

Digital Radiography (DR) で今注目したい最新技術と研究テーマ

State-of-the-art technology and research topics in digital radiography (DR)

金沢大学医薬保健研究域 田中利恵

Rie Tanaka, Kanazawa University

X線撮影はアナログからデジタルへ、Computed radiography (CR) から Digital radiography (DR) へ、大きく変遷し続けている。診断能の向上、利便性の向上、撮影線量の低減、etc…。DR にみられる技術革新は、アナログシステムの技術的制約を解消し、X線撮影の可能性を大きく広げた。その一例として、アナログシステム時代に開発されたトモシンセシスやエネルギーサブトラクション法がある。今や、新たな診断情報を得る撮影法として注目を集めている。今後も、既成概念にとらわれない自由な発想が、DR の特徴を活かした新しい撮影法の創造につながるかもしれない。しかし、デジタルシステムの技術革新は、利点と同時に新たな課題をもたらした。例えば、デジタル画像処理や撮影条件の最適化があげられる。デジタルシステムでは、画像処理（自動感度補正機能）によって、X線量が大きく変化しても、出力されるピクセル値が一定となるよう処理されるため、ピクセル値を線量管理の指標として用いることはできない。したがって、アナログ画像の「写真濃度」に代わる新しい概念で、DR を管理・運用していく必要があり、標準化や運用形態の検証など課題は山積みである。このように、DR という最も身近なところに、多くの可能性と課題が存在している。そこで本稿では、DR、特に胸部領域で、研究テーマを見出し、解決に必要なスキルを習得し、研究成果をより効果的に発表するのに役立つ情報を提供していく。

### FPD技術の進化とその臨床研究

「温故創新」（故きを温ねて新しきを創る）という言葉のとおり、何かを生み出すにはその基礎となるべきものが必要である。まずは、DR の X線受像器であるフラットパネルディテクタ (FPD) の技術進化と先行研究を把握し、現状と課題を整理したい。

#### ① CR から FPD へ、静止画から動画へ

FPD の研究起源は 1950～1960 年代にさかのぼる。現在のように 2次元で X線を検出するようになったのは 1990 年代で、1998 年頃から X線検出方式の異なる 2タイプの FPD（間接変換方式 FPD、直接変換方式 FPD）の販売が始まった。導入にあたり高い関心を集めたのは、X線変換方式の違いによる特性の違いや、増感紙-フィルム系 (S/F 系) または CR と比較した画質やワークフローの優劣についてだった[1-6]。2002 年に動画対応 FPD が製品化されると、I. I. -X線 TV との置き換えが進んだ。動画像の MTF・残像特性・瞬時認識能の評価[7-9]、

および線状陰影検出法の開発[10]など、動画特有の研究が行われた。この数年は、FPDの小型軽量化とX線検出効率の向上に開発力が注がれている。新しい技術が世に出たとき、至適条件で運用するには、物理特性の評価は必須である。これら物理特性の評価を实践する近道が、日本放射線技術学会（以下、本学会）の画像分科会が主催するDRセミナーである（→詳細は「身につけたいスキル①」の項目を参照いただきたい）。

## ② 可搬型 FPD の開発

可搬型 FPD の販売は 2001 年に始まった。導入当時の可搬型 FPD は、検出器サイズが 23cm × 29cm と小さく、一般的なカセット約 2 枚分の重量があった。その後、2009 年には動画対応のパネルもラインナップに加わり、現在では、様々なサイズの可搬型 FPD が商品化されている。導入当初は 200 μm だったピクセルサイズも、今では 150 μm 程度になった。2010 年にはワイヤレスの可搬型 FPD が開発され、17×17 インチの場合、最軽量のものでは重量 2.8kg と、一般的なカセット+IP の重量 2.2kg に比べ 0.6kg 差まで迫った（2012 年 12 月時点）（図 1）[11, 12]。X 線自動検出機能を搭載しているモデルでは、既存の X 線発生装置を買い換えることなく導入可能である。ワイヤレス FPD 搭載ポータブル X 線撮影装置として、2013 年の北米放射線学会（RSNA）では数社から展示されていた[13]。カセットサイズのワイヤレス FPD 1 枚のみを持参するポータブル撮影がいよいよ現実のものとなる。学術研究としては、CR や据え置き型 FPD との物理特性比較が行われている。今後、物理特性の評価と並行して、運用形態の検証や利便性をさらに追及するための臨床研究を行っていく必要がある[14]。導入による患者サービスの向上、スループット向上、パネル耐久性や経済性に関するデータが提示されれば、普及を早めることになるだろう。早期導入組の取り組みに期待したい。



図 1 様々なサイズのワイヤレス FPD（RSNA2012 の機器展示会場にて）

## FPDの特徴を活かしたアプリケーション開発

先進技術は生み出すだけでは意味がない。生み出したものをいかに活用するかが最も重要な課題である。薄型&軽量化、ワイヤレス化、自動化などのハード面の技術向上が続く一方で、アプリケーション開発にも力が注がれている。ここでは、FPDの特徴を活かしたアプリケーション・関連技術をいくつか紹介する。

### ① 長尺撮影（スロット撮影）

脊椎全域など広い範囲を同一画像上に撮影可能とする機能である。従来の長尺カセットを使った撮影より、①平行光に近い X 線ビームで撮影するため画像の上下方向の幾何学的歪みが解消できる、②X 線をスリット状に照射することで、散乱線を軽減しコントラストの高い画像が得られる、といった利点がある。また従来フィルムで行なわれていた方法で必要だったフィルム前面のスリットが不要なため、装置構成の簡略化が図れた。さらに、取得した画像に対して階調処理や強調処理を加えることで被写体の厚いところから薄いところまで一様に観察することが可能となった[15, 16]（図 2）

