

Communication of the Imaging Group of the JSRT

# 画像通信

## 2015年3月

### Vol.38 No.1(通巻 74)

- ☆ 各種セミナーの紹介
- ☆ 教育講演:「拡がるトモシンセシスの世界 ~原理と応用~」 株式会社島津製作所 医用グローバルマーケティング部 塩見 剛
- ☆ 第 77 回画像部会 画像について語ろう  
『トモシンセ시스徹底理解 ー基礎技術から臨床画像評価までー』
- 1. 「トモシンセ시스における物理評価」 鳥取大学医学部附属病院 福井 亮平
- 2. 「トモシンセシスの撮影パラメータ」 東京女子医科大学東医療センター 油原 俊之
- 3. 「乳腺トモシンセシスの臨床」 聖路加国際病院附属クリニック・予防医療センター 秋山 忍
- 4. 「整形外科領域におけるトモシンセ시스画像の臨床研究」 札幌医科大学附属病院 高島 弘幸
- ☆ 技術紹介:
- ①「デジタル乳房トモシンセシスの概要」 (株)日立メディコ XRマーケティング本部 田上 祥子
- ②「回診 X 線撮影における散乱線補正処理の開発」 コニカミノルタ(株)ヘルスケアカンパニー 開発統括部 伊藤 良平
- ③「トモシンセシスの現状と今後の展望(AMULET Innovality)」 富士フイルムメディカル株式会社 営業統括本部 梶原 万里子
- ④「Digital Breast Tomosynthesis」 シーメンス・ジャパン株式会社 ヘルスケアセクター 大塚 恭一
- ⑤「一般撮影領域と乳房撮影領域 それぞれに最適化されたトモシンセ시스」 GEヘルスケア・ジャパン株式会社 東尾 良介
- ⑥「透視撮影システムによるトモシンセ시스」 株式会社島津製作所 医用グローバルマーケティング部 塩見 剛
- ⑦「マルチコア CPU/GPU による高速演算の紹介」 岐阜大学 福岡 大輔, 原 武史
- ☆ 読者のページ:
- ①「第 15 回 DR セミナーに参加して」 日本大学医学部附属板橋病院 櫻村 太陽
- ②「第 15 回 DR セミナーに参加して」 名古屋大学大学院 岡本 千鶴
- ③「第 6 回 ROC セミナーに参加して」 医療法人あかね会 土谷総合病院 石橋 徹
- ④「第 35 回 CAD セミナーに参加して」 彩都友誼会病院 松尾 真奈美
- ☆ 入門講座:「X線画像形成の基礎」 豊橋市民病院 寺部 充昭
- ☆ 専門講座:「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-」 久留米大学病院 片山 礼司
- ☆ 大学/研究室/研究会紹介:
- ①「全国大学交流夏季研修会の紹介」 熊本大学大学院 白石 順二
- ②「岐阜医療科学大学 保健科学部 放射線技術学科 西出・篠原研究室の紹介」 岐阜医療科学大学 西出 裕子, 篠原 範充
- ③「関西画像研究会 100 回開催を迎えて」 大阪市立大学医学部附属病院 岸本 健治
- ☆ 国際会議案内・報告:
- ①「ICSRT 発表の感想」 香川高等専門学校 齊藤 想
- ②「RSNA2014 参加報告」 岐阜大学大学院 医学系研究科再生医科学専攻 山口 由津穂, 他
- ③「RSNA2014 に参加して」 熊本大学大学院保健学教育部 医用放射線科学分野 成田 悠
- ☆ 標準デジタル画像データベース(胸部腫瘍陰影像)の紹介
- ☆ 平成 26 年度事業報告・平成 27 年度事業計画
- ☆ 画像部会入会案内



公益社団法人 日本放射線技術学会  
画像部会

## 第 78 回 画像部会予告

日 時 : 2015 年 10 月 8 日 (木) ~ 10 日 (土) の第 43 回日本放射線技術学会秋季学術大会期間中 予定  
会 場 : 金沢市文化ホール  
内 容 : 「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. - (仮題)」

### CAD(C プログラミングセミナー)セミナーの開催予定

第 36 回 CAD セミナー (オフラインミーティング+通信講座) 会場 : 岐阜大学サテライトキャンパス  
オフラインミーティング日程平成 27 年 9 月 26 日 (土), 27 日 (日)

### 臨床画像評価セミナーの開催予定

第 1 回臨床画像評価セミナー平成 27 年 7 月 4 日 (土), 5 日 (日) 会場 : 国立がん研究センター中央病院  
第 2 回臨床画像評価セミナー平成 27 年 7 月 11 日 (土), 12 日 (日) 会場 : 九州大学医学部保健学科

