

Communication of the Imaging Group of the JSRT

# 画像通信

## 2015年10月

### Vol.38 No.2(通巻 75)

- ☆ 土井邦雄先生(名誉顧問) 米国医学物理学会での受賞の報告  
 ☆ Educational Course:「臨床画像とファントムモデル～その現状と課題～」  
 ☆ 第78回画像部会 Intellectual Discussion  
 『ファントム？臨床画像？－研究に必要な試料の集め方、作り方教えます。－』
1. 「DR研究のためのファントム」  
 2. 「マンモ研究のためのファントム」  
 3. 「CT研究のためのファントム」  
 4. 「MRI研究のためのファントム」
- ☆ 技術紹介:  
 ①「読影補助のためのeラーニングシステムの活用」  
 ②「1ショット長尺撮影を実現した『FUJIFILM DR CALNEO GL™』の開発」  
 ③「胸部X線骨組織透過画像を用いた経時差分処理技術」  
 ④「ポケットタイプ超音波装置の開発と展開」  
 ⑤「マンモグラフィにおける4Kタブレットの有用性について」
- ☆ 読者のページ:  
 ①「第1回臨床画像評価セミナーに参加して」  
 ②「第1回臨床画像評価セミナーを受講して」  
 ③「第2回臨床画像評価セミナーに参加して」  
 ④「第2回臨床画像評価セミナーに参加して」
- ☆ 入門講座:「散乱線の発生と画像への影響」  
 ☆ 専門講座:「医療で実用化されている画像処理」  
 ☆ 大学/研究室/研究会紹介:  
 ①「東北デジタル医用画像研究会の紹介」  
 ②「大阪大学大学院医学系研究科 石田研究室の紹介」  
 ③「群馬県立県民健康科学大学 診療放射線学部 診療放射線学科 小倉敏裕研究室の紹介」
- ☆ 国際会議案内・報告:  
 ①「SPIE 2015参加報告」  
 ②「ECR参加記」
- ☆ 標準デジタル画像データベース(胸部腫瘍陰影像)の紹介  
 ☆ Metz's ROC Software Users Group News  
 ☆ 画像部会入会案内
- 画像部会長 白石 順二  
 株式会社 京都科学 製造部 平井 孝憲
- 香川高等専門学校電気情報工学科 本田 道隆  
 岐阜医療科学大学保健科学部 篠原 範充  
 藤田保健衛生大学 医療科学部 放射線学科 辻岡 勝美  
 大阪赤十字病院 放射線診断科 高津 安男
- 特定非営利活動法人 メディカル指南車 笹井 浩介  
 富士フィルム(株) 榎本 淳 他  
 株式会社東陽テクニカ 大平 直隆  
 コニカミノルタヘルスケア株式会社 別所 武、高岡 竜也  
 パナソニックメディカルソリューションズ株式会社 佐藤 卓治
- 仙台市立病院 放射線技術科 澤谷 勇太  
 金沢大学大学院博士前期課程1年 宮阪 洋亮  
 島根県立中央病院 放射線技術科 細越 翔太  
 佐世保市立総合病院 中央放射線室 佐々木 淳一  
 香川高等専門学校電気情報工学科 本田 道隆  
 つがる西北五広域連合つがる総合病院 船水 憲一
- つがる西北五広域連合つがる総合病院 船水 憲一  
 大阪大学大学院医学系研究科 梅原 健輔、大田 淳子  
 群馬県立県民健康科学大学 診療放射線学部 小倉 敏裕
- 熊本大学保健学教育部博士前期課程2年 村川 彩希  
 大阪府立急性期・総合医療センター 医療技術部 樫山 和幸



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 79 回 画像部会予告

日 時：2016 年 4 月 14 日(木)～17 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：「胸部単純 X 線写真を見直そう！

ーコンピュータ支援診断の可能性ー（仮題）」

講師：Radboud University Medical Center, Dr. Bram van Ginneken 先生

Intellectual Discussion：「臨床現場は、研究テーマの宝庫だ！」

### 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 78 回画像部会プログラム

日時：2015 年 10 月 8 日（木）15:00～18:00

会場：第 5 会場（金沢ニューグランドホテル 4 階 金扇）

## 1. Educational Course：「臨床画像とファントムモデル～その現状と課題～」

株式会社 京都科学 製造部 平井 孝憲

司会 香川高等専門学校 本田 道隆

## 2. Intellectual Discussion：

「ファントム？臨床画像？－研究に必要な試料の集め方，作り方教えます．－」

司会 金沢大学 田中 利恵

1. 「DR 研究のためのファントム」 香川高等専門学校 電気情報工学科 本田 道隆
2. 「マンモ研究のためのファントム」 岐阜医療科学大学 保健科学部 篠原 範充
3. 「CT 研究のためのファントム」 藤田保健衛生大学 医療科学部 放射線学科 辻岡 勝美
4. 「MRI 研究のためのファントム」 大阪赤十字病院 放射線診断科部 高津 安男

## 各種セミナーのご案内

- ・入門講座 1 10 月 8 日（木） 13:30～14:15 第 3 会場（第 5/6 会議室）

「散乱線の発生と画質への影響」

香川高等専門学校電気情報工学科 本田 道隆

- ・専門講座 4 10 月 9 日（金） 11:05～11:50 第 5 会場（金扇）

「医療で実用化されている画像処理」

つがる西北五広域連合つがる総合病院 船水 憲一

## 土井邦雄先生(名誉顧問)

### 米国医学物理学学会での受賞の報告

画像部会長 白石順二

平成 27 年 7 月 12 日(日)から 16 日(木)にかけて、米国カリフォルニア州のアナハイムで開催された第 57 回米国医学物理学学会 (American Association of Physicists in Medicine: AAPM) において、本学会の名誉顧問である土井邦雄先生が Edith H. Quimby Lifetime Achievement Award (Quimby Award) を受賞されましたので、本学会会員の皆様に報告します。Quimby Award は、米国の医学物理学の創始者である Edith H. Quimby 女史に因み、AAPM が 1996 年に創設した賞で、医学物理学における傑出した業績で著名な AAPM 会員に対して贈られます。この賞に選ばれるのは、各年最大 3 名 (該当者なしの年もあり) で、土井邦雄先生が日本人では初の受賞となります。また、これまでの受賞者のほとんどが放射線治療分野における業績を認められての授賞であるのに対して、コンピュータ支援診断を中心とした医学物理学の診断分野における業績が評価されたことも注目すべき点だと思われます。

7 月 13 日 (月) に学会会場に隣接する Marriott Hotel Anaheim で開催された Award Ceremony では、同賞を受賞された 2 名の研究者 (Larry DeWerd, PhD, Melissa Martin, MS) と共に行われた受賞後の土井邦雄先生のスピーチでは (写真), 本学会から海外短期留学で派遣した短期留学生を含む 160 名を超える研究スタッフの写真が紹介されました。

土井邦雄先生には 24 年間にわたる海外短期留学制度によるシカゴ大学への本学会員の入会だけでなく、本学会の学術集会でも数多くの講演をいただいております。さらに今年度からは研究に悩みを持つ若手研究者を対象とした研究個別指導プログラムの指導者として、全国の研究に困っている会員のために足を運んで指導をしていただけることになっています。

群馬県民健康科学大学の学長を退任されてからもなお、精力的に研究活動を続けておられる土井邦雄先生の今回の非常に名誉な受賞を会員の皆様に報告すると共に、土井邦雄先生の研究に少なからず関係している本学会としても、今回の Quimby Award の受賞を誇りにしたいと思います。



【AAPM2015における土井邦雄先生の受賞スピーチ】

\* 土井邦雄先生の AAPM2015 における受賞スピーチの様子は以下の動画サイトでご覧になれます (英語字幕付き)。  
YouTube < <https://youtu.be/Wuh-c4oTOY0> >

## 臨床画像とファントムモデル～その現状と課題～

株式会社 京都科学 製造部 平井 孝憲

### 1. はじめに

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。

その一方で、演算処理等の高速化により、実測せずとも各種のパラメーターや被曝線量などを把握できるようになってきている。そのような現状で、どのようなファントムが必要なのか、またそのファントムをどう活用していけばよいのかを、以下X線ファントムを中心に述べていきたい。

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。

### 2. ファントムとは何か

今さらではあるが、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物体全般をファントムと呼称している。日本工業規格 JIS Z 4005: 2012 では、『試験の目的で患者の部分模擬するための器具』と定義されている。使用種別としては

- ・ 画像診断装置・機器の性能評価試験
- ・ 画像診断撮影・放射線治療時における最適条件の検討
- ・ 放射線医学の研究・教育用
- ・ 原子力事業所等の保健管理

などに大別される。これらの使用目的に適したファントムの選択が非常に重要となってくる。

極端な例で言えば、例えばX線 CT 撮影において、装置の性能・品質を評価・管理せず人体形状の動態ファントムを使用して何らかの結果を導き出したとしても、そこに説得性が皆無であるのは容易に想像できる。当然のことであるが、ファントムを使用した研究・評価においては

- 1) 体積・寸法などが既知の単純な幾何学形状（静態）

- 2) 人体形状（静態）
- 3) 体積・寸法などが既知の単純な幾何学形状（動態）
- 4) 人体形状（動態）

というように順を追って使用・検討していくことが理想的である。1) は性能評価・品質管理ファントムそのものである。このように、ファントム使用の目的とそれに適したファントムを選択することで、より明確で継続した研究と、再現性のある有用な結果が蓄積されると考える。

### 3. 各ファントムの紹介

ファントムを有効・適切に活用するために、ファントムの特性を知っていただく必要があると思われる。以下、主要なファントムを便宜的に性能評価用と教育・実習用に大別し提示していく。

#### ○性能評価用ファントム

主に品質管理や性能評価、各施設間・装置間の性能の比較に使用できるファントムである。

- ・バーガーファントム（写真1）

単純X線撮影の低コントラスト分解能を視覚評価するためのファントムである。

凹型と凸型があり、アクリル板に径と深さ（高さ）が異なる穴（突起）を等間隔に配置している。

- ・胸・腹部用X線水ファントム（写真2）

人体の胸部・腹部を想定したトラック形状で二重水槽構造になっている。外槽のみに水を満たすと胸部として、また内外両槽に水を満たすと腹部として、X線の吸収体や散乱体として利用できる。



写真1. バーガーファントム（左）と 写真2. 胸・腹部診断用X線水ファントム（右）

- ・板状ファントム XAC 型（写真3）

放射線の吸収・散乱試験用のアクリル樹脂性ファントムである。

- ・板状ファントム XUR 型（写真4）

診断用X線のエネルギー領域において、人体組成に近似した吸収特性を持つポリウレタン樹脂製の板状ファントムである。

全軟組織等価材、筋肉等価材、脂肪等価材、軟骨等価材、筋肉+脂肪等価材がある。

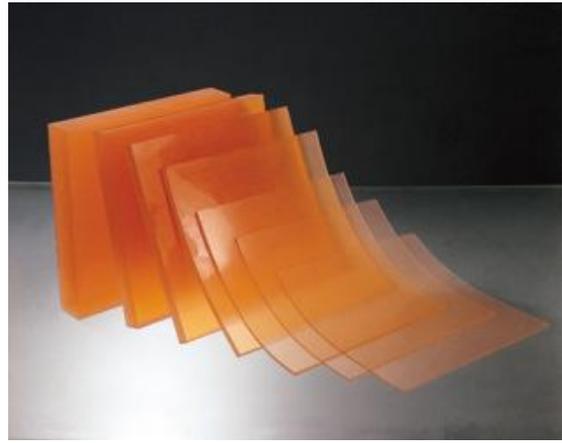
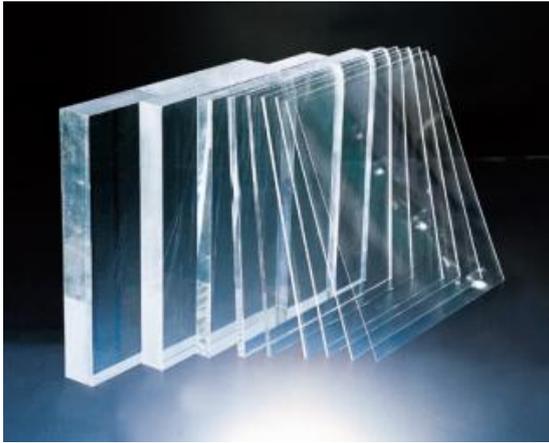


写真3. 板状ファントム XAC 型 (左) と 写真4. 板状ファントム XUR 型(右)

・デジタルマンモファントム NCCE 型 (写真5)

デジタルマンモ撮影装置の品質管理用ファントムである。

視覚評価として模擬繊維組織・模擬石灰化・模擬腫瘍・周波数強調処理を、物理評価として画像粒状性・コントラスト曲線・画像解像度を評価・管理できる。

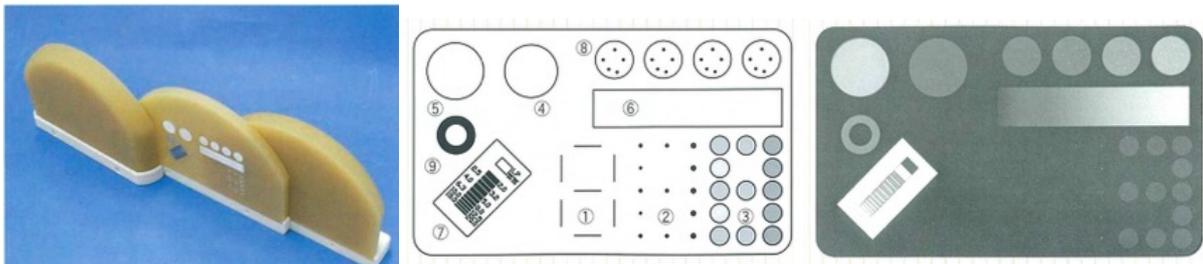


写真5. デジタルマンモファントム (左：ファントム本体、中：評価用測定部、右：同撮影画像)



写真6. マルチスライス CT 評価用テストファントム MHT 型

- マルチスライス CT 評価用テストファントム MHT 型 (写真 6)

多検出器を備えたマルチスライス CT 装置の特性を評価できるファントムで、水を使用しない構造のため取扱いが容易となっている。低コントラスト分解能・部分体積効果・高コントラスト分解能(空間分解能)・線質硬化現象・画質線量評価・スライス厚測定が可能である。

- LSCT (Lung cancer Screening CT) ファントム (写真 7)

胸部 CT 検診における適切な画質と線量を評価するためのファントムで、コントラスト表示スケール規格化用のリニアリティファントムが付属している。実際の肺がん様病変を持つ胸部 CT 検診画像に類似した画像を容易に取得することができ、線量計をファントム中心に挿入して線量測定ができる。

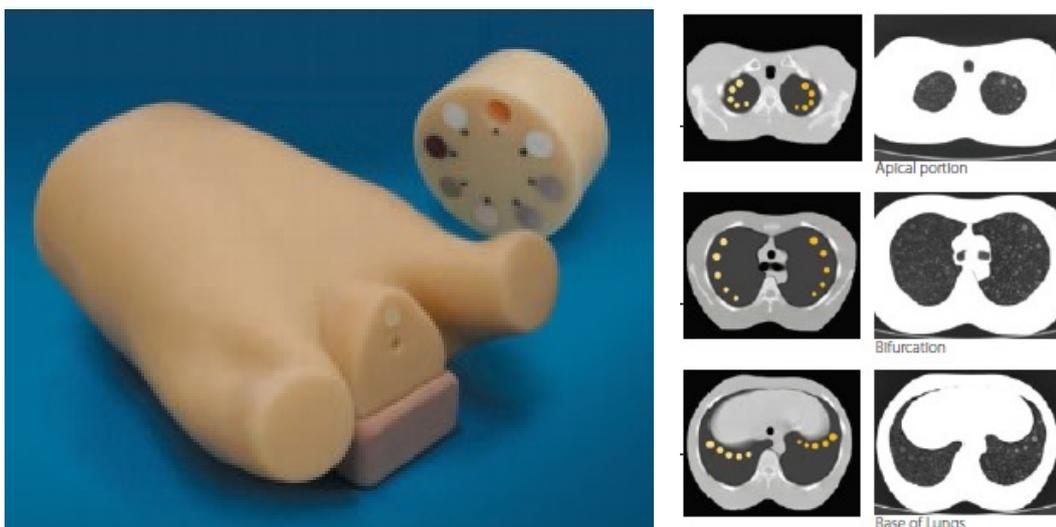


写真 7. LSCT ファントム

- CT-AEC ファントム (写真 8)

CT-AEC (CT-Auto Exposure Control : CT 用自動露出機構) 性能評価用のファントムである。ファントムの断面画像から得られる画像ノイズを基に、性能特性を把握することができる。Z 軸方向の被写体サイズ特性を評価する円錐型・楕円錐型、インパルス応答特性を評価する凸型、XY 面の被写体形状特性を評価する縦横比変化型の 4 種類がある。

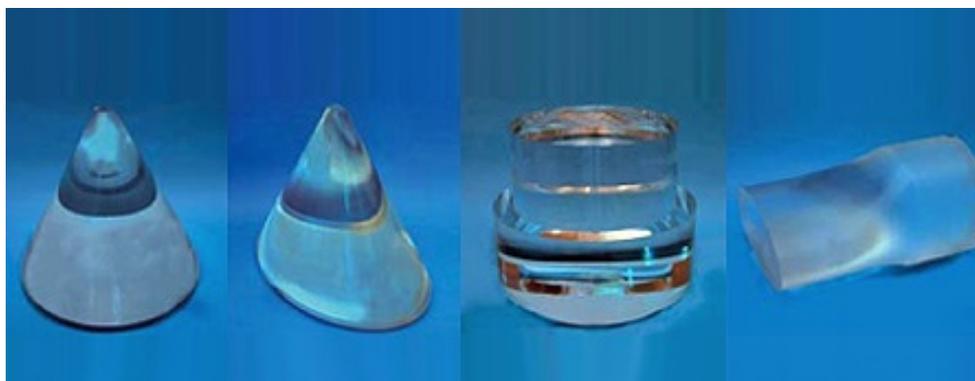


写真 8. CT-AEC ファントム 4 種 (左から円錐型・楕円錐型・凸型・縦横比変化型)

- CT 評価用ファントム JCT-II 型 (写真 9)

日本工業規格 JIS Z 4923:2015 に準拠した X 線 CT 装置用ファントムである。

X 線 CT 装置に関して、JIS Z 4752-3-5: 2008 で規定する受入試験 及び JIS Z 4752-2-6: 2012 で規定する不変性試験 のうち、次に示す試験項目に対応している。

アキシャルスキャンにおけるスライス厚、空間分解能、低コントラスト分解能、ノイズ・平均 CT 値及び均一性 (体幹部を除く) 試験およびヘリカルスキャンにおけるスライス厚試験に対応。

性能評価管理が可能なソフトを付属させたことで、装置の性能を継続して管理することがより容易に可能となっている。

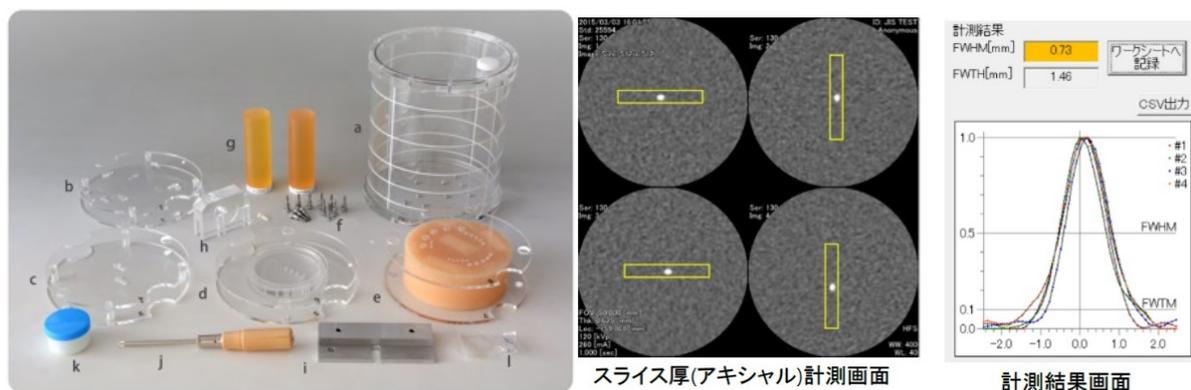


写真 9. CT 評価用ファントム JCT-II 型 (左: ファントム本体、右: 管理用ソフト画面一例)

- X 線診断画像撮影教育用・撮影条件検討用

X 線撮影時のポジショニングの練習や、CT 撮影での模擬患者となる教育・実習用の人体形状ファントムである。撮影条件等による画質の比較や読影の実習などに利用できるモデルが多い。

- 全身ファントム PBU-60 (写真 10)

等身大の全身ファントムで各関節が可動式でかつ分解することができ、関節部の撮影やポジショニングの練習ができる。撮影時に障害となる金属部品は使用していない。また軟組織等価・骨等価材を使用しているため、全身の X 線撮影や CT 撮影実習用モデルとして使用できる。検査方法の立案から撮影手順の組立ておよび画質や分解能の差異確認による撮影条件の検討、コントラスト調整をはじめとする画像表示条件の設定など様々な技術を高める実習に繰り返し活用できる。

別売の骨折部位入りパーツに交換することで、骨折時の撮影・読影練習用としても使用できる。

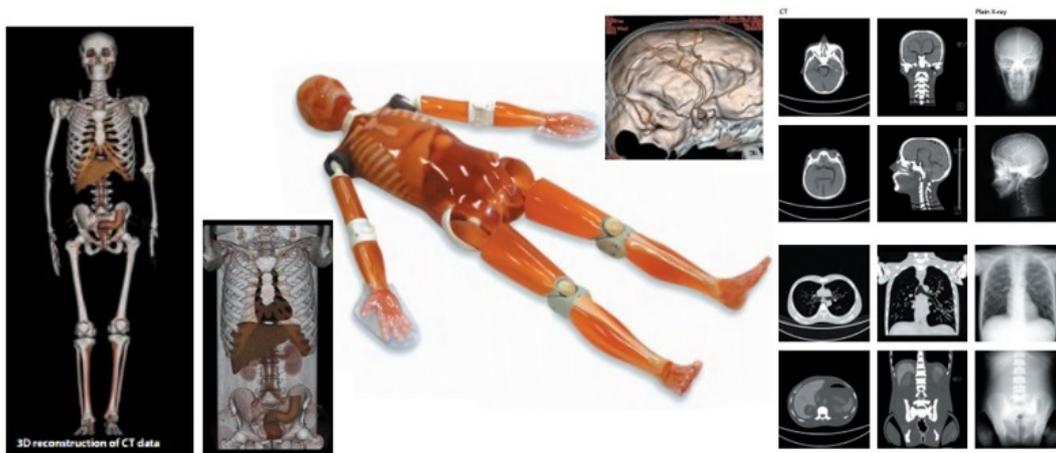


写真 10. PBU-60 ファントム本体および単純X線画像・CT 画像・3D 画像

・CT 人体トルソファントム CTU-41 (写真 11)

CT 撮影の模擬患者となる実習用モデルファントムである。上記 PBU と同じように軟組織等価材・骨等価材を使用しているため、画像上人体と同様の臓器コントラスト、アーチファクトが発生する。頭部から腰部まで一体となっている。

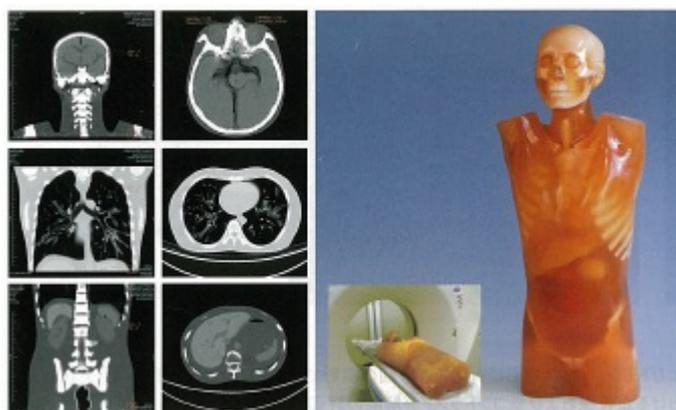


写真 11. CT 人体トルソファントム CTU-41 ファントム本体と CT 画像

・胸部ファントム N-1 “ラングマン” (写真 12)

胸部単純 X 線写真撮影・読影技術の向上、結節の指摘およびその他の陰影の指摘などの教育・実習に最適な人体形状ファントムである。

軟組織等価材及び骨等価材を使用し肺野模擬血管を立体的に配置しているため、正面・側面からの胸部単純 X 線撮影ができ、臨床画像に近似した単純 X 線画像が得られる。撮影条件によって、肺野部における肺血管・骨格に人体と同様の濃度変化が見られる。また CT 撮影画像上人体と同様の臓器コントラスト、アーチファクトが発生する。

着脱式の肺野内部に模擬結節を配置する事で、単純 X 線撮影と CT 撮影の画像を容易に比較することが可能となっており、より多様なトレーニングを行うことができる。さらにオプションのチェスト

プレートを利用することで、体厚を変化させて比較することが可能。

ファントムの肺野内部を直接目視で確認できるので、透視画像・CT画像・3D画像などと比較して三次元的に理解を深めることが可能となっており、読影技術向上のための実習を効果的に行うことが可能である。

CT値が3種類で大きさの異なる模擬腫瘍が付属しているため、CT画像の画質評価やCADコンピュータ読影支援ソフトの性能評価にも利用できる。



写真 12. 胸部ファントム N-1 “ラングマン”

・頭部 CT ファントム ACS (写真 13)

頭部血管撮影の模擬患者となる撮影条件設定実習用モデルファントムである。模擬血管は、左前大脳動脈および中大脳動脈を主に表現し、造影状態を血管径 0.5～4.0mm で再現している。血管濃度の違いにより、CT撮影用・アンギオ撮影用の2種類ある。軟組織等価材・骨等価材を使用しているため、CT画像上、脳・脳室・眼球など人体と同様のコントラストが得られる。



写真 13. 頭部 CT ファントム ACS ファントム本体と撮影画像

・歯科用頭部ファントム (写真 14)

パノラマ X線撮影、歯科用 CT 撮影など歯顎顔面 X線撮影のトレーニング用ファントムである。硬組織（エナメル質・象牙質・皮質骨など）の X線吸収は CT 値を基に再現しており、歯列・歯根・歯髓腔の形態を再現している。下顎骨体、上顎歯槽骨を取外せる構造であり、口腔・咽頭腔・上顎洞へのアプローチが可能となっている。



写真 14. 歯科用頭部ファントム 本体およびパノラマ撮影画像

・マーゲンファントム BMU-1 型 (写真 15)

X線透視装置における胃のバリウム検査技術向上を目的とした実習用ファントムである。実際の治療において患者さんから摘出した早期癌病変・潰瘍等を型取りして胃の内壁に取り付けている。軟組織等価・骨等価材で構成されており、胃は膨張剤を入れた状態を再現している。実際の検診と同じように胃の内部にバリウムを流してX線透視装置に設置し操作することで、胃壁の画像を確認することができる。



写真 15. マーゲンファントム BMU-1 型 本体と透視画像

#### 4. 今後の課題

冒頭でも述べたようにX線CT装置やMRI装置の普及と各種の演算処理技術の発達に伴い、ファントムを利用した客観的な基準による規格化が求められている。中でも画質と線量の関係は最も重要で、装置間の性能比較評価のみではなく、各種撮像パラメーターや再構成方法に対する特性変化を明確にする必要がある。

画質の評価方法については物理的評価と視覚的評価に大別される。定量的に結果を提示できる物理的評価方法による評価はもちろん重要である。その結果を、低コントラストファントムや臨床に近いファントム画像を使用した視覚的評価やROC解析 (Receiver Operating Characteristic Analysis) と紐付けて活用していくことで妥当性が得られ、臨床現場に確実にフィードバックされるものと思われる。医療法においては、装置管理の責任の所在は施設にあると定められており、安全の確保と性能の維持(継

続的な性能評価)を総合的に管理する方法が問われている。

逐次近似再構成法や dual energy スキャンに代表されるような比較的新しい技術についても、それぞれを適切に評価するための方法と、線質依存性などを考慮した素材を用いたファントムが要求されはじめている。また各種診断装置間でのフュージョンに使用できる、いわゆるマルチモダリティ対応ファントムについても考慮していく必要がある。同時に CT Perfusion など流れや動きについての評価が可能なファントムも関心が高まりつつあるようである。

このように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し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。ファントムの使用方法とその必要性について、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。

## 謝辞

最後になりましたが、本発表の機会を与えていただきました 画像部会長ならびに画像部会委員のみなさまに厚く御礼申し上げます。

## 参考文献

- ・市川勝弘 村松禎久 『標準X線CT画像計測』日本放射線技術学会 (2009)
- ・『放射線機器管理シリーズ X線・MRI・CT』日本放射線技師会 放射線機器管理士部会 (2007)
- ・日本工業規格 JIS Z 4923: 2015 X線CT装置用ファントム
- ・日本工業規格 JIS Z 4005: 2012 医用放射線機器一定義した用語
- ・日本工業規格 JIS Z 4752-2-6: 2012  
医用画像部門における品質維持の評価及び日常試験方法－第2－6部  
: 不変性試験－医用X線CT装置
- ・日本工業規格 JIS Z 4752-3-5: 2008  
医用画像部門における品質維持の評価及び日常試験方法－第3－5部  
: 受入試験－医用X線CT装置
- ・日本工業規格 JIS Z 4751-2-44: 2012 医用X線CT装置－基礎安全及び基本性能

# DR 研究のためのファントム

香川高等専門学校電気情報工学科 本田 道隆

## 1. はじめに

X線診断に関する分野でファントムを用いる理由の多くは下記のいずれかに分けられる。

- (1) 生体もしくはそれから採取した組織で診断画質を確認したいが、それは現実的になかなかできない。そこでファントムを使ってほぼ同等の被写体を形成して実験する。特に企業や大学で新しい診断装置やユニットを研究・開発したときや、診療施設で新規に導入したときなどにこの状況が発生する。
- (2) 日々の維持管理において問題のない状態かどうかを確認するためにファントムを用いて目視確認もしくは物理評価を行う。
- (3) いわゆる研究行為としてさまざまな知見を得るためにファントムを用いる。上記(1)とは反対に生体よりはファントムを用いたほうが好都合な場合が多く、どのようなものが被写体であるかをはっきりさせた上で画像の客観評価や主観評価を行う。
- (4) その他として、教育資料作成やトレーニングなどの目的で用いる。

このような使い分けを行うファントムの種類はきわめて多種多様であり、IEC標準品とされているもの、その他市販されているもの、さらに独自の工夫を凝らした手作りのものなどが使われている。ここでは、それぞれの目的に応じた代表的なファントムを取り上げ、その特徴や画像の取り扱いについて要点を述べる。ただし上記(4)は画像を評価することが目的でないことも多いためここでは省略し、(1) - (3)について述べる。

## 2. 生体を模擬したファントム

### 2-1. 人体(ヒューマノイド)ファントム

この目的で使用される筆頭格のファントムといえば人体ファントムということになるが、このファントムが活用される目的のひとつは人体がもつ特有の局所的な濃度差(ダイナミックレンジ)を発生させることであり、このような条件のもとで適正な画質を得るための各種条件をチューンアップすることは、その画像を臨床検査に供するための必須条件であるといえる。このような濃度差は後述するような簡便なファントムで模擬することもできるが、血管造影検査の透視やDSAの画像をさまざまな撮影方向で確認する場合などでは人体ファントムが最も適していることは言うまでもない。図1はIVR透視で主な観察対象であるガイドワイヤの視認性を確認しようとしている例であり、心臓や