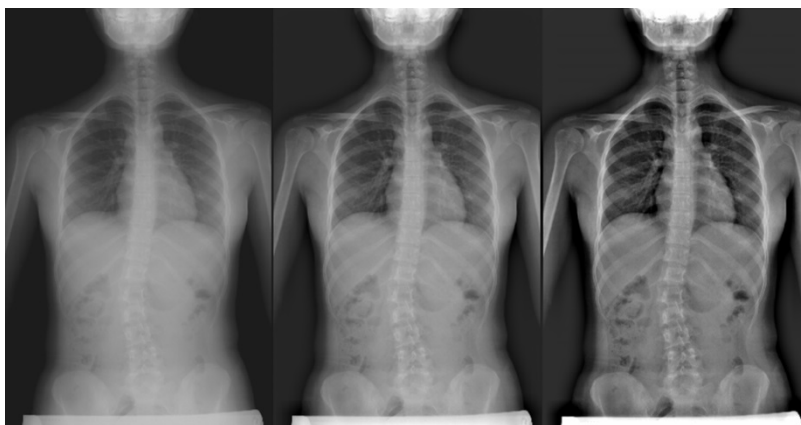


図 2 FPD による長尺撮影で取得した側弯症症例（写真提供：島津製作所）

ダイナミックレンジ圧縮をかけることで被写体の厚いところから薄いところまで一様に見ることができる ※文献 16 より引用

### ② デジタルトモシンセシス（Digital Tomosynthesis）

FPD の最大の特徴 “リアルタイム画像読み取り機能” を有効利用したアプリケーションの一つが、デジタルトモシンセシスである。従来のフィルムや CR による断層撮影は、1 回のスキャンで 1 断面の画像しか得られなかった。また、流れ像とよばれる障害陰影が生じるという欠点があった。デジタルトモシンセシスは 1 回のスキャンで多くの異なった断層像を再構成するため、一般撮影に近い手軽さで三次元的なデータの取得を可能にした。また、画像処理により障害陰影のない画像を作成できるため、金属製のインプラントやプレート、スクリューなどが多用される整形外科領域で有望視されている。CT に比べて被曝線量の軽減も可能なため、術後観察の一手段として期待される。現在、画質改善を試みた研究や臨床応用を検討した研究が精力的に行われている[17, 18]。今後は、臨床家との協力体制のもと、撮影部位・目的・疾患などの活用方法を検討していく必要がある。

### ③ ブレストイメージングにみるトモシンセシスの未来

ブレストデジタルトモシンセシス（BDT）は、国内外でマンモグラフィの追加撮影として急速に普及しつつある。それに伴い、関連技術の研究開発も急ピッチに進められている。そ

の代表例が、TFT パネルに X 線検出効率の高い六角形の素子を採用する (AMULETE Innovality, 富士フイルムメディカル) , FPD のシンチレータ構造を長くするなどの、ハード改良による被ばく線量低減の試みである。9 方向から撮影したときの総線量を、従来の撮影 1 回分まで抑えることを可能にした装置もある (SenoClaire, GE)。さらに、X 線出力と読み取りに、ステップ&シュート方式を採用することで、ブレの少ない画像の取得も可能になった。今年のブレストイメージングの国際ワークショップ (IWDM2014) では、デジタルトモシンセシスのための量子検出効率 (effective detective quantum enciency:eDQE) が提唱された。これは、焦点が動くことによる不鋭や散乱線といったデジタルトモシンセシス特有の条件を加味した DQE である。両者がシステム効率を低下させる要因であること、特に散乱線の影響が大きいこと、厚い乳房の場合は支持台から離れた部位で悪化すること、などが報告された。診断能を評価した研究や、トモシンセシス撮影を追加することによる患者線量の増加に注目した研究報告も見られた。ブレストイメージングの領域で行われている研究開発が、今後は胸部・整形外科領域にシフトしてくることが予想される。被ばく線量増加 vs. 診断情報の増加という、リスク・ベネフィットの検証や、撮影条件の最適化など、課題は山積みである。トモシンセシス画像を対象とした物理特性の評価法はいまだ十分に確立されておらず、品質管理プログラムの作成が急務である。

#### ④ ディアルエネルギーサブトラクション (Dual Energy Subtraction)

ディアルエネルギーサブトラクション (DES) も、FPD の“リアルタイム画像読み取り”を有効利用したアプリケーションの一つである。短時間に低管電圧 (60~80kV) と高管電圧 (110~150kV) の 2 回照射を行い、画像処理で軟部組織画像を作成する (図 3)。胸部腫瘍陰影の検出能を検証した研究では、軟部組織画像を用いることで、腫瘍の検出能が有意に向上したと報告されている [19]。また、撮影条件の最適化を試みた研究では、通常の胸部単純 X 線撮影の 1.5 倍の撮影線量で、軟組織画像の取得が可能だったと報告されている [20]。CT は胸部画像診断において高い病変検出能を示すが、様々な臨床シーンでの汎用性を考慮すると CT のみで対応できるわけではない。特に、低線量 CT による肺がん検診が困難な国や地域・所得階層での需要が見込まれる技術である。

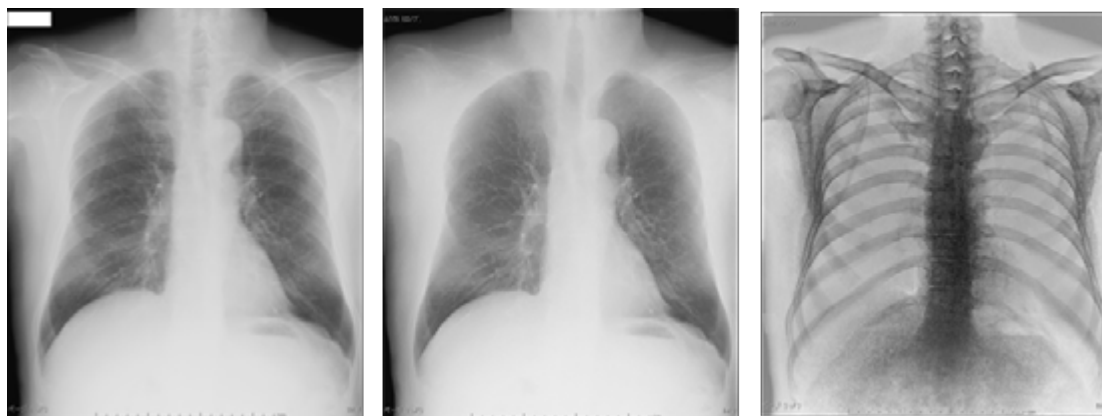


図3 FPDシステムによるエネルギーサブトラクションで取得した画像

(a)標準画像, (b)軟部組織画像, (c)骨画像 (写真提供:愛媛大学医学部附属病院放射線部)

※文献16より引用

### 画像処理による新しい画像の創出と診断情報の付加

DRによる胸部X線検査では,ピクセル値の計測・可視化,形態情報の定量化など,デジタルデータ特有の後処理によってより多くの診断情報を得ることが可能になった.さらに最近では,高度な画像処理技術を組み合わせることで,まったく新しい画像の創出や,異常検出や性状判定などのコンピュータ支援診断を実現しつつある.

