元に、講演記録形式でまとめています。内容のほとんどは、英語スライド作成のノウハウというよりは、研究発表の概念について述べた箇所が多いですが、これから英語でスライドを作成しようと考えておられる会員の皆さんの参考になれば幸いです。

### 1. なぜ、英語スライドなのか？

#### ①日本放射線技術学会の使命

近年、医用機器の発展や放射線被ばくへの関心の高さに応じて、放射線技術学の重要性が世界的に増えています。しかしながら、放射線技術学を専門とする学術団体は、世界の中でも本学会だけだということ、さらに、放射線技術学に関しては日本が能力・学術において世界の最高レベルにあるということをご存知でしょうか？つまり、本学会には優れた研究発表を日本から世界に発信する義務があります、そして、そのためには「科学の世界の公用語」である英語を使う必要があるのです。

#### ②学会国際化に向けて

本学会の最終的な国際化に向けた事業のゴールは、平成 28 年度から実施の一般研究発表のスライドの英語化 100%に加えて、平成 30 年の総会学術大会から口述発表の 50%を英語化することです。本学会では、平成 25 年の総会から、応募があった演題のうち、演題審査員によって高い評価を受けた演題に対して英語口述発表推薦を行っていますが、これは優秀な演題ほど、英語で発表していただいて、世界中から放射線技術学を学ぶために日本に集結する研究者の欲求を満たしたいと考えるからです。ただし、学会は教育の場でもありますので、入門・専門講座は日本語で実施しますし、スライドが 100%英語表記になっても口述発表の半分は日本語発表ですので、ご安心ください。

### 日本放射線技術学会の使命

- 放射線技術学を専門とする学術団体は、世界の中でも日本放射線技術学会のみ
- 放射線技術学を推進するための原動力は診療放射線技師にあり
- 日本の診療放射線技師は、世界中のどの国と比べても能力的・学術的に最高レベル
- 放射線技術学に関する優れた研究発表を日本から世界に発信する義務がある

5

### 学会国際化に向けて

2008年1月	RPT(Radiological Physics and Technology)誌発刊
2011年10月	第1回国際会議(ICRST) (神戸)
2013年4月	英語推薦口述発表(第69回総会 10%)
2014年4月	英語推薦口述発表(第70回総会 15%)
2014年10月	第2回国際会議(ICRST) (札幌)
2015年4月	英語推薦口述発表(第71回総会 20%)
2016年4月	口述発表スライド、電子ポスター全面英語化 英語推薦口述発表(第72回総会 35%)
2017年4月	英語推薦口述発表(第73回総会 目標 40%)
2017年10月	第3回国際会議(ICRST) (広島)
2018年4月	英語推薦口述発表(第74回総会 目標 50%)

9

### ③スライド 100%英語化のもう一つの目的

平成 28 年度から開始するスライドの 100%英語化には、もう一つの目的があります。それは、もう 1 度、多くの会員の皆さんに学術研究発表の原点に戻っていただくということです。最近ではスライド作成ソフトが普及し、誰でも簡単にスライドが作成できるようになったのですが、そのために十分に推敲されていない研究発表が多く見受けられるようになってきました。そして、このように推敲が不十分な日本語スライド原稿は、英語スライドには直せません。つまり、英語スライドを上手に作成するためには、言語に関係なく、一番伝えたいことを正確に伝えるスライド作成がより重要になります。

#### ④英語化に対する大きな勘違い

英語化を推し進めるにあたっては、全国の会員の皆さんからいくつもの反対意見をいただきました。その多くは「スライドが英語になると発表の内容が理解できない」、「この学会のレベルはそれほど高くない。」というものでしたが、それでは皆さん、日本語のスライドであれば、全部、内容が理解できているのでしょうか？私の個人的な意見かもしれませんが、スライドが理解できるかどうかは、言語には関係なく、その内容にあります。

本学会のほとんどの会員の皆さんは、これまでに最低でも 6 年間の英語教育を受けているはずですが、その勉強した英語を試験以外で使ったことはない人がほとんどではないでしょうか？英語はコミュニケーションのための道具ですので、上手に話す必要なんてありません。研究発表で大事なことは、自分が発見したことを会場にいる皆さんに知ってもらうことです。そのために必要な英語は、中学生レベルで十分なのです。

## 2. 研究発表のためのスライド作成の基本

### ①学会口述発表と論文投稿の違い

通常、口述発表時間は 7 分、質疑応答は 3 分です。わずか 7 分の説明で、それまで知らなかったことを、どの程度理解することが可能か、まず、自分の胸に手を当てて考えてみてください。稀に、質疑応答の時間も使って 10 分間で自分が行った実験のすべてを話し尽くす方がいますが、それは、ただ用意した原稿を読み上げているだけで、相手に伝えたことにはなりません。口述発表では、まず何を相手に伝えたいかを良く考えて、その内容をできるだけわかりやすく相手に伝える努力が必要です。

### スライド100%英語化のもう一つの目的

- 学術研究発表の原点とは？  
一番伝えたいことを、正確に伝えること  
相手の立場になって発表されているか  
時間内に余裕をもって説明できているか
- 日本語に甘えていないか？  
あいまいな表現に頼っていないか  
不要なことまで示していないか  
十分に言葉を推敲しているか

学術団体としての質の向上が必要

### 英語化に対する大きな勘違い（1）

スライドが英語になると発表の内容が理解できない。  
→じゃあ、日本語なら全部わかるの？何の勉強もしてなければ理解できなくて当たり前。最初から理解できる人なんてどこにもいない。

この学会のレベルは英語で発表できるほど高くない。  
→レベルは上げていくもの。始めなければ何も変わらない。皆と一緒にレベルアップすれば何も怖くない。

英語がペラペラでないと発表なんてできない。  
→科学の世界の公用語はへたな英語 (poor English)\*

\*『できそこないの男たち』（福岡伸一・光文社新書）から引用

### 英語化に対する大きな勘違い（2）

翻訳業者に頼めば英語のスライドができる。  
→日本語でわかりにくいスライドは、英語でもわかりにくい英語発表が下手だから話す内容を全部スライドに書く方が良い。  
→字が多いスライドは見にくくて、その発表を聞く気持ちが悪くなる。

質問されても英語で上手に話せない。  
→多くの国際学会で日本人が質疑応答時に困るのは、「どう話せばよいか？」ではなく、「何と喋ってるのか聞き取れない」こと。

### 学会口述発表と論文投稿の違い

#### 学会口述発表

- 限られた時間、限られた聴衆
- その場で聞いて、理解してもらうことが必要
- 研究で得られたすべての結果を発表することは非常に困難
- 何を一番伝えたいか？が一番大事
- 「話す」のではなく「伝える」こと