図1 人体ファントムを用いた透視像

肺あるいは横隔膜が視野に入った状態での視認性の評価に使われた。X線条件や画像処理の適正な条件を分析したり確認したりする場合は、このように大きな濃度差がある状態で行われる必要があり、研究や装置開発の途中段階で均一な被写体による画質分析が行われたとしても最後の段階では必ずこのような確認が必要となる。一方、人体ファントムを用いるもうひとつの重要な目的は、組織のディテールに関する描写性能の確認

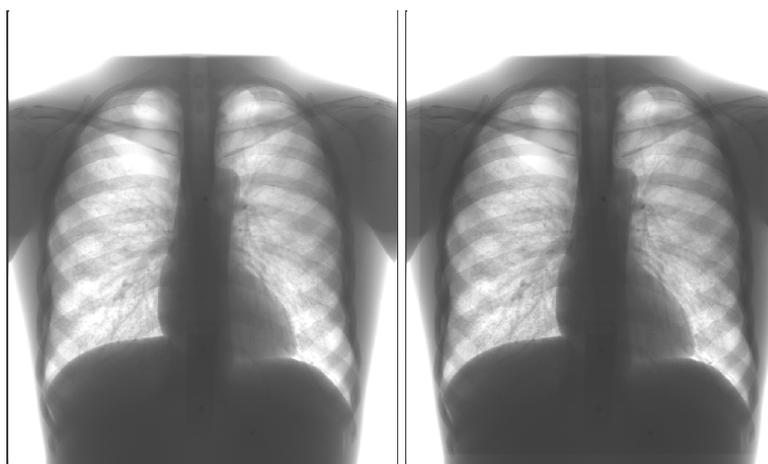


図2 散乱X線低減効果の確認（左：原画、右；低減後）

である。骨梁や肺紋理など、生体組織の細かい濃淡の変化は人体ファントムでなければなかなか正しく評価できない。研究段階ではプラスチックビーズやファイバーを用いてさまざまな組織を模擬することが多々あるが、やはり最終段階では人体ファントムと併用して画質性能を確認すべきである。図2は散乱X線の低減技術の開発段階で使用した例であるが、定量的な分析は均一なアクリルや鉛を使用して行う一方、臨床診断に使用される画質はこのような人体ファントムのディテール部分を細かく観察し効果の判断を行うことが求められる。

人体ファントムは大変精緻に形成されているため、以上に述べた点以外にもその活用による利点は多々あるが、残念なことに人体の自律的な動きを模擬するファントムは市販品の範囲で入手することは難しいようである。したがって生体の動きを透視や連続撮影で観察することが多い循環器システムやX線TV装置では次節で述べる回転ファントムなどのような簡易的な構成のもので残像あるいは時間分解能の確認や画質分析などを行うことが多い。しかし、逆に言えば、人体の動きを細かい点まで模擬したとしても現時点でのDR診断に使われる画像性能の範囲ではそれほど格段のメリットはなく、回転ファントムのようにある程度の性能試験ができれば不満がないのが現状である。そのため強い顕在的なニーズを耳にすることは現段階では殆どない。ただし、今後共通性の高いもの、たとえば心臓の正常な動きを模擬できるようなものが開発されて安価に入手できるとすれば研究や画質管理での応用範囲は広がるだろうと考えている。

## 2-2. 人体ファントム以外のファントム

実際問題として放射線技術学会会員の間で最もよくファントムが使用されるのは維持管理において画質確認を行うときではないかと思われる。この目的では機動性や簡便さも求められるため、人体と同等のX線の吸収や濃度差を形成するために人体ファントム以外のファントムも数多く使用される。また、維持管を適正に行うにはJISやIEC標準となっているもの、あるいはそれに準じて管理された工程のもとで材質の選定や構造設計が行われたものが望ましい。このようなファントムは数多くの種類が知られているが、ここでは代表的なものを取り上げ、以下に紹介する。

## (1) アクリル板、アクリルブロック

いわゆる人体を構成する基本物質として水を模擬するものであり、英語の文献では acryl のほか、perspex, plastic block, lucite, plexiglass などの言葉で表されている。このファントムが X 線吸収の点でほぼ水に代替できることはすでに周知のことであるが、使う上で少し注意を要する点は体積や形状で散乱線条件が変わってくることである。たとえば小児などの小さい被写体をアクリルブロックで模擬するとき厚さは同じ程度に薄くするにしても、そのラテラルサイズ（上から見た寸法）も同程度に小さくして体積がほぼ同じになるように設定しなければ散乱線量が変わる。X 線照射野が狭くてもファントムの体積が大きいと検出器に入る散乱線も増加することを留意すべきである。標準品として市販されているものはこのラテラルサイズも適正に設計されているものが多い。

## (2) DSA ファントム

図 3 の左側に American AAPM で推奨されている DSA やデジタルシネの画質確認用ファントム（型名：76-710）を示す。図に示すようにいくつかの部材がセットになっており、アクリルブロック以外にも骨が模擬された部材もある。特に造影血管を模擬した部分は本物のヨード造影剤が使用され、ヨード濃度 15mg/ml の IVDSA 用と 150mg/ml の IADSA 用が用意されている。図 3 下部に例示した X 線像で描写されているように血管の瘤や狭窄が用意されており、画質管理の際には血管やこれらの病変部の可視性が評価される。

また、さらに簡便な構成のファントムを図 3 の右側に示す。このファントムは PTW 社製で IEC 標準品としてのコンプライアンスもある。構成の一部にアクリルは使っているものの、基本的に銅版およびアルミニウム板によって背景領域と造影血管の X 線濃度を形成しているため、持ち運びなど機動性に利点がある。造影血管のさまざまなコントラストはアルミニウム板の厚みの変化によって形成されている。写真の黒いケーブル状のものは DSA を形成するために造影血管部を出し入れするリモートコントローラである。このように簡便な構成ではあるがさまざまな体厚を模擬して DSA やデジタル撮影の画質を評価することができるため、一部の開発メーカーでは出荷時の試験や定期点検などのサービス業務などに用いている。

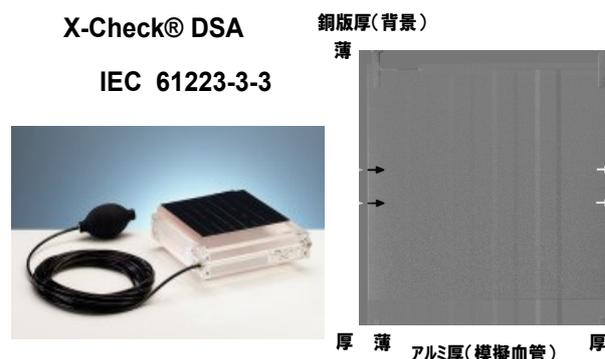
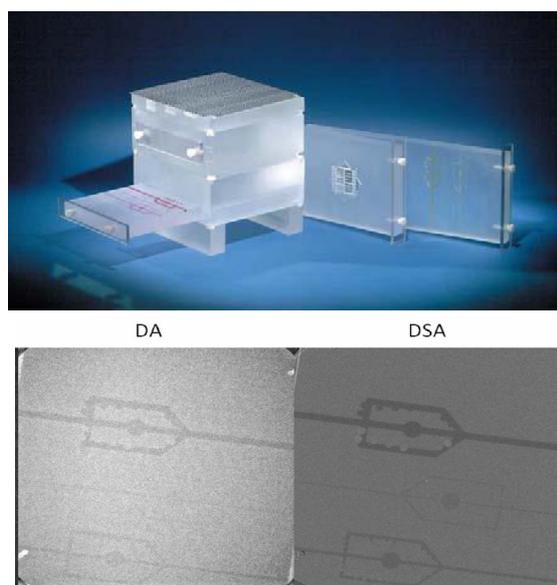


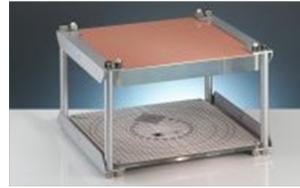
図 3 AAPM 推奨の DSA ファントム（左）、および IEC 標準品にている DSA ファントム（上）

### (3) 濃度分解能を評価するためのファントム

X線画像の画質評価では濃度分解能を調べることも必要であり、その目的で使用されるもののひとつに図4に示すファントムがある。これは図示のようにIECの定める標準品になっている。約0.5%~20%程度のコントラストを形成するような円板状の物体が配置され、基本的には視認可能な円板の位置を確認してローコントラストの計測や評価を行うことが意図されている。このファントムでは厚みが約3cm程度の亚克力板が使われているものの銅版によって背景濃度の調整を行うため比較的簡便に取り扱える特徴がある。

#### X-Check® FLU (PTW)

IEC 61223-2-9



何番目の円まで識別できるか目視判定

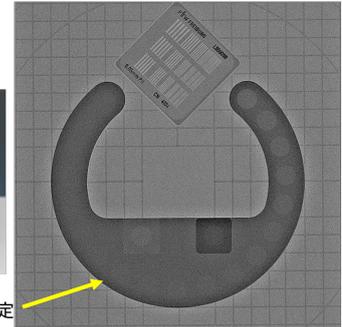


図4 低コントラストを評価するファントムの一例

### (4) 臓器の濃度変化を形成するファントムと回転ファントム

人体胸部を透過したX線強度のダイナミックレンジはきわめて大きく、この部位の画質確認は特に重要な評価項目のひとつであることから図5左側のような肺野、縦隔、心臓、横隔膜とほぼ同等のX線吸収を行うファントムが作成され、CVファントムという名称で呼ばれている。このファントムは患者体格に応じて積み上げられた亚克力板の間に入れて用いることが推奨されており図示のような濃度差をX線画像に生じる。主な応用のひとつはPCIにおけるガイドワイヤの視認性を確認することであるため、ワイヤの動きを模擬する回転ファントムとともに使用されることも多い。回転ファントムは図5右側に示すようにプラスチック円板の上に径0.13~0.56mmのスチールワイヤを放射状に配置したもので図示したX線像で示されるように1から6までの番号に応じてワイヤのコントラストが変化

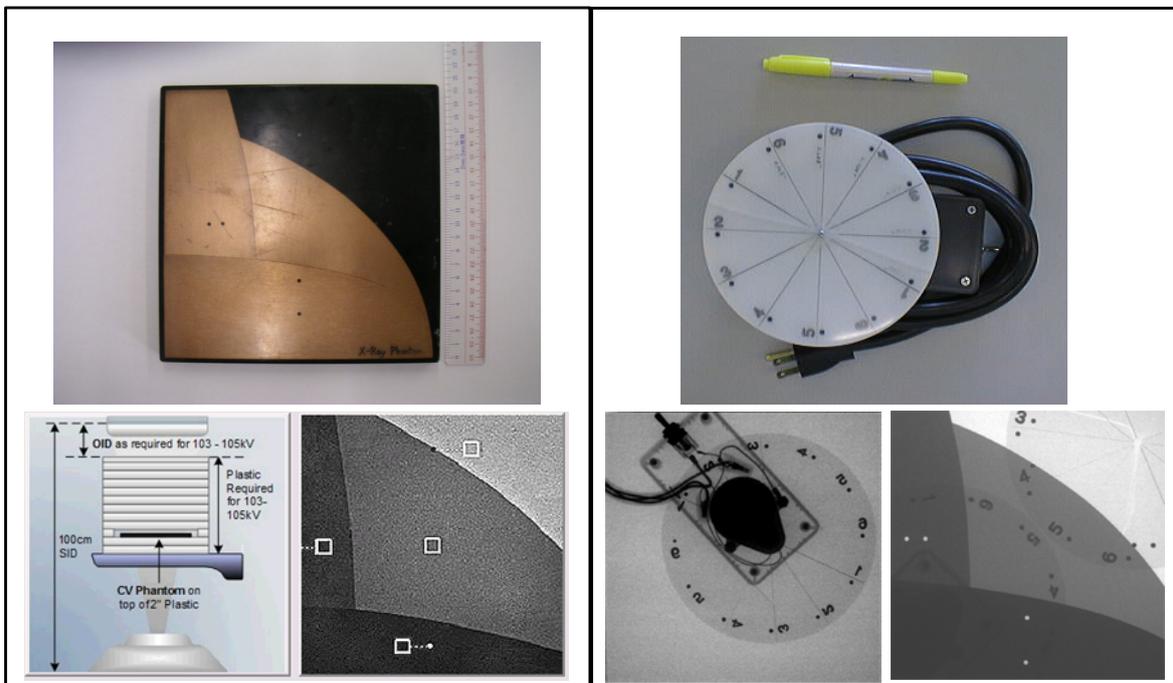


図5 CVファントム(左)と回転ファントム(右)

する。通常、この円板を2秒に1回の回転数で回転させることにより冠状動脈内のワイヤの動きを模擬し、観察可能なワイヤの番号を確認する方法で評価が行われる。さらに図示のようにこの回転ファントムとCVファントムを組み合わせた評価も行われており、臓器と重なった領域での視認性改善などを目的とする研究などで活用されている。

#### (5) 解像力チャート

なお、画質維持管理上もっとも広く活用されているファントムはおそらく解像力チャートであろう。代表的なものには厚み50 $\mu\text{m}$ の鉛箔に加工して0.5~10lp/mmの解像力計測ができるようにしたFunk Type1などがあり、このタイプシリーズのいくつかはJIS Z4916やZ4917で規定されているなど、X線画像の評価には欠かせないファントムのひとつである。特にデジタル画像ではチャートのスリット配置方向が画素配列と平行しないような角度で検出器に貼り、スリットが視覚的に識別できる限界周波数を目視確認する評価を行うことも多いが限界周波数は判断に迷うこともある。そこで筆者の経験では維持管理を行ううえでは限界周波数より前で明確に識別できる周波数を定義し、その分解能の様相が変化していないかを確認するほうが視覚評価として適しているように感じている。

### 3. 研究目的で使用されるファントム

画像に関する研究では観察対象信号の物理的性質を定め、それがどの程度の正しきで知覚されているかを分析することが多く行われる。ここではまず観察者実験でよく使われるものを紹介する。

#### (1) バーガーファントム、C-Dファントム、Howlettチャート

バーガーファントムとC-Dファントムは、図6の左側および真中に示すように、観察対象とする信号の空間的細かさと濃度コントラストを徐々に変化させて配列しているもので、観察者がどこまで見えるかを計測する目的で用いる。両者はほぼ同様に用いることができるが、C-Dファントムの細かい信号の部分は図示のように中央と周囲4点のうち任意のいずれか一箇所に信号が配置されているので観察者が正しい位置を回答することによって「見えた」という確認をすることができる。このようなファントム

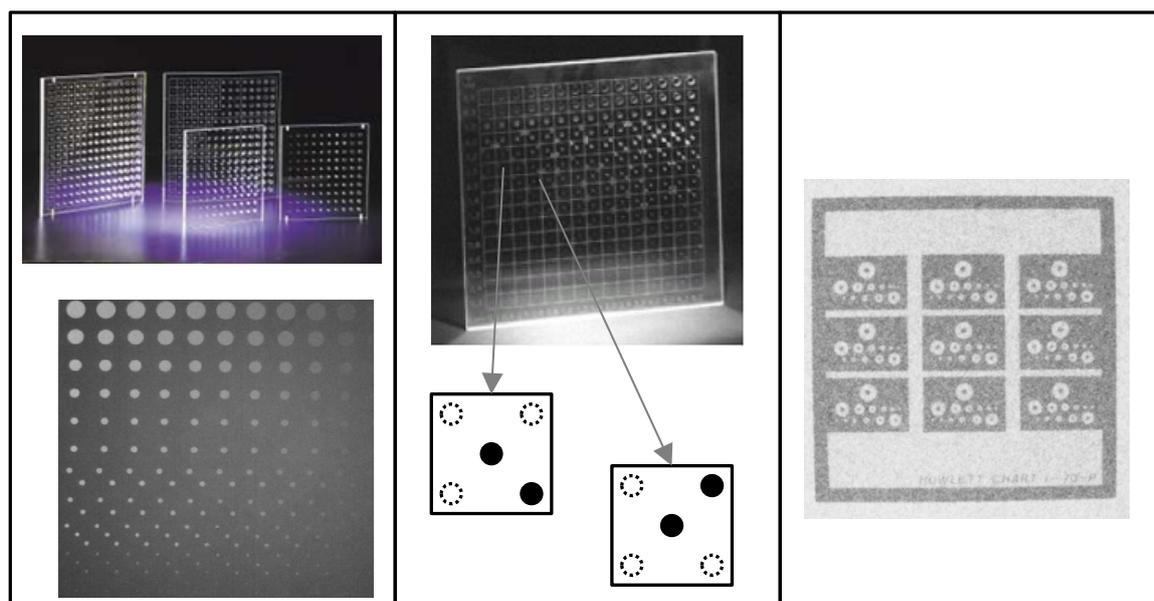


図6 バーガーファントム(左)、C-Dファントム(中)、Howlettチャート(右)

を用いて得られるスコアはある細かさ (D) における識別限界のコントラスト (C) であり、D に対する C の変化を調べた CD カーブで画像内の信号検出能が評価できる。近年では、それぞれの D において観察可能な C の値の和を計算し、それをすべての D で累積した値を Image Quality Figure (IQF) と呼んでおり、この値やこの逆数 (値が大きいと画質が良くなる) が画質評価の指数として使用される。

一方、Howlett チャートは図 6 右で例示するように、中心に位置する信号が規則に従って次第に小さくなるように設計された 13 個の円環群を一組として 9 組の同一パターンが配置されており、各パターンで観察者から回答される識別限界信号の細かさに基づいて画質を定量化する。定量化の方法は他の文献にゆずるが、この手法は空間的細かさと粒状性を同時に評価する点で比較的透視のようなノイズの多い画像の評価に使用されることが多い。

## (2) ファントムの作成

一般に画像に関する研究は検出対象とする被写体の想定が求められることが多い。そのため、研究が実証段階になるとその被写体をファントムで模擬した実験が必要となり、その被写体の特性を十分に表すものを自作する場合がある。たとえば Alternative Forced Choice (AFC) の実験で用いる微小な信号はビーズのような点状のものが使われることも多いが、循環器系の画質研究では造影血管やマイクロカテーテルが観察対象となることが多いので線状のものを使うこともある。また、筆者の経験では、前述の回転ファントムは一方向に等速で動くため心臓のような往復運動を表すことができず、メトロノームの先端に細い電線を貼って透視や撮影画像にけるカテーテルやワイヤの視覚評価を検討したこともあった。CAD における病変検出手法の研究などは病変をどのような物質でどの程度のコントラストで形成するか、ということそのものが重要な研究の一部分といってもよいくらいであり、臨床を十分に理解したうえでこの病変部の具体的な模擬表現設計に着手すべきである。

このように「想定する被写体」を十分に分析しておくことは重要だが、中には造影剤を被写体として取り扱う必要のある研究もある。ところが造影剤を用いたファントムの市販品は比較的少ない上、自作しようとして単に容器やチューブに封じ込めると気泡が発生することがあり意外とうまくいかないことも多い。そこで、現在、造影剤を糊化する研究も一部で行われている。まだ途上ではあるが、図 7 のように糊化して薄く延ばし、あたかもプラスチック製のシートのような取り扱いができることを検討している。仮に安価に消耗品のような感覚で入手できれば画像上のコントラスト計測や、細く切断することによる造影血管の模擬などが自由になるだろう。今後、フォトンカウント技術などで X 線エネルギー情報が診断に活用できるようになればさらに活用できる可能性もあり、早期の実現を期待したい。



図 7 造影剤のシート化 (試作)

## 4. おわりに

「ユーザーは天才」という言葉がある。たとえば洗濯機で大量の里芋の皮があつという間に剥けることを発見するなど、善きにせよ悪しきにせよ開発側が予期しなかった使い方をして驚く効果を出すことがある。DR 研究で何かそのような快挙が発生するとすれば、何か新しい発想でファントムが作られたときではないかと想像する。ファントムとはそのような魅力も持っているように思う。

## マンモ研究のためのファントム

岐阜医療科学大学保健科学部 放射線技術学科 篠原 範充

### はじめに

マンモ研究は、本学会においても多くの演題が発表されており、一般撮影領域の中でも関心も高い分野と考えられる。マンモグラフィは、その病変の物理的(空間分解能、濃度分解能、X線吸収)特徴により専用の装置は不可欠であり、同時にファントムについても専用のものが用いられる。ファントムは、評価の目的により線量評価と画質評価に分けられる。線量評価では、Uniformity が重要となり、乳腺組織に最も近いとされる BR12 や PMMA (Polymethyl methacrylate)などが用いられてきた。BR12 は乳腺と脂肪の割合を変化させることができたため、詳細なデータの算出に有効であるが、現在では価格の問題(主な原因はそう考える?)により PMMA が広く使用されている。画質評価では、多くの研究者により切除標本や各模擬物質を混入したファントムが試作された<sup>1,2)</sup>。いずれも経年変化(保存性)や評価方法が容易でないなどの理由に汎用とならなかった。その後、ACR(American College of Radiology)推奨ファントム<sup>3,4)</sup>が多くの施設に普及し、品質管理を実施するための標準ファントムとして広く用いられている。

マンモ研究は、非常に広く、多くのモダリティを含むことになる。そのため、ここでは、主にデジタルマンモグラフィの画質評価に利用できるファントムを紹介するとともに、その利用法を概説していく。

アナログマンモグラフィにおける画像成立プロセスは、フィルム(検出)を用いて撮影を行い(記録)、シャウカステンで診断し(表示)、その後、保管庫にて管理される(保存)。つまり、アナログマンモグラフィは、検出、記録、表示、保存が一体化したシステムであったといえる。それに対してデジタルマンモグラフィは、検出は検出器、記録はイメージャ、表示はモニタ、保存はサーバで行い、4つの別の機能を最適化して使用する必要性がある。それらに画像処理を行う必要もあり、さらに複雑になる<sup>5)</sup>。

このデジタルマンモグラフィへの移行の際に ACR 推奨ファントムを含めて、その役割について認識を変える必要があると考える。マンモグラフィの画質評価は、MTF, NPS, NEQ, DQE などの一般撮影系と同様の物理評価(ただし、一般撮影と比して高空間周波数領域の評価が必要である)により評価可能であるが、それに加えて ACR 推奨ファントムと JRS(Japan Radiological Society)ファントムを用いた視覚評価により“客観的評価”を行ってきた。ACR 推奨ファントムの視覚評価は、評点を設けているため、客観的に評価できるだけでなく、ある意味絶対値として多くの研究で使用されてきた<sup>6-8)</sup>。これは、アナログマンモグラフィの場合には、発生、現像、S/F などダイナミックレンジが狭く、入出力の関係を変化できない系において、解像特性、ノイズ特性などオーバーオールでの評価として重要な役割を担ってきた。しかし、デジタルマンモグラフィにおいては、ACR 推奨ファントムと JRS 推奨ファントムの絶対評価としての価値はすでに薄れている。それには2つの理由が考えられる。1つ目は、ファントムは本来、臨床画像との相関性を有している必要があるが、現在の多くのシステムは、ACR 推奨ファントム用に AEC も Pre-Processing, プロトコルも固定されている。そのため、認識する物質を見ることは容易となる、逆に“見るため”に“見えるように撮影する”と記載する方が正しいかもしれない。2つ目に診断時に Windowing 処理を行うた

め、評価をする条件を決めておく必要がある、あるいは、決めることで診断とは違った環境となるため適切とは言えない。そのため、ACR 推奨ファントムは、日常試験、定期試験における不変性が最も重要な役割となる。このように、研究で使用するファントムが、「何の目的」、「何を明らかにしたい」など実験計画の時点で検討を行っていないと、解析や手法が大変優れ、時間をかけた研究であっても全く意味をなさないことがある。例えば、ACR 推奨ファントムで 2 次元マンモグラフィ VS プレストモシンセシスの検出を比較する場合、①ACR 推奨ファントムの評価点に客観的意味がある、②プレストモシンセシスの特性上何を明らかにしたいのか？などに誤りがある。2 次元マンモグラフィ VS プレストモシンセシスから構成した 2 次元画像 のテーマで「プレストモシンセシスで 2 次元と同じ検出率が得られれば被曝量を減らすことができる」という仮定のもとに実施される場合には意見は分かれると思うが、私としては、ACR 推奨ファントムが 3 次元構造を評価するには適切でないと考える。このようにファントムには役割と最適性があるのでマンモ研究においてもこれらのことを念頭に置いて研究計画をたてることをお勧めする。以下、具体的なファントムについて紹介していく。

## 1. ACR 推奨ファントムと JRS 推奨ファントム<sup>9)-10)</sup>



図 1 ACR 推奨ファントムと JRS 推奨ファントムの配置

ACR 推奨ファントムは、前述したように日常の品質管理における画像評価の基準ファントムとして広く使用されている。このファントムは、乳腺と脂肪の割合が 50%である標準的な乳房をモデルにしており、PMMA をベースにその内部にパラフィンのワックスブロックにより構成されている。ワックス内には、直径の異なる模擬線維試料(ナイロン繊維)、直径の異なる模擬石灰化試料(酸化アルミニウム)、厚さの異なる模擬腫瘍試料(フェノール樹脂)が入っている。JRS 推奨ファントムは、ACR 推奨ファントムの左右におき同時に撮影する(図 1)。JRS 推奨ファントムは、密度の異なる 10 段から成り、ウレタン樹脂( $\rho$

$=1.061\text{g}/\text{cm}^3$ )をベースにして、リン酸カルシウム( $\rho = 0.0243\text{g}/\text{cm}^3 \times (N-1)$  (N は段数))を付加して各段の X 線吸収差を変化させている<sup>11)</sup>。さらに各段には、0.2mm の模擬石灰化、0.5mm 厚が貼付されている(ただし、このファントムはわが国のみで普及しているため、国際会議などでの使用は十分な説明が必要となる)。これら 2 つのファントムの視覚評価と濃度計測により評価してきた。デジタルマンモグラフィにおいては、前述したように不変性試験としての利用が適切である。具体的な利用法として 2 手法を記載する。

### 1-1. 濃度計測の置換

我々の研究では、DICOM 画像よりアクリルディスク、アクリルディスク横、ファントム中央の 3 点の画素値を計測している(模擬石灰化、模擬腫瘍も計測対象としている)。自動測定ツールは、Image J プラグインとして実現している。ROI の領域は、光学濃度計のアパチャ径(TM-5 伊原電子工業製)と同等とするため 3mm×3mm とした。不変性試験を行うため、基準値と管理幅を設定する必要がある。図 2 はメンテナンス後 5 日間の平均を基準値とし、3 か月間の画素値の変動を基準値に対する相対値として示したものである。3 か月間の変動は 2%以内であった。また、作想的に線量を 2 倍、1/2 倍にした場合には管理幅を超えることを確認した。このように濃度計測を画素

値の計測に置き換えることにより不変性の試験は可能になり、また相対値にすることで管理幅も明らかになる。ただし、これらを機種間で比較することが必要ではなく、あくまで同機種の不変性を測るものになる。

### 1-2. オーバーオール特性

欧米諸国においてもソフトコピー診断において ACR 推奨ファントムの視覚評価は継続している。大きなトラブルやアーチファクトの確認が主な目的となる。そのため、これまでと同様に発生、検出、画像観察装置のトラブルを検知し、不変性を確認するツールとして撮影することを推奨する。

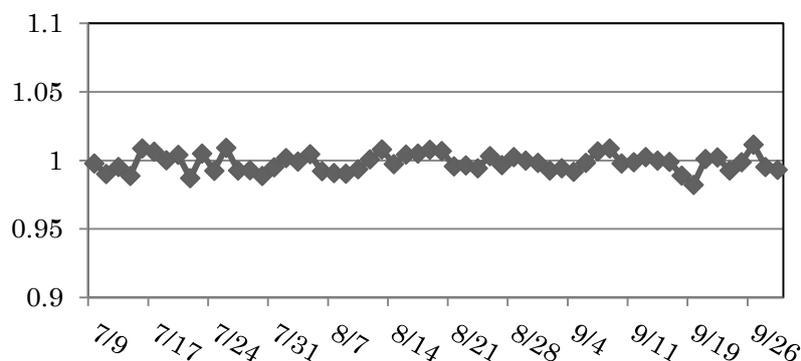
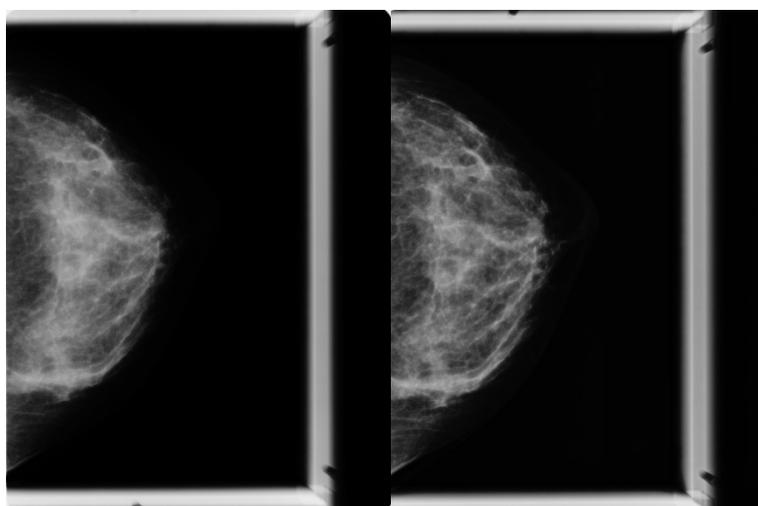


図2 ファントム中心濃度の3ヶ月間変動

### 2. 擬似乳房ファントム

RMI165 ファントムは、マンモグラフィ撮影時をシュミレーションして作成されている。脂肪、乳腺 50% で圧迫厚 50mm に相当する擬似組織等価ファントムである。アクリルケースに収められており、ファントム内部に模擬線維、模擬石灰化、模擬腫瘍が含まれている。また、ケースの前面にはダイナミックレンジを測定できる9段のステップ、解像度を測定できる矩形波(解像力)チャートが添付されている。現在は、



(a) (b)

図3 RMI169 ファントムの画像

(a)ハードコピー用パラメータ, (b)ソフトコピー用パラメータ

RMI165 は製造中止となり、ステップ、チャートの貼付および病変も存在しないが、より現在のシステムに合わせた模擬乳房ファントムとして RMI169 が販売されている。病変が含まれていないため、病変をデジタル上で付加するなどの新たな可能性もある。図3は、FCRで撮影したハードコピー用パラメータとソフトコピー用パラメータを示す。この画像は、画像処理と撮影条件を合わせて検討するために使用した。このように、このファントムは、画像処理・線量線質の違いや画像処理技術の確認など臨床データを用いることなく確認する初期実験に用いることができる

### 3. CDMAM ファントム

CDMAM (Contrast-Detail MAMmography : Nuclear Associates 社製) ファントム 3.4 は、デジタルマンモグラフィの視覚評価のために開発された。CDMAM ファントムは、バーガーファントムのように、碁盤目状のマスキングに信号が添付されている。信号は、直径及び厚さが対数的に変化した金のディスクであり、四角に区切られた領域の中

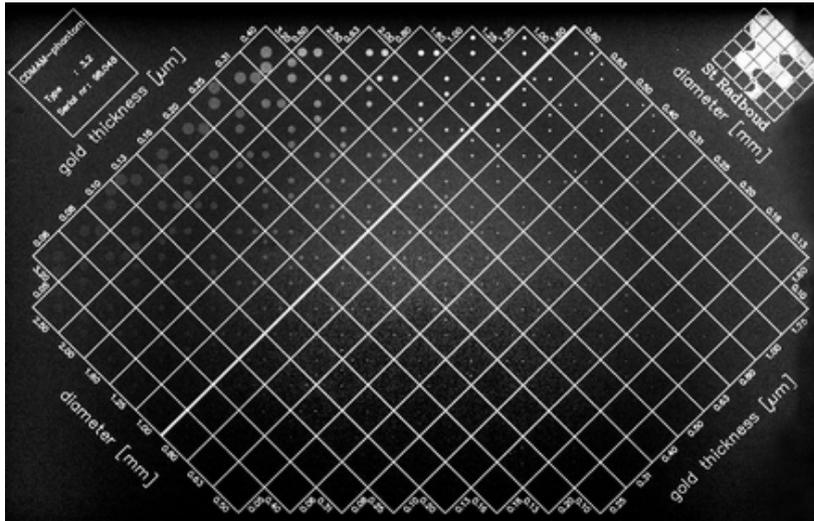


図4 CDMAM ファントム (Nuclear Associates 社製)