#### ① 胸部経時的差分処理 (Temporal Subtraction)

画像診断では,同一患者の過去画像と現在画像を比べて読影(比較読影)することが多い.現在画像と過去画像の差分から経時的な変化部分を算出明示した画像(経時的差分画像)を利用することで,効率的に比較読影を行うことを目指した技術が,経時的差分処理である.1990年代に開発され,現在は,FUJIFILMと三菱スペースソフトウェアから販売されている.経時的差分画像を参照することで,腫瘍影の検出能が向上し読影時間が短縮したとの報告もあり,検診での活用特に期待されている[21].

#### ② 肋骨陰影低減処理 (Bone suppression)

エネルギーサブトラクション(ES)法で得られる軟組織画像を,画像処理で作成することが可能になった(図4).オリジナル画像とES法で取得した軟組織画像との関係をコンピュータに学習させることで,オリジナル画像から軟組織画像を作成できるようにした画像処理技術である[22,23].「腫瘍陰影検出能が16.8%向上した」,「読影時間が19%短縮できた」など,その有用性を示す報告もある[24,25].肋骨陰影に重なる病変やチューブの観察が容易になるため,階調処理や読影にかかる時間の短縮と読影精度の向上が期待できる.特に,所見の分かりにくいポータブルや小児画像の診断能向上に寄与する可能性が高い.撮影装置に依存せず使用可能なことから,この数年で広く普及することが予想される.



図4 胸部単純X線写真(左)と骨陰影を除去したBone suppression画像(右)(Riverain TechnologiesのHP <http://www.riverainmedical.com/>より)

※日本では2013年4月～東陽テクニカから販売されている。

### ③ コンピュータ支援診断(CAD: computer-aided diagnosis)

胸部単純X線写真を対象としたCADの研究開発は、肺結節陰影の検出・良悪性鑑別、間質性疾患の検出、心胸郭比の自動計測、気胸の検出、脊椎骨折の検出、などが行なわれてきた[26]。このうち、肺結節陰影の検出と心胸郭比の自動計測が商品化されている。

肺結節陰影の検出のCADは、2001年に米国Deus Technologies社のRapidScreen RS-2000が米国食品医薬品局(FDA)の認可を受けたことから実用化が始まり、その後、数社から販売されている。CAD出力結果をDICOM形式で保存し、解析対象画像と一緒にPACS出力できるなど運用面でも整備されつつある。CADシステムを併用することで、見逃されていた肺結節陰影の約半数が検出されたとの報告もある[27-29]。今後、広く普及するには、臨床評価のフィードバックによる性能向上に加え、保険適用化や社会的認知が必要である。また、感度と特異度はトレードオフの関係にあるため、使用環境や目的に応じた調整が必要である。イメージングの専門家として、システム評価やパラメータ調整などの臨床研究に参画することが期待されている。

これまで紹介してきた、デジタルトモシンセシス、DES、経時的差分法、肋骨陰影低減処理、CADなどの新しい画像や技術の診断能は、ROC・FROC解析などの主観的評価法によって検証されるのが一般的である。主観的評価法のうち、ROC・FROC観察者実験のノウハウを学習することを目的としたセミナーが、本学会の画像分科会によって開催されている(→詳細は「身につけたいスキル②」の項目を参照いただきたい)。

また、最近ではImage-Jなどのフリーソフトを用いることで一般的な画像処理は誰でも簡単にできるようになった。しかし、プログラミング言語を習得することで、自分のアイデアを最も理想的な形で実現できるようになる。勤務先に、新しい装置がなかなか導入されなくても、既存の画像を対象に新規性のある研究を行うことも可能だ。プログラミング言語の習得に興味はあるが、独学に困難さを感じている方におススメしたいのが、CADセミナーである(→詳細は「身につけたいスキル③」の項目を参照いただきたい)。

### ④ PACSへの誤登録防止

画像をPACSに登録する際、2重3重の防止策をとっていても誤登録が発生する可能性がある。特に、胸部単純X線撮影は、撮影室だけでなく、病室・手術室・集中治療室でのポータブル撮影も行なわれるため、誤登録のリスクが高い。そこで開発されたのが、指紋を認識するように、個々の胸部単純X線写真の特徴を判断し、登録済みの画像の特徴と比較す

ることで、PACS 登録時の誤登録を防止するシステムである[30]. “生体指紋” の概念を取り入れ、胸部単純 X 線写真から切り出した領域（心陰影，縦隔部，肺尖，右肺の一部，右下肺）を利用して識別する手法も開発されている[31, 32]. 問題点としては，撮影体位（立位・臥位）の違い，撮影時の体の傾き（前後方向・側方），呼吸量の違い，患者の状態変化（術後・胸水）などで“同一患者”であっても“同一患者”と認識できないことなどがあげられる．更なる精度向上と，他の部位やモダリティを対象とした研究開発が課題である．

#### ⑤ 胸部動画像処理

胸部 X 線動画像を対象とした機能解析は古くから行なわれてきた．初期の研究では，I. I. -X 線 TV システムを用いて撮影した X 線透視画像が解析対象であった．血管径計測やキセノンガス吸入肺の肺機能評価が試みられてきたが，撮像視野や画質に制約があり，臨床実用には至らなかった．近年，動画対応 FPD の普及にともない，X 線機能イメージングへの応用が検討されている（図 5）．これまでに，横隔膜動態，心機能，肺換気および肺血流の定量評価を可能にするシステム開発が行なわれてきた[33, 34]．横隔膜動態や心機能など，形態変化となって画像上に投影される機能情報は，数値として定量化される．また，ピクセル値の変化となって画像上にあらわれる肺換気や肺血流情報は，フレーム間差分とマッピング技術によって可視化される（図 6）．初期臨床試験では，横隔膜運動の低下や肺換気・肺血流異常をピクセル値の変化量の減少としてとらえるなど，開発手法の有用性が確認されている[35]．画像処理法の洗練化，診断基準の確立，臨床評価が今後の課題である．