### DR(デジタルラジオグラフィ)セミナーの開催予定

第 16 回 DR セミナー 平成 27 年 8 月 29 日 (土), 30 日 (日) 会場 : 弘前大学医学部附属病院

### ROC セミナーの開催予定

第 7 回 ROC セミナー 平成 27 年 8 月 22 日 (土), 23 日 (日) 会場 : 駒澤大学医療健康科学部

### 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
内山 良一	熊本大学大学院生命科学研究部	y_uchi@kumamoto-u.ac.jp
小倉 敏裕	群馬県立県民健康科学大学大学院診療放射線学研究科	togura@gchs.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
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
原 武史	岐阜大学大学院医学系研究科再生医科学専攻	hara@info.gifu-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

---

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://www.fjt.info.gifu-u.ac.jp/img-com>

# 第77回画像部会プログラム

日時：2015年4月18日（土）8:45～11:50

会場：パシフィコ横浜 会議センター 502室

## 1. 教育講演：「拡がるトモシンセシスの世界 ～原理と応用～」

株式会社島津製作所 医用機器事業部 塩見 剛

司会 徳島文理大学 石井 里枝

## 2. 活動報告

1) 画像部会活動報告

画像部会長 白石 順二

2) その他

司会 大阪市立大学医学部附属病院 岸本 健治

## 3. 画像について語ろう：「トモシンセシス徹底理解 —基礎技術から臨床画像評価まで—」

司会 大阪市立大学医学部附属病院 岸本 健治

群馬中央病院 新井 敏子

1. トモシンセシスにおける物理評価

鳥取大学医学部附属病院 福井 亮平

2. トモシンセシスの撮影パラメータ

東京女子医科大学東医療センター 油原 俊之

3. 乳腺トモシンセシスの臨床

聖路加国際病院附属クリニック・予防医療センター 秋山 忍

4. 整形外科領域におけるトモシンセシス画像の臨床研究

札幌医科大学附属病院 高島 弘幸

## 各種セミナーのご案内

・入門講座 1 4月18日（土） 12:00～12:45 会場 502

「X線画像形成の基礎」

豊橋市民病院 寺部 充昭

・専門講座 1 4月18日（土） 8:00～8:45 会場 502

「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—」

久留米大学病院 片山 礼司

# タブレット端末でご利用いただける総合プログラム (アプリ版)のご案内

総合プログラム（アプリ版）は、iOS（iPhone, iPad, iPad mini, iPod touch）と Android で使用できます。抄録も閲覧可能であり、予稿集のほとんどの内容を見ることができます。

## 【iOS（iPhone, iPad, iPad mini, iPod touch）の場合】

App Store を開き、「JRC2015」を検索し、アプリが表示されたら、インストールしてください。  
初めて抄録本文を閲覧する際にパスワードの入力が必要です。  
抄録閲覧用パスワードは、**jrc2015jsrt** です。

## 【Android の場合】

Google Play（Android マーケット）を開き、「JRC2015」を検索し、アプリが表示されたら、インストールしてください。  
アプリ初回起動時には、パスワードの入力が必要です。  
起動パスワードは、**jrc2015jsrt** です。

～アプリの公開日は4月10日（金）予定です～

## お知らせ

### CAD (C プログラミングセミナー) セミナー

教育委員会, 画像部会, 中部支部

CAD セミナーの第 36 回 (岐阜) の開催案内および参加申込についてご案内します。今年度は, 超初級編・初級編を開催します。これまでに参加経験のある方はご遠慮ください。

画像分科会では, これまで継続して CAD セミナーを開催してきました。しかし, 短時間での技術習得は, 困難であることを講師と受講者ともに感じていました。今年度の CAD セミナーは, 昨年に引き続き, 新しい試みとして, <オフラインミーティング>と<通信学習コース>とを組み合わせたハイブリッドセミナーとして開催します。はじめに, 超初級編として<オフラインミーティング>でプログラミングの基礎と簡単な画像処理を習得します。つぎに, 初級編として<通信学習コース>でより発展的な内容を習得します。<通信学習コース>では, 主にウェブページ上で議論をします。課題を用意して提出し達成度の評価を確認します。皆様の参加をお待ちしています。