中央と四隅のいずれかに各 1 個配置されている(図 4)。信号の直径は、0.06mm～2.00mm の 16 ステップ、厚さは 0.03 μm～2.00 μm の 16 ステップである。試料作成は、一般的に厚さ 2mm のアクリル板を上下に配置し、その中間部に CDMAM ファントムを挟んで撮影する。CDMAM ファントムによる視覚評価により、システムや画像処理の比較さらに表示系の比較にも用いられている。

また、C-D 曲線を比較するための

方法として IQF (image quality figure: 画質指数)を用いた手法が提案されている。IQF は信号の各コントラストにおける最小識別径の積分値であり、式 1 で計算される。

$$IQF = \frac{n}{\sum_{i=1}^n C_i \cdot D_i \min} \quad (式1)$$

ここで、 $C_i$ 、 $D_i$  は、それぞれディスクの厚さ(μm)および直径(mm)、 $n$  はステップ数である。IQF は、画質の向上に伴い増加するため、その値を比較することでコントラスト検出能を比較することができる。また、その評価として、統計的有意差検定を追加することが多い。

CDMAM ファントム、IEC (International Electrotechnical Commission) 規格や EUREF (European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services) が推奨する標準ファントムであり、マンモ品質保証プログラムにも使用されている。EUREF からは、CDMAM Analyzer version 1.5.5 など自動解析ソフトが配布されており、客観的かつ国際的整合性の高いデータの算出が可能である。また、EUREF では、PMMA の厚みごとに許容範囲にあるレベルが acceptable level、望ましいレベルが achievable level として、値が明記されている。そのため、平均乳腺線量、CNR (Contrast-to-noise ratio) も含めて、近年、撮影条件と画質のバランスを考慮した撮影条件の決定をリーズナブルに行うツールとして使用されている。

その他に同様の役割を行う Contrast-Detail CDRAD 2.0 Phantom, Contrast-Detail CDInverse Phantom など各国で独自に認証しているファントムが提案、販売されており、自動解析なども可能である。

#### 4. 1 回の撮影で品質管理項目を満たすファントム

多くのユーザにとって 1 回の撮影で多くの項目を解析できるファントムは、簡易であるだけでなく、感度、ノイズ特性、解像特性のバランスを一度に算出することができるため、不変性試験、画像処理パラメータの決定に有効である。DIGIMAMR 1.0 Phantom<sup>12)</sup>、QAMAM 4.0 Phantom<sup>12)</sup>、デジタルマンモファントム NCCE 型 PH-13<sup>13)</sup> など提案されているがあまり普及していない。

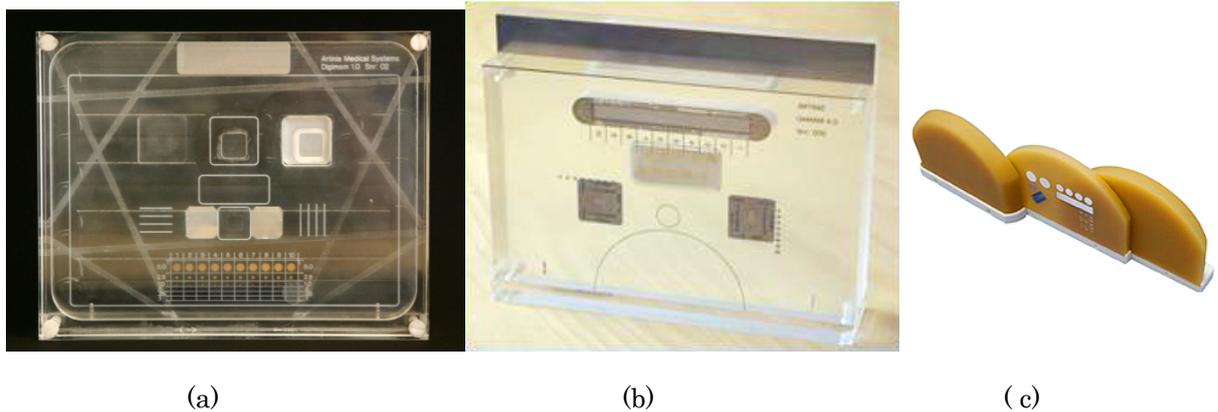


図5 1回の撮影で品質管理項目を満たすファントム

(a) DIGIMAMR 1.0 Phantom, (b) QAMAM 4.0 Phantom, (c) デジタルマンモファントム NCCE 型 PH-13

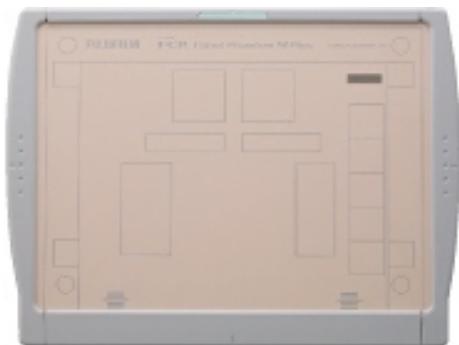


図6 FCR 1 Shot Phantom M Plus

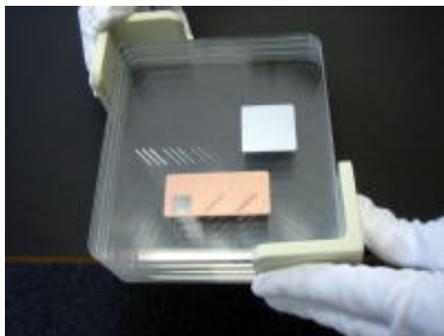


図7 DMQC ファントム

不変性試験ということを念頭に置いて使用することが重要である。

我が国において不変性試験のツールとして普及しているのが、FCR 1 Shot Phantom M Plus(図6)である。胸壁欠損、CNR、システム感度、幾何学的歪、システムアーチファクト、均一性、ダイナミックレンジ、空間分解能、低コントラスト検出能、線形などIEC, EUREFに適合した10項目を数分で計測できる。しかし、富士フイルムメディカル社のユーザにとっては有効なツールであるが、他社の検出器には不適合であるため残念である。

DMQC ファントム(図7)は、NPO法人日本乳がん検診精度管理中央機構にて販売されている不変性試験を目的としたファントムである。

CNR、空間分解能、低コントラスト検出能が配置されており、自動解析ソフトも同封されている。他のファントムと比較して比較的安価である。品質管理からユーザを遠ざける一因は、煩雑さと解析時間の確保である。その意味では、これらファントムの利用は、ユーザにとって有効である。しかし、前述したように、これらの値を絶対値と使用している研究も見受けられる。例えば、IEC規格とこれらのファントムの値を比較する場合、そのトレースアビリティなどの意味を理解することは重要であるが、「〇%違っている」「値は〇以下であったので不適である」などの結論を導かないようにする必要がある。あるいは、不

## 5. ソフトコピー診断のための表示系評価用デジタルファントム

ソフトコピー診断のための表示系評価用デジタルファントム(以下、デジタル評価用ファントム)は、NPO法人日本乳がん検診精度管理中央機構施設画像評価委員会にてソフトコピー診断施設画像評価のために作成された。ここでの表示系は「モニタ」と「読影ワークステーション(以下、ビューア)」定義し、主に画像補間、表示ライブラリ、OpenGL、ビデオカード、などの表示に関する各種条件の評価を目的としている。デジタル評価用ファントムは、Window Center、Window Widthを、それぞれ2048、4096で作成した。ただし、ビューアにおける表示トラ

ブルを避けるため、ImagerPixelSpacing, DetectorElementPhysicalSize, DetectorElementSpacins, Rows, Coloms, PixelSpacing, BitsAllocated, BitsStored, HighBit の DICOM タグは、マンモグラフィで使用している検出器のタグを解析し、これらと同じタグとなるように設定している。

デジタル評価用ファントムは、縦に信号の形状が異なる A, B, C, D, E, F, G, H, J, K, L, M の 12 種類、横に信号値が異なる 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8 の 8 種類があり、1 つの群はドット状の 9 つの信号で構成されている<sup>14)</sup>。A, B, C, D, E, F, G, H, J, K, L, M のドットは、検出器ごとに異なる信号サイズ(画素サイズが異なる)となる。そのため、デジタル評価用ファントムは、マンモグラフィで使用している検出器ごとに準備されている。デジタル評価用ファントムの全体像を図 8 に示す。デジタル評価用ファントムの基本的な形状は、Contrast Detail Phantom 様であり、左端にステップ、四隅に C1, C2, C5, C7 がアノテーションとして付加されている。C1, C2, C5, C7 は、画像端を確認するために用いる。1 群における 9 つの信号は、特定の縮小率における信号損失を防ぐため、座標を素数配置としてある。

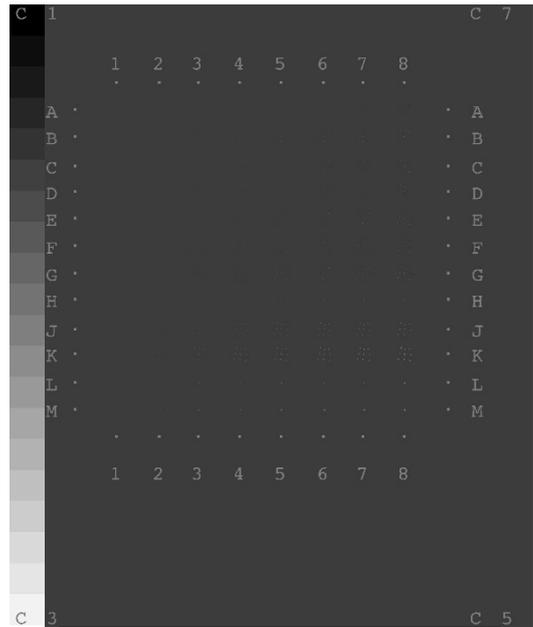


図 8 デジタル評価用ファントム

多くのビューアは、デジタル評価用ファントムを容易に取り込むことができるが、ビューアによっては、DICOM Type1 以外の要求があることや、デジタル評価用ファントムの DICOM タグのタグにも一部問題があり表示できないこともある。デジタル評価用ファントムの目的は、表示系の評価であるが、例えば、最近傍法、線形補間法、バイキュービック補間法、間引き処理など縮小関数の違い、あるいはモニタの解像度と縮小率などの研究にも使用可能である。このファントムの入手方法や使用許可については、確認中であるが、このようにコンセプトに合ったデジタルファントムの作成が、新たな研究を開いていく可能性がある。

## 6. プレストトモシンセシスファントム

近年、デジタルプレストトモシンセシス（以下、DBT）技術を搭載した乳房 X 線撮影装置が普及しつつある。現在、わが国においても 4 社の装置が臨床で使用されており、ますます期待される技術である。トモシンセシスとは、Tomography(断層)と synthesis(統合, 合成)からの造語であり、FPD の普及によりデータの取得が容易になった。トモシンセシスは、1 回の撮影で乳房に異なる角度で X 線を連続またはパルス照射し、撮影後に画像を再構成することで、任意の複数断層画像を得ることができる技術である<sup>15)</sup>。超音波や MRI は画像との Fusion などが可能となり、新たな診断技術として注目されている。しかし、DBT は、マンモグラフィと比較して線量増加を伴うため、精度管理手法の確立は急務であり、これらを標準化した形で行うことが重要と考える。DBT における受入・不変性試験規格は、EUREF により Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems version 1.0（以下、EUREF protocol ver. 1.0）として 2015 年 3 月に公開された。EUREF protocol ver. 1.0 では、評価すべき項目と簡易な手法は提示されているため、広藤らのように独自でファントムを作成して評価することも可能である(図 9)。これらのファントムを用いて幾何学的な歪や Z 軸方向の分解能(深さ方向の分解能, Z-resolution)を計測できる。

Z軸方向の分解についてはFWHM（full width at half maximum）やFWQM（full width at quarter maximum）により計測することが提案されている。

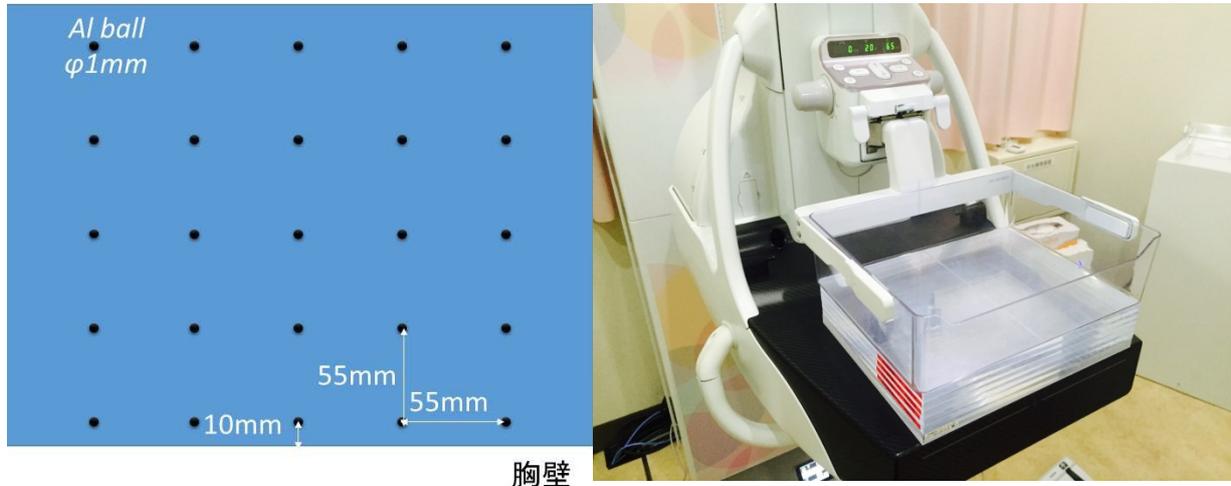


図9 EUREF protocol ver. 1.0 を再現した Al 球ファントム

国立病院機構名古屋医療センター 臨床研究センター 広藤喜章先生提供

Draft などにも入っていなかったが EUREF protocol ver. 1.0 として新たに追加されたファントムに TORMAM phantom<sup>16)</sup>がある。このファントムの使用経験が無いため、詳細な説明は出来ないが、図 10 の左半分には、6 グループの模擬乳腺、大きさの異なる(354-224, 283-180, 226-150, 177-106, 141-90, 106-93  $\mu$  m) 模擬集簇性石灰化群、低コントラストディテールが ACR 推奨ファントムのようにバックグラウンド上に配置されている。また右半分には模擬乳房上に 6 つのグループの模擬石灰化が配置されている。このファントムにおいても自動解析ソフトが配布されている。そのため、描出能や機種間の評価にも使用できると紹介されている。しかし、NHSBSP (National Health Service Breast Screening Programme) などでも示すように装置ごとに評価しているため、角度や再構成法など様々な相違点を評価したいが、同様に機種の不変性試験が望ましいように思う。



図 10 TORMAM phantom

IEC でも受入・不変性試験規格のドラフトができつつあり、項目、実施頻度、判定基準を決めるために安全性規格の事項との整合性(画質に関わる事項を中心に)を確認している段階にある。しかし、ファントムに関しては EUREF では主要なものだけで 9 種類(全部を確認できなかったが一部を図 11 に示す)があり、AAPM(The American Association of Physicists in Medicine)も独自にファントムを作成する可能性があるようだ。メーカー推奨プロトコルも含めて、ますます標準化は遠ざかることが予想される。ただし、EUREF から IEC には、「線量測定用の 0 度静止モードの導入」、「Projection 画像の ORIGINAL DATA の DICOM 出力の導入」などの要求は出されているため、DBT 研究を進める上で一部でも標準的な手法が確立する可能性もあるため注視していきたい。

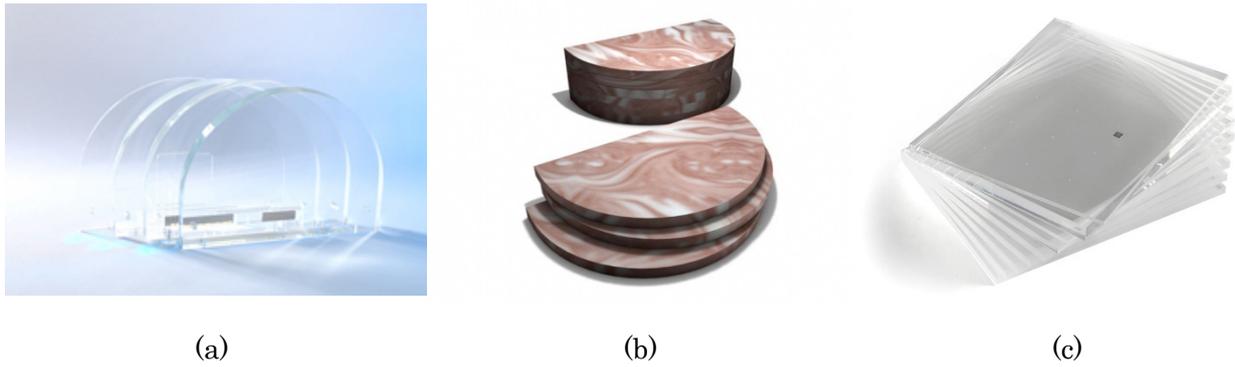


図 11 DBT のための品質管理用ファントム例

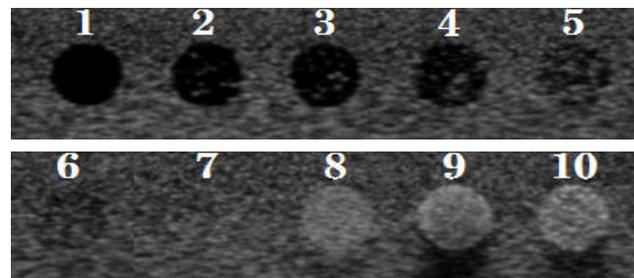
(a) BR3D Breast Imaging Phantom Model 020<sup>17)</sup>, (b) QUART mam/digi EPQ<sup>18)</sup>,  
 (c) PIXMAM-3<sup>19)</sup>

## 7. 乳房超音波ファントム

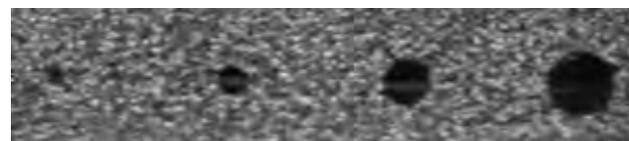
これまでデジタルマンモグラフィに関するファントムを紹介してきたが、乳房超音波のためのファントムも1点紹介する。桜井らにより、ファントムを用いた乳房超音波診断装置のための精度管理手法が検討され<sup>20)</sup>、京都科学社により製品化された。精度管理用ファントムとして、現在提案されているのが京都科学社製乳房超音波精度管理ファントムUS-4である。精度管理用ファントムには、異なる4種類のターゲットである、Mass, Cyst, Dot, Lineがあり、それぞれ10mmと20mmの深さに埋め込まれている。図12(a)にMassターゲットの画像例を示す。10段階のグレースケールターゲットで構成されており、各ターゲットの平均画素値が指数近似的に変化するよう設計されている。なお、本論文では10個のMassターゲットを高密度なターゲットから低密度なターゲットへ順にMass1, Mass2, ..., Mass10とする。図12(b)にCystターゲットの画像例を示す。1mm, 2mm, 3mm, 4mmと直径の異なる4種類の無エコーターゲットで構成されている。

図12(c)にDotターゲットの画像例を示す。同一の深さで間隔が0.5mm, 1mm, 2mm, 3mmと変化する5個のターゲットと、深さが0.5mm, 1mm, 2mm, 3mmと変じ間隔が1mmで一定である5個のターゲット計10個により構成されている。

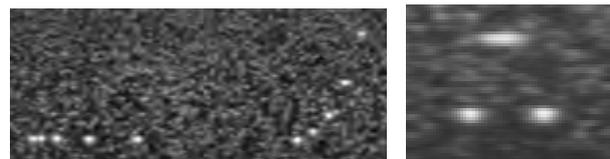
図12(d)にLineターゲットの画像例を示す。2mm間隔で配置されている下部の2つのターゲットと、その中央から2mm上に配置されているターゲットの3つで構成されている。現在、ファントム画像の評価は、視覚による主観的な手法が中心である。そのため、ターゲットを客観性、再現性高く解析するツールの開発も行っている<sup>21, 22)</sup>。



(a) Mass ターゲット



(b) Cyst ターゲット



(c) Dot ターゲット (d) Line ターゲット

図 12 乳房超音波精度管理ファントム撮像例

現在、乳房超音波検診の導入に向けて、乳房超音波検診の効果についての無作為比較試験(J-START)<sup>23)</sup>が実施され、近日結果が公表される。そのため、本格的に超音波装置を用いた乳がん検診の開始が期待されて、画像を取り扱う本学会の会員にとっても新たな研究課題となり得る。

## おわりに

本稿では、マンモ研究に用いるファントムについて紹介した。ファントムは、使用目的または明らかにしたい事を明確にして選定することが望ましい。どのファントムも大変高価であり研究目的に簡単に購入できるわけではない。そのため、デジタルファントム、Simulation 画像、自作によりファントムなど創意工夫によって制作することは可能である。またよく認識しておけば、廉価版として作成しても良いと思う。ただし、そこには参考文献などによる裏付けや基礎実験によるデータ、データ蓄積によるものなど evidence を持つておくことが望ましい。

## 参考文献

- 1) Leitz W. Design criteria for and evaluation of phantoms employed for mammography. *Radiat Prot Dosim* 1993;49(1/3):147-152.
- 2) Faulkner K, Thompson SR. Optimisation of a dedicated mammographic film processor using a test phantom. *Radiat Prot Dosim* 1993;49(1/3), 213-215.
- 3) American College of Radiology: Mammography Quality Control Manual, 1999.
- 4) 日本医学放射線学会／日本放射線技術学会マンモグラフィガイドライン委員会編. マンモグラフィガイドライン第3版. 医学書院, 2010.
- 5) 篠原範充. デジタルマンモグラフィの基本とシステムの構成, および種類. *インナービジョン* 2009;2009(8):2-6.
- 6) 日本工業標準調査会 審議. 医用画像部門における品質維持の評価及び日常試験方法—第3-2部:乳房用X線装置の画像性能: JIS Z 4752-3-2, 日本規格協会, 2011.
- 7) 遠山景子, 片渕哲郎, 松尾悟, 他. X線位相イメージングのマンモグラフィへの応用. *日本放射線技術学会誌* 2005;61(2):245-252.
- 8) Brooks K. W., Trueblood J. H., and Kearfott, K. J.. Subjective evaluations of mammographic accreditation phantom images by three observer groups. *Invest. Radiol* 1994;29:42-47.
- 9) 石栗一男編: マンモグラフィ技術編, 医療科学社, 2005:61-64.
- 10) 藤田広志, 石田隆行, 桂川茂彦編: 医用画像ハンドブック, オーム社, 2010:558-563.
- 11) Shinohara N., Fujita H., Hara T. and Horita K.. Characteristic curve measurement based on bootstrap method by using a new calcium phosphate stepwedge in mammography. *Proc. SPIE Medical Imaging* 2004;5368:790-794.
- 12) Artinis Medical Systems ホームページ (<http://www.artinis.com/>)
- 13) 京都科学社ホームページ (<http://www.kyotokagaku.jp/>)
- 14) 篠原範充. マンモグラフィソフトコピー診断のためのデジタル評価用ファントムの開発. *日本乳癌検診学会誌* 2015;印刷中.
- 15) 塩見剛: トモシンセシスの原理と応用 ～FPD が生み出した新技術～. *医用画像情報学会雑誌* 2007;24

(2):22-27.

- 16) Leeds Test Objects ホームページより (<http://www.leedstestobjects.com/>)
- 17) CIRS 社ホームページより (<http://www.cirsinc.com/>)
- 18) QUART 社ホームページより (<http://quart.de/en/>)
- 19) Leed Test Objects 社ホームページより (<http://www.leedstestobjects.com/>)
- 20) 桜井正児, 福田護, 今井恵子, 他. 精度管理ファントムによる超音波診断装置の精度管理と品質管理および教育用ファントムの作成. 日本乳癌検診学会誌 2008;17(1):52-58.
- 21) 篠原範充, 神谷直希, 山根祐輔. 乳房超音波診断装置のためのファントム画像を用いた精度管理. 日本乳癌検診学会誌 2008;21(3):232-235.
- 22) 篠原範充, 神谷直希, 和田亜由美, 他:乳房超音波診断装置専用ファントムの Mass ターゲット解析のための精度管理ツールの開発, 日本乳癌検診学会誌 2013;22(2):336-342.
- 23) 乳がん検診における超音波検査の有効性を検証するための比較試験(J-START) : (<http://www.j-start.org>)

## 略歴

篠原 範充(シノハラ ノリミツ)

### 略歴:

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

博士(工学), 診療放射線技師.

画像処理, 画像認識, および医用画像の画像評価に関する研究に従事.

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

NPO法人日本乳がん検診精度管理中央機構 技術委員, 施設画像評価委員

日本乳癌学会 教育研修委員 画像小委員

日本乳癌検診学会 研修委員

日本放射線技術学会 画像部会委員

日本乳癌画像研究会デジタル分科会 世話人

愛知県乳がん画像研究会 世話人

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

# CT 研究のためのファントム

藤田保健衛生大学 医療科学部 放射線学科 辻岡 勝美

## 1. はじめに

診療放射線技術を推進・研究する場合、性能評価や技術評価を行うための適切なファントムの使用が重要となる。本稿では X 線 CT におけるファントムについて記述する。

画像診断機器である X 線 CT におけるファントムは大きく 2 つに分類される。CT 装置の性能評価のためのファントムと撮影技術を検討するためのファントムである。前者は CT 装置の空間分解能やスライス厚、コントラスト分解能、そして、時間分解能などを評価するためのものであり、CT 装置の物理的特性を考慮して作成される。後者は CT 装置を用いた新しいスキャン方法、画像再構成方法の開発時に人体を用いることなく、その有用性や問題点を表現するためのものであり、CT 検査が行われる人体の特性に注目して作成される。ここでは前者を物理評価ファントム、後者を検査ファントムと呼ぶこととする。物理評価ファントムと検査ファントムは完全に区別できるものではなく、それぞれがオーバーラップした要素を持つことがある。これは、実際の CT 検査では被写体である人体の大きさや形状、そして、CT 値や組成が多様であるため、物理評価ファントムの結果が臨床画像と一致しないことがあるからである。物理評価ファントムは臨床に近く作成されるべきであり、検査ファントムはその基礎技術を物理現象から解明できるような性能を持ったものとなるべきである。

## 2. 物理評価ファントム

CT 装置の性能評価は以前から多くの勧告や文献が発表されている。本稿では物理評価ファントムの変遷について記述する。

### 2-1. 空間分解能の測定

空間分解能測定は画像診断装置では重要な評価要素である。CT ではチャート法、エッジ法、ワイヤ法などがあるが、MTF を求める場合、ワイヤ法が簡便である。ワイヤ法は構造が簡単で自作も可能である (図 1)。チャート法は視覚評価が可能であり、臨床医に提示しても理解されやすい利点を持つ。ただし、最近では CT 装置の空間分解能が向上してチャートも微小化が求められ、入手が困難になってきているもの事実である。



図1 ワイヤ法ファントム

### 2-2. スライス厚の測定

従来のスキャン方法であるノンヘリカルスキャンではスライス厚の測定法は 0.5mm 厚のアルミニウム板を体軸方向に対して 45 度または 30 度に傾斜させたアルミ板傾斜法が用いられてきた。しかし、ヘリカルスキャンの登場によりアルミ板傾斜法では正しいスライス感度プロフィール (SSP  $z$  : slice sensitivity profile at  $z$ -axis) や実効スライス厚の測定が行えないことがわかった (図 2)。そこで開発されたのが微小球体法や薄板法と呼ばれるファントムである。これらのファントムでは対象となる

スライスについて微小物体が存在する位置を変化させて SSP z が求められる (図 3)。問題点として、微小物体が存在する位置ごとにスキャンを行い複数の画像からスライス厚が求められるため、1枚1枚のスライス厚が変化するような場合は平均化された結果となる。また、マルチスライス CT のノンヘリカルスキャンでは専用の微小移動装置が必要となるし、スキャン数が膨大となるという問題もある。ノンヘリカルスキャンはアルミ板傾斜法を用い、ヘリカルスキャンでは微小球体法や薄板法を用いればよいという意見もあるが、同一のファントムで比較検討することができない。

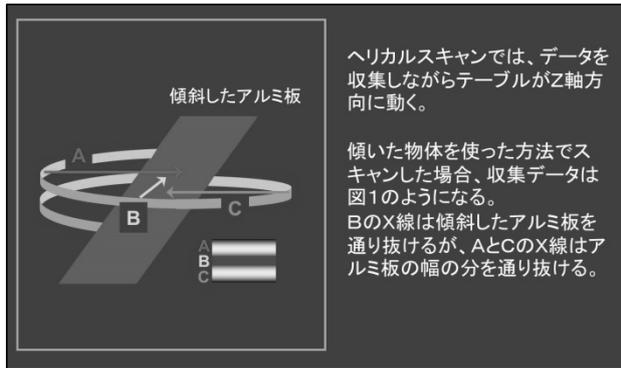


図2 ヘリカルスキャンにおけるアルミ板傾斜法の問題

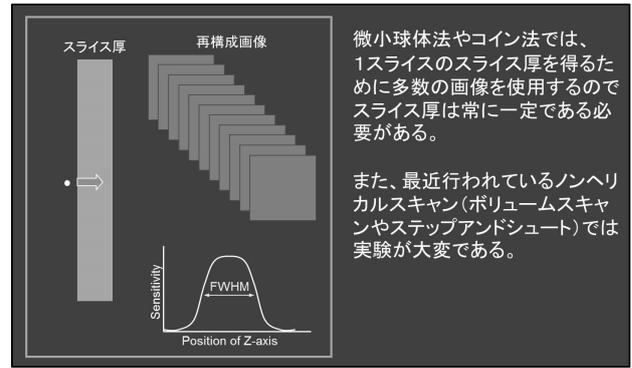


図3 微小球体法・薄板法

最近我々の考案したスライス厚測定用ファントムを図4に示す。直径40mmの亚克力円筒に直径0.5mm、深さ5mmの小さな穴が螺旋状に開けられているもので「らせん穴あきファントム」と呼んでいる。このファントムはアルミ板傾斜のような体軸方向への傾斜構造を持たずに微小球体と同様の原理でスライス厚の測定が可能となる。微小球体ファントムや薄板ファントムに比べてサンプリングが若干大きくなるが、評価の簡便性では利点を持つものと考えている。