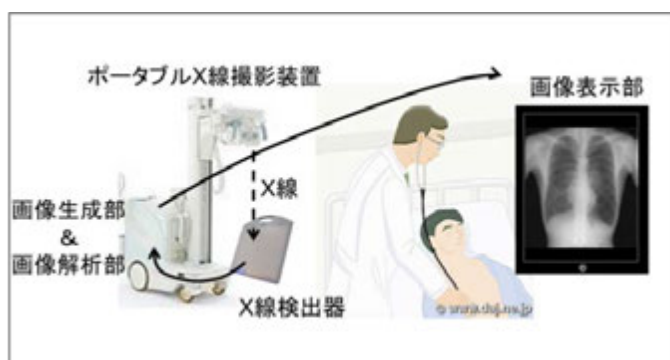


図 5 低コスト・低被ばくポータブル X 線肺機能イメージング（診る聴診器）の概念図

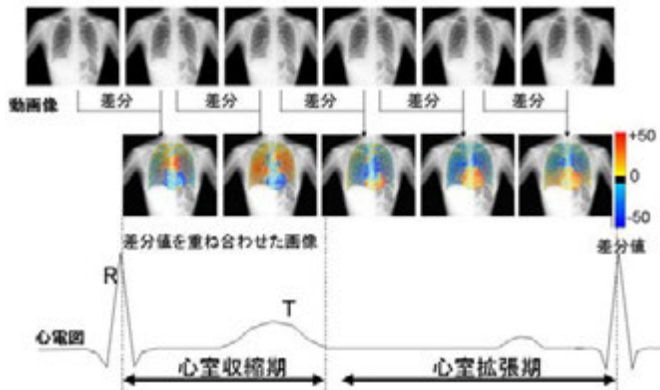


図6 ピクセル値の血流量変化を可視化した肺血流マップ（正常症例，非造影）

心室収縮期では左心室から肺に血流が送り出され，心室拡張期では肺から流入する様子が描出されている

#### ⑥ 胸部動画像処理と肋骨陰影低減処理のコラボレーション

胸部 X 線動画像を対象とした肺機能解析では，肋骨陰影が解析精度を低下させる要因となっていた．この問題を解決したのが，先に紹介した肋骨陰影低減処理である．従来画像では，位置合わせ誤差による骨陰影の動きアーチファクトが評価の妨げとなっていたが，肋骨陰影低減画像ではアーチファクトが軽減し，解析精度を大幅に向上できることが明らかとなった[36]（図7）．図8に骨 X 線動画像を対象とした局所移動ベクトル計測の結果を示す．側弯症（先天的な背骨の湾曲）や外傷による肋骨損傷症例では，肋骨運動が制約され，呼吸機能障害をきたすことが知られている．通常の胸部 X 線動画像では，骨・気管支・血管の複雑な動きを分離できず，肋骨動態の単独評価は不可能であった．骨 X 線動画像を対象とした肋骨動態解析では，肋骨移動ベクトルを選択的に計測できるようになった[37]．肋骨動態異常は肺活量を低下させる因子の一つであるため，肋骨動態は肺機能診断において重要な解析項目である．

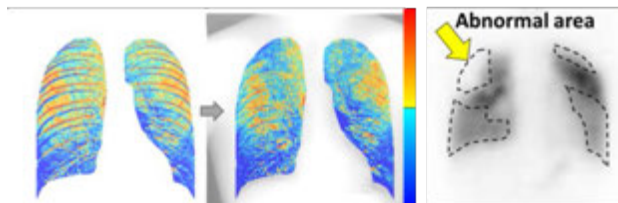


図7 吸気過程の2フレーム間差分で作成した肺換気マップ（左：従来画像，右：肋骨除去画像）と肺換気シンチグラフィ（31M，嚢胞性肺気腫）※文献36より引用



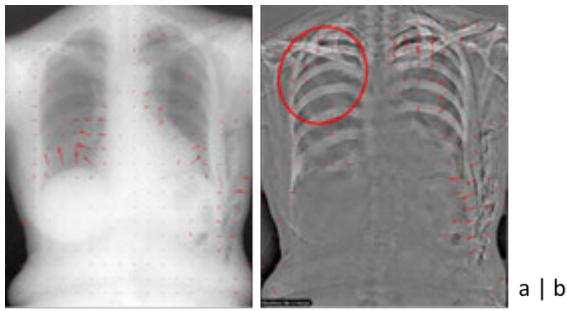


図 8 肋骨動態解析の結果 (68F, 左肺癌・側弯症) (a)通常の胸部 X 線動画像, (b)骨 X 線動画像 ※文献 36 より引用

### ⑦ 画像誘導放射線治療

呼吸により臓器位置が変動する胸腹部領域では、正確な臓器位置把握が極めて重要である。これまでに、4DCT による動態追跡や外部モニタによる呼吸同期など、様々なアプローチが提唱され、その有用性が示されてきた。そして近年注目を集めているのが、診断領域の kV エネルギー X 線と動画対応 FPD による動態追跡であるが、骨陰影が追跡エラーの要因となっている。肋骨陰影低減処理は、この問題の解決策としても期待されている。図 9 に示すのは、オリジナル動画像および軟組織 X 線動画像を対象とした標的追跡の結果である。オリジナル画像では、肋骨陰影の影響で追跡エラーが発生しているが、軟組織 X 線動画像では標的を正確に追跡することができた [38]。動画応用に向けた処理速度の高速化が課題である。

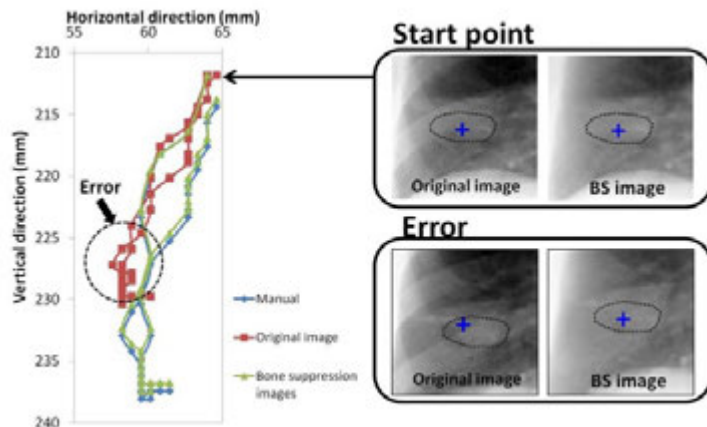


図 9 オリジナル動画像および軟組織動画像を対象とした標的追跡の結果 (84F, 右肺癌)