## ②基本の基本(文字の大きさ)

英語スライドに使用するフォントは英語用のゴシック体(Arial)か、メイリオ(Meiryo UI)がお勧めです。特にメイリオはモニタやスライド表示用に開発されたフォントで、スライド表示の際に視認が容易です。フォントサイズはパワーポイントであればデフォルトのスクリーンサイズで28ポイント以上、18ポイントより小さいフォントは後ろの席からは見えませんので、使わないようにしましょう。

## ③図の大きさや配置を揃える

「百聞は一見にしかず」というように、研究発表用スライドでは文章による説明よりも図や画像を提示する方が効果的です。ただし、画像等を表示する場合には、その大きさや配置を必ず揃えるようにしましょう。画像の大きさが違っていたり、位置がずれていたりとすると聴衆の注意がそちらに逸れてしまい、肝心の本当に伝えたいことがぼやけてしまいます。最近のパワーポイントといったスライド作成ソフトでは、位置や大きさの調整がとても簡単になっていますので、どんどん活用して、キッチリとしたスライドを作成するように心がけましょう。

## ④口述研究発表基本

口述研究発表では、まず、「何のために(研究)を行ったか?」という説明が必要です。抄録の審査をしていると、頻繁に「本研究では、〇〇の装置が新規導入されたので、その物理特性を評価した」という表現を見かけますが、このような内容の抄録は、研究とは呼べません。「物理特性を評価すること」は方法であり、目的ではありません。研究のための研究ではなく、どんな些細なことでも良いので、その結果が世の中にとってプラスとなるような研究を心がけ、そして、その点を発表の中でしっかりアピールすることが重要です。

## 3. 英語スライド作成の基本

### ①英語スライドの作成手順

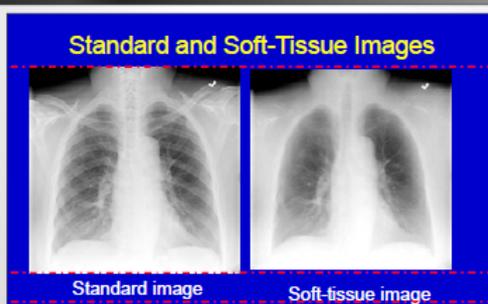
英語のスライドを作るときに、まず気になるのは、「日本語のスライドを作ってからそれを英語になおすのが良いのか、それとも、直接、英語でスライドを作れば良いのか」ということだと思います。このセミナーで勧める方法は、「日本語スライドを英語になおす」です。これは、母国語で発表内容を推敲した方が、スライドのクオリティを高めることができるからです。既に日本語で発表したことのあるスライドを、英語になおすのも良いです。

## 基本の基本 (文字の大きさ)

Bone scintigraphy is one of the most common nuclear medicine exams (32pt)  
Bone scintigraphy is one of the most common nuclear medicine exams (28pt)  
Bone scintigraphy is one of the most common nuclear medicine exams (24pt)  
Bone scintigraphy is one of the most common nuclear medicine exams (18pt)  
Bone scintigraphy is one of the most common nuclear medicine exams (16pt)  
Bone scintigraphy is one of the most common nuclear medicine exams (14pt)

19

## 基本の基本 (サイズと配列)



27

## 口述研究発表の基本

自分が行った研究をわかりやすく伝える。

- 何のために行ったか?
- 何を用いたのか?
- どのように行ったのか?
- どんな結果が得られたのか?
- どんなことに役立つのか?
- ストーリー (筋書き) をしっかりと!

**日本語でも、英語でも基本は同じ!**

34

## 英語スライドの作成手順



日本語スライドを英語になおす

## ②英語になおせないスライド

日本語スライドから英語のスライドを作るためには、その土台となる日本語のスライドがしっかりと作り込まれていることが重要です。例えば、目的と結語が一致していなくてシナリオに問題があるものや、検討が十分でなく膨大なデータを示しているような日本語スライドは英語に変換することが困難です。また、日本語特有の曖昧な表現については、英語化のために事前に見直しをして、必要であれば修正しておく必要があります。

## ③提示するデータが多すぎるスライド

右に示すようなスライドは学会会場でもよく見かけられますが、伝えたいことが絞られていないために、結局は全部を説明する時間が取れず、個々の図表も小さすぎて何が示されているのかわかりません。さらに、スライドのタイトルは「方法」となっていて、この言葉から得られる情報はとても少ないです。口述発表では会場にいる方々に短い時間でどれだけ自分の発表を理解してもらえるかが非常に重要ですので、事前に必要な項目だけを抜き出して、それをできるだけわかりやすく説明するように心がけます。そうすれば、本来の目的を容易に達成することが可能ですし、スライドを英語化することによる文法ミスも少なくなります。右下のスライドはその上のスライドを要約したスライドですが、上のスライドと下のスライドを見比べた場合に、どちらの方がわかり易いかは一目瞭然だと思えます。タイトルはこのスライドが何を表しているかを明確に示しており、図は会場の後ろの席からでも容易に視認可能です。スライド作成の初期段階で上のようなスライドを用意することは悪い事ではありませんが、その段階で満足するのではなく、もう少し自分の話を聞いてくれる人の立場になって考えて、スライドを見直せば、下に示したスライドのような形が自然と見えてくると思います。

## ④グラフは1スライドに1つが基本

スライドに使用するグラフは最大でも二つ、基本は1スライドに一つと覚えましょう。稀に複数のグラフを1スライドに含めている発表がありますが、複数のグラフを1スライドに提示する理由がありません。縦軸、横軸の表記フォントは小さくなりますし、グラフで示される値の変化も見えにくくなります。4つのグラフを1スライドで表示することと、1スライド1グラフで4枚のスライドで表示することを比べれば4枚のスライドの方が明らかに同じ時間内で聴衆に伝えられる情報量が多くなります。

### 英語になおせないスライド

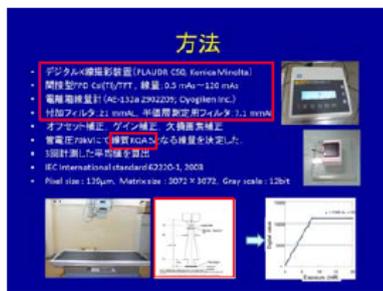
- シナリオに問題がある!
  - 目的と結語が対応していない
  - 一番伝えたいことが明確でない
- 内容/量に問題がある!!
  - スライド本文=読み原稿である
  - 膨大なデータ、1枚のスライドに複数グラフ
- 表現に問題がある!!!
  - 曖昧な日本語表現
  - 「方法」「方法」「方法」...