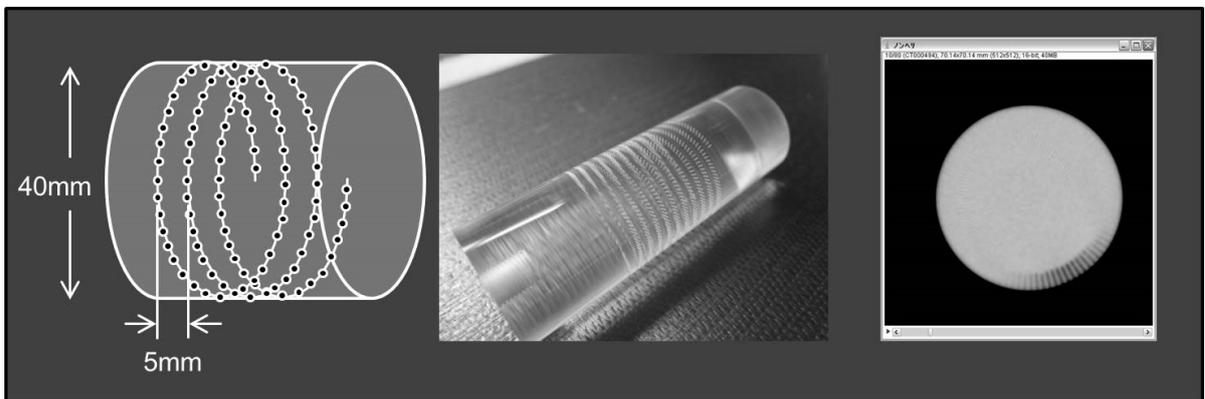


図4 らせん穴あきファントムの構造とCT画像

### 2-3. コントラスト分解能

以前の物理評価では、コントラスト分解能の評価には雑音の評価として CT 値の標準偏差 (SD) が用いられてきた。しかし、画像再構成関数が種々に変更できる CT では SD のみでは評価できないとして noise power spectrum (NPS) による評価が一般化している。また、CNR (contrast to noise ratio) や SNR (signal to noise ratio) なども用いられている。ファントムとしては水を満たした亚克力円筒が使用されている。しかし、臨床の場面では被写体となる人体は大きさ、形状が一定ではなく、画像ノイズもそれによって大きく変化する。大きさや楕円率を変化させたファントムが求められている。

## 2-4. 時間分解能

時間分解能も重要な性能評価項目である。ただし、時間分解能は他の空間分解能やスライス厚、コントラスト分解能のように設定パラメータで大きく変化するものではなく、ヘリカルピッチやハーフスキャンなどで変化するのみである。時間分解能の測定には当初、回転物体を使用したファントムが用いられていたが、現在では、金属球をスライス面を通過させるファントムが用いられている。前者は1枚のCT画像から解析が可能であるが、後者は複数のCT画像から解析が行われる。

時間分解能の大きな要素はスキャン速度であり、スキャン速度の測定も必要となる。時間分解能は運動する被写体については重要な要素であるが、CT装置の不変性試験からみればスキャン速度の測定のほうが重要かもしれない。図5はストリークアーチファクトを利用したスキャン時間の測定ファントムである。金属が正確な時間間隔でスライス面を横切ることによってスキャナーの回転速度の測定が可能となる。

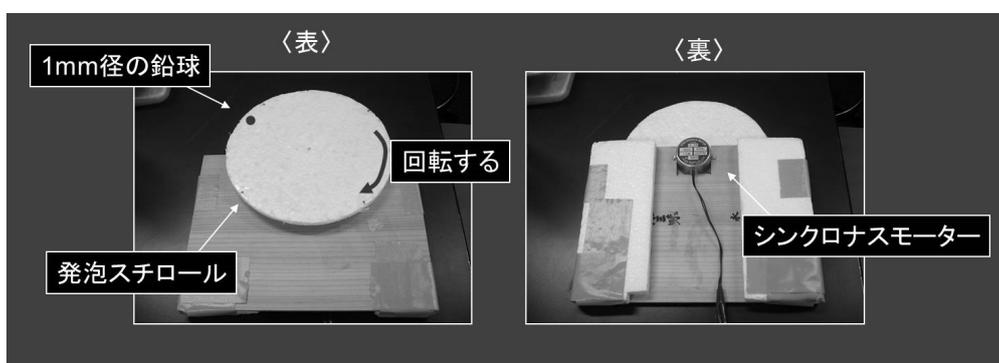


図5 ストリークアーチファクトを利用したスキャン時間測定用ファントム

## 3. 検査ファントム

CTでは多くの検査方法が開発されている。これらの検査を行う場合、事前にファントムを使ってその有用性を確認する必要がある。また、新しい検査法の問題点を調査することも必要となる。ここでは、CT検査のための評価ファントムの例を紹介する。

### 3-1. CT用自動露出機構(CT-AEC)のためのファントム

CT用自動露出機構(CT-AEC)は体軸方向やスライス面でスキャン中の管電流を変化させて過剰な被曝を低減させる技術である。この機能の評価には体軸方向やスライス面で形状が変化するファントムが必要となる。アクリル製で円錐型ファントム、楕円錐型ファントム、凸型ファントム、縦横比変化型ファントムなどがある(図6)。

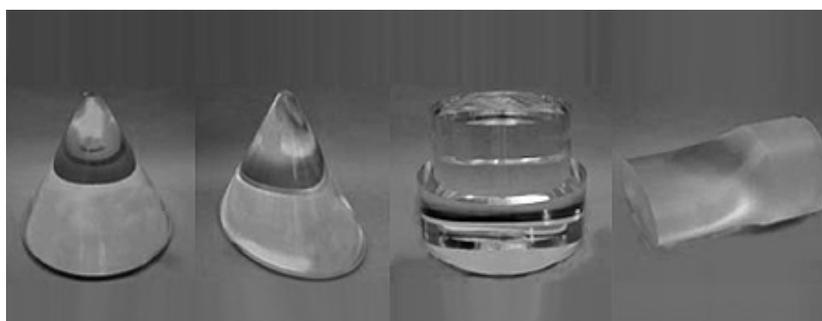


図6 CT-AECファントム(株式会社 京都科学)

### 3-2. サブトラクション評価のためのファントム

現在の CT 検査の多くはサブトラクションが利用されている。CT アンギオやファンクショナル CT、そして、Dual Energy CT もサブトラクション技術のうえで行われている。これらの CT 検査ではマスク画像とライブ画像とのミスレジストレーションの評価が重要であり、CT 検査ではスライス面方向のみでなく、体軸方向のミスレジストレーション評価も重要となる。我々の施設では皿状のファントム（図7）や円周状のファントム（図8）を使用している。

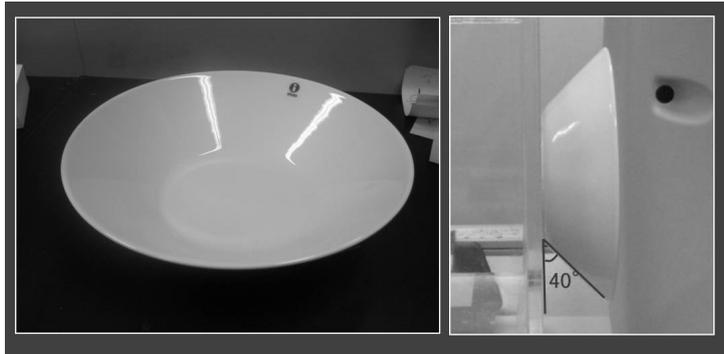


図7 ミスレジストレーション評価用の皿ファントム

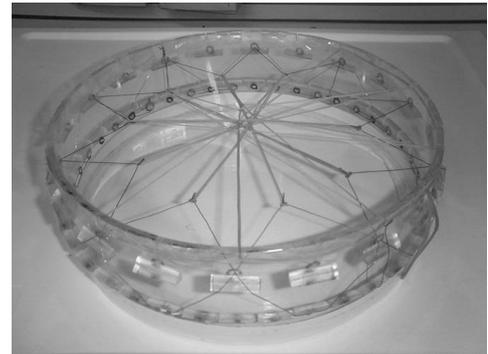


図8 円周状ファントム(タンバリンファントム)

### 3-3. 心臓ファントム

最近の CT 検査で注目されているものが心臓 CT 検査である。拍動する心臓を静止状態で画像化するためには同期スキャン法や同期再構成などが開発されている。これらの技術の評価するためには心臓と同様の動きを有するファントムが必要であり、多くのものが開発されている。図9は核医学で利用されている心臓ファントム、図10は従来の CT で利用されていた心臓ファントムである。いずれも、心室の動きは再現しているようではあるが、それぞれに問題もあった。図11は我々の開発した心臓ファントムである。心筋と心臓内腔を有しており、心筋の運動により心臓内腔の体積が変化する構造となっている。また、この心臓ファントムはCTのみではなく、核医学やMRIでも使用可能となっている。

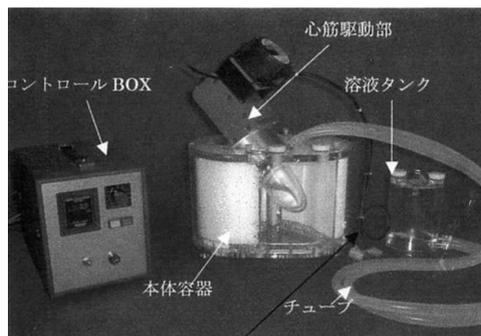


図9 核医学用心臓ファントム

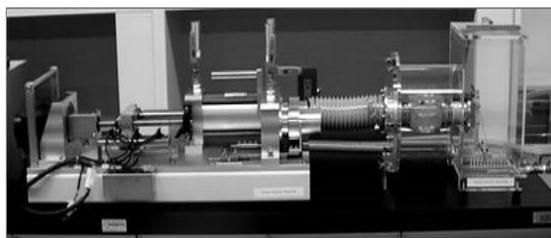


図10 従来の CT 用心臓ファントム

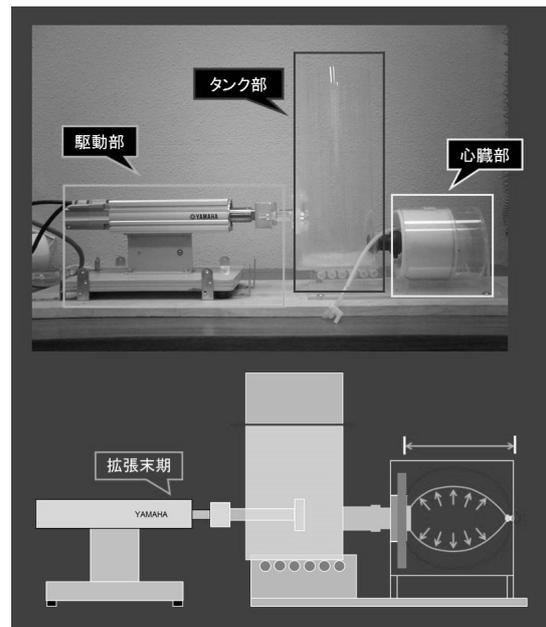


図11 新しい心臓ファントム

### 3-4. 運動する物体のファントム

心臓とは別に運動する物体のファントムも必要となっている。たとえば、冠状動脈のCaスコアリングでは心拍運動により正確な体積評価が行えない。呼吸運動による画像の歪みについても評価する必要がある。これらの運動する物体を模したファントムが必要となる。筆者はヘリカルスキャン開発時から駆動源としてインジェクタを用いてきたが、可動範囲が狭い、往復運動ができない、運動速度が速くできない、などの問題があった(図12)。現在では、工場等で利用されているロボットを利用した運動ファントムを使用している。本装置により新しいCaスコアリングの評価技術の開発も可能となっている(図13)。

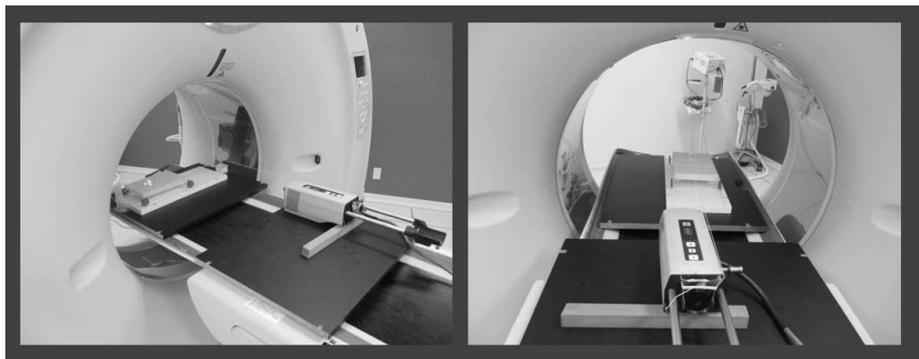


図12 インジェクタによる物体移動ファントム

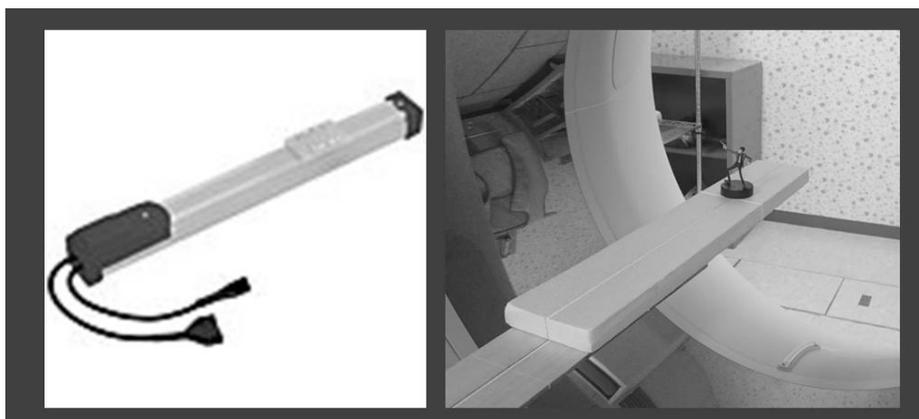


図13 単軸ロボットを利用した物体移動ファントム

## 4. まとめ

X線CTにおいてファントムの開発は研究を進めるうえで重要なポイントである。性能評価の面から言えば、評価目的に対応したファントムの選定が重要である。また、検査ファントムは臨床での多様な要素の中から、形状や機能を抽出したファントムを開発することで新技術の価値を検証できる。ただ単に、被写体である人体を模しただけではなく、評価したい要素をファントムとして作成することが研究の醍醐味であるとも考える。

### 参考文献

1. 日本放射線技術学会学術調査班：ラセンCTの物理的な画像特性の評価と測定法に関する報告。日放技学誌，53：1714-1732，(1997)
2. 「標準X線CT計測」 日本放射線技術学会 監修 市川勝弘・村松禎久 共編 オーム社

## MRI 研究のためのファントム

大阪赤十字病院 放射線診断科部 高津 安男

### 1. はじめに

MRI における画像評価をする際には留意すべきことがある。

画像評価を行う目的には

1. 日常的な変動チェック (性能の維持)
2. 装置更新やアップグレードに伴うテスト (性能の確認)
3. 新しいコイルやシーケンスの適応テスト (性能の適正)

などが挙げられる。

画質に影響する因子には、

信号雑音比 (SNR: signal-to-noise ratio)

コントラスト雑音比 (CNR contrast-to-noise ratio)

画像・性能評価としては

均一性

スライス厚

緩和時間 (T1 値 T2 値) 測定

画像歪

などがあり、米国医学物理学会 (AAPM: American Association of Physics Medicine)、全国 (米国) 電気業界協会 NEMA (National Electrical Manufacturers Association) などで方法が提示されている。

我々技術者が研究することは臨床に反映することを目的とすることが大半を占めると考えられる。そのためには生体での検討が考えられる。しかし、ボランティアをはじめとする生体でのスタディには、問題点も存在する。

時間がかかる。(身体や精神的な負担)

定量評価困難な場合がある。(点検含む)

個体差を考慮する必要がある。(複数必要)

生体からの影響の考慮が必要。(動きなど)

倫理委員会承認・承諾が必要。

そこで、疑似人体であるファントムが必要とされる。

ファントムには市販されているものや装置に付属しているものがある。構造はコントラスト測定を対象としたもの、歪や分解能、スライス厚測定を対象としたものなどがある。(図1)

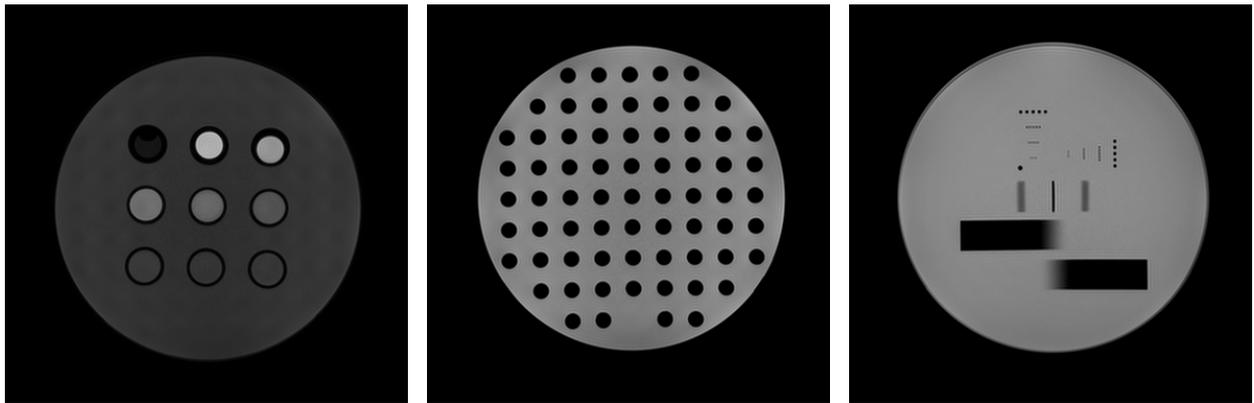


図1 ファントムの一例（日興ファインズ工業 90-401 型ファントム）

生体組織に近似, AAPM, NEMA 基準に準じている. PVA(ポリビニルアルコール)ゲルで長期間安定した測定が可能.

## 2. ファントムの取り扱い

液体ファントムを扱う場合, 揺れによる影響を避ける必要がある. 揺れがある場合は正確なデータが取得できない. (図2) 従って, ある程度の時間 (15 分間など) 放置し, ファントム内が安定するまで待つてから Scan する.

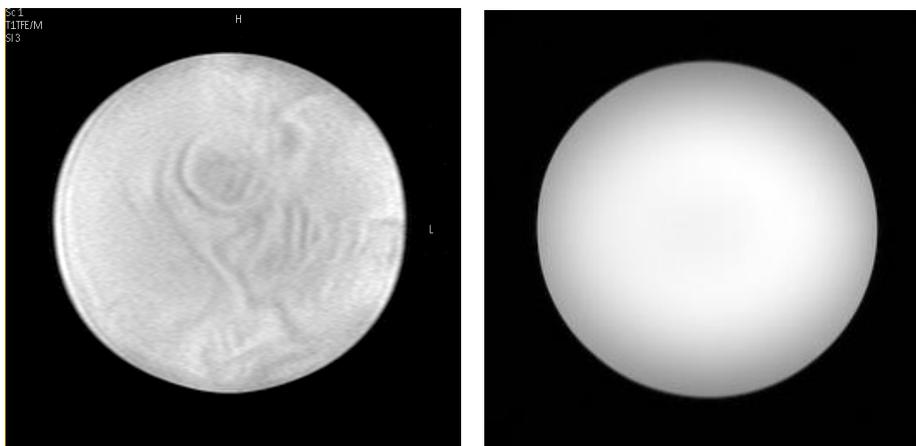


図2 液体ファントムの揺れ

テーブルに置いた直後の画像 (左) と設置 15 分後の画像 (右)

さらに, 温度変化は信号強度の測定値に影響を与えることが知られている<sup>1-4)</sup>. 測定中にファントムの温度が変化することは正確なデータが取得に影響する. 数日にわたって測定する場合は, 検査室内の温度を一定にする必要があり, ファントムの温度を一定にするためには長時間, その検査室内に放置しておく必要がある.

### 3. 自作ファントムについて (材質)

電気伝導を考慮して NaCl を混入させて、濃度が均一ものを作成する。液体の揺れが懸念される場合、また安定したものを考えるなら、寒天やアガロスの使用を考慮する。その際には気泡の混濁に注意する。コントラスト用など、小容器をいくつか用いる場合、周囲の空気の影響を排除するためや容器の安定のために寒天などで固定することも考慮する。(図3)

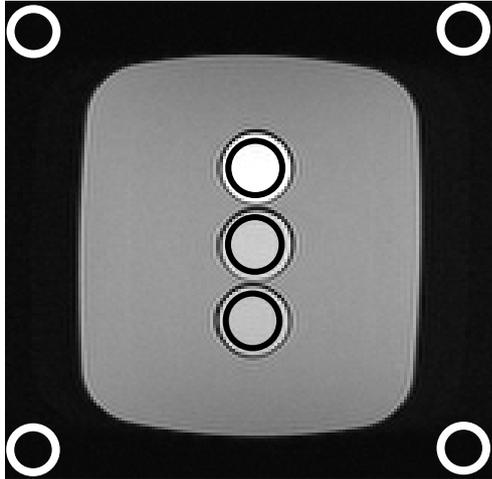


図3 自作ファントムの一例

関心領域を適切に設定できるくらいの大きさが必要。周囲はスペーサーとして寒天で固定している。(参考文献5より引用) ROI を適切に設置して測定する。

流体ファントムの例として<sup>6, 7)</sup>、チューブの周囲を寒天で満たしたものが簡便である。定常流としてならインジェクターを使用して流速を調整して使用する。

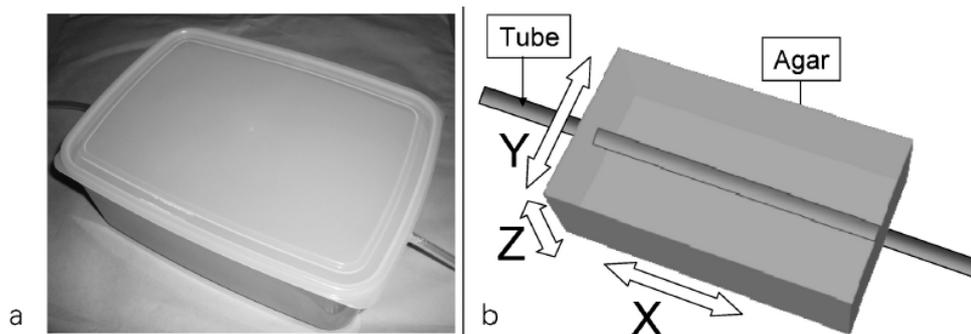


図4 流体ファントムの一例

(参考文献6より引用)

### 4. 自作ファントムについて (コントラスト)

シーケンスパラメータの最適化など、生体を疑似化するには緩和時間の調整が必要である。目的組織の緩和時間を過去の研究より参考文献として使用し<sup>8-10)</sup>、様々な薬剤を組み合わせで作成する。その際

は内容が明らかで再現性のある素材を使用する。薬剤の濃度を少しずつ変化させて目的の緩和時間が得られる配合を抽出する。希釈した造影剤やアガロースなどの濃度を調整して目的緩和時間になるように調整する。

脂肪抑制に関する検討を行う際は、適切な中心周波数を得るために、単にラードなどの油成分だけを用いるのではなく、傍に適切な信号を捉えることのできる物質を設置しなければならない。

## 5. デジタルファントム

MRI には様々な画像への影響する要素がある。動きや磁化率、均一性や RF 浸透などの影響を排除したい場合や、シミュレーションを行いたい場合に、デジタルファントムの使用が挙げられる。

エクセル上で必要マトリクス分に数値を入力し、テキスト出力したものを、汎用ソフト Image J で読み込むことが簡便な方法である。ファントム形状や信号強度などについては任意に設定することができる。ただし、この方法はあくまでも数値上であり、実際の撮像状況をそのまま反映できるとは限らない。

## 6. 最後に

この記事を読まれた方、また第 78 回画像部会 Intellectual Discussion に参加された方々の研究に役立てれば幸いです。

## 参考文献

1. 佐原朋広 MR 信号の精度管理. 日放技学近畿部会雑誌 2006, 11:59-62.
2. Graham SJ, Bronskill MJ, Henkelman RM : Time and temperature dependence of MR parameters during thermal coagulation of ex vivo rabbit muscle. Magn Reson Med 1998, 39:198-203.
3. Firbank MJ, Harrison RM, Williams ED, Coulthard A : Quality assurance for MRI : practical experience. Br J Radiol 2000, 73 : 376-383.
4. 高津安男, 木村哲哉, 佐原朋広. ファントムスタディにおけるMRI信号強度の温度依存性. 日磁医誌2011, 31(1):32-40.
5. 高津安男, 梅崎好永, 宮地利明, 山村憲一郎. MRI 用皮膚マーカについての検討. 日放技誌 2013, 69(3):2645-270.
6. 高津安男, 中馬義明, 木村哲哉, 中塚隆之, 3D-T1T2E における造影タイミングとk 空間充填配列の違いによるアーチファクトについての検証. 日磁医誌 2010, 30(2):71-81.
7. 高津安男, 井上泰吉, 宮地利明, 中塚隆之. 造影タイミングの変化におけるパワースペクトル解析の試み. 日放技誌 2013, 69(3)514-520.
8. Bazelaire CMJ, Duhamel GD, Rofsky NM, Alsop DC. MR imaging relaxation times of abdominal and pelvic tissues measured in vivo at 3.0 T: preliminary results. Radiology 2004, 230:652-659.

9. Stanisz GJ, Odrobina EE, Pun J, Escaravage M, Graham SJ, Bronskill MJ, Henkelman RM. T1, T2 relaxation and magnetization transfer in tissue at 3T. *Magnetic Resonance in Medicine* 2005, 54:507-512
10. Takatsu Y, Okada T, Miyati T, Koyama T. Magnetic resonance imaging relaxation times of female reproductive organs. *Acta Radiologica* 2015, 56(8):997-1001.

# 読影補助のための e ラーニングシステムの活用

特定非営利活動法人 メディカル指南車

ユニカミノルタ株式会社 ヘルスケア事業本部 笹井 浩介

## 1. はじめに

X 線、超音波（エコー）、内視鏡などの医療画像診断は、正しい診断や治療を行うための重要な手段であるが画像を正しく読み解くには高度な専門知識と熟練を要する。しかし日本放射線科専門医会の調査によると、わが国における人口百万人あたりの画像診断を行う放射線科専門医の人数は OECE 加盟 26 カ国中最下位であり、画像診断装置あたりの画像診断専門医の数は OECE 加盟 26 カ国の平均より一桁以上少ないという散々な状況にあり<sup>1)</sup>、とても医療先進国と言われるような状況にはない。一方、画像診断を行う専門医の育成は、医師免許取得後 10 年程度の指導、育成期間が必要であり、膨大な時間と費用が必要である。

このような状況下において、厚生労働省からは「チーム医療の推進」として、一般の医師が画像診断をおこなうことを前提として、診療放射線技師が「画像診断における読影の補助を行うこと」および「患者に対して放射線検査などに関する説明や相談を行うこと」が各都道府県知事に通知されている。しかし一般の医師や診療放射線技師が専門医と同等の知識や経験を短期間で取得することは不可能である。

このような状況に鑑み、我々はまず最も検査頻度の高い胸部単純 X 線、腹部超音波、上部消化管内視鏡について、効率的に画像診断能力を維持向上させるために画像診断 e ラーニングシステムを開発してきた<sup>2-5)</sup>。パソコンなどの情報端末さえ手元にあれば、Web サービスを通じて「画像診断専門医の知識と経験」をすぐに参照することができるのと同時に、効率的に画像診断能力の維持向上を図ることが可能である。

## 2. e ラーニングシステムの構成

### 2.1 「画像診断知識ベース」と「画像症例データベース」

これまでも画像診断の学習を e ラーニングを用いて行うという試みは存在した。しかしこれまでの e ラーニングは症例画像と解説を表示するだけにとどまっており、学習ユーザは症例画像を見ながら解説を読むというプロセスでしか画像診断について学習することができなかった。この方法でもある程度の学習効果は認められるものの、学習ユーザの画像診断能力を客観的に判断することができないという問題があった。その原因はコンピュータが画像診断に対する知識を保有していないので、学習ユーザが入力する解答の良否を判断することができないためである。

我々はこの問題点を解決するためにセマンティック・ウェブ技術を応用して「画像診断知識ベース」を開発してきた<sup>6,7)</sup>。「画像診断知識ベースとは」、大学病院が保有する膨大な症例データを分析して、以下に示す方法によりコンピュータに画像診断の知識を付与するためのデータベースである。

- 胸部 X 線、腹部超音波、上部消化管内視鏡などの画像診断において、それぞれの部位/モダリティごとに画像診断を行う順序（手順）をカテゴリとして関連付ける。例えば胸部 X 線では、専門医が「肺」「縦隔」「骨」「軟部組織」「胸膜などの辺縁構造」の構成要素別に画像を見ていくことにより、同じような濃度のものをとらえることで見落としを防ぐという専門知識をカテゴリとして定義する。腹部超音波、上部消化管内視鏡では検査を行う手順に沿って各臓器をカテゴリとして定義する（図 1）。

- ・次にそれぞれの画像診断に必要な「撮影条件」「基本部位」「基本所見」「追加所見」「診断」などの要素(語彙)とそれらの組合せ、組合せ強度を分析し、数値的に関連付ける(図2)。
- ・それぞれの要素(語彙)には接頭語や接尾語を詳細要素として関連付ける(図3)。
- ・「基本所見」「追加所見」「診断」などの要素(語彙)を上位概念でクラス分けする(図4)。

このように関連付けを行ったデータベースを構築することにより、大学病院に保有されている膨大な症例の知識をコンピュータに付与することが可能になる。その結果、それらの膨大な知識から、診断に必要とする部分の語彙とこれらの組合せ、組合せ強度を一瞬にして抽出しディスプレイ上にグラフとして表示することが可能になり、効率的に画像診断のプロセスを理解することができるようになる。さらには実際の診療現場において、膨大な臨床経験を効率的に共有することができるようになる。

一方、「画像症例データベース」とは、大学病院が保有している膨大な症例の中から教育効果の高い症例を抽出し、症例画像、患者の性別/年齢、確定診断、前述した「画像診断知識ベース」に基づき構造化された読影レポートで構成したデータベースである。

「画像診断知識ベース」と「画像症例データベース」をコンピュータに実装することにより、学習ユーザが入力する解答を客観的に評価したり模範解答の提示を行うことができるとともに、臨床現場で参照したい症例を一瞬にして参照することができる。

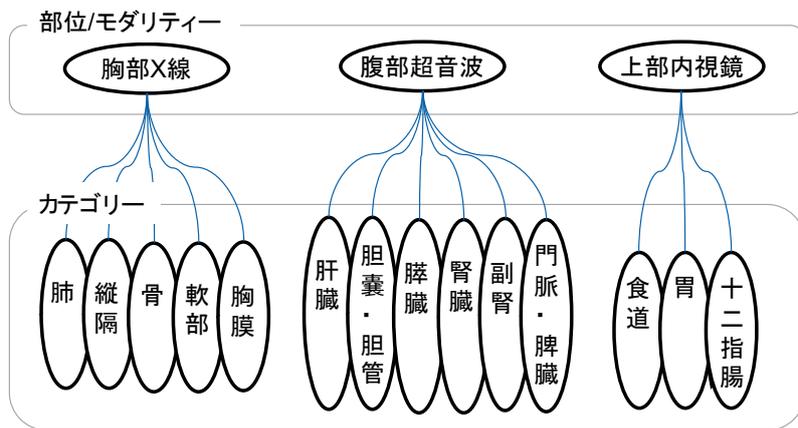


図1 部位/モダリティ/カテゴリー

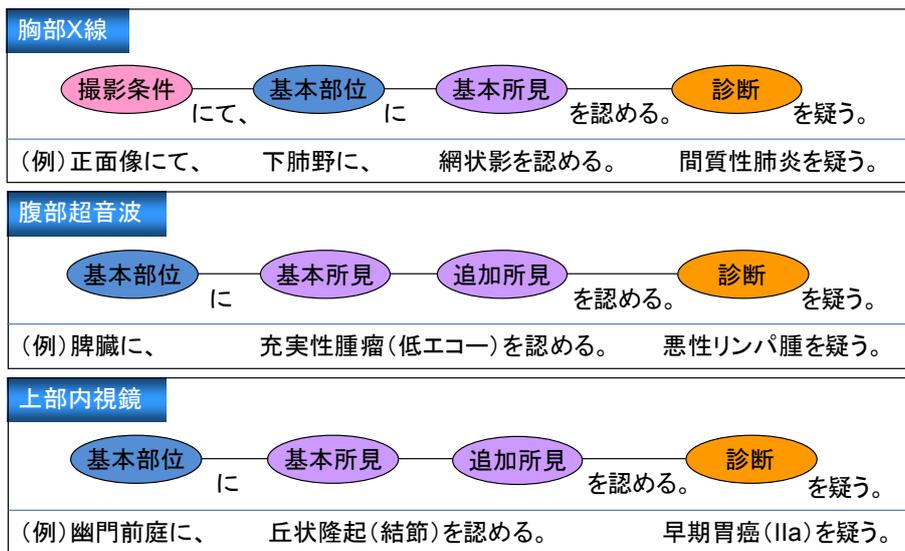


図2 要素(画像診断の基本構造)