### 被ばく低減と線量管理の取り組み

デジタル画像のための新しい線量指標の導入や、画像処理による被ばく低減の取り組みは、今、一番注目したい話題である。ここでは、その最新動向を概説する。

### ① 線量指標 (Exposure Index :EI) による画質・線量管理

デジタル画像の画質と線量の最適化を図るために3つの指標, Exposure Index (EI), Target Exposure Index ( $EI_T$ ), Deviation Index (DI) が定義された[39]. EIは検出器表面に到達する線量の指標,  $EI_T$ はEIの目標値, DIは $EI_T$ とEIの偏差(目標線量から実際の撮影線量の差の程度)であり, DIの正負から目標線量に対する実際の撮影線量の大小を知ることができる. メーカー間で異なる線量指標 (S値, REX, LgM, EIなど) の統一や, 異機種間での画質・撮影線量の最適化を達成する指標として期待されている. 算出のための詳細は専門書に譲り[39, 40], ここでは運用していくために取り組むべき課題を提示したい.

EIは, 校正条件において, ディテクタに入射したX線量の100倍の値で, 計算はすべて装置側で行われる. DIも, EIと $EI_T$ が決まれば計算式から自動的に求まる値である. したがって, これら3つの指標の運用にあたり, 我々ユーザーが積極的に関わっていくべきことは $EI_T$ の設定である. DRシステムが必要とするX線量が異なる場合(感度, DQEなどが異なる場合), そのDRシステムにあった線量で撮影する必要がある. すなわち, DRシステムや撮影部位ごとに, 目標線量 $EI_T$ を設定する必要がある. このとき, DRシステムのDQEに加え, 画質や線量に影響を与える因子(管電圧, グリッドの有無, 撮影距離, フィルタ, 被写体サイズ)や, 診断目的(画像診断なので画質優先, 経過観察や計測目的なので線量抑制優先など)を包括的に考慮した上で $EI_T$ を決定する必要がある. 大きなテーマであるため, 組織的に取り組むべき課題である.

### ② 画像処理によるノイズ抑制処理

デジタルシステムで行われているノイズ抑制処理は, ノイズレベルと考えられる高周波数成分をカットすることで実現されている. 有効な信号成分が同時にカットされないよう, 点構造や線構造を保つ工夫がなされ, その精度を高めてきた[41]. 最近では, グリッドを使わずに高コントラスト画像を実現するノイズ抑制処理技術 (VirtualGrid; 富士フィルムメディカル, SkyFlow; フィリップス) も開発されている. この技術の特徴は, モンテカルロシミュレーションなどで撮影画像から散乱線成分を推定し, 元の撮影画像から差分することで, 散乱線により低下した画像のコントラストを高める点にある. グリッドを使用しないことで, 患者被ばく線量の低減はもちろんだが, グリッド設置にかかる時間と労力も削減できることから, 患者とスタッフの両者に優しい技術といえる. 今後の臨床応用に注目したい.

### ③ 画像処理による体動検出

高精細医用モニタに比べ解像度や輝度が劣るプレビューモニタ上では, 被検者の体動に起因する画像不鋭を適切に評価できない場合がある[42]. 検像の段階で「診断の妨げとなる画像の不鋭」として検出される可能性は高いが, 患者が撮影室を退室した後の再撮影は, 時間的に大きなロスになる. そこで, 近年開発されたのが, 体動検出システムである. こ

のシステムでは、取得画像の高周波成分のコントラストと低周波成分のコントラストとの比率を算出し、その比率から体動の有無が判定される。すなわち、プレビューモニターでは確認が難しい体動でも、撮影直後に自動検出し、ただちに再撮影を促してくれる。体動による画像劣化の程度を定量化し、再撮影の必要性の有無を判定してくれる、コンピュータ支援撮影システムといえる。検査スループット向上、画質の担保、ひいては患者サービス向上につながるシステムとして期待できる。

### 身につけたいスキル

研究者として、自分のアイデアを検証し、それを形にする手段をできるだけ多く持っている、研究を迅速・効果的に遂行するのに有利である。本学会の画像分科会では、この数年の間、①デジタル画像の物理特性の評価法の習得を目的とした「DRセミナー」、②ROC・FROC解析による主観的評価法の習得を目的とした「ROCセミナー」、③C言語プログラミング習得のための「CADセミナー」を開催している。いずれも土日を利用した2日開催で、専門家による講義に加え、持ち込みPCによる実習が行われている。習得した手技を自身の研究に活かし、国内外の学会や学術誌でその成果を発表している会員も数多くいる。臨床画像研究のはじめの一歩として、活用いただきたい。

#### ① デジタル画像の物理特性の評価法

DRセミナーでは、デジタルX線画像システムの入出力変換特性、解像特性 (MTF)、ノイズ特性 (NPS)、そしてこれらを総合する量子検出効率 (DQE) の評価技術の習得を目指す。取り扱う測定法はすべて、IEC規約で定められた世界標準である。セミナーでは、サンプル画像、計算に必要なワークシート、マクロプログラム、が配布される (図10)。

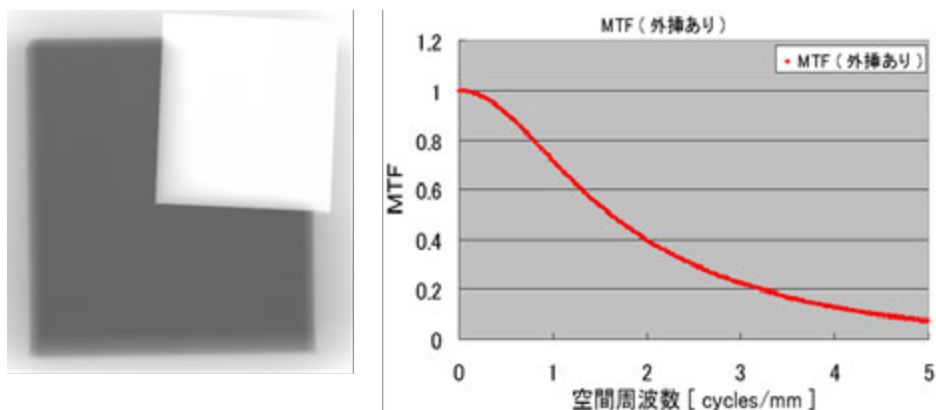


図10 セミナーで配布されるタングステンエッジファントム画像 (左) と最終的に算出された MTF (右)

#### ② ROC・FROC解析による主観的評価法

ROCセミナーでは、会場内のスクリーンに投影されたサンプル試料を読影して、実際に観察者

となって ROC・FROC 観察者実験を経験する (図 11). 手書きその前後に, 実験者となって実験準備やデータ解析を行う. 観察者実験を計画している場合は, 研究デザインや実験条件について具体的にアドバイスしてもらえる. セミナーでは, 観察者実験で使用した観察試料セット, 観察者実験用ソフトウェア (ROC Viewer), ROC カーブフィッティングソフト (ROCKIT), 統計解析ソフトウェア (JAFROC, DBM\_MPMC), 各種ワークシートが配布されるが, 一番大きな収穫はセミナーで得られる人的ネットワークかもしれない.