第 36 回 CAD セミナー (岐阜県岐阜市)	
開催日時	平成 27 年 9 月 26 日 (土) 10:00~18:00 27 日 (日) 9:00~15:00
会場	(オフラインミーティング) 岐阜大学サテライトキャンパス (岐阜駅前)
内容	(オフラインミーティング) 日時: 平成 27 年 9 月 26 日, 27 日 1 日目: 開発環境の立ち上げ/初めてのプログラミング/変数/for 文・if 文/変数と関数 2 日目: ファイルの入出力/画像表示/空間フィルター (平滑化, ラブラシアン) (通信講座コース) 開始時期: 平成 27 年 10 月 1 日から 2 か月 ウェブ閲覧/インターネットへの接続環境が必要です。 第 1 期: 階調処理: Windows Level と Window Width, CT 画像の表示 第 2 期: 二値化処理, ラベリング 第 3 期: 特徴抽出処理 第 4 期: 判別分析, 評価
定員	30 名
参加費	会員 14,000 円 非会員 28,000 円
申込方法	本学会のホームページ ( <a href="http://www.jsrt.or.jp/data/activity/bunka/">http://www.jsrt.or.jp/data/activity/bunka/</a> ) から画像部会ホームページに進み, そこからリンクしている CAD セミナー申し込みフォームに必要事項を記載してお申し込みください。 ※ E-mail アドレスは, 必ず連絡可能で添付文書が受取れるアドレスを正確にご記入ください。 ※ お申し込み後, 登録確認メールを受信できない場合はお問い合わせください。 ※ 申込み締め切り後に受講の可否について連絡がない場合は, お問い合わせください。
申込期間	平成 27 年 5 月 6 日 (水) ~ 8 月 31 日 (月) 18:00 まで (申込者多数の場合, 地域, 施設を考慮し選考します。また, <u>申し込み期限前でも締め切る場合があります。</u> )
注意事項	C 言語の開発環境が必要です。その他, Excel, R, ImageJ などのツールも利用する予定です。 Windows7/8 を搭載した PC をお持ちで, Visual Studio Express をインストールできる方。 もしくは, MacOS を搭載し, Xcode をインストールできる方。 なお, 開発環境の構築方法は, 申込後にメールにて連絡します。
問合せ先	田中 利恵 (金沢大学医薬保健研究域保健学系) E-mail <a href="mailto:rie44@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp">rie44@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp</a>

## お知らせ

### 臨床画像評価セミナー

教育委員会, 画像部会, 東京支部, 九州支部

平成 27 年度よりスタートする臨床画像セミナーの第 1 回 (東京), 第 2 回 (福岡) の開催案内および参加申込についてご案内します。このセミナーでは, 「画質+診断における有用性」の評価を実践できる研究者の育成を目的としており, 2 日間で物理特性の評価法と主観的評価法の両方を同時に習得していただけます。皆様の参加をお待ちしています。

	第 1 回臨床画像評価セミナー (東京都築地)	第 2 回臨床画像評価セミナー (福岡県福岡市)
開催日時	平成 27 年 7 月 4 日 (土) 9:30~17:30 (予定) 5 日 (日) 9:30~17:30	平成 27 年 7 月 11 日 (土) 9:30~17:30 (予定) 12 日 (日) 9:30~17:30
会場	国立がん研究センター中央病院	九州大学医学部保健学科
内容	1 日目: デジタル画像の入出力特性測定, MTF 測定, NPS 測定, NEQ 測定など。 2 日目: 手計算による ROC・FROC 観察者実験, 観察者実験用ソフトウェア ROC Viewer を用いた FROC 実験, およびデータ解析。なお, 演習はご自身のノート PC で解析を行っていただきます。 ※テキストとして, 放射線技術学スキル UP シリーズ「標準デジタル X 線画像計測」オーム社出版 日本放射線技術学会監修 市川勝弘, 石田隆行 共編 (5,400 円) を使用します。事前に各自で購入して持参してください。	
定員	20 名	
参加費	会員 12,000 円 非会員 24,000 円	
申込方法	本学会のホームページ ( <a href="http://www.jsrt.or.jp/data/activity/bunka/">http://www.jsrt.or.jp/data/activity/bunka/</a> ) から画像部会ホームページに進み, そこからリンクしている臨床画像評価セミナー申し込みフォームに必要事項を記載してお申し込みください。 ※ 東京開催と福岡開催をお間違いないようご注意ください。 ※ E-mail アドレスは, 必ず連絡可能で添付文書が受取れるアドレスを正確にご記入ください。 ※ お申し込み後, 登録確認メールを受信できない場合は, お問い合わせください。 ※ 申し込み締め切り後に受講の可否について連絡がない場合は, お問い合わせください。	
申込期間	平成 27 年 5 月 6 日 (水) ~ 6 月 12 日 (金) 18:00 まで (申込者多数の場合, 地域, 施設を考慮し選考します。また, 申し込み期限前でも締め切る場合があります。)	
注意事項	12 インチ以上の画面があるノートパソコンを持参してください (OS は Windows XP SP3, Vista, Windows7, Windows8, メモリは 1GB 以上必須)。ハードディスクの空き容量は 4GB 程度必要です。事前に “Image J” と “Excel” をインストールしておいてください。詳細は申し込み後にメールにて連絡します。	
問合せ先	田中 利恵 (金沢大学医薬保健研究域保健学系) E-mail <a href="mailto:rie44@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp">rie44@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp</a>	