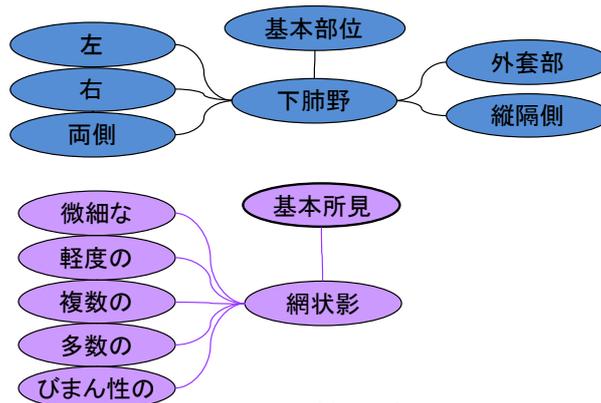


図3 詳細要素  
(各要素に詳細要素(接頭語、接尾語)を関連付ける)

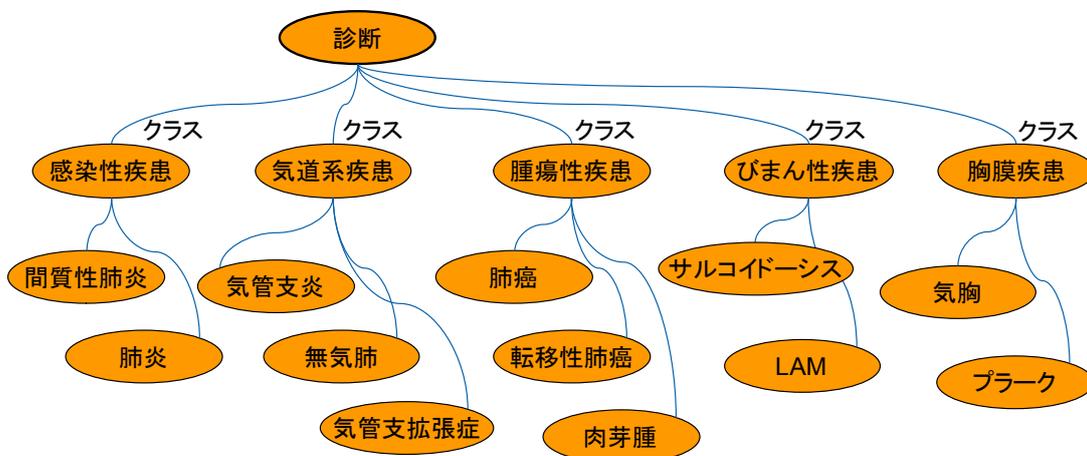


図4 クラス(各要素をクラスに分類する)

## 2.2 学習ユーザに提供する機能

我々が提供する画像診断eラーニングシステムでは主に以下の機能を提供することができる。

- ・過去の症例分析結果に基づく診断ナビゲーション機能
- ・学習効果の高い画像症例検索機能
- ・簡易操作による所見レポート作成機能
- ・画像診断学習効果の確認

図5に過去の症例分析結果に基づく胸部X線画像診断における、肺の診断ナビゲーションを示す。左から「撮影条件」「基本部位」「基本所見」「診断」の項目ごとに用語が整理されている。図は「撮影条件」に正面像、「基本部位」に右下肺野、「基本所見」にスリガラス影、網状影を選択した状態を示している。その状態では一番右端に可能性のある「診断」がハイライトされている。さらに症例分析結果にもとづく確率がハイライトの濃淡で表現されている。このように可能性のある診断がその確率に応じて一覧表示されるので、学習ユーザは可能性のある診断を見逃すことなく、効率的に診断を行う判断プロセスを学習することができる。さらに、この画面で選択した語彙を用いて自然文の所見レポートが生成されるので、読影レポートの書き方を同時に学習することができる。

次に学習効果の高い画像症例検索機能を示す。図5の状態で「症例検索」を選択し、症例を検索した画面を図6に示す。すなわち「撮影条件」正面像において「基本部位」下肺野に「基本所見」スリガラス影、網状影が認められる画像症例を検索した結果を示す。図6の左欄に示した「診断」には間質性肺炎、肺癌、癌性リンパ

管症などの症例が含まれており、画像を選択すると実際の患者の診断画像と同じ大きさの画像が表示される。この症例検索機能のおかげで、実際の患者画像と同じような品質の症例画像を見ることができ、さらに普段接することの少ない症例画像に接することができるので、効率的に画像を読み解く能力を養うことができる。

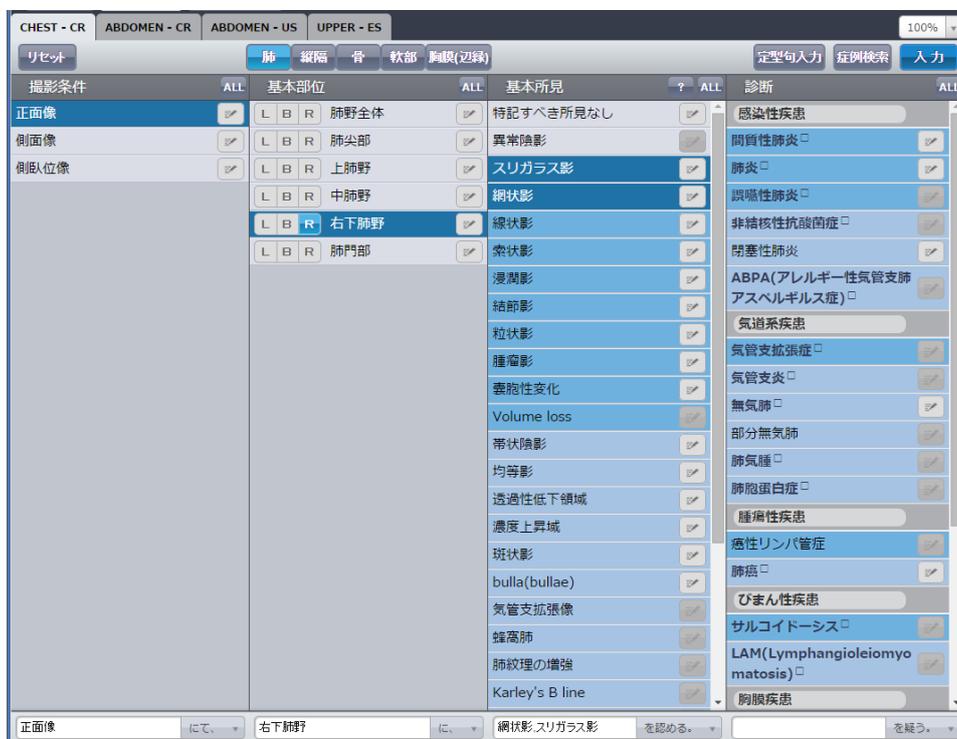


図5 診断ナビゲーション機能

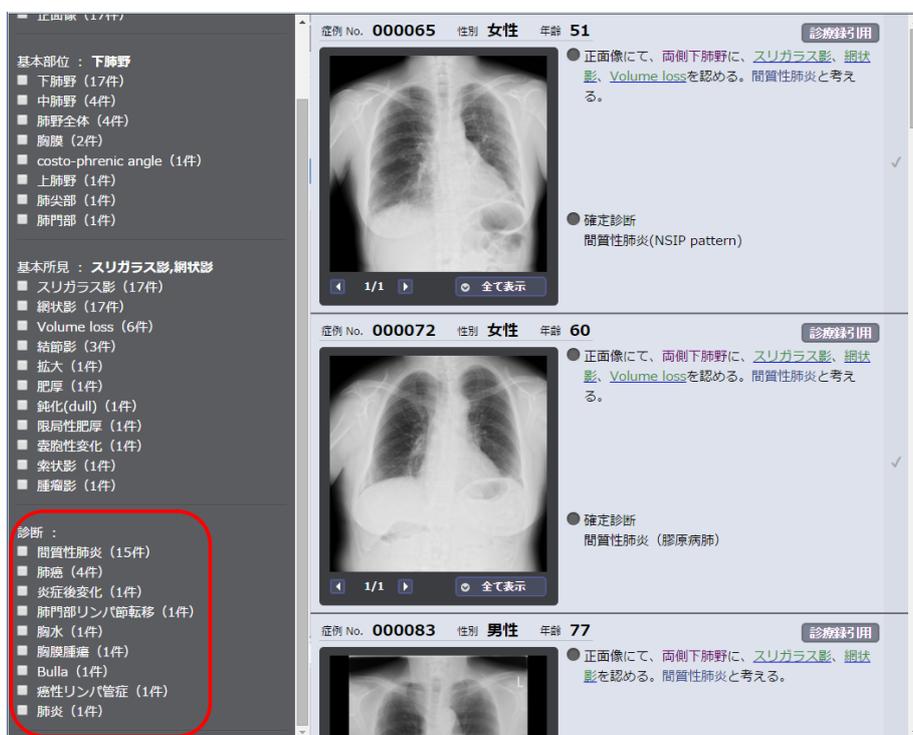


図6 画像症例検索機能

さらに「診断」を選択するとその診断に対する診断結果、病気に関する説明、治療方針、生活上の注意事項が、患者にも理解できるような平易な文章で出力されるので、患者への説明方法なども理解することができる。

次に画像診断学習効果の確認機能を説明する。学習ユーザには図 7 に示す問題解答画面が表示される。画面上部に症例画像、下部に解答欄、右側に語彙の選択肢が表示される。画像は左端バーをクリックすると読影ができる大きさに画像表示を調整することができる。解答欄は問題ごとに自動生成される。学習ユーザは語彙を選択し答え合わせを行う。不正解の場合は再度解答するか、あるいは正解を断念して正解を確認してから「次の問題」に移ることができる。

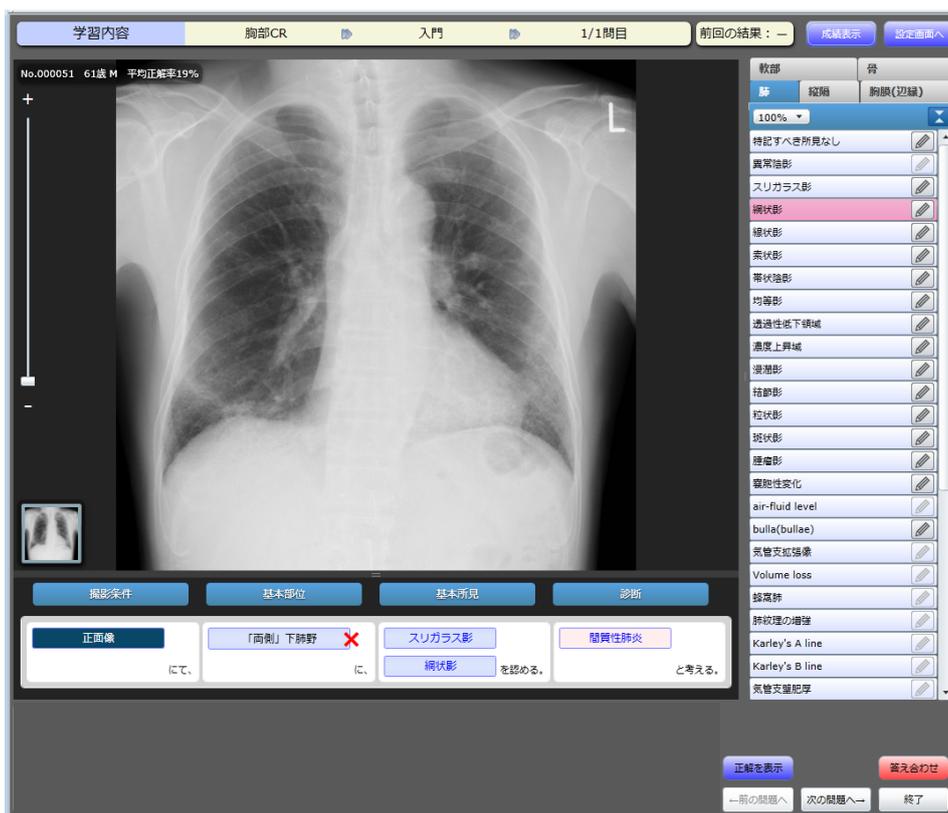


図7 画像診断学習効果の確認

この画像診断学習効果の確認機能では、学習ユーザの特性や能力にあわせて出題を最適化できるような設定が可能である。学習ユーザにとって最初はすべて未学習の問題であるので、設定された難易度からランダムに問題を選択して10問ずつダウンロードして出題する。学習が進んでくると間違えた問題だけもう一度復習したいとか、もう一度いちからやりなおしたいとかのニーズが生じるので、出題の方法は「未学習の問題のみ」「間違えた問題のみ」「履歴をクリアして最初から」「問題番号を指定」の4種類の出題方法が選択できるようにしている。学習すべき症例は基本所見の個数や難易度によって入門、初級、中級、上級に分類し、出題される問題の難易度を設定できるようになっている。さらにヒント機能として解答時にカテゴリーをナビゲーションしたり、問題解答画面に「基本部位」「基本所見」「診断」のなかの2つまであらかじめ解答欄に正解を表示しておくことができるようになっている。一方、実際の診断においては「異常が認められない」症例も多く存在するので、必ず特筆すべき所見が存在するという先入観で解答することを避けるために数十例の「正常」と判断すべき症例を混在させている。問題を出題する際にあらかじめ異常が認められるか否かを確認し、解答者が正しい判断を行うことができるかどうかを確認することができるようになっている。

学習ユーザの学習意欲を維持向上させるためには、どこまで学習が進捗しているのかについて可視的に把握できることが必要である。図8に成績表示画面を示す。本画像診断eラーニングは学習ユーザの特性や能力にあわせてあらかじめ解答欄に正解を表示しておくようなヒント機能を有しているので、ヒントを駆使して正解した場合と、全くヒントを用いずに正解した場合は区別しておくことが望ましい。したがって上段にヒントなしの学習成績、下段にヒントありの学習成績を示すようにした。それぞれ「1回の解答で正解した問題数」「やり直して正解した問題数」「不正解(答え合わせをしても正解できなかった問題数)」をグラフで表示する。またシステムを利用している学習ユーザにおけるランキングもそれぞれ表示することにより学習意欲が継続するように工夫した。

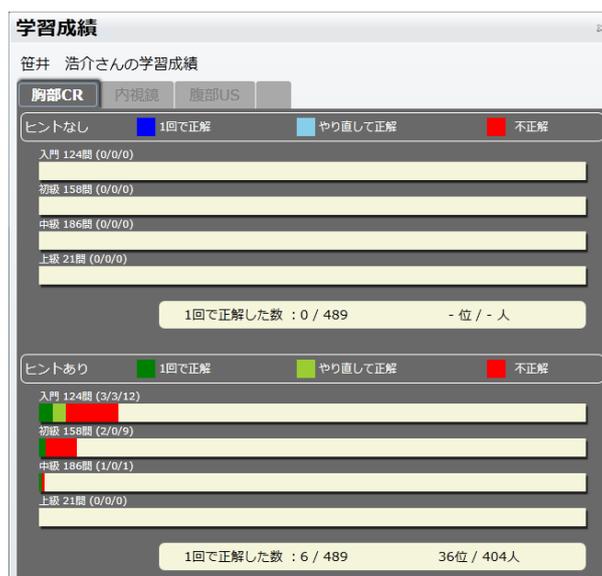


図8 成績表示画面

一方、問題解答画面において正解を表示させても、その症例画像を読み解くことができない場合も多い、その場合は症例解説を表示させることにより、専門医がその画像をどのように読み解くのかということを理解できるようにした。図9に症例解説画面を示す。所見の位置、解説文書が一覧できるように工夫した。さらに基本所見の用

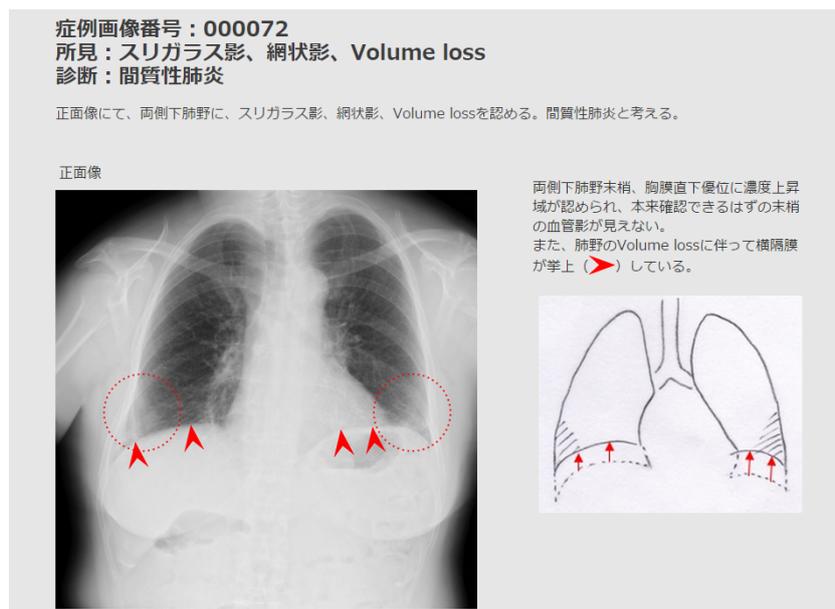


図9 症例解説画面

語が理解できないような初学者に対しては典型症例画像を解説することにより所見用語が理解できるようにした。

これまで胸部 X 線を例に述べてきたが、同様な機能が腹部超音波でも上部消化管内視鏡でも利用することができる。Web サービスを利用した本 eラーニングシステムにより、診断ナビゲーション、画像症例検索、所見レポート作成、学習効果の確認と繰り返し学習することにより、効率的に画像診断の能力を高めることができる。

### 3. 開発体制および使用実績

最先端の知識情報処理技術を使って医療現場に専門医の知識や経験を提供するためには、様々な医療従事者と情報処理の研究者が一堂に会して開発を進めることができる環境が必要である。そのための場として NPO 法人メディカル指南車 (<http://medicalshinansha.or.jp>) を設立した。様々な大学病院の各専門分野の先生方、情報処理の研究者、IT ベンチャーの経営者などにメディカル指南車に集まっていただき、この開発を実行するために力を合わせる場として有効に機能している。

メディカル指南車では、専門医とデータベースの技術者がとことん議論して、「画像診断知識ベース」を作成している。また、この「画像診断知識ベース」を利用して、各大学病院に蓄積されている症例から「画像症例データベース」を作成している。これらはすべて専門医の先生方との共同作業で行い、監修もしていただいているので非常に信頼性の高いものとなっている。

本システムは、メディカル指南車およびメディカル指南車の賛助会員であるコニカミノルタ株式会社より提供しており、毎年横浜パシフィコで開催される「国際医用画像総合展」などにも出品して好評をいただいている。すでに兵庫県を中心に多くの病院や診療所で試用していただき、今後の開発の参考となる様々なご意見をいただいている。詳しい説明や試用を希望される方は、メディカル指南車 ([info@medicalshinansha.or.jp](mailto:info@medicalshinansha.or.jp)) または筆者 ([kosuke.sasai@konicaminolta.com](mailto:kosuke.sasai@konicaminolta.com)) まで連絡をいただければ幸いである。

### 4. おわりに

セマンティック・ウェブ技術を利用して画像診断 eラーニングシステムを開発した。多くの医療機関に試用として提供し、好評をいただくとともに今後の開発の参考となる様々な意見をいただいている。今後、広く普及させることにより画像診断専門医が不足している医療現場の現状を改善する一助となるものと確信している。

今後の方向として、画像診断では内科にとどまらず整形や婦人科にも応用していきたいと考えている。また CT などの高度な画像検査手段にも応用していきたいと考えている。専門知識の提供や症例の提供など、本取り組みに協力していただける方は連絡をいただければ幸いである。

### 参考文献

- [1] 中島康雄ら、諸外国における放射線科医の実態調査、日本放射線科専門医会・医会誌 2007 晩秋 No.161, p12-13
- [2] 笹井浩介ら、腹部超音波における画像診断 eラーニングの開発 第 34 回医療情報学連合大会論文集 1052-1055.(2014)
- [3] 笹井浩介ら、上部消化管内視鏡における画像診断 eラーニングの開発. 第 33 回医療情報学連合大会論文集 1308-1311.(2013)
- [4] 笹井浩介ら、胸部単純撮影における画像診断学習システムの開発. 第 32 回医療情報学連合大会論文集 1504-1507. (2012)
- [5] 三原直樹ら、胸部単純写真読影における自己学習用システムの構築. 第 31 回医療情報学連合大会論文集 576-579. (2011)
- [6] Y Hasegawa, et.al. Development of a System that Generates Structured Reports for Chest X-ray Radiography.

Methods of Information in Medicine 4/2010 :360-370.

[7] 川上洋一ら. 症例データベースから抽出した医学的知識のレポートシステムへの応用. 第 25 回医療情報学連合大会論文集 962-965. (2005)

### **筆者略歴**

学歴 2002 年 3 月 神戸大学大学院 自然科学研究科 資源エネルギー科学専攻 修了 博士(工学)

職歴 1982 年 4 月 ミノルタカメラ株式会社入社

コニカミノルタ株式会社 ヘルスケア事業本部 開発統括部所属 現在に至る

2007 年 6 月より 特定非営利活動法人メディカル指南車 副理事長

所属学会 日本医療情報学会 関西支部幹事

# 1ショット長尺撮影を実現した『FUJIFILM DR CALNEO GL™』<sup>1</sup> の開発

富士フイルム（株） メディカルシステム開発センター

榎本 淳、源馬 耕平、辻 哲矢

## 【はじめに】

社会は年々、高齢化が進み、日本では超高齢社会（高齢化率21%以上）に突入した。高齢化社会が進むにつれて、膝関節疾患の患者増加や人工関節手術の増加から、長尺撮影が年々増えている。膝関節の痛みは背骨に起因している可能性があるため、全下肢の長尺撮影に加えて、全脊柱も合わせて行われることが多く、人工関節手術の際には、下肢アライメントの変形を計測するために、術前と術後に全下肢の長尺撮影が行われる。さらには、一般撮影でも、大腿骨や胸腹部等の大きな部位は、縦17インチサイズでは入り切らないことがあるため、縦14インチまたは17インチのCRカセットを2連にした長尺用CRカセットで対応しているケースや、DR型X線撮影装置でDRパネルを移動させながら分割撮影を行うケースがある。

特に全下肢領域は撮影範囲が広く、長尺用CRカセットでは、横幅が14インチであるため、足を左右2回に分けた撮影が必要であり、画像の読み取りに時間を要するなど、患者、撮影者ともに非常に労力がかかる。また、DR型X線撮影装置の場合では、一般的に17×17インチサイズのDRパネルを使って2～3回に分割して撮影するが、撮影の間に患者の体が動くことによって適切に画像合成ができないため、この間患者は膝関節の痛みに耐えながら、直立不動を維持しなければならず、患者の負担が大きい。

これを受けて、上記CR長尺とDR長尺の双方の問題を解決できるロングサイズ型（17×49インチ）DR装置『FUJIFILM DR CALNEO GL』を世界初<sup>2</sup>で開発したので紹介する。

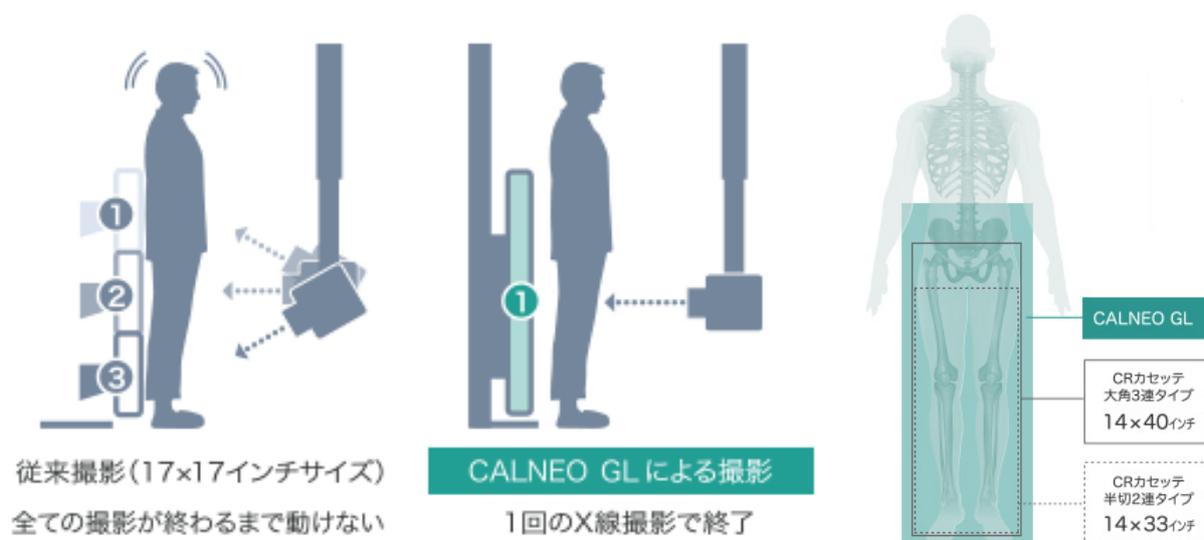


図 1： 既設の長尺撮影装置と『FUJIFILM DR CALNEO GL』との比較

## 【特長】

### 1. ワークフローの効率化

『FUJIFILM DR CALNEO GL』は、全下肢領域や全脊椎領域など広範囲を一度に撮影できる、世界初のロングサイズ型 DR 装置である。長辺が従来の約 3 倍の 49 インチあるため、1 ショットで広範囲の撮影が可能である。これにより、従来の DR 長尺とは異なり、体の動きを抑制するためのバンドの準備や、体動による再撮影や長さ計測の精度劣化を防止できる。従来の長尺用 CR カセットのような CR カセットのリーダー台への装填や、画像読み取り中の待機が不要となるため、撮影効率が大幅に向上する。

また、横幅を 17 インチとしたことにより、従来の CR 長尺で両足を 2 回に分けて撮影した全下肢長尺も 1 回にまとめることができるようになる。また背骨の曲がった患者の全脊椎側面撮影でもポジショニングが容易になるなどワークフローが効率化できる。



図 2：『FUJIFILM DR CALNEO GL』のサイズ概観

### 2. 患者の負担を大幅に軽減

従来の DR 型 X 線撮影装置では、2～3 回の分割撮影に要する約 10 秒の間、患者は直立不動を維持する必要があったが、『FUJIFILM DR CALNEO GL』は 1 ショットで撮影できるため、患者を拘束する時間が著しく短縮でき、患者の身体的負担が大幅に軽減できる。

### 3. 低線量・高画質の実現

#### (1) ISS 方式による高感度化の実現

本製品には、X 線変換効率を大幅に向上させ、少ない X 線量で鮮明な画像を得ることができる独自画像読取方式の ISS (Irradiation Side Sampling) 方式を採用。これにより、X 線信号の散乱・減衰を大幅に抑制し、少ない X 線量でシャープな画像を実現した。

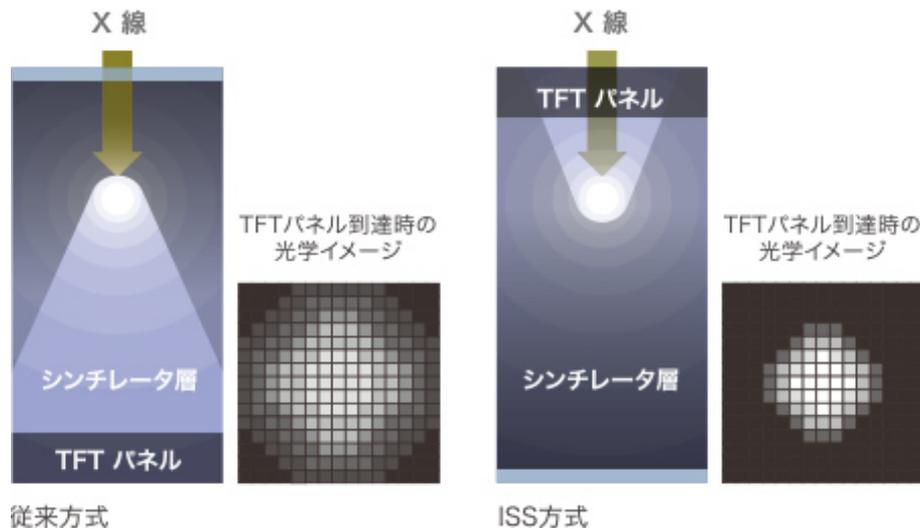


図 3： ISS 方式による高感度化の実現

## (2) ノイズ低減回路による低線量部の粒状改善の実現

当社独自のノイズ低減回路を搭載したことにより、透過時に X 線が吸収されやすく、撮影画像のコントラストが低下する心臓や縦隔部、骨盤などの低濃度部領域のノイズを大幅に抑制し、鮮明に描出することができる。若年者は X 線の感受性が高いと言われており、特に若年者に発生する側弯症の全脊椎撮影では被曝低減に貢献できる。

## (3) ロングサイズ撮影の画質向上

ロングサイズ撮影において、従来の CR 長尺では IP の接合部で濃度差や IP のエッジ、および十字のマーカが視認されていたが、『FUJIFILM DR CALNEO GL』では、DR パネル配置の最適化や専用開発した画像処理により濃度差やエッジが目立たず、さらに十字マーカの写り込みもない長尺画像を提供する。また、垂直入射だけでなく斜入であっても、撮影距離を変更しても同様に、濃度差やエッジが目立たない長尺画像を提供することができる。これにより、専用のグリッドをつけたままでも、関心領域が左右方向に広くない部位の場合は、撮影距離を近づけての撮影が可能であり、さらには長手方向の斜入撮影も可能である。



図 4： 『FUJIFILM DR CALNEO GL』で撮影した臨床画像例

## (4) ポジショニングに依存しない自動濃度調整

従来の CR 長尺装置や DR 長尺装置では、長尺画像を構成する複数の画像のうち、1 枚の画像から計算した濃度調整結果を他の画像にも転用していたため、体厚差の激しい被写体の場合には、ポジショニングによって自動濃度調整が安定しないことがあった。例えば、体厚の厚い人の全下肢長尺では、腹部の体厚と足の体厚の差が激しいため、腹部で濃度を最適化すると、足が黒くつぶれてしまう。

『FUJIFILM DR CALNEO GL』は、長尺画像に対して自動濃度調整を実施するため、ポジショニングに依存しない安定した濃度調整結果が得られる。

#### 4. 一般撮影への適用

17×49 インチであるため、長尺だけでなく、縦 17 インチサイズでは入り切らない大腿骨や胸腹部等の撮影や 17 インチ以下の撮影も可能である。17 インチ以下の撮影の場合、撮影台に 17×17 インチの枠を表示しているため、この枠に従って被写体をポジショニングすることで、一般撮影への適用もしやすくしている。