### 1スライドに7行を超える本文

方法

- デジタルX線撮影装置 (FLAUDR C50, Konica Minolta)
- 線検器: PC Cell/777, 線量: 0.5 mAs ~ 120 mAs
- 電離箱線量計 (AE-132a 2902209, Cyogyien Inc.)
- 付加フィルタ: 21 mmAL, 半値層厚付加フィルタ: 1.1 mmAL
- ソフトウェア: 線量計用、大線量高精度
- 電離箱線量計 (線量計) なる検査を実施した。
- 1回計測した測定値を算出
- IEC International standard 62220-1, 2003
- Pixel size: 120µm, Matrix size: 5072 x 3672, Gray scale: 12bit



「説明すべき情報」と「省いてもよい情報」を仕分ける

### 一番伝えたいことを理解してもらうのに必要な情報だけ要約したスライド

#### 入出力特性の測定

- デジタルX線撮影装置 (FLAUDR C50, Konica Minolta)
- 線検器: RQA5, 線量: 0.5 mAs ~ 120 mAs
- 電離箱線量計 (AE-132a 2902209, Cyogyien Inc.)
- 付加フィルタ: 21 mmAL



IEC International standard 62220-1, 2003

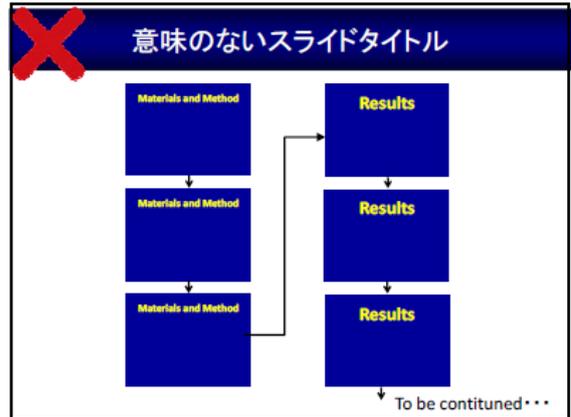
### 1つのスライドの複数グラフ

#### Results

Side 4- Number of figure

**⑤スライドタイトルは重要**

日本語の段階で、もう1度確認してもらいたいのが、各スライドのタイトルです。特に、「方法」と「結果」では、その言葉がもつ広～い意味に甘えて、「方法」や「結果」が何枚も続くスライドを作ってしまうことがあります。これはすごくもったいないことです。なぜなら、スライドタイトルは、そのスライドが表示されたときに、聴衆が最初に見るところで、そのスライドを理解してもらうためには貴重な情報源だからです。そこで、日本語の段階で、そのスライドの内容を表すタイトルをつけるように心がけましょう。



**3. 英語スライド作成の実践テクニック**

**①一般的な英語スライド構成**

7分の口述発表の場合、日本語であれば、タイトル・利益相反等のスライドを含めて 17-20 枚程度のスライドを用意すれば良いと思いますが、英語スライドで発表する場合は、その日本語スライドよりも枚数少なくして、17 枚程度にする方が良いでしょう。その理由は、聴衆がスライドを理解するのに必要な時間が日本語に比べて英語の方が少し長いと思われるからです。さらに、スライド枚数を少なくすれば、それだけ気持ちにゆとりができて、ゆっくり、丁寧に発表することができます。



**②英語スライドでのタイトルの表現法 その1**

スライドに示しているのは、日本語タイトルでよく使われる表現と対応する英語表現です。これらの詳細は、本学会HPのe-learningに掲載されています。学会のHPから会員ログインし、表示された画面から e-learning > 大会講義一覧 > 第66回総会学術大会 > ST 講座 9: 英語論文で、「効果的な英文タイトルの作成法」というタイトルで色々な英文タイトルの例が示されています。

タイトル	Title
～の評価	Evaluation of ~
～の検討	Investigation of ~
～の比較	Comparison of ~
～の解析	Analysis of ~
～の影響・効果	Effect of ~
～の有用性	Usefulness of ~
～の測定	Measurement of ~
～の開発	Development of ~
～の最適化	Optimization of ~

★学会HPのE-learning ※第66回総会学術大会 ST講座9

**③英語スライドでのタイトルの表現法 その2**

日本語スライドでは、「基礎的検討」というタイトルがよく使われますが、英語ではどのように表現すれば良いでしょうか？ 選択肢はいくつもありますが、有効な表現法の一つは「: a preliminary study」というサブタイトルを追加することです。「:」の後の文言で、研究デザインをアピールします。その他にも、右のスライドに示すような表現を用いることで、タイトルに微妙なニュアンスを含ませることができます。日本語のタイトルでは、タイトルの後に「: ○ ○」を加筆することはあまり馴染みがないと思いますが、英語ではよく見られる表現です。論文タイトルにも応用可能ですので、積極的に活用していきたいものです。

ポータブル撮影における仮想グリッドの基礎的検討	Evaluation of virtual grid in portable radiography : a preliminary study
予備的研究(基礎的検討)	: a pilot study
実現可能性の検討	: a feasibility study
ファントム実験	: a phantom study
シミュレーション研究	: a simulation study
臨床研究	: a clinical study
初期臨床研究	: a preliminary clinical study
前向き研究	: a prospective study
後ろ向き研究	: a retrospective study

④英語スライドでのタイトルの表現法 その3

タイトルは短いものが理想的ですが、発表内容を正確に伝えようとすると、どうしても長くなってしまいます。英語にすると、さらに長くなってしまふのですが、その際、改行位置に気を遣うことで、読みやすいタイトルになります。パワーポイントの自動改行機能に従って改行すると、【良くない例】のように「as a(改行)second opinion」, 「breast(改行)cancer」となってしまいます。英語も、日本語と同じように、意味の区切れで改行するようにしましょう。

⑤施設名と所属

施設名や所属名も英語だと長くなりがちなのですが、これらを短文化するテクニックを学びましょう。例えば、「〇〇大学病院放射線部」の場合、英語のフル表記は”Department of Radiology, 〇〇University Hospital”ですが、”Department”→”Dept.”, ”Univerity”→”Univ.”のように短縮表記すれば、長くなりがちな施設名や所属名を短く表記することができます。共同研究者の所属科の英語表現が分からないときは、英語化が進んでいる病院のHPを参考にするのがおすすめです。

⑥施設名と所属

目的は「Purpose」、目的が複数あるときは複数形「Purposes」です。「本研究の目的は～□□特性を明らかにすることである」の読み原稿は、「The purpose of this study was to～」ですが、スライドに書くのはTo以降の下線部のみとして簡潔な表現を心がけます。また、日本語だと目的は現在形ですが、英語では過去形で表現することを忘れないでおきたいです。

⑦目的でよく使う英語表現

ここで、目的でよく使う英語表現をいくつかご紹介します。「本研究の目的は～」に対応する代表的な英語表現に、「The purpose of this study was to～」、「The aim of this study was to～」、「This study was performed to～」などがあります。目的が「～を明らかにすること」の場合は、「to address～」、「～を評価すること」なら「to evaluate～」もしくは「to assess～」、「～を比較すること」なら「to compare …to～」もしくは「to compare …with～」、「～を開発すること」なら「to develop～」、「～を解析すること」なら「to analyze～」、「～を示すこと」なら「to demonstrate～」のように英語で表現します。

読みやすい英語タイトルにするために

Using Radiological Technologists' Reports as a Second Opinion for Radiologists' Reading of Breast Cancers in Digital Mammography: Simulation Study