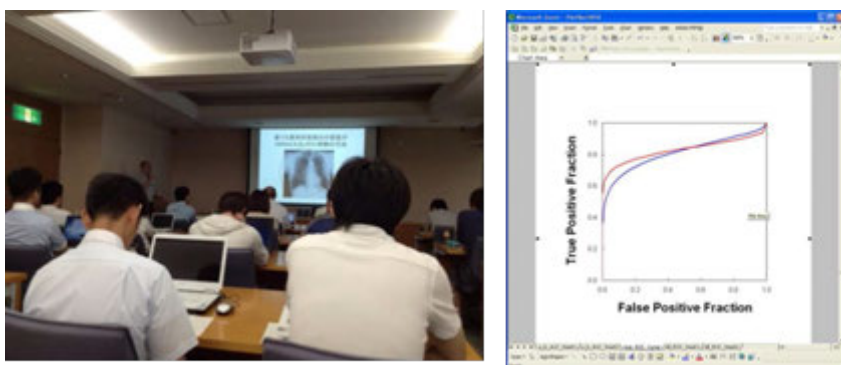


図 11 観察者実験の様子 (左) と最終的に算出された ROC 曲線 (右)

### ③ C 言語プログラミング

CAD セミナーでは, 今年度から新しい試みとして, 「通信講座」と「オフライン講習会」とを組み合わせたセミナーが開催された (図 12). 通信講座では, 講義スライドや課題の配布, 課題提出, 質疑応答, 受講者および講師間の情報共有をすべてウェブページ上で行う. オフライン講習会では, 受講者のレベルに応じた内容で, さらなるスキルアップがはかれる. セミナーでは, フリーの開発ソフト, 講義スライド, サンプル画像, ソースコードが配布される. セミナーで取り扱う課題は, CAD 開発に関すること (例: マンモグラフィにおける病巣陰影の検出) だが, その過程で習得した手技は, あらゆる医用画像研究で応用可能である.

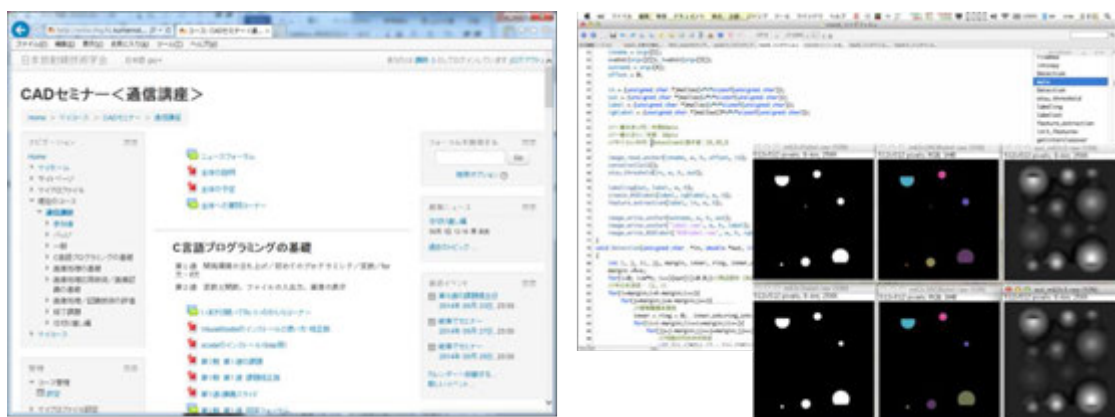


図 12 通信講座の画面 (左) とオフライン講習会で取り組まれた最終課題 (右)

#### ④ 臨床画像の評価

平成 27 年度からは、物理特性の評価法と主観的評価法の両方を同時に習得可能な臨床画像評価セミナーが開催される。医用画像の評価には物理特性の評価法と主観的評価法の両方が重要であるが、その両者を組み合わせて評価することによって、はじめて、「画質+診断における有用性」の評価が可能となる、という趣旨のもと企画された。物理特性の評価法と主観的評価法のエッセンスが凝縮されたセミナーとなるはずだ。

最新のセミナー情報は、画像分科会HP (<http://www.fjt.info.gifu-u.ac.jp/img-com/>), もしくは画像分科会雑誌 37(2)で入手いただきたい。

#### 効率的な情報収集／効果的な情報発信

自身の研究の位置づけを把握し、その方向性を確認・修正するために、当該分野における研究動向は常に把握しておきたい。また、研究成果をより多くの人に知ってもらうことが、社会に貢献するチャンスを増やすことにつながる。ここでは、世界を舞台に研究活動を行うための情報収集／発信の仕方を紹介する。

#### ① 最新の研究動向

著明な国際学会の教育講演タイトルから、注目の話題と傾向を知ることができる。RSNA の AAPM/RSNA 合同シンポジウム「Basic Physics Lecture for the Radiologic Technologist」を例にみていきたい。

RSNA2014 「Radiography: Getting the Information We Need and Doing It Efficiently」

RSNA2013 「Digital Imaging Exposure Indicators-Implication for Image Quality and Dose」