画像のトリミングについても、一般撮影で通常実施されているように 17×17 インチ、14×17 インチ、14×14 インチ等の定型サイズでのトリミングが可能である。

#### 5. 既設の X 線装置との組み合わせが可能

本製品は、専用の X 線装置を必要とせず、既設の X 線撮影装置と組み合わせて使用できるため、少ない投資での DR 化が可能である。さらに、DR パネル自体が X 線の照射を自動で検出する「SmartSwitch」を搭載しているため、X 線発生装置とのケーブル接続が不要である。「SmartSwitch」には、独自技術を駆使した X 線信号と外乱ノイズを判別する高性能な判定アルゴリズムを搭載し、確実な X 線信号の検知が可能である。また照射野領域がどこであっても X 線の検知が可能であり、安心して快適な撮影を提供できる。

尚、『FUJIFILM DR CALNEO GL』のシステム構成は以下の通りであり、すでに先行発売され、高画質、操作性、堅牢性で好評を得ている『FUJIFILM DR CALNEO Smart』（バッテリー込み世界最軽量<sup>3</sup>のカセット型 DR）と Console Advance を通しての混在使用も可能である。



図 5： 『FUJIFILM DR CALNEO GL』システム構成例

#### 【まとめ】

低線量・高画質を実現した、1ショットで撮影可能なロングサイズ型 DR 装置『FUJIFILM DR CALNEO GL』を世界初で開発した。これにより、長尺撮影のワークフローの大幅改善、患者負担の大幅軽減、撮影線量の低減ができるようになり、現在使用いただいている施設でもこれらの観点で非常に好評を得ている。

今後も、『FUJIFILM DR CALNEO GL』が益々多くの臨床現場で利用されていくことを期待する。

<sup>1</sup> 本報告書にある「FUJIFILM DR CALNEO GL」, 「SmartSwitch」, 「FUJIFILM DR CALNEO Smart」は、富士フィルム株式会社の商標または登録商標です。

<sup>2</sup> 平成 27 年 3 月 25 日現在。当社調べ。

<sup>3</sup> 平成 26 年 11 月 24 日現在。当社調べ。

## 胸部 X 線骨組織透過画像を用いた経時差分処理技術

株式会社東陽テクニカ メディカルシステム営業部 大平 直隆

### 【はじめに】

近年国内の医療への取り組みは疾病対策から予防医療へとシフトしている。その対策として大きな効果をあげているもののひとつが誰しも経験のある健診への各施設の取り組みであろう。受診者が施設へ赴いて受けるものはもとより、X線撮影装置を搭載したバスでの健診業務も多く見受けられる。健診において胸部 X 線検査は日々膨大な受診者に対して検査が実施される。その為この読影を行う医師の業務は多忙を極める。限られた医師が膨大な数の検査に対して読影を行うため、その業務には長時間を要し、読影終了まで常に集中して精度を保つことは困難である。このような医師の業務を補助するため、従来からその役割を担ってきたものが経時差分処理技術である。これは同一患者における現在画像と過去画像の間の差分を取り、その変化分を強調した画像を生成する技術である。これにより検出感度が向上することも期待できる。従来の経時差分はその有用性もいくつか報告されているが、完全なものではなく課題もある。例えば過去画像がない場合や現在・過去画像間における撮影時のポジショニングのずれで発生するアーチファクト、さらには撮影装置に依存することなどが挙げられる。

今回はこれら既存技術の課題をクリアする技術の例として株式会社東陽テクニカが国内で展開する骨組織透過処理、及びその処理画像を用いた経時差分処理を行う ClearRead シリーズについて技術内容をまじえて解説する。

### 【従来技術とその課題】

同一患者の現在・過去画像間の変化分を得る経時差分処理技術はこれまでも多くの医療機関で活用されてきた。しかし先に触れたとおり、従来の経時差分画像は読影医の補助として常に利用できるわけではない。例えば以下のような課題が考えられる。

- 1) 過去画像がない場合の補助
- 2) 現在・過去画像間における撮影時のポジショニングのずれによるアーチファクト
- 3) 撮影装置に依存する画像処理

以下これらの課題について詳細を説明する。

#### 1) について

経時差分処理技術はその名の通り現在及び過去画像間における差分を得る技術であるため、当然ながら同一患者の過去画像が必要となる。その為新規受診者の場合は差分処理画像を得ることができない。この場合、読影医は現在画像のみで読影する必要がある。またこれは新規受診者の場合だけではない。対応する撮影装置と共に経時差分処理技術を新規で導入した場合、過去

画像がその装置で撮影されていないため(3)にて詳細を説明する)、次回の検査まで補助画像が得られないケースもある。

#### 2)について

経時差分処理で得られた画像にしばしば見られる現象としてアーチファクトの存在がある。撮影時のポジショニングにより各組織のずれが発生し、その結果、経時差分処理画像上にアーチファクトが発生することとなる。また受診者の息止めの程度によってもずれは発生する可能性がある。わずかなずれでも経時差分処理は差として認識することになるため、たとえば呼吸の度合いによる肋骨位置のずれにより、差分画像一面にアーチファクトが発生する可能性も否定できない。

#### 3)について

従来の経時差分処理についての1つの制限として撮影装置に依存することが挙げられる。例えばA社の装置で過去画像を撮影している場合、現在画像も同じA社の装置で撮影されている必要がある。その為、継続的に経時差分処理画像を使用してきた施設においては、撮影装置を更新または増設した場合に差分処理が使用できなくなる可能性がある。施設では撮影装置の更新、増設は当然考えられることであるし、また現在CR装置を使用している施設がFPDへの移行を検討することも自然な流れであろう。このような場合でも従来の経時差分処理技術では制限がかかることもあるため、注意が必要である。

### 【ClearReadによる画像処理 骨組織透過】

東陽テクニカ 胸部X線読影支援技術 ClearReadは上記3点を解決する新しい画像処理技術である。この技術の最もベースとなるのが胸部X線画像における骨組織透過処理 ClearRead BSである。本題の経時差分技術の説明に入る前にこのClearRead BSに触れておく。

ClearReadのベース技術である骨組織透過処理 ClearRead BS (Bone Suppression)は通常の撮影で得られる胸部画像1枚から肋骨、鎖骨等骨組織を透過し、肺組織全体の視認性を高める画像処理技術である。これにより、オリジナル画像では骨組織に重なり発見が困難であった結節影や異常陰影の視認が容易となる。図1-1、1-2にそれぞれオリジナル画像と骨組織透過処理画像の例を示す。この技術は通常の撮影で得られる画像1枚から画像処理のみで骨組織透過が可能であり、CR及びDRといった撮影する装置の種類やメーカーを問わない。また健診における使用はないが、病院内での使用頻度が高いポータブルX線撮影装置においても処理が可能である。その原理はニューラルネットワークを用いた骨組織の画像認識を用いているが、あらゆる胸部X線画像に対して処理が可能となるこの骨組織透過技術は過去画像が不要であるため、新規の受診者においても読影医の補助画像として活用していくことが可能である。ClearRead BSは専用処理サーバを用いて全自動で行われるため、放射線技師やシステム管理者の負担なく補助画像を得られる。



図 1-1 胸部 X 線撮影像例



図 1-2 ClearRead BS 処理後

#### 【ClearRead による画像処理 経時差分処理】

ClearRead は先述の骨組織透過処理に加え、そこから現在・過去画像間の差分画像を得ることが可能である。これが ClearRead シリーズの経時差分処理である ClearRead +Compare である。実際の運用における ClearRead +Compare の画像データフローの一例として以下記載する。

- ① 撮影装置から当日の画像データを ClearRead 処理サーバへ送信  
(この際、並行して現行のフローと同様に撮影装置から院内 PACS サーバへの送信も行っている)
- ② ClearRead 処理サーバは院内 PACS サーバへ自動的に Q/R を行い、事前設定した条件に合う該当患者の過去画像を得る
- ③ 当日の画像データ及び Q/R で得られた過去画像データに対し、先述の骨組織透過処理を行う
- ④ 当日の画像データと過去画像データ間のポジショニングや呼吸等のずれを補正するため、自動位置合わせを実施
- ⑤ ClearRead 処理サーバが経時差分処理を実施し、事前に指定している送信先へ差分画像を送信する。(ここでは設定により骨組織透過処理画像も併せて送信可能)

上記の最も特長的なことの 1 つとして、③ の経時差分処理の前に骨組織透過処理が行われている点が挙げられる。これにより、従来法で見られた現在・過去画像間の肋骨及び鎖骨等のずれによるアーチファクトが原理的に発生しにくい状態となる。図 2-1 ~ 2-5 はそれぞれ胸部 X 線画像の現在、過去及びその骨組織透過処理画像、さらに経時差分画像である。図 2-5 の経時差分画像は図 2-2、図 2-4 の差分によって得られた画像であり、肋骨のずれによるアーチファクトが殆ど現れ

ていないことがわかる。

骨組織透過処理後、当日画像と過去画像間のポジショニングの補正を行うため、自動的に画像間レジストレーション(位置合わせ)が行われる。このレジストレーションは従来法で行われていた骨組織を合わせることによる位置合わせとは大きく異なり、肺野内の複数のポイントを目印として行われる。全てのポイントについて記載することはできないが、肺尖部、心陰影、横隔膜、また肺野内の多数のポイントを用いた非線形処理によって行う。現在・過去画像間の同一組織が最大限重なるように、つまりは差分処理画像の最大の目的である経時変化分を正確に描画しつつ、アーチファクトを最小限に抑えるようにレジストレーション処理がなされる。アーチファクトの減少は差分画像上での偽陽性を減らすことにつながり、感度向上のみならず特異度の向上においても期待できるものになるであろう。

さらにこの ClearRead +Compare による経時差分処理は骨組織透過処理同様に撮影装置メーカーに依存しない。現在市場に存在する CR、DR 等の種類を問わず、あらゆるメーカー製の撮影装置に対応することができる。たとえば現在画像が A 社製装置、過去画像は別の B 社製装置といったように現在・過去画像間の装置の違いを吸収して処理を実施することができる。このメリットは非常に大きく、施設が装置の更新や増設、さらに検診バスの導入といった撮影装置導入を検討する際に本機能が装置検討の妨げになることはない。過去画像がデジタルでサーバに格納されていれば ClearRead を導入後、すぐに経時差分処理技術を利用することが可能である。

これまで述べてきたとおり、ClearRead は従来法における課題を解決し、経時差分処理技術が持つメリットを最大限活用することができる新しい画像処理と言える。

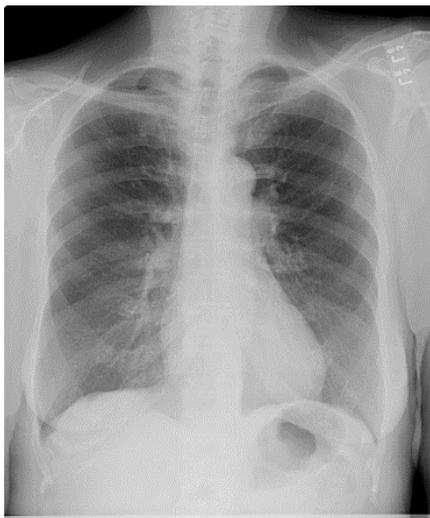


図 2-1 胸部 X 線撮影像 過去



図 2-2 胸部 X 線骨組織透過像 過去

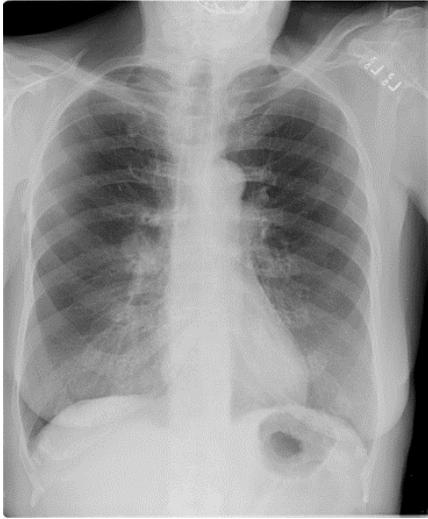


図 2-3 胸部 X 線撮影像 現在



図 2-4 胸部 X 線骨組織透過像 現在



図 2-5 経時差分画像

### 【おわりに】

現在国内で取り組まれている予防医療において読影医の役割は大きく、その負担も非常に大きい。これは業務内容もさることながら、その胸部 X 線画像の読影を行うことができる医師数の減少にも関係する。胸部 X 線画像の読影はその 1 枚の画像から僅かな異常陰影を読み取る難易度の高い業務であることは周知の通りであり、その読影には深い知識と豊富な経験を必要とする。つまり現在の医療機関では、院内の限られた医師のみで読影が困難な胸部 X 線画像に対応していかなくてはならない。日々検査が行われる膨大な数の胸部 X 線画像に向き合うことはどの施設においても考えていくべき課題の 1 つであるといえる。その中でデジタルのメリットを生かすことがこの課題の解決の

一助となると考える。今回紹介したような画像処理技術はまさにデジタル画像ならではのものであり、胸部 X 線画像をデジタル化したことにより、さらに件数が増加している読影業務をこのような技術で補助しながら対応することでさらにデジタル化のメリットを享受できる。

当社も今回例として挙げた ClearRead シリーズの画像処理技術を通じて、国内の予防医療の発展さらには疾患の早期発見に貢献していきたいと考えている。

## ポケットタイプ超音波装置の開発と展開

コニカミノルタヘルスケア株式会社 営業推進部 超音波営業部

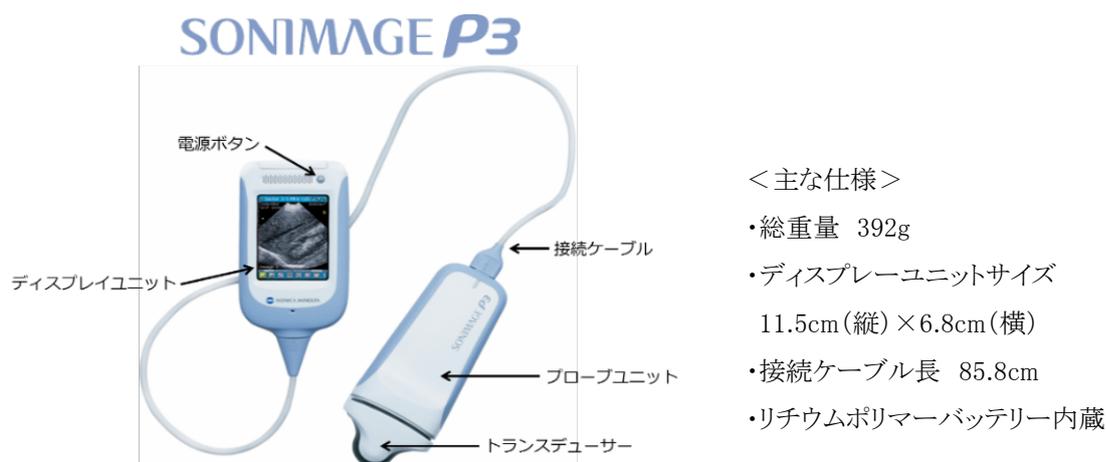
別所 武、高岡 竜也

### 【はじめに】

近年、世界の超音波市場では複数のポケットタイプの超音波（US）装置が発売され、2013年9月からはコニカミノルタヘルスケア（株）でも SONIMAGE P3（以下、P3）の発売を日本で開始している。発売の背景には従来製品よりも安価でかつ、US装置としての基本性能を有する製品の超小型化が可能になったことがあげられる。超小型化により携帯して持ち運んでも苦にならない程度の大きさと重さにすることが可能となり、使用者が聴診器的な感覚でどこでも持ち運びできるレベルまでになっている。（図1）

どこでも使用（検査）できることを前提としたポケットタイプのUS装置は、いままでの超音波検査とは異なり、現時点での性能・仕様では検査を行う場所や使用環境、検査の目的も従来超音波検査の内容や質とは異なっているのが現状と思われる。腹水や胸水の有無やその程度判定、結石の有無、残尿の評価など十分検査可能な対象もあるが、その他は従来超音波検査の単純な置き換えではなく、患者の状態（良悪）を把握するアセスメントのレベルで使用すべきものとして扱われている。

今回はポケットタイプUS装置P3の画質性能を実現するメカニカルアニュラーアレイ技術、検査領域に拡張性を持たせる脱着式トランスデューサー技術、多職種間の診療連携まで視野に入れた画像連携機能を実証実験例も交えて紹介する。

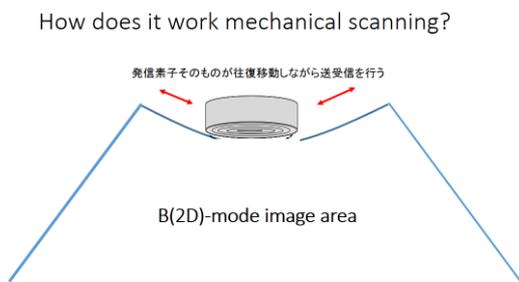


(図1)

## 【メカニカルアニュラーアレイ技術】

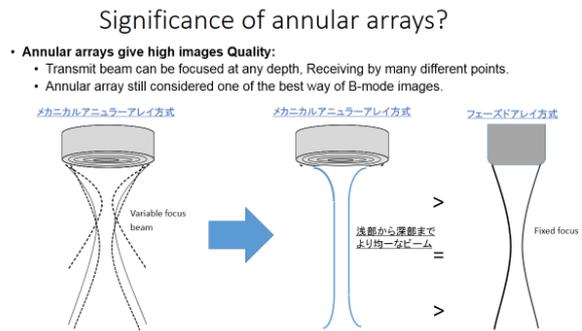
同心円状に配列された超音波振動子から信号が送受信される構造となっており、メカニカル方式でスキャン（走査）を行っている。（図2） 近視野から遠視野まで均一な超音波ビームプロファイルを形成できる。（図3）メカニカルアニュラーアレイ技術は、以前からある技術であるが、本機のようなポケットタイプの装置に実装されたのは初めてと思われる。単一フォーカスのメカニカルスキャンタイプや電子スキャンタイプと比べて平均的に近視野から遠視野までの方位分解が高く、又、超音波ビームの指向性も強い為、サイドローブの抑えられた画像が得られる。

又、超音波の送受信と画像処理に必要な電子回路については、フェーズドアレイ方式などの電子スキャン方式に比べ複雑な回路を必要としないため、製造コストを抑えられるメリットがある。但し、スキャン方式がメカニカル方式の為、そのスキャンスピードには限界があり、P3 の最大のフレームレートは 16Hz(フレーム/秒)である。その為に高い時間分解能を必要とする心臓の動態評価などの検査には適さない。



(図2)

メカニカル方式の超音波素子のスキャン動作



(図3)

左、中央：メカニカルアニュラーアレイ方式  
右：電子スキャン方式

P3 では本機能を用い、B モードに加え、動きのある部位を時系列で観察できる M モード表示や、血流波形を観察できる PW ドプラモードも搭載している。計測機能としては距離計測（複数点）、面積、周囲長などの基本計測以外に M モード波形、PW モード波形の時相解析から胎児心拍数の計測や、残尿を簡便に評価することができる膀胱内部の辺縁を自動トレースする機能なども備えている。（画像1）経胸壁アプローチによる肺エコーでは、M モードを用いることで気胸の診断も容易となる。（画像2、3）



(画像1)

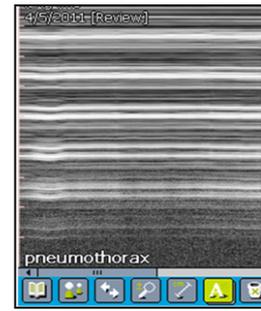
膀胱自動トレースによる残尿評価



(画像2)

Mモード肺エコーによる正常例

\*シーショアサイン



(画像3)

Mモード肺エコーによる異常例

\*バーコードサイン

### 【脱着式小型トランスデューサー】

検査中はプローブユニットを持ちながら検査を行うが、先端のトランスデューサーは小型で脱着可能な構造となっており、他の種類と交換することができる。(図4)

従来の超音波装置の様にトランスデューサー、ケーブル、及び接続用のコネクタ部の主要3パーツの構成ではなく、いわばケーブルレスの一体型構造となっている。この構造の実現により、先端の小型トランスデューサーを複数持ち運ぶことにより、携帯性を損なわずに検査領域を拡げて使用することが可能となる。

現在、使用可能なタイプは 3-5MHzの帯域幅を持つ広帯域タイプ「S3-5 型」と3MHzの狭帯域タイプ「S3型」の 2 種類となっている。用途としては腹部消化器領域が主となるため、新たな種類のトランスデューサーに付いても現在開発中である。



(図4)

## 【画像ネットワーク連携機能】

### 患者情報の一元管理による業務効率化と在宅・地域医療への展開

当社の医療用画像オールインワンシステム「Unitea(ユニティア)」シリーズと患者情報のシームレスな連携や、患者画像の一元管理が実現可能となっている。また、当社の医療 IT ソリューション「infomity(インフォミティ)」とモバイル端末を併用することで、在宅医療現場での患者の過去画像の確認や、緊急医療現場から後方支援病院に画像を送付し、適切な対処方法を確認する、といった運用を実現することが可能である。



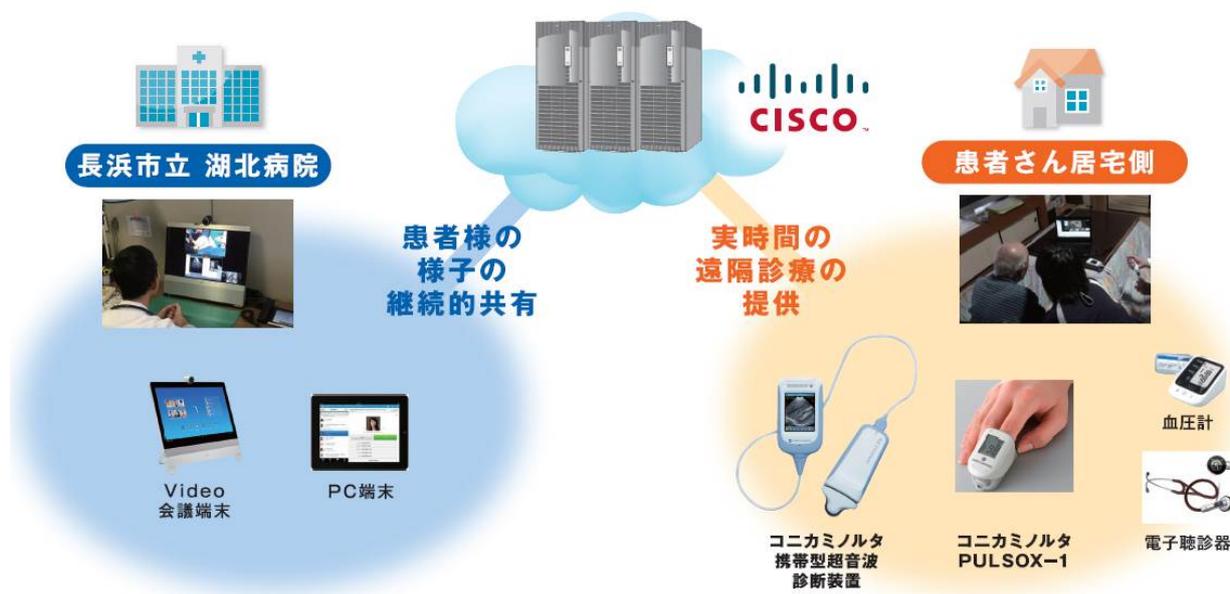
(図5)

### ICT 技術を活用したリアルタイム医療実証実験への参画

P3のディスプレイ上に表示された超音波画像と全く同じ画像を、USBケーブルで接続されたパソコン上で同時に観察することが可能である。大きな画面で観察できるメリットだけでなく、その機能を使い、専用のシステムと組み合わせることで、医師が病院に居ながら遠隔地で訪問看護を行っている看護師に対し、テレビ会議システムを通して指示を行うことが可能である。超音波検査画像の確認やバイタルサインをチェックしながら診療を行うリアルタイム医療の実証実験にも本装置を用いて参画している。(図6)

ポケットタイプ US 装置を使い、その場の診断に完結的に役立つことは非常に重要なことであるが、在宅医療や訪問看護など多職種連携の中で想定される様々な運用面で P3 の画像連携機能が今後も活用されていくと思われる。

## 京都大学、シスコ社、滋賀県長浜市によるオンライン医療実証実験への参画



(図6)

### 【今後の展開のまとめ】

本稿では当社のポケットタイプ US 装置「SONIMAGE (ソニマージュ) P3」に搭載されている技術を紹介した。今後のトランスデューサー拡張やネットワーク機能拡充など、まだまだ課題は多いと認識している。ただし、P3 の持つ低コストと基本的な画質性能、画像連携機能は従来の超音波診断装置とは異なる新たな価値を提供できるものであり、超音波検査の新たな利用シーンやユーザーの拡がり、弊社 P3 のみならず他社のポケットタイプ US 装置の開発と展開においても更に加速されるものと確信している。

当社もポケットタイプ US 装置と医療 IT 技術を組み合わせ、最加速している日本の超高齢化社会に対して新たなソリューション提案を行い、医療社会全体の質の向上に役立っていきたい。

参考資料 小林 只 :

コニカミノルタヘルスケア(株)編 携帯超音波診断装置の活用法 誰でもできる体液管理

# マンモグラフィにおける4Kタブレットの有用性について

パナソニックメディカルソリューションズ株式会社 SI 営業部 佐藤 卓治

## 1. はじめに

近年、デジタルマンモグラフィ装置の急速な普及に伴い、画像診断は以前のフィルム読影から医療用高精細モニタを使用したモニタ診断に移行しつつある。

その中でも有用性が高く評価されているデジタルトモシンセシス技術を搭載した撮影装置が各メーカーから発売され注目を集めている。

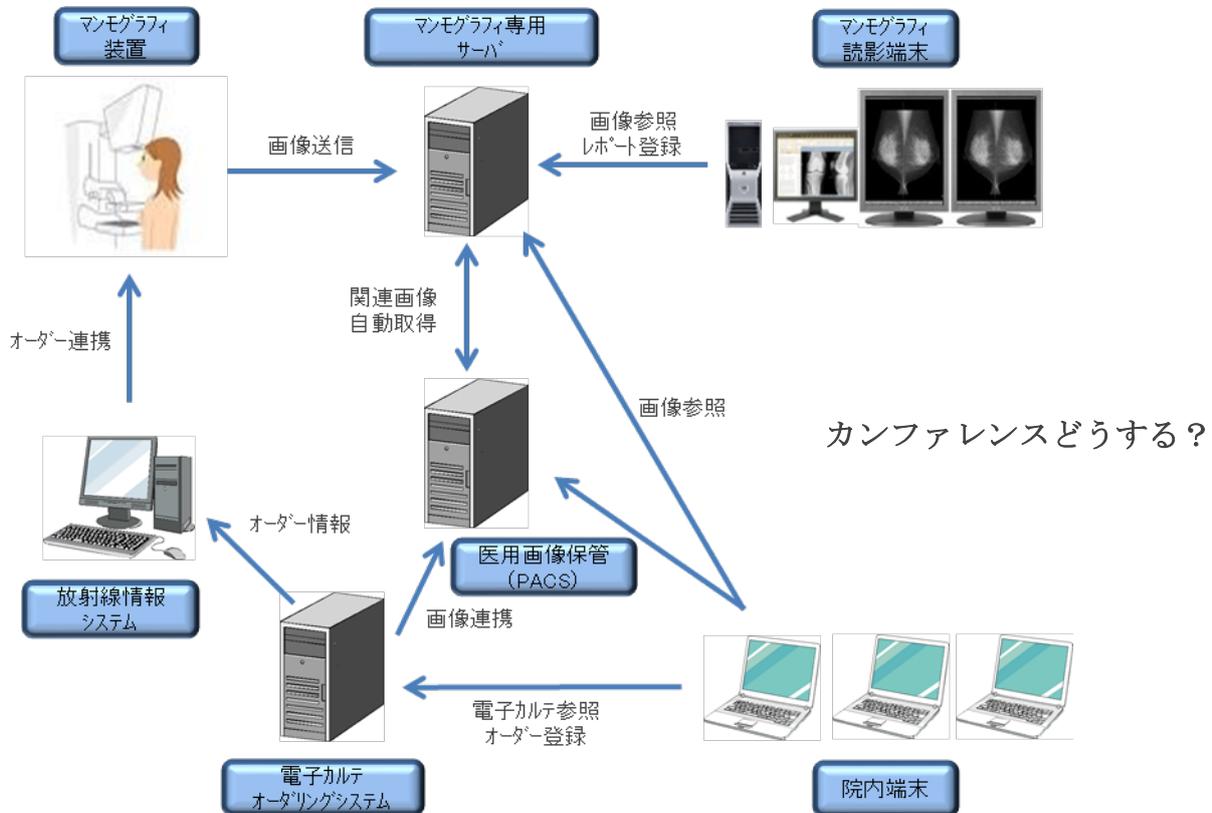
特徴としては2D画像に3D画像（トモシンセシス）を加えることでマンモグラフィ画像の情報量が飛躍的に増加し診断精度の向上や再検査の減少など多くの効果がある。

またトモシンセシス画像はフィルムで読影することが不可能の為、マンモグラフィワークステーションにてモニタ診断する必要がある、読影効率の向上の為に表示レイアウト対応や再生機能などが求められている。

さらにカンファレンス時のマンモグラフィ2D画像及び3D画像の運用方法も重要な検討項目になる。

従来のマンモグラフィカンファレンスでは汎用プロジェクタまたはPACS端末を使用したケースが多く情報量の多いマンモグラフィ画像では微細石灰化などの病変は鮮明に表示することが難しい。

パナソニックメディカルソリューションズ株式会社では、最新技術を搭載したマンモグラフィ装置からの画像を効率的且つ鮮明な画像でカンファレンスを実施する為にパナソニック株式会社の最新技術を搭載した高解像度タブレットを使用したマンモグラフィカンファレンスについて検証したので紹介する。



【図1：マンモグラフィ読影システムの構築例】

## 2. 高解像度（4Kタブレット）

4Kタブレットとは解像度がフルハイビジョンの4倍である3840画素x2560画素の解像度がある20型のタブレット型のパソコンである。マンモグラフィガイドライン第3版では推奨するマンモグラフィ読影モニタの規程がある。マンモグラフィ読影診断には原画像のもつ性能を十分に発揮利用できる機能を有するモニタを用いることが原則であり、5Mモニタ（画素ピッチ165 $\mu$ m以下）2面と情報表示用サブモニタで構成されるワークステーションが推奨とされている。マンモグラフィ画像は装置メーカーによって画像サイズが大きく異なるがモニタ読影を実施する場合は装置メーカーに関係なく5Mモニタが必要となる。

パナソニック株式会社の4Kタブレット（UT-MA6）は3840画素x2560画素で20型（画素ピッチ110 $\mu$ m）であり解像度はガイドラインをクリアしている。

但し4Kタブレットは通常のパソコンモニタと同じくガンマ2.2の階調特性であり医用画像を表示した場合、適切な診断を実施する上で必要なグレースケール表示ができないが、8ビット（256階調）の内、グレースケール標準表示関数曲線（GSDF）にのる階調のみをピックアップしキャリブレーションすることで石灰化形状及び乳腺組織外の領域においても病変は鮮明に表示することが可能である。（図2）



【図2：4Kタブレット上のマンモグラフィ画像（8ビットGSDF）】

### 3. 有用性

4 Kタブレットは医療用モニタではない為、診断用途では使用することはできないが、タブレットの特徴である可搬性・利便性・操作性を活かし更に4 K解像度による鮮明な画像をカンファレンス時に表示確認することが可能である。

カンファレンスにおいてはマンモグラフィだけでなくCT・MRIの他、病理診断における細胞画像なども表示する必要がある。

パナソニックメディカルソリューションズ株式会社ではこれらの画像も全て4 Kタブレットで表示できるように完全マルチモダリティビューアをインストールし各モダリティ毎に画像レイアウト及び機能設定を実施できる様に開発されている。