Rie Tanaka<sup>1</sup>, Miho Takamori<sup>2</sup>, Yoshikazu Uchiyama<sup>3</sup>, Junji Shirahishi<sup>4</sup>

1. Kanazawa University  
2. Ishikawa Prefectural Hospital  
3. Kumamoto University

【改善例】

Using Radiological Technologists' Reports as "a Second Opinion" for Radiologists' Reading of Breast Cancers in Digital Mammography: Simulation Study

Rie Tanaka<sup>1</sup>,  
Miho Takamori<sup>2</sup>, Yoshikazu Uchiyama<sup>3</sup>, Junji Shirahishi<sup>4</sup>

日本語と同様に、意味の区切れで改行する

**タイトル**

石川 太郎<sup>1</sup>, 金沢 花子<sup>2</sup>, 加賀 百万<sup>3</sup>

<sup>1</sup>〇〇大学附属病院放射線部  
<sup>2</sup>△△大学大学院医学系研究科  
<sup>3</sup>□□大学附属放射線科

**Title**

Taro Ishikawa<sup>1</sup>,  
Hanako Kanazawa<sup>2</sup>, Hyakuman Kaga<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Dept. of Radiology, 〇〇 Univ. Hospital  
<sup>2</sup>Dept. of Radiological Technology, Graduate School of Medical Science, △△ Univ.  
<sup>3</sup>Dept. of Radiology, □□ Univ. Hospital

〇〇大学病院 放射線部

Department of Radiology, 〇〇 University Hospital

Dept. of Radiology, 〇〇 Univ. Hospital

**目的**

本研究の目的は、〇〇を用いて△△の□□特性を明らかにすることである。

さらに、××の臨床での有用性を検討したので報告する。

**Purposes**

To address □□ of △△ by using 〇〇

To investigate the usefulness of ×× in clinical settings

The purpose of this study **was** to address □□ of △△ by using 〇〇.

This study **was** performed to investigate the usefulness of ×× in clinical settings.

日本語だと目的は現在形だが、英語では過去形

「目的」でよく使う表現、これ英語で何て言う？

<p>本研究の目的は、</p> <p>～を明らかにする</p> <p>～を評価する</p> <p>～を比較する</p> <p>～を開発する</p> <p>～を解析する</p> <p>～を示す</p> <p>ことである。</p>	<p>The purpose of this study was</p> <p>to address ~</p> <p>to evaluate / assess ~</p> <p>to compare .... to/with ~</p> <p>to develop ~</p> <p>to analyze ~</p> <p>to demonstrate ~</p>
---	---

### ⑧意味を持たせたスライドタイトル(方法編)

方法でよく使う日本語のスライドタイトルと、対応する英語を示します。日本語の段階で、そのスライドの内容を表すタイトルにしておく、あとは対応する英語に変換するだけです。もし、日本語のスライドタイトルが「方法」「方法」「方法」…と続いていて、英語に変換するときに、そのスライドの内容を表すタイトルにしようとする、時間がかかるだけでなく、自分が知っている英語で妥協してしまうかもしれません。日本語の段階で、そのスライドの内容を表すタイトルにしましょう。

### ⑨方法でよく使う英語表現

ここでは方法でよく使う英語表現をいくつかご紹介します。私たちの研究分野ですと、「～(手法/装置)を用いて～」と表現することがよくあります。英語では、「with～」、「by～」、「using～」、「by use of～」いずれの表現でもかまいません。また、「～(画像)を取得した」は「We obtained～」、「～を計測した」は「We measured～」、「～を計算した」は「We calculated～」のように表現します。方法の時制も過去形であることに注意しましょう。研究はずでになされた過去のことからです。

### ⑩これは使える！句読点の種類と用法

日本語ではあまり馴染みはありませんが、英語ではコロンとセミコロンの使い分けも重要です。英語で論文を書く際にも活用できるので、しっかりおさえておきましょう。まず、コロンですが、何かを列記、何かを説明・定義する際に使用します。一方、セミコロンは、文章のつながりや「」の代用として使用します。スライドに示す「管電圧, 120kV; 管電流, 80mA; パルス幅, 6.3msec」という例の場合、「;」と「,」が混在していて分かりにくく感じるかもしれませんが、区切りの強さのルールを理解しておけば、正しい区切りで理解できるようになります。

### ⑪意味を持たせたスライドタイトル(結果編)

結果のスライドタイトルは、「表やグラフの内容を表すタイトル」もしくは「結果を述べたタイトル」にします。例えば、日本語のスライドタイトルが「A の B に対する効果」の場合、どんな効果だったのかまで表した「A の使用で B が改善した」に意識してから英語になおします。「条件 C での D の精度」なら、その精度がどうだったのかまで表したタイトルにします。スライドタイトルに結果を書くことで、そのスライドが表示された瞬間に、一番伝えたい結果を伝えることができるのでおすすめです。

### 意味を持たせたスライドタイトル

対象	Subjects
症例	Clinical cases
画像の取得	Image acquisition
～の計測	Measurement of ~
観察試料	Data set
観察者実験	Observer study
データ解析	Data analysis
統計解析	Statistical analysis
臨床評価	Clinical evaluation

スライドタイトルもスライドを理解するための情報源

### 「方法」でよく使う表現、これ英語で何て言う？

～(手法/装置)を用いて With / by / using / by use of ~

～(画像)を取得した. We obtained ~  
 ～を計測した. measured ~  
 ～を計算した. calculated ~  
 ～を解析した. analyzed ~  
 ～(実験)を行った. conducted ~  
 ～を評価した. assessed / evaluated ~

↓ 物を主語(受動態)にしてもOK

Images were obtained by a CR system.

### 句読点の種類と用法

- コロン「:」 何かを列記, 何かを説明・定義
  - 撮影条件: 120 kV, 80 mA, 6.3 msec
  - 結果: システムAのノイズ特性
- セミコロン「;」 文章のつながり, 「,」の代用
  - 線量とノイズ量は反比例する; 被写体が厚いとノイズの多い画像になる
  - 管電圧, 120 kV; 管電流, 80 mA; パルス幅, 6.3msec;

区切りの強さは 「.」 > 「:」 > 「;」 > 「,」

### 意味を持たせたスライドタイトル(結果編)

表やグラフの内容を表すタイトル

AとBの関係	Relationship between A and B
AのB特性	B property of A
C疾患患者の結果	Results of a patient with C
システムCの線量	Dose measured in system C

結果を述べたタイトル

AのBに対する効果	
⇒Aの使用でBが改善した	Utilization of A improved B
条件CでのDの精度	
⇒CでDの精度が改善した	Improved accuracy of D in C