RSNA2012 「Digital Breast Tomosynthesis-Physics and Clinical Considerations」

RSNA2011 「CT Dose Control and Optimization」

RSNA2010 「Hybrid Imaging」

今年の RSNA2014 では、放射線科医が必要としている情報を把握し、適切な患者線量でその情報を提供するノウハウを学ぶ内容となるようだ。1年前の線量指標の理解に主眼を置いた内容から、応用と実践にシフトしていることが分かる。また、同様のことが一般演題プログラムからも把握できる。RSNA の場合、胸部領域の臨床研究は Chest [Digital Imaging] に、基礎研究は Physics [X-ray Imaging] で発表される。採用された演題のタイトルを眺めているだけで、旬なトピックスを伺い知ることができる。一方、実用化レベルでの動向調査には機器展示が最適である。FDA の認可さえ下りれば販売が開始されるような装置は、WIP (Work in progress) として展示されている。最近では、特許出願を優先して、学会発表をしないで実用機に組み込まれる技術も多い。論文発表前の技術であっても、展示会場で

は技術レポートとして入手できることがあるので、積極的に足を運んでいただきたい。

## ② 世界に向けて情報発信する

言語が日本語から英語になると、その研究成果を認知してもらえる可能性は飛躍的に増す。そこで、本学会は、総会学術大会で発表されるスライドの100%英語化を目標に国際化を推進している。まずは、国内学会で英語での発表に挑戦してもらいたい。自信がついたら、次は海外で開催される国際学会に挑戦していただきたい。胸部領域の基礎/臨床研究の場合、以下のような学会で発表することを目標にするとよいだろう。

学会名	セッション名
RSNA	Chest [Digital Imaging], Physics [X-ray Imaging]
CARS	Computer Assisted Radiology (CARS), Computer-Aided Diagnosis (CAD)
SPIE	Physics of Medical Imaging Image Processing Computer-Aided Diagnosis (CAD)
ECR	Chest Physics in Radiology Radiographers
AAPM	Imaging [radiography/Fluoroscopy] Imaging [PACS/Display/Image Registration]

参考までに、RSNA2013は、CRと可搬型FPDの画質の比較、ノイズ低減処理の評価、トモシンセシスとエネルギーサブトラクションの肺結節検出能の比較評価、トモシンセシスの画質や診断能評価、などの演題で構成された。いずれも親しみのもてるテーマではないだろうか？それぞれの学会の詳細は学会HPもしくは、本学会の学会誌に連載された教育講座「研究成果を世界に向けて発信しよう！」を参照いただきたい[43]。

## おわりに

撮像技術の進歩は目覚ましく、CT、MRI、分子イメージング、etc…新しい話題に事欠かない。しかし、Digital radiography (DR) という最も身近なところに、取り組むべき数々の課題と飛躍の可能性がある。今後、基本的な画像特性が明らかにされるにつれ、その裏付けに基づいた応用研究がさらに活発に行われるようになるだろう。臨床経験から得られた斬新なアイデアを、様々な手段をもって実現し、世界にリードするような研究として、日本から世界に発信されることを期待したい。

## 謝辞

久留米大学病院の片山礼司先生（本特集号の編集委員）には，原稿構成や方向性のアドバイスを，大阪府立急性期・総合医療センターの船橋正夫先生には，Virtual Grid や体動検出に関する最新の臨床動向を，熊本大学の白石順二先生（画像分科会会長）には，各種セミナーに関する情報を提供いただきました．ここに心から感謝申し上げます．また，信州大学医学部附属病院の藤井政博先生，純真学園大学の田中延和先生には，ROC/CAD セミナーでの成果を提供いただきました．厚く御礼申し上げます．ありがとうございました．

## 参考文献

1. 小縣裕二，松本政雄，末兼浩司：Hologic のフラットパネルディテクタについて．医学物理 22(4)；264-275，2006
2. 井手口忠光，松田勝彦，氷室和彦，他．直接型 FPD の画質特性と検出特性．日放技学誌，62(3)：425-433，2006
3. 若松修：FPD 導入時における撮影条件の設定方法について．放射線撮影分科会誌 43:16-19，2006
4. 木下順一：FPD 導入時における撮影条件の設定方法について．放射線撮影分科会誌 43:20-23，2006
5. 須永眞一，長島宏幸，鈴木浩司，他：FPD システムにおける品質管理プログラムの検討．医用画像情報学会雑誌 22(1)；84-90，2004
6. 井出口忠光，東田善治，大喜雅文，他：FPD を中心とするデジタル画像検出システムの画像特性と測定方法．画像通信，27(2)；8-18，2004
7. Hiroki Kawashima, Rie Tanaka, Katsuhiko Ichikawa, Kosuke Matsubara, Hiroji Iida, Shigeru Sanada. Investigation of image lag and modulation transfer function in fluoroscopy images obtained with a dynamic flat-panel detector. Radiological physics and technology. 6(2) ;367-374, 2013
8. Rie Tanaka, Hiroki Kawashima, Katsuhiko Ichikawa, Kosuke Matsubara, Hiroji Iida, Shigeru Sanada. Simulation system for understanding the lag effect in fluoroscopic images. Radiological physics and technology. 6(2);273-280, 2013.
9. 本田道隆，大山大輔：瞬時認識能の測定による透視画像の主観評価法に関する検討，日本放射線技術学会雑誌 66(11)；432-1442, 2010
10. 本田道隆．主成分分析による線状陰影の検出法とリアルタイム透視画像処理への応用，医用画像情報学会 21(3)；239-251，2004
11. 田中利恵：エキスパートによるRSNA2011ベストリポート『6．デジタルイメージングシステムの最新動向 FPDを中心に』．INNERVISION 27(2)；30-32，2012
12. 田中利恵：エキスパートによるRSNA2012ベストリポート『6．デジタルイメージング