可搬性においては4 Kタブレット本体にバッテリーが搭載されており電源コンセントが近くにない場合でも使用することができる他、無線LANにも対応しているので院内のどこでも画像を表示確認することができる。

(図3)



Display	20.0 inch IPS Alpha Panel
Resolution	3,840 x 2,560 pixels
Aspect Ratio	15:10
OS	Windows 8 Pro/Windows 7 Pro
CPU	Intel Core i7 3687U vPro
Graphics	NVIDIA QUADRO K1000M
Memory	16GB
Storage	256GB (SSD)
LAN	1000BASE-T/100BASE-TX/10BASE-T
Wireless	IEEE802.11a/b/g/n, Bluetooth v4.0
Interface	USB3.0/LAN/Mini DisplayPort/HDMI
Expansion Slots	SD card slot
Battery Life	Up to 3 hours (using internal battery)
Size	475 (W) x 334 (L) x 12.5 (D) mm
Weight	2.54 kg

【図3：4 Kタブレットの持運び】

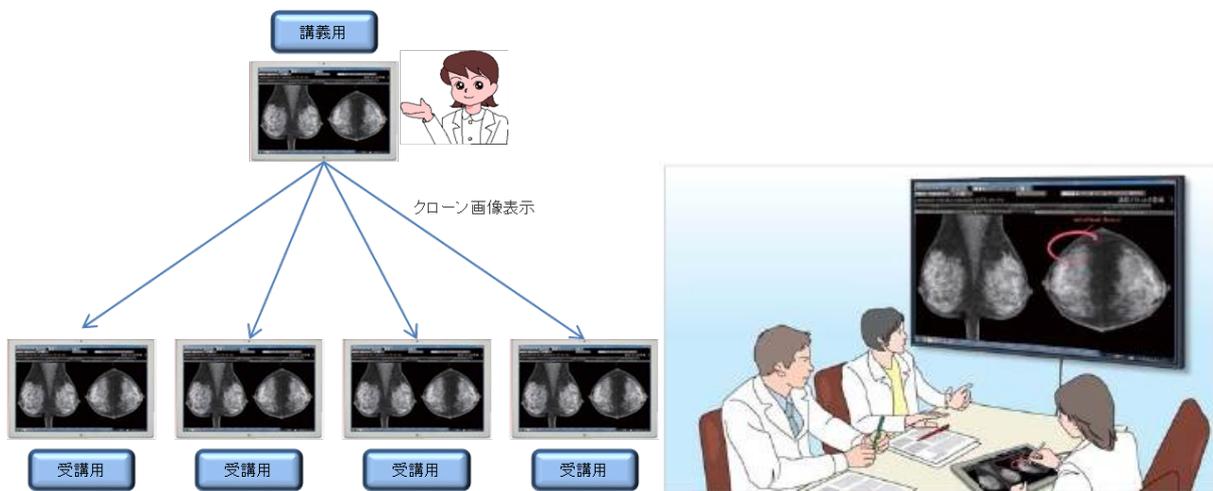
利便性及び操作性においては4 Kタブレット上で使用するDICOM画像ビューア (PlissimoView) はカンファレンスで必要である機能については全てタッチパネルでコントロールできる為、直感的な操作が可能である。また専用タッチペンによる文字入力も可能であり、画素ズレもなく鮮明に表示することが可能である。

(図4)



【図4：DICOM画像ビューア (PlissimoView)】

以上のことから従来のカンファレンスではPACS端末からプロジェクタに画像表示や顕微鏡から画像出力したり多種多様なシステムから必要な画像を切替える必要があったが、これらの手間が4Kタブレットを使用することでカンファレンスの効率化及び教育用として使用することができる(図5)



【図5：カンファレンスシステム構築例】

#### 4. DICOM画像ビューア (PlissimoView)

4KタブレットにインストールされるDICOM画像ビューア (PlissimoView) は読影時と同じ操作が必要である為、読影に使用する機能を全て実装しておく必要がある。

カンファレンス時は症例によっては過去画像及び関連画像との比較検討が必要である為、院内PACSとQR接続を実施しワンタッチ及び自動的に過去画像などを取得することができる。

また病理診断における細胞画像を取込み同一ビューアで表示確認することやトモシンセシス画像(3D)を運用に応じたレイアウトで表示再生することも可能である。(図6)

ビューア機能面では拡大縮小、ウィンドウレベル・ウィンドウ幅の変更、マスキング、ルーペ機能などを備えている。



【図6：DICOM画像ビューア (PlissimoView) の表示例】

## 5. さいごに

以上のようにパナソニックメディカルソリューションズ株式会社では乳腺領域における診断からカンファレンス及び教育までトータル運用ができるシステム開発及び研究を実施している。

またパナソニック株式会社の4K及び8K技術を医療分野に活用できるよう今後も取り組んでいく。

Plissimo<sup>®</sup>は、パナソニック メディカルソリューションズ（株）の商標または登録商標です。

## 第1回臨床画像評価セミナーに参加して

仙台市立病院 放射線技術科 澤谷 勇太

第1回臨床画像評価セミナーが平成27年7月4日（土）・5日（日）の2日間にわたり東京都築地の国立がん研究センター中央病院にて開催されました。私が本セミナーに参加しようと思ったきっかけは、第71回日本放射線技術学会総会学術大会の専門講座4（画像工学）で片山礼司先生の「医用画像の画質評価—これからはじめる臨床現場での実践と活用のはなし—」という講演を聴講した際に、このセミナーの案内がなされたことです。「画質評価をしてみたいがノウハウが分からない…」とっていた矢先に本講演で刺激をうけ、またセミナーの存在を知り、まさにこれからやりたいと思っていたことをこのセミナーで勉強できるという期待から申し込みました。

セミナーの内容は、1日目は物理評価編・研究倫理について、2日目は観察者実験編という日程で行われました。

物理評価編ではCRと間接型FPDについて、事前に取得された画像データを元に入出力特性・エッジ法によるMTF測定・NNPS測定・NEQ-DQE計算を行いました。簡単な講義後に事前準備資料と当日配布データを利用して、一連の解析工程を学ぶことができ勉強になりました。実習中はスライドでの説明や講師の方々が巡回して、つまずいても質問しやすい環境で行うことができました。実際の画像データ取得についての実習はありませんでしたが、測定機器配置についての動画を見ることができ、自分で測定する際のイメージがわかりやすかったです。

観察者実験編では手計算による連続確信度法ROC曲線の作成・FROC曲線の作成・RocViewerを用いたFROC実験・JAFROC解析による統計的有意差検定を行いました。

初めにROC・FROC解析の基礎について講義があったあと、実際に配布された観察試料を用い、観察者側・実験者側という立場を経験することができ、適切な試料枚数の設定・試料の難易度、事前学習の重要性などの観察者実験の要点の理解が深まりました。RocViewerというツールを用いたFROC実験では、ツールの使用方法などを学んだあとに実際に観察者実験を行い、その実験データを利用してJAFROC解析を行いました。私にとって難易度の高い実習ではありましたが、異なるシステム間の比較やセミナー参加者の実験データを利用して観察者数を変えた場合の解析結果などを考察することで理解が深まりました。

今回のセミナーでは一貫してCRと間接型FPDといった異なるシステムの比較について物理評価・観察者実験を行うことで、実際の解析手法はもとより研究倫理を含め、画質評価の方法を学ぶことができ大変勉強になりました。また同じ目的をもってセミナーに参加されている方々と交流をすることで刺激にもなりました。今回のセミナーで得た経験や頂いたツールを用いて、今後の学会発表を行っていただければと思います。また私と同じような悩みを抱えている方がいらしたら、ぜひ懇親会まで参加することで講師の先生方から貴重なお話を伺うことが出来ると思います。

最後にこの場をおかりしまして、臨床画像評価セミナーを企画運営して下さった画像部会講師の先生方、東京支部スタッフの方々に深く感謝を申し上げます。

## 第1回臨床画像評価セミナーを受講して

金沢大学大学院博士前期課程1年 宮阪 洋亮

第1回臨床画像評価セミナー（2015年7月4日～5日、国立がんセンター中央病院）に参加しましたのでご報告させていただきます。私は現在、画質改善の研究を行っています。画像処理で画質がどの程度改善されたのかを明らかにするため、物理評価、視覚評価の両方を行う必要があります。その両方を習得できる臨床画像評価セミナーは、まさにうってつけのセミナーでした。初めてのセミナー参加に不安もありましたが、セミナーで学んだことを私自身の研究で即実践したいという思いから参加を決意しました。実際に参加してみると、不安は払拭されました。全体の流れから少し遅れてしまった時でも、講師の先生が個別に説明してくださったので、初心者の私でもついていくことができました。

1日目は、デジタル画像の入出力特性、MTF、NPS、NEQの各種測定法についての講義を通して、それぞれの特性や測定法の理解を深めました。続く演習では、ImageJ、Excelシートを用いてCRシステムと間接FPDシステムの物理的画像特性を測定し、それぞれを比較、検討しました。教科書による独学では、理解に時間を有する私にとって、作業工程を1つずつ丁寧に説明いただきながらの作業は大変分かりやすく、容易に理解することができました。今回学んだMTF、NPSの各種測定法を用いて、画像処理で画質がどの程度改善されたのかを早速検討していきたいと考えています。

1日目の夜に開催された懇親会にも参加させていただきました。懇親会では、臨床経験が豊富な先生方のお話を聞くことができ、臨床経験のない私にとって貴重な交流の場となりました。また、大学で教鞭をとられている先生方も参加されており、臨床と教育、全く異なる2つの職種について聞く良い機会となりました。遠方より新幹線等乗り継いで来られている方もいて、このセミナーの意義を改めて感じました。

2日目は、ROC、FROCについての講義を受講し、続いて、手計算によるROC、FROC観察者実験、観察者実験用ソフトウェアROCViewerを用いたFROC実験を行いました。講義形式のみの勉強会や講演等では深く理解できないこともありますが、今回のような実践形式のセミナーでは、自分自身で実験や解析を経験できるため分からないところを発見しやすかったです。疑問点は、その場で教えていただけるため、分からないところをそのままにすることなく、理解を深めることができました。また、自分の実験結果について個別に説明していただけたので、なぜこのようになるのか容易に理解することができました。今回学んだことを自身の研究で応用したいと考えています。

最後になりますが、親身に指導いただき、このように原稿を書く機会を与えてくださいました白石先生、國友先生、福岡先生、東出先生、田中先生をはじめとするスタッフの皆様方にこの場をお借りして心から感謝申し上げます。



## 第2回 臨床画像評価セミナーに参加して

島根県立中央病院 放射線技術科 細越 翔太

2015年7月11、12日に九州大学医学部保健学科棟にて開催された第2回臨床画像評価セミナーに参加させていただきました。臨床画像評価セミナーは画像部会において平成27年度より新たに開設されたセミナーであり、医用画像の「診断における有用性」を評価するための物理特性評価法とROC・FROC解析による主観的評価法の両方を習得することを目的としています。私はこのセミナーの情報を聞き入れた時、「DRセミナーの受講料が9000円、ROCセミナーの受講料が9000円、この両方の内容を勉強できる臨床画像評価セミナーの受講料が12000円（これらは日本放射線技術学会会員の場合の受講料）」ということで、こんなに盛りだくさんな内容で、なんてお得なセミナーなんだ！」と思い、すぐに参加登録をさせていただきました。

セミナー1日目はDR画像の物理特性評価の演習でした。配布されたCRとFPDの画像について、画像解析ソフトのImage Jと表計算ソフトのExcelを用いて、入出力特性曲線の作成、NNPSおよびMTFの測定、そしてNNPSとMTFの測定データを用いてNEQおよびDQEを算出しました。私は以前、DRセミナーを受講しましたが、Image JのNNPS解析マクロが以前のものに比べて操作が簡略化されており、複数の試料を解析するのにとても有用だと思いました。その他のImage JマクロやExcelでの解析シートなど、DR画像の物理特性を精度よく測定するのにこれ以上のものはないのではと思います。しかし、良質なソフトウェアを取得して満足するのではなく、実際に測定したい撮影システムの試料を正しく取得できなければ意味がありません。セミナー1日目は精度良い測定をするために必要な知識を学べたことが大きな収穫でした。

セミナー1日目終了後、懇親会に参加させていただきました。他の参加者の方や講師の方と主に学術以外のことで話がとても盛り上がり、大変貴重な時間を過ごさせていただきました。

セミナー2日目はROC解析の基礎講義、手計算による連続確信度法ROC曲線の作成、ROCKITを用いたカーブフィッティング、手計算による評定連続確信度法FROC曲線の作成、ROC Viewerを用いたFROC実験、JAFROC解析による統計的有意差検定の実験を行いました。私はROC解析に関してあまり知識がなく、なんとか今日中に理解しようと集中して講義に望みました。セミナー2日目を通して、手計算によるROC・FROC解析の演習を行うことの重要性を感じました。基礎講義だけでもROC解析の考え方は理解できるのですが、実際にROC曲線を自分の手で書いてみるとより理解度が深まりました。また、演習時につまずいた箇所があったので、講師の白石先生に助けていただきました（Fig. 1）。講義の中にありましたが、観察試料の収集と選別、観察者の選定、観察方法、予備実験の結果は妥当であったかなど、実際に観察者実験に至るまでの準備段階をシビアに行う必要があると感じました。

セミナーの最後に、講師や他の参加者の方とディスカッションする時間も設けられており、セミナー

中に疑問に思った点、日頃の研究で行き詰まっていることなど自由に質問・討論でき、とても有意義な時間でした。これからセミナーに参加される予定の方は、普段疑問に思っていることをこの機会に投げかけてみてはどうでしょうか。

本セミナーを通して、医用画像における評価は、主観的評価によって「診断における有用性」を証明し、その根拠付けを物理特性評価によって行うべきであると感じました。また、すぐにでも自身の研究に応用して「診断における有用性」を検証しようというモチベーションの向上につながり、これらのことがDRセミナーとROCセミナーを別々に受講することと大きく異なるのではないかと思います。受講するまではお得なセミナーと考えていた自分が恥ずかしいです。

最後に、このような素晴らしいセミナー開催に携わられた講師の皆様へ深く感謝申し上げます。



Fig.1 白石先生より手計算によるFROC曲線作成に関するご指導を受ける様子

## 第 2 回臨床画像評価セミナーに参加して

佐世保市立総合病院 中央放射線室 佐々木 淳一

2015年7月11日,12日に、九州大学病院で開催されました第2回臨床画像評価セミナーに参加させていただきました。

私にとっての「臨床画像評価セミナー」のイメージは、「なかなかとつきにくい。」「完璧には理解し難い。」「理解はしているつもりでも細かい所までは理解できていない。」といった感じでした。「臨床画像を評価する」ことは物理が得意ではない私にとって、最大の難関です……。しかし、そんな私でも放射線技師として働きだしてから、いくつも本を読みあさり、先輩方に聞いたりして自己流かもしれませんが「臨床画像評価」を行っていました。そんな中、今回福岡で開催されることもあり良い機会だと思い、日頃の疑問点を解消することを目的にこのセミナーに参加させていただきました。

セミナーには九州以外からも参加されており、皆さん目の色が違っていました。自分はこの中でみんなについていけるのか不安な中セミナーは始まりました。セミナーの内容は主にデジタル画像の入出力特性測定、MTF測定、NPS測定、NEQ・DQE測定、ROC解析等の講義と演習がセットになっており、講義で勉強した内容をそのまま演習で実践できます。講師の方々の非常にわかりやすい説明と世話人の方々の優しい指導により、非常に理解しやすかったです。演習は主にExcelとImageJ、講師の先生方が開発されたソフトウェアを用い、難しい操作もいらず時間もそれほどかかりません。マクロが組んでありあっという間に結果が出ました。(マクロの中身を理解するのは大事ですが……)実は一番の目的であったROC解析についても、非常にわかりやすく、また実験の準備や進め方の大変さを実感することができました。懇親会にも参加させていただき、福岡の美味しい食べ物やお酒を堪能しながら、普段なかなか接することのない講師や世話人の方々に質問や話をさせていただき、非常に有意義な時間を過ごすことができました。

今回のこのセミナーは私にとって、非常に参考になることばかりでした。このセミナーで学んだことを日々の業務に生かしていけたらと思います。なかなか自施設に持って帰って、私がすぐに使えるとは思いませんが、そのきっかけになったのは確かです。

最後になりますが、このような有意義なセミナーに参加させていただき、本当に有難うございました。講師、世話人の方々に感謝致します。



## 散乱線の発生と画質への影響

香川高等専門学校 電気情報工学科

本田道隆

---

X線はきわめて波長の短い電磁放射線の一種であり、電荷や質量を持たないエネルギーの波というイメージであるが、散乱線について理解するにはむしろ粒子のようなイメージを頭に描くほうが都合がよい。つまり、目に見えない小さい玉(X線光子)が被写体に入ってきたと考えて、それによる現象を想定すると発生や性質が理解しやすい。

まず、医用で使うX線で発生する散乱線はほとんどがコンプトン散乱であり、これはビリヤードでの玉同士の衝突と同様、光子が電子に衝突すると進行する角度が変わる現象である。このとき、これも直感的に理解しやすいように、エネルギーが高いと衝突後も比較的前方に進みやすくなり前方散乱の割合が増える。さらにこのような散乱では散乱後の光子のエネルギーもまだ大きいので光電吸収されにくい。そのため、画像に重畳する散乱線の割合が増える。一方、被写体の厚みが厚くなると散乱する領域が大きくなるため直接線に対する散乱線の割合が増加する。X線の照射野を大きくしても同様である。すなわち、散乱線は、管電圧が高く、被写体の厚みが厚く、X線視野を大きくすると直接線に対して増加するという物理的性質を持つ。

このような散乱線は主に次の3つの点で画質を損なう。散乱線光子の重畳にともなう微細信号の信号コントラスト低下、およびこの光子が運ぶ量子モトルによる画像の背景ノイズ増加、およびコントラストの強い物体の周囲に発生する低周波成分のボケである。このため散乱線をできるだけ低減する手法が透視撮影技術および画像処理の両面で研究されてきたが、最近では画像処理による補正法も多く報告されるようになってきた。講座では、散乱線の発生原理ならびに撮影条件に応じた画像上の物理的性質や信号検出への影響について解説を加え、このような特性に基づいた補正法の基本原理や補正で修復可能な画質要因についても言及する。

## 医療で実用化されている画像処理

つがる西北五広域連合 つがる総合病院

船水 憲一

---

第 68 回総会学術大会での専門講座 7 で、山口大学医学部付属病院の上田 克彦先生が、CR, FPD に関して、同タイトルでご講演されておりますが、今回は、画像データ、階調処理、ダイナミックレンジの圧縮処理に関して、デジタルテストパターンを使用した実践的なアプローチで説明したいと考えています。画像処理というのは、料理を作るのに似ています。材料があり、下ごしらえがあり、同じ材料を使用しても、調理の仕方で違うものができたり、調理の手順が異なると味が変わって来たりします。画像処理も画像データという材料があり処理目的により下処理を施し、同じデータでもフィルタのパラメータが少し違うだけで全く違う処理結果となりますし、いくつもの画像処理を施す場合、その順番が異なると、処理結果にも影響します。また、料理がおいしいのは、出来立てですが、画像処理も同じように、処理結果がいくら素晴らしくても、処理時間が長すぎれば実用的とは言えません。特に医療では長い処理時間は致命的です。当日は、CR, FPD の画像データがどのように存在し、実用化されている画像処理のパラメータによって、どう変化するのかを解説するとともに、理論を実用化するための時代背景や製品に対するメーカーの考え方を垣間見ていただこうと思います。

## 東北デジタル医用画像研究会の紹介

つがる西北五広域連合つがる総合病院 診療画像情報部 船水 憲一

### 0. はじめに

1988年6月23日、東北大学医療技術短期大学部大講義室において90名の参加者で大久敏弘さんを中心に第1回東北画像研究会が開かれました。東北地域の画像研究の幕開けです。会は第9回まで続きました。セントメトリーを基軸にした内容も徐々にデジタルの影響を受け始めた時代でした。それから2年後、東北デジタル医用画像研究会が誕生しました。

### 1. 東北デジタル医用画像研究会とは

モダリティの枠を超えたデジタル医用画像の研究会であり、東北各県に世話人を置き、年1回、各県持ち回りで研究会を開催しています。公益社団法人 日本放射線技術学会東北支部（当時は東北部会）の下部組織として発足したため、東北と言いながらも、新潟を含めた7県で構成されています。



### 2. 発会動機

東北デジタル医用画像研究会の発起人ともいべき片倉俊彦氏に、発会動機について教えていただきました。以下、手記の一部です。

「当時、医用画像の評価や画像処理の研究はモダリティ毎のセクションになっていてデジタル画像という共通のプラットフォームに対する意識が薄かったように思います。

CR、CT、MRI、R I といったデジタル画像はデータ収集の手法は異なるが結果として得られる画像はデジタル画像という形で同様の手法で扱えることを認識し、それぞれの分野で力を発揮している放射線技師の力をまとめたいと考えたように思います。しかしながら、現在のようにD I C O Mフォーマットが当たり前の時代とは異なり、デジタルデータを手に入れることが非常に困難であった時代であり、画像フォーマット等のデジタルデータをメーカーに開示させることによって、一般的な放射線技師でも容易に入手できる環境を醸成する上では必要かと考えていました。

このためには、メーカーとの連携が強く自由にデータを入手できる特別な放射線技師や何らかの方法でデータを入手している放射線技師にデジタルデータを自由にいじっている様子を公開していただき、一般的な放

放射線技師でも装置購入時の条件等に利用できればデジタル画像の評価出来る範囲も拡大し装置の改善改良が加速するのではと考えました。この医用画像装置の改善改良は患者にとって有益なことで医療現場にいる技術者である放射線技師にしか為し得ない社会貢献であろうと考えていたように思います。このような動機で多くの技師が画像情報を自由に扱える情報を得るためには、多くの情報交換の場が必要と考えていました。このためには、全国の先達技師の話を書くことや、自分たちの成果を公開する場が必要です。このような場は遠方で開催される全国レベルの学会くらいで、近隣の開催は東北部会（学術大会）のみでした。東北部会は日程的に厳しく予算も無いことから、私たちが満足できるような場にはなりません。・・・」  
このような動機から、様々な問題をクリアし発会にこぎつけたようです。

### 3. 発足当時の世話人

東北のドリームチームである以下の方々が、発足当時の世話人です（所属は発足当時のもの）。

代表	鈴木 憲二	福島県立医科大学附属病院放射線部
	大久 敏弘	NTT東北病院放射線科
	佐々木 清昭	東北大学医学部附属病院放射線部
	江口 陽一	山形大学医学部附属病院放射線部
	片倉 俊彦	福島県立医科大学附属病院放射線部
	木村 均	弘前大学医学部附属病院放射線部
	佐々木 斉喜	秋田大学医学部附属病院放射線部
	佐藤 正幸	岩手県立中央病院放射線科
	平山 昭	宮城県立がんセンター
	野口 栄吉	新潟大学医学部附属病院放射線部
	今野 広一	いわき市立総合磐城共立病院放射線部
事務局	村上 克彦	福島県立医科大学附属病院放射線部

### 4. 研究会の活動

研究会の活動は、年1回の各県の世話人が当番世話人となり行われる自由参加型研究会と助成研究の募集（ただし、東北6県、並びに新潟にお住まいの方に限ります）です。

会の目的に掲げたのは、日本放射線技術学会東北支部会員のデジタル医用画像に関する技術レベルの高揚です。もちろん東北には、東北CT技術研究会、東北MR技術研究会、東北循環器撮影研究会等、モダリティごとの研究会も多数あります。しかし、モダリティに共通のテーマや、モダリティに特化した画像解析に関して話合える場所がありません。発足動機に掲げたように、広く深く新しく探求するための理想的な会となっています。

これまでの内容を振り返りますと、第1回目の研究会は、1998年5月9日（土）東北大学医学部附属病院臨床講堂で開催されました。プログラムは、山口大学医学部附属病院放射線部 上田 克彦先生の「CRの臨床的有用性と技術的アプローチ」で始まり、シンポジウムが、「CR装置の現況」をテーマに行われました。翌年は、岐阜大学工学部教授講演 藤田 広志先生の「デジタル画像へのアプローチ」、さらにパネルディスカッションとして「医用画像データをいかにしてパソコンに取り込むか」をテーマに、DICOM環境が整わない時代のデジタルデータは絵に描いた餅なのかどうか議論が繰り広げられました。その翌年は、「画像診断におけるモダリティ比較とデジジョン・ツリー」ということで臨床的アプローチを展開しています。

2001年から2003年は、デジタル画像の評価をテーマに、CR, CT, MRI, RIのMTFの測定報告、ハードコピーを見直そう、をテーマに、Windowing処理とフィルム濃度の関係を討論、また乳房撮影のアナログとデジタルに関する討論が行われました。ここまでの、東北地域のアナログからデジタルへの移行期ではと思います。

2004年から2005年は、CR, FPDでの撮影条件の最適化と題して、CR, FPDそれぞれの立場からの画像処理、撮影条件を討論いたしました。しかしながらFPDは高価であり、東北地域での浸透は、まだ浅く、どうして

も関心はCRに向けられていました。テーマも小児撮影法の基本や、胸部デジタル画像の作り方、CRの絶対感度というように、基礎から臨床まで深く広く求めていました。

2006年から2007年には、メーカーがCADの商品化に乗り出し始めたためCADがテーマでした。基本的なアルゴリズムの理解とともに、CADとどう向き合うかが最大の焦点でした。

2008年に入りますと、ADCTが出現したため、心臓検査の現況と問題点をテーマに、核医学、血管撮影、MRI、CTの各モダリティに関する報告を受け討論いたしました。また、その翌年には、コーンビームCTの現況と問題点ということで、性能評価に始まり、頭部領域、腹部領域における問題点を検討いたしました。

2010年、FPDの本格的な普及とともに、CRメーカーがFPDを販売しました。それに伴い、FPDのバリューチェーンと題しまして、CRメーカーが提供するFPDのコンセプト、基本と問題点に関して討論いたしました。その翌2011年は、東北大震災のため残念ながら会は中止となりました。たった1度の会の中止ではありましたが、次回の再会までの1年は、本当に長い期間に感じられました。

2012年には、FPD装置の現状と将来というテーマとなりました。間接変換、直接変換といった問題だけではなく、システムとしての運用まで踏まえた討論がなされました。F/S系をデジタル化してCRで展開し、完成された技術の中から、引き継ぐものと諦めるものを選択し次世代のシステムとしたものがFPDではと思われました。ここが、東北のFPDへの転換期だったようです。

2013年、頭部撮影(質の高い検査にするために)というテーマで一般撮影、CT検査、MRI検査、血管撮影、核医学検査、放射線治療の各分野で報告をしていただきました。一般撮影は、すでにCR、FPDの区別を設けない状態です。

2014年、医用画像における情報端末の活用と将来という新たなテーマを展開いたしました。特別公演は、0sirixイメージング最前線：タブレット・拡張現実・3Dプリンティングと題して神戸大学大学院医学研究科消化器内科 特命講師 杉本 真樹 先生です。

そして2015年は、「改めて、CT画像におけるノイズ(画像雑音)を考える」です。特別講演は、「CT画像のノイズ評価と考え方」として広島大学病院 診療支援部高次医用画像部門 西丸 英治先生にご講演いただきました。

このように東北デジタル医用画像研究会は、新しい概念と、今まで培われてきた技術の両方を探求する研究会といえます。幅の広さと深さ、それは、世話人メンバーの広さと深さに依存しているのではと思います。

今年度、代表世話人が新しくなり、ますます熟成された研究会になりそうです。

東北デジタル医用画像研究会は、特に会員制を設けておりませんので、会への参加は自由です。勿論東北以外の方も大歓迎です。会の情報は、ホームページ <http://tdmi.sakura.ne.jp/>または、公益社団法人日本放射線技術学会東北支部のホームページ <http://tohoku-b.umin.ac.jp/>のリンクからどうぞ。また、手前味噌ではありますが、どちらのホームページでも研究助成で作成したDICOMビューワー「FO-BS」がダウンロードできます。放射線技師のためのビューワーで、PSF画像のMTFやNPSが測定できます。今年末、バージョンアップしたFO-BS plusをUPする予定です。こちらは、チャート法によるMTF測定、2次元のFFTによるNPS、DRCも可能となっております。ご活用いただければ幸いです。

代表世話人

佐々木 清昭 宮城県 宮城県立こども病院

世話人

船水 憲一 青森県 つがる西北五広域連合つがる総合病院

大湯 和彦 青森県 弘前大学医学部附属病院

永峰 正幸 岩手県 岩手医科大学附属病院

太田 佳孝 岩手県 岩手医科大学附属病院

豊嶋 英仁 秋田県 秋田県立脳血管研究センター

大阪 肇 秋田県 秋田県立脳血管研究センター

佐藤 和宏 宮城県 東北大学病院

佐藤 俊光 山形県 山形大学医学部附属病院

加藤 信雄 山形県 米沢市立病院

田中 邦夫 福島県 いわき市立総合磐城共立病院

遊佐 雅徳 福島県 福島県立医科大学附属病院

風間 清子 新潟県 新潟手の外科研究所病院

関川 高志 新潟県 中条中央病院

監事

武蔵 安徳 岩手県立中央病院附属紫波地域診療センター

上田 弘之 新潟大学医歯学総合病院

事務局

高野 基信 福島県立医科大学附属病院

小野 寺崇 東北大学病院

## 大阪大学大学院医学系研究科 石田研究室の紹介

大阪大学大学院医学系研究科 梅原 健輔, 大田 淳子

### 1. はじめに

本研究室は、画像科学技術研究室として 2012 年 4 月に大阪大学大学院医学系研究科保健学専攻医療技術科学分野医用物理工学講座に開設されました。本研究室を率いる石田隆行教授は大阪大学で初めての診療放射線技師免許を有する教授として着任されました。本専攻では保健学だけでなく医学・工学・薬学などの多彩なバックグラウンドを持った教員が率いる 11 の研究室があり、各々の研究室において、X 線、超音波、磁気、光（レーザー）をツールとする新たな画像診断科学、放射線腫瘍学、画像医学、画像情報解析学、核医学をベースとする分子イメージング、放射線生物学、放射線防護（被曝）に関する研究開発を行っています。本稿では、大阪大学の概要および本研究室について簡単に紹介します。

### 2. 大阪大学および大阪大学医学部保健学科について

大阪大学は 11 学部と 16 研究科を擁し、学部生は約 15000 名、大学院生は約 8000 名の総合大学です。キャンパスは、文・法・経・理・基礎工学部や全学共通教育科目が開講される豊中キャンパス、医学部医学科・医学部保健学科・歯・薬・工・人間科学部や医学部附属病院、歯学部附属病院、多数の研究施設が点在する吹田キャンパス、外国語学部のある箕面キャンパスの 3 つがあります。大学案内によると、大阪大学は日本で最初に、看護師、診療放射線技師、臨床検査技師を育成する 3 年制の医療技術短期大学部が設置され、平成 5 年には 4 年制課程の医学部保健学科が開設されました。そして、平成 10 年からは大学院博士前期課程（修士）、平成 12 年からは大学院博士後期課程（博士）が設置されました。このように、大阪大学は最も歴史のある保健医療大学であるため、新しい学際領域である保健学という学問のリーディングスクールとしての気概を持って日々奮闘しています。現在までにのべ 3000 名以上の学生が卒業し、うち 1000 名以上は修士号または博士号を取得しています。本学放射線技術科学専攻卒業後の進路は大きく分けて 3 つあり、1 つ目は診療放射線技師として病院就職、2 つ目は医療機器メーカーをはじめとした一般企業に就職、3 つ目は大学院への進学です。大阪大学は他大学と比較して大学院進学率が最も高く、毎年卒業生の約半数の 20 名前後の学生が進学します。