## ⑫結語の英語表現

「結語」は「Conclusion」、結論が複数あるときは「Conclusions」です。結語で一番大切なのは、目的と対応した内容になっていることです。例えば、目的が「AのBにおけるCという特性を明らかにすること」なら、結語は、「AのBにおけるCという特性を明らかにした」となり、英語の読み原稿は、「We found that A indicated C in B」となり、スライドにはthatより後の“A indicated C in B”を書きます。この他、示唆された時は「It is suggested that」、期待される時は「It is expected that」となります。

## ⑬WEB活用術

英語表現が正しいかどうかセルフチェックしたいときにおススメなのが、Google Scholarです。一般的に使われているGoogleと違い、学術的な文献やサイトのみを対象に、英単語や熟語の使用法を調べられます。自分が検索した表現がリストアップされれば正しい表現である、と判断できます。完全に一致する文章だけを検索したときは、このようにダブルクォーテーションでくくって検索しますし、また、どんな副詞が一緒に使われるかを調べたいときは、その副詞をアスタリスクマークで置き換えて検索すればOKです。

## ⑭英語スライド作成のカギ

自分が行った研究の内容を相手に伝える方法は、考えれば考えるほど、無限に存在します。ですから、スライドを作成する際には、すぐにパワーポイントに向かうのではなく、まずは、どのように発表すればわかってもらえるのか、手書きで紙芝居のようなものを何度も繰り返して考えてみましょう。そして、出来上がったと思った後でも、無駄な表現や重複がないかを、聴衆の立場になって何度も見直すようにしましょう。

<b>結語</b> AのBにおけるC特性を明らかにした。 AのBにおける有用性が示された。	<b>Conclusions</b> A indicated C in B. A would be useful for B.
---	---

We found that **A indicated C in B.** (発見したよ！)  
We addressed that **A was useful for B.** (明らかにしたよ！)  
It is suggested that ~. (示唆されたとき)  
It is expected that ~. (期待されるとき)

目的と対応した結語になっていること！

### セルフ英文チェック①: Google Scholar

□ 学術的な文献やサイトを対象に英単語の使用法を調べる  
完全に一致する文章を検索 “correlated with”



<http://scholar.google.co.jp/>

### 英語スライド作成のカギ

1. 自分が行った研究内容を相手に伝える方法は、無限に存在する。
2. スライドを作り始める前に、どの方法で伝えるのが一番効率が良いか（相手にわかってもらえ易いか）を十分に考える。
3. 文字の重複や無駄な表記がないか、何度も見直す。

156

## おわりに

この原稿を書き上げる前に、英語スライド100%化を実現させた第72回総会学術大会は無事に終了しました。多くの会員の皆さんが戸惑う中で開催された学術大会で、どのような英語スライドが用意され、そして研究発表がなされるのか、期待と不安の入り混じった気持ちで4日間の学会に参加しました。確かにわかりにくいスライドもありましたが、私は最初に英語スライド化を試みた年度の学会としては、十分に合格点が付けられたのではないかと思います。このセミナーの最初でいつも話しているように、スタートすることが一番大事で、そのスタートを好調にきったということは、本学会にとっては前途洋々なことだと思います。今回、誌上講座を行った英語スライド作成セミナーは、平成28年度からは英語プレゼンテーション支援セミナーと少し名称を変更して、2年後に迫った50%英語口述発表を視野に入れながら、英語で発表するための心構えやノウハウについての内容も盛り込んでいます。基本的に全国の支部での開催を予定していますので、ぜひ、皆さんに参加していただければと思っています。

# C 言語画像処理プログラミング e ラーニング体験講座のお知らせ

画像部会長（熊本大学大学院生命科学研究部） 白石 順二

## はじめに

画像部会では、放射線技術学研究を遂行するにあたって強力な味方となる、C 言語プログラミングを会員の皆さんに習得していただくために、医用画像処理プログラミングセミナー（旧：CAD セミナー）を、これまで開催してきました（今年のセミナーが第 37 回）。しかし、C 言語プログラミングの習得には個人差があり、比較的容易にすべてをマスターできる方と、一生懸命頑張ってもなかなか習得できない方がおられるので、セミナーの主催者側としては、何とかセミナーの受講を希望される前に C 言語プログラミングの習得についての向き不向きを判断していただく方法がないかと考えてきました。そして、その解決策として、教育委員会の協力を受け、今年度から e ラーニングによる C 言語プログラミングの体験講座を始めることにしました。この体験講座は、画像部会の医用画像処理プログラミングセミナーを受講しようと考えておられる方はもちろん、C 言語プログラミングに興味をお持ちの方で本学会の会員であれば、どなたでも、またいつでも受講が可能ですので、ぜひ、一度 C 言語プログラミングを体験して、自分に合っているかどうかを調べてみましょう。ひょっとした、プログラムに関するすごい才能があなたの中に潜んでいるかもしれません。ここでは、この体験講座の楽しみ方について簡単に紹介します。

## 1. システムへのログイン

C 言語プログラミング体験講座は、日本放射線技術学会（本学会）の e ラーニングに含まれますので、本学会の HP (<http://www.jsrt.or.jp/data/>) のメニューバーの右にある「会員ログイン」のページから会員番号とパスワードでログインしてください。ログイン後は、画面左の「e-ラーニング」を開き、左のメニューの下部にある「動画セミナー」のボタンをクリックします（図 1）。次に、画面内に表示された URL をクリックして、今度は、動画セミナー用のシステムにログインします。この動画セミナー用のシステムにログインするときのユーザー名とパスワードは全員共通で、以下に示す通りです。

ユーザー名：jsrt0201

パスワード：jsrt0201

## 2. 受講者登録

C 言語プログラミング体験講座を受講するためには、受講者登録が必要になります。これは、この講座が 1 回の参加で完了するものではなく、すべてのコースを完了するためには何度も繰り返して参加する必要があるからです。この登録機能により、ご自身が習得した Step の成果が記録されて残るようになりますので、いつ

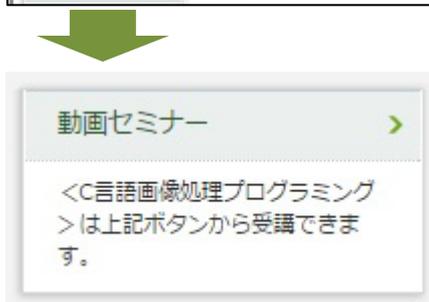


図1 学会 HP から会員ログイン後に e ラーニングのページに進み、左メニューの下部にある動画セミナーを開く。

でも時間ができたときに講座を進めることができます。登録に必要な情報は、氏名（日本語・英語）とメールアドレス、本学会の会員番号、そしてパスワードです。登録が完了すれば、登録時に記入したメールアドレスに確認メールが届き、受講を開始することができます。

### 3. コースの説明

登録が完了すれば、登録完了後の画面のメニューから「Course」をクリックして、受講を開始します。コースは Step0 から Step10 までの 11 ステップに分かれています。各ステップの内容を表 1 に示します。この体験講座では、実際にソースプログラムを書き込んでもらって、自分でコンパイルしてソフトウェアを作成してもらいますので、そのために必要なソフトウェアをインストールすることを Step0 で学びます。プログラム作成に使用するソフトウェアは Microsoft 社から無償で配布されている Visual Studio Express 2013 for Desktop で、この使用ソフトが動作する環境の PC が受講のためには必要になります。