- システムの最新動向 FPDを中心に』. INNERVISION 28(2);36-38, 2013
13. 田中利恵：エキスパートによるRSNA2013ベストレポート『6. デジタルイメージングシステムの最新動向 FPDを中心に』. INNERVISION 29(2);36-38, 2014
  14. 柳田 智. 3. ワイヤレス FPD は一般撮影をどう変えるか？ II 進化し続ける FPD システム. INNERVISION 27(10);11-13, 2012
  15. 柴田幸一：直接変換方式 FPD を用いたアプリケーション開発動向. 日放技学誌 62(7);906-912, 2006
  16. 田中利恵, 第5章デジタル一般X線撮影装置/1. FPD方式, 新・医用放射線科学講座「診療画像機器学」岡部哲夫, 小倉敏裕 編, 医歯薬出版, 433-443, 2008
  17. 平野 浩志, 五味 勉, 森下 あゆ美, 中島 正弘, 岡本 孝英. トモシンセシスの現状と今後の展開—整形領域でどこまで使えるか, トモシンセシス—. 日本放射線技術学会雑誌. 69(5); 545-559, 2013
  18. 五味 勉, 中島 正弘, 梅田 徳男, 他. トモシンセシスの画質改善について. 日本医用画像工学会雑誌. 30(5);242-249, 2012
  19. 田頭裕之, 萬代奈都子, 荒川憲二, 他：ROC 解析を用いた TWO SHOT 法によるデュアルエネルギーサブトラクションの胸部腫瘍陰影の検出能の評価. 医用画像情報学会雑誌 22(1);50-56, 2004
  20. Mari Fukao, Kiyosumi Kawamoto, Hiroaki Matsuzawa, Osamu Honda, Takeshi Iwaki, Tsukasa Doi. Optimization of dual-energy subtraction chest radiography by use of a direct-conversion flat panel detector system. RPT (In press).
  21. Sasaki Y, Abe K, Tabei M, Katsuragawa S, Kurosaki A, Matsuoka S. Clinical usefulness of temporal subtraction method in screening digital chest radiography with a mobile computed radiography system. Radiol Phys Technol. 4(1):84-90, 2011
  22. Suzuki K, Abe H, MacMahon H et al. Image-processing technique for suppressing ribs in chest radiographs by means of massive training artificial neural network (MTANN). IEEE Trans Med Imaging 25:406-416, 2006
  23. Hogeweg L, Sánchez CI, van Ginneken B. Suppression of translucent elongated structures: applications in chest radiography. IEEE Transactions on Medical Imaging 32:2099-2113, 2013
  24. Freedman MT, Lo SC, Seibel JC, et al. Lung nodules: improved detection with software that suppresses the rib and clavicle on chest radiographs. Radiology 260:265-273, 2011
  25. Li F, Hara T, Shiraishi J, et al. Improved detection of subtle lung nodules by use of chest radiographs with bone suppression imaging: receiver operating characteristic analysis with and without localization. Am J Roentgenol 196:W535-541, 2011



26. 田中利恵. 6.4.1.1 胸部単純 X 線写真, 第 6 章 コンピュータ支援検出/診断, 「実践 医用画像解析ハンドブック」藤田広志, 石田隆行, 桂川茂彦, 監修 オーム社, P595-605, 2012 年 11 月刊行
27. Forrest JV, Friedmann PJ: Radiologic errors in patients with lung cancer. *The Western Journal of Medicine*, 134(6):485-490, 1981
28. Li F, Engelemann R, Metz C, Doi K, MacMahon H: Lung Cancers missed on chest radiographs: Results obtained with a commercial computer-aided detection program. *Radiology*, 246(1); 273-280, 2008
29. White CS, Flukinger T, Jeudy J, and Chen J: Use of a computer-aided detection system to detect missed lung cancer at chest radiography. *Radiology*, 252(1); 273-281, 2009
30. Morishita J, Katsuragawa S, Kondo K, Doi K: An automated patient recognition method based on an image-matching technique using previous chest radiographs in the picture archiving and communication system environment. *Medical Physics*, 28(6):1093-1097, 2001
31. Morishita J, Katsuragawa S, Sasaki Y, Doi K. Potential usefulness of biological fingerprints in chest radiographs for automated patient recognition and identification. *Acad Radiol.* 11(3):309-15, 2004
32. Toge R, Morishita J, Sasaki Y, Doi K. Computerized image-searching method for finding correct patients for misfiled chest radiographs in a PACS server by use of biological fingerprints. *Radiol Phys Technol.* 6:437-443, 2013
33. 田中利恵, 真田茂: 動画対応 FPD による新しい画像検査法の展望, 日本放射線技術学会雑誌, 巻 65-号 6, 861-868, (2009)
34. Tanaka R, Sanada S. 12. Respiratory and cardiac function analysis on the basis of dynamic chest radiography. In. Part III Image Processing and Analysis, Kenji Suzuki Editor, *Computational Intelligence in Biomedical Imaging*, Springer, 317-345, 2013.
35. Tanaka R, Sanada S, Okazaki N, Kobayashi T, Fujimura M, Yasui M, Matsui T, Nakayama K, Nanbu Y, Matsui O. Evaluation of pulmonary function using breathing chest radiography with a dynamic flat-panel detector (FPD): Primary results in pulmonary diseases. *Invest Radiol*, 41(10); 735-745, 2006
36. 田中利恵, 真田茂. 低コスト・低被ばくポータブルX線肺機能イメージング (診る聴診器) の開発. *医用画像情報学会誌*, 13-17, 2014.
37. Tanaka R, Suzuki K, Sanada S, Oda M, Suzuki M, Sakuta K, Kawashima H. Quantitative analysis of rib movement based on dynamic chest bone images: Preliminary results. *The international society for optical engineering. Medical imaging 2014. Proc.*

- of SPIE, Proc. of SPIE Vol. 9034, 903437, 1-6
38. Tanaka R, Sanada S, Oda M, Suzuki M, Sakuta K, Kawashima H. Improved accuracy of image guided radiation therapy (IMRT) based on bone suppression technique, IEEE 2013 Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC), CFP13NSS-DVD, ISBN:978-1-4799-3423-2
  39. IEC 62494-1 Ed.1: Medical electrical equipment; Exposure index of digital X-ray imaging systems - Part 1; Definition and requirements for general radiography. 2008
  40. 國友博史. II FPD 時代に改めて考えるデジタル画像のあり方 1. 装置間の線量評価のための新しい指標“exposure index:EI”の概念と活用方法. 特集 Digital Radiography (DR) を極める【静止画編】—ワイヤレス FPD & 新アプリが拓く新時代— INNERVISION 27(10);14-18, 2012.
  41. 船橋正夫. 総論・デジタル画像に求められる画像処理技術—後編— 基礎講座 検査を実施する上で知っておきたい画像処理技術—. 日本放射線技術学会雑誌 63 (11) ; 1293-1302, 2007
  42. 田中利恵, 白石順二, 高森美保, 渡 千寛. ROC 解析による患者体動に起因する不鋭の検出能の評価 -ファントム画像による診断用 LCD と画像プレビュー用 LCD の比較-. 日本放射線技術学会雑誌. 67 (7) ; 772-778, 2011
  43. 編集 田中利恵「第 1 回 国際学会紹介 まずは発表先を決めましょう！」日本放射線技術学会雑誌, 66 (1), 78-87, 2010