Fig. 1. 大阪大学医学部保健学科 全景

### 3. 研究室のメンバー構成と方針

石田研究室のメンバーは、2015年現在、指導教員の石田隆行教授と山本浩一助教をはじめ、博士後期課程3名（社会人1名を含む）、博士前期課程5名、4年次学生が6名の計14名の学生で構成されています。大阪大学のカリキュラムは阪大病院での臨地実習が3年次後期に配置されており、4年次の1年間で卒業研究に充てます。4年次に配属される学生は毎年5~6名程度で、大学院生は他大学からの入学者もいます。本研究室へ配属後はまず、C言語を中心とした画像処理プログラミングをトレーニングします。これにより、研究に必要な基礎的なプログラミング能力を身につけます。言語や開発環境は、各々の研究テーマに応じて適切なものが選択され、OSはWindows, Linux (Ubuntu), Mac OS, 言語はC, C++, Fortran, MATLAB, R, Python など、画像処理ライブラリはOpenCV や ITKなどを現在使用しています。本研究室では、4年次学生を含めた各々に個別の研究テーマを割り振るのが方針で、研究テーマに対する先行研究を調査し、臨床的意義、今後の展開などを自ら考えて試行錯誤しながら研究に取り組みます。もちろん、最初から最後まで全てを自力で行うことは困難で行き詰まることもあります。その場合は次の方向性をまず自ら考えて試行し、適宜、指導教員とのディスカッションを経て方向性を修正していきます。また、論文抄読会も行っており、各学生は研究テーマに関連した論文をスライドにまとめて発表を行うことで、スライドの作成法や論文の論理展開の方法を学びます。

### 4. 研究内容の紹介

現在進行中あるいはこれまで行った研究テーマを簡単に紹介します。本研究室は、コンピュータ支援診断（CAD）や医用画像を用いたさまざまな画像処理技術の開発、解析、シミュレーション等を行っています。これまで行った研究の具体的な例を紹介すると、CADに関する研究では、CT画像を用いて大腸癌肝転移巣に対する化学療法の効果判定をコンピュータで支援する研究や、肝細胞癌診断をより効率的に行うために、Gd-EOB-DTPA造影MRI画像を用いて主成分分析によって複数の撮像シーケンスを融合する研究などを行っています。また、画像上に現れる動きに関する研究も行っており、コンピュータビジョンの分野で用いられているさまざまなブレの補正法を応用して、X線画像上に現れる動きによるボケを補正する研究や、自作ファントムを用いて様々な動きのパラメータを考慮してMRIのモーションアーチファクトを解析する研究も行っています。乳房トモシンセシス画像を用いた研究では、腫瘍やそれに伴う構築の乱れを強調、検出するためのCADシステムの構築を目指して、曲率やWavelet変換を用いた検討が行われており、現在も継続中のテーマとなっています。また、モンテカルロシミュレーションによる単純X線画像や核医学画像を対象としたテーマも進行中です。

また、今年度からは、スペクトラルイメージングに関する研究や、人の視覚と画像の物理特性や、良悪性と人の主観的類似度等との関係を探るために、機械学習を用いた大規模なテーマが始動しました。それに加え、本研究室では国内外の病院・研究施設との共同研究を積極的に進めており、今年度からはマサチューセッツ総合病院放射線科との共同研究プロジェクトが2つスタートしており、世界的な流れを汲み、最新のトピックを取り入れながら研究を発展させています。

さらに本研究室では、山本助教を中心としてラットなどの動物の表情や姿勢といった体表に現れる情報を画像データとして取得して解析し、気持ちや感情など心の内面に迫る研究も進行中です。このように、コンピュータを用いた画像研究だけでなく動物実験と組み合わせた研究も行っているのが特徴です。

## 5. おわりに

本研究室は、本専攻のカリキュラム・ポリシーに則り、先端研究の単なる応用ではなく独創性の高い研究を行うために、他分野との融合による研究を行う一方、新領域を開拓するために萌芽的な研究にも積極的に挑戦しています。開設されてからそれほど年月が経っておらず、日々模索しながら発展途中ですが、将来的には日本のみならず国際的な貢献ができるような、この分野の“リーディングラボ”を目指しています。本研究室に関心を持ち、研究に参画したいと考えている方を心から歓迎します。博士前期課程は毎年8月末に、博士後期課程は毎年11月上旬にそれぞれ入学試験が行われます。詳細は本専攻の学生募集要項あるいは本研究室のホームページ（下記URL）を参照してください。

画像部会のみならず日本放射線技術学会の発展に貢献できるよう研究室構成員一同、精一杯努力致しますので、今後ともご指導ご鞭撻のほど宜しくお願い申し上げます。

最後になりましたが、今回、このような機会を与えてくださった白石順二画像部会長ならびに画像部会委員の皆様方に深く感謝申し上げます。

### ■ 石田研究室ホームページ URL

<http://sahswww.med.osaka-u.ac.jp/~img-tech/>



Fig. 2. 2015年度石田研究室メンバー（本専攻エントランスにて）  
（筆者は後列左から1番目，2番目）

## 群馬県立県民健康科学大学 診療放射線学部

### 大学院診療放射線学研究科 小倉敏裕研究室の紹介

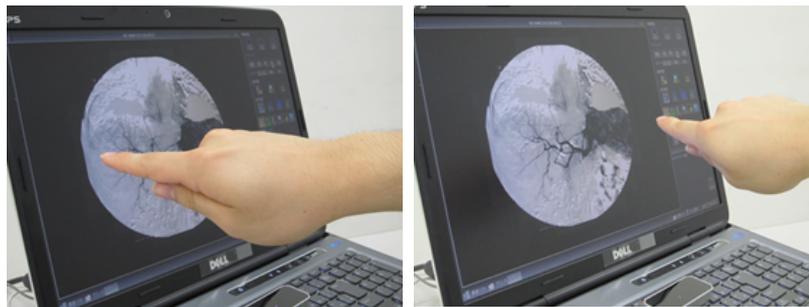
群馬県立県民健康科学大学 診療放射線学部 小倉 敏裕

群馬県立県民健康科学大学は、平成17年(2005年)4月に四年制大学として開学し、今年4月で10周年を迎えた。キャンパスは、前橋市にあり自然に囲まれた素晴らしい環境に恵まれた場所にある。一家に3台4台車を保有するのが当たり前の群馬において、学生は車通学がほとんどで、教職員、学生の駐車場はほぼ確保されている。私自身、大学から100km離れた東京の練馬から通っているが、通勤時間は1時間20分程で、都内の病院に通うのとはほぼ同じ時間で殺人的な通勤ラッシュに巻き込まれることもなく快適に通勤している。前橋は夏40度近くになり、暑さが有名であるが、晴天率が日本で二番目に高いという事はあまり知られていない。冬もめったに雪が降ることがなく、スタットレスタイヤも購入していない。また、東京が雨や曇りであっても前橋は晴れていることが多い。

さて、平成21年(2009年)には大学院修士課程も設置し、ますます高度化する放射線技術を用いた医療の現場で活躍する技術者、研究者の育成に取り組んでいる研究室であるが、2015年10月現在、所属している本研究室の学生は大学院生2年生が2人、1年生が1人、学部4年生が3人、学部3年生が3人、自主的に勉強しに来ている学部1年生が1人の合計10名で、男女比は男性7人対女性3人となっている。

現在行っている本研究室での研究には以下のものがある。

1. 赤外線センサを用いた手や指の動きで血管造影画像の拡大縮小、輝度変更、ページングなど様々な画像処理を術者が直接行う



ことができる装置の開発および臨床応用

右上の図のように指先の動きで血管造影画像のページング等ができる装置を開発し、プログラミングによって様々な操作ができるよう改良している。

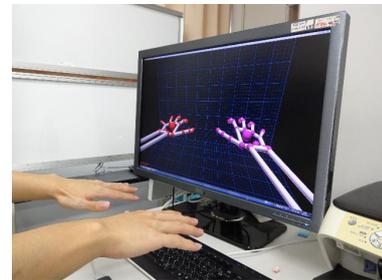
2. 小型赤外線センサを用いた手や指の動きで歯科領域における画像表示操作ができるシステムの開発

歯科医院では術者は常にグローブを装着しているためパノラマ画像、デンタル画像の表示操作は助手の方々に行ってもらるか、グローブを外して操作する必要がある。そこで、右上の図のように簡易的に指や手の動きで画像表示ができる装置を作成し、改良を続けている。写真ではパノラマ画像の拡大操作を手の動きで行っている様子を示している。



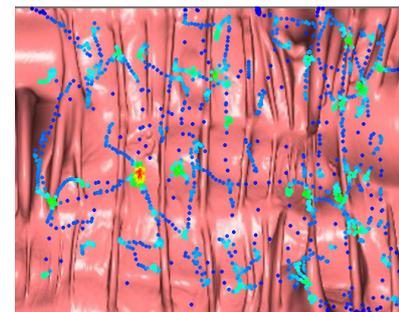
3. 音声センサ、RGBセンサ、赤外線センサを複合的に用いた患者動向を認識するシステムの開発

各種センサを用いることにより、左の写真のように手の動き等が認識できる。この装置を用い、患者の存在確認や、着替え状況の把握、あるいはトイレでの事故防止等の研究を行っている。



4. 赤外線を用いた瞳孔の動きを追跡することにより読影時の注視点を調べる研究

胸部 X 線画像や CT Colonography の読影において経験豊富な読影者の視線を追跡することは、読影技術を学習する上で効果的な手法であるといえる。従来は様々な画像における視線追跡に頭部装着型視線追跡装置が用いられてきた。しかし、実際に観察するとき邪魔となり使いづらい。そこで、暗瞳孔法により瞳孔と角膜反射を検出し、角膜曲率中心点と瞳孔中心点より視線ベクトルを算出する新しい視線追跡システムを用い観察者の視線調査を行っている。そして、胸部や CT Colonography 読影時の読影経験豊富な読影者の注視点を調査し、読影術の向上を図っている。写真は視線追跡観察実験風景と大腸 3D-CT 展開画像上に視線軌跡を示した画像である。



5. CT画像上の腫大したリンパ節を検出するコンピュータ支援検出システムの開発

6. モーションセンサ技術を応用した仮想内視鏡を用いた気管内吸引教育システムの開発

気管内の吸引行為は臨地実習において侵襲性があり、苦痛、危険を伴う。また、看護技術教育の現状として看護師資格がない学生に身体侵襲を伴う看護技術の実施は困難な状況にある。そこで、口腔、咽頭、喉頭内部の仮想内視鏡画像をリアルタイムに表示し、看護学生が仮想内視鏡画面に実物のドレーンを接近させ、方向を変える事により、内視鏡画像が前後

左右に変化する装置を作成した。これを用い、実践に近い状態で、安全かつ非侵襲的に気管内吸引技術を習得させることができる教育システムの構築を行っている。写真は鼻部三次元構築画像の画面に実際にドレーンを近づけ、仮想的に鼻腔内にドレーンが挿入されていく画像である。



学生さんには、誰も行っていない研究を行うこと。ひらめきやアイデアを重視し、斬新な研究を行うこと。看護学分野や福祉分野、その他、放射線検査分野以外の研究を行っても良いとしている。私自身、大学生の頃所属していた研究室は宇宙関係の研究室であった。しかし、宇宙分野の研究と医療分野の研究は表裏一体で、たとえ宇宙分野の研究を行っていても、お互いの研究が相乗効果をもたらし、結局は医療に対して貢献できると考えている。本研究室では、学部の1年生の時からECR(ヨーロッパ放射線学会)やRSNA(北米放射線学会)等の学会に出席させ、国際的な研究活動を見てもらうようにしている。また、学部学生の間から、これらの学会で発表するようにしてもらっている。学部学生の低学年のうちから海外の研究状況を見る事により、次回は私が国際学会で発表をしたいという動機となる。そのため学会出席は、研究を行う姿勢を育てる有用な手段であると認識している。これも土井邦雄前学長先生の研究に対するご指導と経済的ご支援があったため、本学学生は常に大きな目標を持って研究に打ち込むことができた。今年のECRではヨーロッパ放射線学会および日本放射線技術学会のご支援により渡航費および宿泊費、登録費等全額、本研究室の安本佳章君に支給していただいた。その結果、上手な英語で発表を成功裏に終えてくれた。このような学部学生の間からの国際学会の発表は後輩の学生に強い影響を与え、益々、研究活動の活発な大学へと発展させていくことができると感じている。最後に、参考までに昨年の本学学生によるECR2013発表リストを示す。

**発表演題1.** M. Okawara(放射4年), H. Nagashima, T. NEGISHI, E. Ebihara(放射4年), R. Kitazaki(放射4年), M. Kudo(放射4年), S. Imai(放射3年), T. Ogura, K. Doi; **Development of Automated Software and Optimization of Various Parameters concerning Measurement of Noise Power Spectrum in X-rays CT images**

**発表演題2** R. Kitazaki(放射4年), H. Nagashima, N. Hayashi, M. Kudo(放射4年), M. Okawara(放射4年), E. Ebihara(放射4年), S. Imai(放射3年), T. Ogura, K. Doi; **Optimization of Exposed Dose in Brain Computed Tomography with Hyperacute Ischemic Stroke by Observer Study Different from Conventional Low Contrast Detectability Evaluating Laterality of Signal Intensity Based on Bilateral Symmetry**

**発表演題3** E. Ebihara(放射4年), H. Nagashima, N. Hayashi, M. Okawara(放射4年), M. Kudo(放射4年), R. Kitazaki(放射4年), S. Imai(放射3年), T. Ogura, K. Doi; **Fundamental and Clinical Studies for Effectiveness of Zero-filling Interpolation on k-space for Improvement of Sharpness in Magnetic Resonance Imaging**

**発表演題4** M. Sato(放射4年), T. Ogura, N. Hayashi, K. Doi ; **Development of a novel image operation system with finger movement using a motion sensor for angiography in operating rooms**

## SPIE 2015 参加報告

熊本大学保健学教育部博士前期課程 2 年 村川 彩希

### 1. はじめに

2015 年 2 月 21 日から 2 月 26 日までの 6 日間、オーランドの Renaissance Orlando at Sea World (アメリカ・フロリダ州) にて開催された SPIE Medical Imaging 2015 に参加しました。SPIE Medical Imaging は、医工学系の国際会議で、特に医用画像に関する幅広い分野 (画像評価, 画像処理, CAD, PACS, ロボット支援技術, バイオメディカルイメージング等) における最新の研究が報告されていました。今回、我々の研究についてポスター発表する機会を得たので、その体験を報告します。

### 2. 発表内容について

今回、私は "Automatic segmentation method of striatum regions in quantitative susceptibility mapping images." という演題名でポスター発表を行いました。Quantitative Susceptibility Mapping (QSM) とは、MR 画像の新たな撮像方法の一つで、この技術によって局所領域の磁化率を定量化することが可能です。パーキンソン病などの神経変性疾患では線条体における鉄代謝異常が報告されているため、線条体の磁化率の定量分析が可能になれば診断に有用であると考えられます。そこで、我々の研究では QSM 画像における線条体領域を自動的にセグメンテーションする方法を提案しました。提案手法では、21 症例のうち 20 症例 (95.2%) で高い精度で線条体領域をセグメンテーションすることができました。

### 3. 発表を終えて

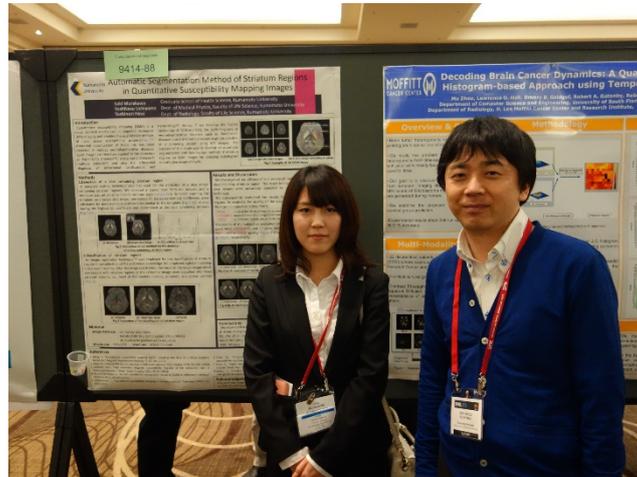
ポスターセッションでは、2 日間にわたり 500 を超えるポスターが発表されました。ポスターセッションは最後のセッションにも関わらず非常に多くの参加者が集まり活発な議論がなされていました。私は、海外での発表が初めてで非常に緊張していたのですが、会場は和やかな雰囲気でしたので多少リラックスして臨むことができました。私の発表に多くの方が質問をしてくださり、拙い英語ながらも我々の研究を伝える努力をしました。しかし、質問に対して十分に理解してもらえるように表現できなかった点は残念でした。今回の発表で、英語で伝えるという挑戦ができたということだけでも私にとっては非常に貴重な経験となりました。

今回の経験を糧に、第 71 回日本放射線技術学会総会学術大会では、英語でのオーラル発表に挑戦することができました。今後の日本放射線技術学会ではスライドが全面英語化されます。日本の学会で英語に触れる機会が増えることは非常に良いチャンスだと感じました。さらに経験をつみ、今後国際学会に参加する際にはより良い発表ができるよう励みたいと思います。

### 4. 謝辞

最後に、SPIE2015 へ参加するにあたり助成を頂きました公益財団法人 NEC C&C 財団に心より御礼申

上げます。



ポスター展示

”Automatic segmentation method of striatum regions in quantitative susceptibility mapping images.”

熊本大学 内山良一准教授（右）と筆者（左）

## ECR参加記

大阪府立急性期・総合医療センター 医療技術部 放射線部門 榎山 和幸

### 1. はじめに

欧州放射線会議 (Europe Congress of Radiology : 以下 ECR) は、ヨーロッパを中心とする放射線医学の国際学会であり、毎年 3 月にオーストリアのウィーンで開催されています。今回、2015 年 3 月 4 日～8 日に開催された ECR に参加する機会を得たので、私自身の体験談を踏まえ報告します。

### 2. ECR へ挑戦

私が国際学会に参加するのは 2 度目であり、遡ること約 20 年前に上司の船橋氏と 44<sup>th</sup> Annual Meeting, Society of Nuclear Medicine へ参加した。今まで日本放射線技術学会には何度も研究発表をしてきましたが、国際学会に研究発表をする機会はありませんでした。しかし、昨年に “デジタル画像処理による散乱線除去法” について富士フイルム社と共同研究を行っていたため、この機会に検討結果を ECR へ発表をしようということになりました。

ECR への演題登録の締切は 2014 年 10 月 15 日で、急いで Abstract (要約) の作成をしました。技術学会の抄録を作成することと同様ですが、やはり一番の問題は英語でした。演題登録の Abstract (要約) は 250 語と思ったより少ないので、英語が苦手な私は、とにかく日本語で要点をまとめて作成しました (これがなかなか大変でした・・・)。実際には締切日は 1 日延長されましたが、何とか直前に無事に登録することができました。12 月上旬に採択結果が届き、残念ながら口頭発表は不採用となりましたが、EPOS (Electronic Presentation Online System) での発表が可能となりました。EPOS の登録締切は、2015 年 1 月 8 日でしたが、実際は短い論文のような構成となりますので、作成までにかかなりの時間を費やしました。こちらも締切日が 4 日程延長されましたが、何とか登録を完了し、いざオーストリアへ出発することになりました。

### 3. ECR へ参加して

2015 年 3 月 4 日の朝に日本を出発し、ウィーン市内の宿泊先のホテルに到着したのは夜中でした。翌朝、学会場に行くため地下鉄シュテファンズプラッツ駅に向かうと、目の前にシュテファン寺院が現れました (Fig. 1)。シュテファン寺院は、国立オペラ座と並ぶウィーンを代表する建築物であり、日本とは違うウィーンの町並みはすばらしく、ヨーロッパに居ると実感しました。会場は、市の中心部から地下鉄でドナウ川の鉄橋を渡り、カイザーミュレン・ヴィエナインターナショナル駅近くにある 国連都市の一角のオーストリア センターで開催されています。慣れない地下鉄に乗り、会場に到着すると入口付近のロビー (WELCOME LOUNGE) には大勢の参加者が居ました (Fig. 2)。



Fig.1 シュテファン寺院



Fig.2 WELCOME LOUNGE

最初に EPOS 会場に向かい自分のポスター発表を確認に行きました (Fig. 3, Fig. 4)。タイトルは、『Studies on reduction of exposure dose using digital scattered X-ray removal processing』、内容は、『In general, a grid is used to remove scattered X-ray. However, artifacts due to use of grid becomes obstacle for diagnosis if an orthogonal relation is not established in geometric position of X-ray system. Because of this, many medical facilities prefer not using grids in examinations at wards. We compared Virtual Grid(VG hereafter) and Grid(+) images to verify improvements of contrast and granularity by VG, which can digitally reduce influence of scattered X-ray, and tried to reduce exposure dose.』という発表でした。締切ぎりぎりの登録だったので、確認不足もあり、少し心配しておりましたが、無事にアップロードされておりホッとしました。余談ですが、学会最終日に閲覧数が多い EPOS を検索すると私の発表が 3 番目の順位となっていました(間違っていたらごめんなさい)。素直にうれしく思い、苦勞して ECR に発表してよかったと改めて感じました。



Fig.3 EPOS 会場の前



Fig.4 EPOS 会場風景

学会期間中は、世界の放射線技師がどんな研究を発表しているのか興味があり、主に Radiographers のセッションを聞いていましたが、私には英語のスピーチを聞き取ることは難しく、久しぶりにスライドの内容を必死で見ることで何とか理解できました（できたつもり・・・）。このセッションの中でも、通常の研究発表もありましたが、どちらかと言えば各モダリティにおける技師の教育（読影を含む）講演が多くされていました。

機器展示会場は、JRC での機器展示の規模と同じくらいの印象を受けましたが、日本では見られないメーカーがたくさん出展しており、いろんな発想で開発された機器を見ることができました（Fig.5）。メーカーの担当者に拙い英語で質問をしましたが、何とか通じたようで、分かりやすく丁寧に説明してもらいました（習うより慣れる！）。また、会場の一角には、JSRT のブースもあり、山口大学の 上田先生や群馬県民大学の 小倉先生にもお会いすることができました（Fig.6）。JSRT の国際化に向けて海外からの参加者を誘致すべく広報活動をしておられました。

今回、ECR に参加して感じたことは、日本の学会とは一味違う刺激を受けるということです。インターネット等の普及により、日本に居てもいろんな情報を得ることができますが、やはり実際に現地に赴き“見る・聞く・話す”ということ何よりも楽しいと思います。ぜひ、一度は国際学会に足を運んで頂きたいと思います。

最後になりましたが、ECR へ参加する機会を頂きました職場の皆様、発表にご協力頂きました富士フィルムの皆様に感謝致します。



Fig.5 富士フィルム展示会場



Fig.6 JSRT ブースの前で同僚の松浦氏と

# ポスター画面

ECR 2015 / C-1834

## Studies on reduction of exposure dose using digital scattered X-ray removal processing

This poster is published under an *open license*. Please read the [disclaimer](#) for further details.

**Congress:** ECR 2015

**Poster No.:** C-1834

**Type:** Scientific Exhibit

**Keywords:** Computer applications, Radioprotection / Radiation dose, Anatomy, Digital radiography, Computer Applications-Detection, diagnosis, Computer Applications-General, Radiation effects, Workforce

**Authors:** K. Kashiyama<sup>1</sup>, M. Funahashi<sup>1</sup>, T. Nakaoka<sup>1</sup>, T. Nakamura<sup>1</sup>, N. Amimoto<sup>2</sup>, K. Okano<sup>3</sup>, M. Yamada<sup>3</sup>, T. Kawamura<sup>3</sup>, S. Naito<sup>3</sup>; <sup>1</sup>Osaka/JP, <sup>2</sup>Tokyo/JP, <sup>3</sup>Kanagawa/JP

**DOI:** [10.1594/ecr2015/C-1834](https://doi.org/10.1594/ecr2015/C-1834)

**DOI-Link:** <http://dx.doi.org/10.1594/ecr2015/C-1834>

### Aims and objectives

In Japan, x-ray examination of the chest region is carried out with portable equipment on medical wards for the management of the critically-ill patient. These patients whose condition is so severe that they cannot be transferred to an x-ray room, have a portable chest x-ray examination from which the diagnostic information is vital in the patient's treatment. Generally, when performing the portable chest x-ray examination the thicker the subject, the more scattered the x-ray beam...

[Read more](#)

### Methods and materials

For the study, a Caesium Iodide FPD was used for image acquisition. Two Image sets were acquired, one set using a secondary radiation grid (+) exposure technique and the other set using a non-grid (-) exposure technique. The non-grid (-) images were then subjected to Virtual Grid processing. All image sets were evaluated using 3 methods. [1] Physical evaluation A contrast phantom (a 1cm-thick-PMMA block with a 2cm x 2cm square shaped hole) was placed between PMMA blocks with a...

[Read more](#)

### Results

[1] Physical evaluation The level of image contrast for increasing thickness of PMMA at 60kVp and 100% dose is shown in Fig.5. Images exposed without a grid (-), had the lowest levels of contrast when compared to the contrast of images exposed with a grid (+) and the non-grid (-) images processed by Virtual Grid processing. In addition, it was found that the Virtual Grid processed images had higher contrast levels than images exposed with a grid (+). Although the contrast levels of images...

[Read more](#)

### Conclusion

The use of an FPD and new Virtual Grid Processing software was evaluated for mobile chest images. The study determined that the use of an FPD and Virtual Grid processing allowed non-grid (-) images to be acquired with equivalent or greater diagnostic information than that obtained with the use of a conventional grid (+). In addition, non-grid (-) images acquired at a reduced dose and processed with Virtual Grid processing showed equivalent detail visibility to images exposed with a...

[Read more](#)



Fig. 2 -

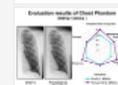


Fig. 14 -

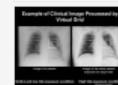


Fig. 15 -

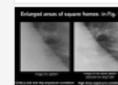


Fig. 16 -

# Metz's ROC Software Users Group News

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

気がつけば10年近く更新していなかった Metz's ROC Software Users Group の HP ですが、このたび、シカゴ大学の放射線科の Web サイトから画像部会の Web サイトに移設した Metz ROC Software の HP の一部として、大幅にリニューアルして公開することとなりましたので皆様にお伝えします。この移設については、2013年に亡くなられた Metz 先生が、まだ元気だった2012年頃に、私と Metz 先生との会話で、「私が引退した後はシカゴ大学の中に ROC 解析の専門家がいなくなり、ROC 関係の HP の管理をする人もいなくなるかもしれないので、そうなったら、私の ROC 関係の HP を Junji の大学の研究室の HP に移設して欲しい。」と Metz 先生が私に希望されたことに始まります。現在、Metz ROC Software の HP は、シカゴ大学の放射線科の Web サイトでもご覧いただけますが、そこには、以下のような記述があります。

## Software

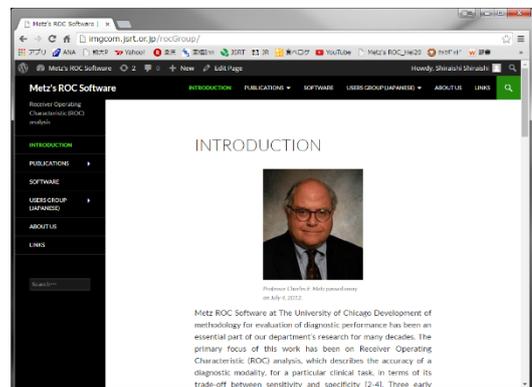
**NOTE: Users are still welcome to download our free software, but unfortunately we are no longer actively providing support for our ROC packages due to lack of funding.**

<http://metz-roc.uchicago.edu/MetzROC/software>

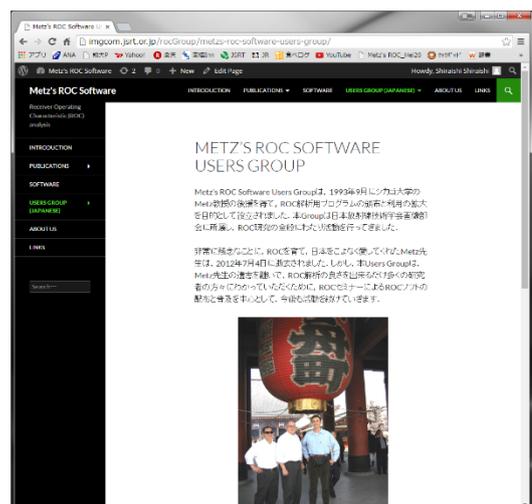
まさに Metz 先生が予想されていた通りのことが起こっています。そこで、画像部会では、Metz 先生との約束どおり、無償配布するソフトウェアと一緒にこのサイトを画像部会の Web サイトに移設し（移設に必要なデータは依頼されたときに受け取っていました）、今後も引き続き、Metz 先生の Software の配布と普及に努力したいと考えています。また、世界中から寄せられる ROC 解析に関する質問に対してもできるだけ対応することで、本学会の名前を世界的に広げたいという希望もあります。

今後、ROC/FROC 観察者実験用ソフトウェアの ROC Viewer の無償配布も含めて、ROC/FROC 解析に関する情報を発信していきたいと思っておりますので、どうぞご期待ください。

Metz's ROC Software Web Site in JSRT (<http://imgcom.jsrt.or.jp/rocGroup/>)



Metz's ROC Software のホームページ



Metz's ROC Software Users Group  
のホームページ（日本語）

## 標準デジタル画像データベース(胸部腫瘍陰影像)の紹介

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、このデータベースに関する論文<sup>1)</sup>の文献引用数がまもなく100編になりますので、改めて、その内容について紹介したいと思います。

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] ダウンロード入手先】

URL: [http://www.jsrt.or.jp/web\\_data/english03-1.php](http://www.jsrt.or.jp/web_data/english03-1.php) (英語のみ)

【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, ヘッダなし, raw 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 97 編, Scopus 調べ, 2012 年 2 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. *Medical Physics*, 38: 915-931, 2011

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、CAD 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円程度の割引となる予定です。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

X線画像は英語で x-ray image と表記されることが一般的であり、image の代わりに picture や photo が使われることは少ない。日本語では「X線写真」とも言うのになぜ photo が使われないのか X線関係の仕事を始めた頃に酒席で議論したこともあった。いまだに正解は分からないのでご存知の方がおられれば教えを請いたいと思うが、正解ではないにしても当時に辞書などで調べた結果から以下のように自分を納得させている。

英語で一般に picture といえば「絵」や「ありのままの映像」などを表すことが多く、photo も「写真」を意味するが、image という言葉は「画像」の他に「想像」「観念」とか「心に浮かぶ情景」とかの意味合いを含むという。つまり、image という言葉は見た後に頭や心の中で何らかのプロセスを加えることが暗に意味されており、診断にはそのようなアクションが必要なために使われているのかもしれない。したがって医用画像における imaging study では、画像そのものだけでなく、人間の知覚や診断に使われる画像以外の情報の関連などを知ることも必要なのだらうと思いつけている。高い山は裾野も広いという言葉もあるように、良い画像研究を行うには画像以外にもさまざまなことに関心や知見を持つことを改めて意識したいものである。ただ、なぜ PACS と言われるのか？ ここでは堅いことはいわず、いつの日にか弁舌を滑らかにする飲み物がある場で議論したい。 (MH 記)

---

### 画像通信 Vol.38 No.2(通巻'75)

発行日 2015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 通巻七五号

VOL. 38 No. 2 AUTUMN 2015