図 2 に示したのは、体験講座の受講画面の一例です。どのステップでも、動画表示画面の下に動画リストが表示され、自分が見たい場面を選択して観ることができます。さらに、講義で使用するテキストや説明資料が PDF で入手可能です。

表 1：セミナー内容

Step	受講内容
0	Visual Studio 2013 のインストール
1	C プログラミングの環境作り
2	パソコンへの入力と表示
3	算数の計算をしてみましょう
4	もしも～だったら？
5	何度も繰り返しみましょう
6	画像データの複製
7	画像の階調処理
8	画像の拡大と縮小
9	画像のヒストグラム
10	ウォーリーを探せ！



図 2 セミナー受講時の画面

すべてのステップで作成するソフトウェアのソースプログラムも図 3 に示すようにすべて提示されますので、ちゃんと正確に同じことを入力することさえできれば、正常に動作するプログラムを作成することができます。

この体験講座の中では、もう少し C プログラミングを良く知りたいという方のために、図 4 に示すような「C プログラム上達のヒント」がいくつかのステップで参照できるようになっています。通

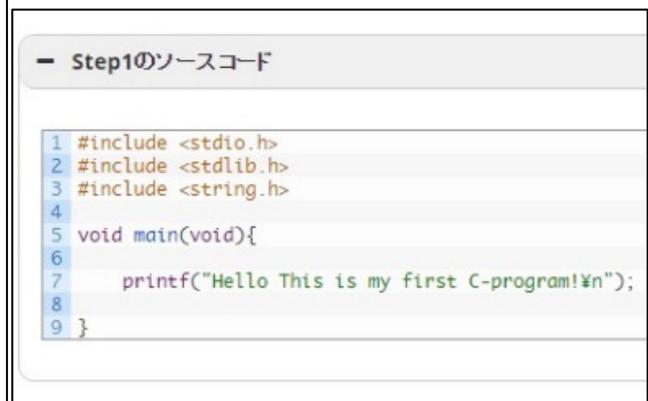


図 3 ソースプログラムの例

常の C 言語の参考書には書かれていない、この体験講座に合わせたヒントを示していますので、これらのヒントを用いて、C プログラムへの理解を深めてください。

この体験講座は、講座全体をざっと眺めるだけでも結構ですが、もし、時間があるのなら、ぜひ、全部の Step のクリアを目指してください。各ステップには Step Test が設定されており、正解を入力するとそのステップはクリアとなり、体験講座のメイン画面の右上にある達成バーのメモリが増えていきます。図 5 は Step Test の一例です。入力するのは文字列や数字ですが、プログラムを完成させて実行できた人だけが答えを知ることができるように設定しています。

体験講座の最終課題は「ウォーリーを探せ」です。実際にはウォーリーではなく、数多くの様々な図形の中に隠れた一つの図形だけを見つけて、その結果を画像として表示させるプログラムを作ります。このコンピュータ手法は、正常組織の中に埋もれた病変部を自動的に検出するコンピュータ支援診断 (CAD) システムで一般的に用いられる手法と同じです。この技術をマスターすれば、自分で CAD システムのプログラムを作成することも可能です。

### 最後に

ここでは、今年度からスタートした C 言語プログラミング体験講座の概要と楽しみ方について、簡単に説明をしました。実際に体験してみるとプログラミングというものが思ったよりも簡単だということがわかれると思います。プログラミングの技術を身につけるといことは、自分にとっての研究の幅を大いに広げることと同じです。しかも、プログラミングは PC が 1 台あれば、所属する施設の規模に関係なく誰でも、そのアイデアを形にすることが可能です。自分の中に埋もれた可能性を再発見するためにも、ぜひ、この C 言語プログラミング体験講座に参加し、

経験していただければと思います。この体験講座でプログラミングの楽しさに芽生え、画像部会の医用画像処理プログラミングセミナーにステップアップされる方が一人でも増えることを願っています。

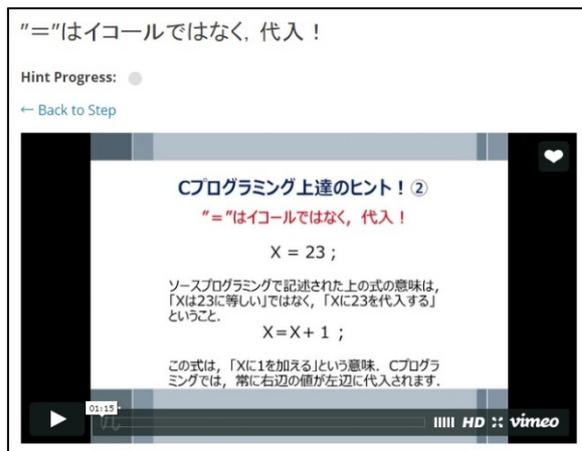


図 4 C プログラム上達のヒントの例



図 5 Step Test の例



図 6 最終課題

## CARS2016 ～初めての国際学会～

金沢大学大学院博士前期課程2年 宮阪 洋亮

### 1. はじめに

2016年6月21日から25日の5日間、ドイツのハイデルベルグ（ドイツ・バーデン＝ヴュルテンベルク州）にて開催されたCARS2016（Computer Assisted Radiology and Surgery 2016）に参加しました。CARSでは、私が発表した画像処理の分野の他に、医療情報、CT、MRI、放射線治療等、幅広い分野における最新の報告がされていました。今回、口述発表する機会を得ましたので、その報告を致します。

### 2. 国際学会での発表

今回、私は“Evaluation of X-ray Images Using Sparse Coding Super resolution Processing”という演題名でX線画像を用いたスパースコーディング超解像処理の有用性について発表しました。11月上旬の研究室ゼミの時、田中先生より国際学会に挑戦してみてもどうかとの提案を受けたのがきっかけでした。まだその時は、研究もあまり進んでいなかったのですが、先生よりドイツの街並みの写真やガイドブックを手渡され、異国の風景に魅了され、ドイツに行きたいという気持ちになりました。同期の松田君と一緒に研究のスピードを上げ、Abstractを大急ぎで書き上げました。今回のAbstractは、日本語ではなく英語で書かなければいけません。英語が苦手な私は、日本語のAbstractを作成後、全て英語に翻訳するという方法で行いました。Abstractを準備し、登録を行うのですが、登録画面も全て英語のため悪戦苦闘しました。2月中旬に採択通知が届き、同期の松田君と一緒に大喜びしたのを記憶しています。

2ヵ月後のJRC2016も英語での発表に挑戦することになっていましたので、まず、JRC2016のスライド作成に取り掛かりました。今年のJRC2016からスライドが全て英語化になったため、同じ要領でCARSもスライド作成をすることができました。6月の出発前、研究室のゼミの際に発表の練習を行いました。この時はまだ原稿も覚えておらず、練習不足が露呈していました。このままではダメだとの思いから、松田君と何回も練習を行ったのを覚えています。また、出発直前には学校での最終リハーサルということで本番さながらの練習を行いました。（Fig.1）

そして、ドイツハイデルベルグへと出発しました。

### 3. CARS2016に参加して

私たちは、前日の2016年6月20日にドイツ入りしました。私は、2回目の海外、松田君は初めての海外ということで不安でいっぱいでした。フランクフルト空港に降り立った私たちが最初に困ったのが、空港がとても大きすぎるということです。そのため、ハイデルベルグへ行くバスの乗り場が分からず片言の英語とジェスチャーを交えて教えていただきました。



Fig.1 出発直前に学校で練習する筆者

ハイデルベルグに着いたのが、夜の8時だったのですが、外はとても明るく夕方の感覚でした。

翌日、レジストレーションを行い、発表する会場の下見を行いました。発表するマイクはどういう感じなのか、スクリーンはどこにあってレーザーポインターを指すことが可能か、スライドの切り替えやパソコンのモニタはどこに位置しているかを入念に調べ、ホテルに帰り、その配置をスーツケースと枕等使って再現して、本番さながらの最終の練習を行いました。(Fig. 2)



Fig. 2 ホテルでの最終リハーサル

学会4日目の14時から、私の発表でした。当日は、とても緊張していたのを覚えています。唯一良かったことは、昼食後1番目の発表であったため、座長の先生のところへ挨拶に行く余裕があったことです。発表時間は、スライドで12分の発表後、質疑応答が3分ありました。最初の数スライドは緊張のあまり、完璧に覚えた原稿を度忘れして、慌ててしまいましたが、徐々に自分のペースを掴み発表することが出来ました。今回は、質問がなく終わってしまって少し驚いたのですが、発表が無事に終わり、本当に良かったと思っています。(Fig. 3) 今回、国際学会にて発表をさせていただいて、改めて英語の大切さを感じる事が出来ました。この経験は私にとって非常に貴重なものとなり、かけがえのないものとなりました。今後さらに良い発表ができるように励みたいと思います。



Fig. 3 筆者の発表風景

#### 4. 謝辞

最後に、CARS2016へ参加するにあたりご協力をいただきました、金沢大学保健学系、真田茂先生、田中利恵先生、金沢大学大学院博士前期課程2年、松田紘明君に厚く御礼申し上げます。また、写真を提供してくださいました藤田保健衛生大学、寺本篤司先生、群馬県立県民健康科学大学、林則夫先生に厚く御礼申し上げます。



Fig. 4 集合写真

左から田中利恵先生、松田紘明君、筆者、真田茂先生

## IWDM2016 に参加して

岐阜医療科学大学保健科学部放射線技術学科 西出 裕子

2016年6月19日から22日までの4日間、SwedenのMalmöで開催された、13<sup>th</sup> International Workshop on Breast Imaging (IWDM)に参加しましたので、学会の紹介と発表内容について報告します。

### 1. はじめに

IWDMは、2年に1回開催されている、Breast Imagingに関する国際学会で、これまでアメリカやドイツ、カナダ、イギリスなどで開催されてきました。私がこの学会に参加したのは、2年前に岐阜大学の藤田教授大会長のもと、岐阜市で開催された12<sup>th</sup> IWDMが初めてでした。実行委員として参加させていただいたのですが、Breast Imagingに関する最新の動向や研究内容を知ることができるのはもちろんですが、Dr.M.J.Yaffe, E.D.Pisano, H.Bosmansなど高名な方々と話をする機会を頂いて、すっかりこの学会に魅了され、次回はずいぶん発表を、と強く思いました。

### 2. IWDM2016

25か国から約300名の参加者があり、8つの口述発表のセッション、50題のポスター発表、Mini Symposium, Breakfast Symposiumが行われました。1日目のMini Symposiumは、AAPM後援のBreast ImagingにおけるVirtual clinical trialsに関する報告とディスカッションがありました。2日目からの発表は、Mammographyが中心で、特にBreast Tomosynthesisを用いた各国のscreening trialのプロトコルや結果報告に関する発表がありました。Tomosynthesisをこれまでの2Dに加えることによって、どのtrialでもがん発見率の増加と要精査率の減少が認められましたが、被ばく線量の増加をどう考えるか、2DとTomoをどう組み合わせで行うのか、合成2D画像を組み合わせると線量はどの程度少なくできるかなどについて議論されました。



左奥が会場の Congress Clarion Malmö Live



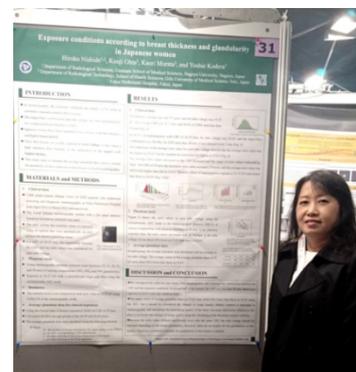
Gala Dinner が行われた Malmö の市庁舎

他には、Breast Density, Contrast-Enhanced Imaging, Phase Contrast Breast Imaging, CAD などに関する発表がありました。

2年後の IWDM は、アトランタで開催されることが決まりました。興味のある方はぜひ参加されることをお勧めします。

### 3. 研究発表内容

研究発表内容について簡単に紹介します。“Exposure conditions according to breast thickness and glandularity in Japanese women” というタイトルで、日本人女性の Mammography における乳房厚と撮影条件、被曝線量について検討した結果を発表しました。日本でも FPD 搭載装置による Digital Mammography が増えてきており、最近では W ターゲットや高い管電圧が使用する装置もありますが、今回は Mo ターゲットのみの X 線管、直接変換方式の FPD を搭載した装置を使用し、1年間にフルオートモードで撮影された約 7,500 の MLO 画像について乳房厚、撮影条件をレトロスペクティブに調査しました。平均乳房厚は約 31mm で、平均乳房厚以下の Mammogram のほとんどが低い管電圧で撮影されていました。線量は乳腺密度の高い部位で決定されるため、乳腺含有率によっては mAs 値がかなり高くなっており、ファントム実験により得られたデータから被曝線量を計算すると、管電圧を高く設定することにより、線量を低減することが可能であると考えられました。



### 4. 最後に... Malmo と Copenhagen

北欧に行くのは初めてでしたが、中世の街並みが残っていて、想像通りとても素敵なところでした。Malmo は、Copenhagen 空港から電車で 30 分のところにあり、あまり国境を越えたという実感はありません。物価が高いことを除けば、食事もおいしいし、人もやさしいし、街並みもきれいでした。时期的に夜 10 時ごろまで明るくて、広場のお店には、短い夏を楽しむ多くの地元の方が、夜遅くまでお酒と会話を楽しんでいました。飛行機の時間を待つ間に観光した Copenhagen では、人魚姫の像や王宮の衛兵の交代式を見ることができ、アンデルセンが住んでいた Nyhavn では、おいしいビールを頂きました。



Malmo の街並み



Amalienborg 宮殿の衛兵の交代式

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

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

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

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

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



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

【参考文献】

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

【標準デジタル画像データベースを用いた, または関連した研究】

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

## 画像部会入会のご案内

医療には、X線画像、CT、MRI、US、核医学画像、そして放射線治療用画像など、様々な画像が利用されています。画像部会は、これら全ての画像を対象とし、そのイメージング技術、画像評価、画像処理・解析、コンピュータ支援診断 (CAD) に関する新しい知識や技術の習得を目的とした活動を行っています。よって、診断、治療、核医学などの専門領域を問わず、多くの学会員の皆さまに入会し、参加して頂くことができます。

春と秋に開催される学術大会においては、話題性が高く学術的価値の高い教育講演とシンポジウムを開催しています。このシンポジウムでは、企画されたテーマの第一線の研究者らに問題提起や話題提供をして頂いた上で、会員の皆さんを交えた討論を行い、新しい知識や技術の有用性や問題点を共有しています。その他、地方部会の協力を得ながら、医用画像処理プログラミングセミナー、DRセミナー、ROCセミナーおよび臨床画像評価セミナーを年に5回程度開催して、必要な基本知識と技術の普及を図っています。こういった活動を通して、会員の皆さんが画像研究の新しい風を肌で感じたり、学術レベルの向上や技術の臨床への還元をして頂けるようになります。また、活動案内や情報は、学術大会前にお届けしている画像部会雑誌「画像通信」(学術雑誌 ISSN コード付)に掲載しています。学術雑誌である「画像通信」には、教育講演やシンポジウムの内容、注目されている技術の紹介、専門家による文献紹介、日本各地の研究室や研究会の紹介、国際会議出席者の体験記など、参考になる記事が多数掲載されており、画像に興味を持つ会員にとって非常に魅力的な専門雑誌となっています。画像部会に入会することにより、毎年2回開催されている学術大会の前に画像通信の閲覧が可能になり、事前に画像部会の講演内容を学んだり、活動計画に関する最新情報を得たりすることができるようになります。また、セミナー参加費にも割引特典があります。

画像部会は医療で広く利用されている画像に関する理解を深め、医療の進歩に寄与したいと考えている方に入会して頂き、共に学んでいきたいと思っています。また、すでに会員の方も、是非画像にこだわりを持つ周辺の方々に声をかけて入会を促して頂けるようお願いいたします。

**【入会資格】** 日本放射線技術学会の会員であること。

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

### **【年会費と会員特典について】**

#### 1. 専門部会の会員登録システムと年会費の変更について

現在、登録されている各専門部会について、それぞれ年会費2,000円ですが、平成27年度より、複数の専門部会に登録される場合、1つの専門部会分だけ年会費2,000円とし、それ以外は1,000円とし

ます。例えば、画像部会、撮影部会、計測部会の3つに登録する場合、これまでは2,000円×3=6,000円でしたが、平成27年度より2,000円+1,000円×2=4,000円となります。なお、複数登録された専門部会に順位はなく、同等の特典を得ることができます。また、シニア会員および学生会員については現行と同じで、1つの専門部会につき年会費1,000円となります。

## 2. 専門部会誌の電子化について

現在、専門部会員の皆様に冊子体で届けている専門部会誌を、平成27年3月発刊分より全面的に電子化します。電子化により印刷製本費や郵送費が軽減できますので、専門部会活動の充実に充てたいと考えています。なお、電子版の閲覧方法については、追ってお知らせします。

## 3. 専門部会員の特典について

### (1) セミナーおよび講習会への参加費の割引

平成27年度より、登録されている専門部会が開催するセミナーや講習会の参加費を割引します。割引額および対象となるセミナーや講習会は各専門部会で決定されますが、基本的には会員（該当する専門部会員でない正会員）参加費から1,000円程度の割引となります。ただし、他団体との共催分については割引は適用されません。

### (2) 専門部会誌の優先閲覧

専門部会員の方は、春（3月）と秋（9月）に専門部会誌が出版されると同時に、登録されている専門部会の部会誌（電子版）が閲覧できます。なお、出版後3ヶ月を経過した後は、すべての正会員・学生会員について、すべての専門部会誌（電子版）が閲覧できます。

## 編集後記

今回の画像部会は第 80 回の記念大会となります。その大会にふさわしく歴代の部会長(分科会長)、学会長に加え、その方々の画像研究の師でもある土井邦雄先生もご参加頂いての講演会となります。今から非常に楽しみにしております。

また、本誌「画像通信」も Vol.39 (2)となり、本学会の各部会中で一番古く、また長く刊行している専門部会誌だと思えます。掲載内容も春と秋の学術大会内容にとどまらず、最新技術紹介、入門・基礎・専門講座、国際学術集会参加報告、大学・研究室・研究会紹介、資料・文献紹介等…、画像に関係する様々な情報を掲載し、部会員の方々へ発信し続けています。発刊に当たっては、画像通信を企画、編集された今までの部会委員の諸先輩方の努力がありまた、執筆頂いた学会員の皆様、メーカーや各大学の先生方等々に感謝する次第です。

私も部会委員を 2005 年から 12 年もの長きにわたり務めさせて頂いています。最初ご一緒させて頂いた、部会長、委員の方々は皆さん委員を勇退され（学会内での学術研究活動は現在も皆さん頑張っておられます）、今現在さみしい限りですが、私自身この 12 年間には、初期の DR セミナーや基礎講座等、微力ながら少しは画像部会に貢献できたのでは思っていると共に、それ以上に多くのことを勉強させて頂いたことに感謝しています。

現在委員として感じていることは、学会内の学術内容がより専門化し、MRI、CT のセクションしか行かないとか、核医学、放射線治療部門の発表しか聞かないなどの会員の方々が増えてきた様に感じています。専門性を追求することは悪いことではありませんが、特に画像研究、画像評価については、専門性を超えた基礎的なことであり、各モダリティにおける臨床画像評価や診療画像研究には画像の知識が必須です。これを読んで頂いている皆さんは画像部会員ですが、お近くに上記のような学会員の方がおられましたら、ぜひ画像部会会員へのお誘い下さい。

(KK 記)

---

### 画像通信 Vol.39 No.2(通巻'77)

発行日 2016 年 10 月 1 日

発行所 公益社団法人 日本放射線技術学会

〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鋸屋町 167

TEL075-354-8989 FAX075-352-2556 e-mail: office@jsrt.or.jp

発行者 公益社団法人 日本放射線技術学会 画像部会 部会長 白石 順 二

---

画像通信 通巻七七号

VOL. 39 No. 2 AUTUMN 2016