## お知らせ

### DR（デジタルラジオグラフィ）セミナー

教育委員会、画像部会、東北支部

DR（デジタルラジオグラフィ）セミナーの第16回（弘前市）の開催案内および参加申込についてご案内します。このセミナーでは、デジタルX線画像システムの入出力変換特性、解像特性、ノイズ特性、そしてこれらを総合するDQEの評価技術を学び、演習を通して評価法を習得していただけます。皆様の参加をお待ちしています。

第16回 DR セミナー（青森県弘前市）	
開催日時	平成27年8月29日（土） 13:00～18:00（予定） 30日（日） 9:00～15:00
会場	弘前大学医学部付属病院 5F 大会議室
内容	デジタル画像評価総論、入出力特性測定講義・演習、MTF測定講義・演習、NPS測定講義・演習、NEQ・DQE講義・演習を行います。なお、演習はご自身のノートPCで解析を行っていただきます。 ※テキストとして、放射線技術学スキルUPシリーズ「標準デジタルX線画像計測」オーム社出版 日本放射線技術学会監修 市川勝弘、石田隆行 共編（5,400円）を使用します。事前に各自で購入して持参してください。
定員	30名
参加費	会員 9,000円 非会員 18,000円
申込方法	本学会のホームページ（ <a href="http://www.jsrt.or.jp/data/activity/bunka/">http://www.jsrt.or.jp/data/activity/bunka/</a> ）から画像部会ホームページに進み、そこからリンクしているDRセミナー申し込みフォームに必要事項を記載してお申し込みください。 ※ E-mailアドレスは、必ず連絡可能で添付文書が受取れるアドレスを正確にご記入ください。 ※ お申し込み後、登録確認メールを受信できない場合は、お問い合わせください。 ※ 申し込み締め切り後に受講の可否について連絡がない場合は、お問い合わせください。
申込期間	平成27年5月6日（水）～ 8月7日（金）18:00まで （申込者多数の場合、地域、施設を考慮し選考します。また、申し込み期限前でも締め切る場合があります。）
注意事項	“Image J”と“Excel”をインストールしたノートパソコンを持参してください（OSはWindows Vista, Windows7, Windows8, メモリは2GB以上必須）。詳細は申し込み後にメールにて連絡します。
問合せ先	國友 博史（名古屋市立大学病院 中央放射線部） E-mail <a href="mailto:rakunny@med.nagoya-cu.ac.jp">rakunny@med.nagoya-cu.ac.jp</a>

**お知らせ****ROC（観察者実験）セミナー**

教育委員会、画像部会、関東支部

ROCセミナーの第7回（東京）の開催案内および参加申込についてご案内します。このセミナーでは、ROC（Receiver Operating Characteristic）に基づく観察者実験に必要な知識の基礎と手順について、実習を通して習得します。また、観察者実験に利用するソフトウェアと実験用の画像を配布します。皆様の参加をお待ちしています。

第7回 ROC セミナー（東京都世田谷区）	
開催日時	平成27年8月22日（土） 10:00～18:00 23日（日） 9:00～13:00
会場	駒澤大学医療健康科学部診療放射線技術科学学科
内容	次の8つの講義／演習を予定しています。ROC Viewer と実験用のデータは当日配布予定です。 (1) 統計解析の基礎（平均・分散・標準偏差、乱数の利用、t検定、相関、回帰） (2) 手計算による連続確信度法 ROC 実験 (3) 両正規 ROC 解析とカーブフィッティング (4) 連続確信度法と ROC Viewer を用いた ROC 実験 (5) ROC 曲線間の統計的有意差検定 (6) LROC 解析と FROC/JAFROC 解析 (7) ROC Viewer を用いた FROC 実験 (8) JAFROC による FROC 曲線間の統計的有意差検定
定員	30名程度
参加費	会員 9,000円 非会員 18,000円
申込方法	本学会のホームページ（ <a href="http://www.jsrt.or.jp/data/activity/bunka/">http://www.jsrt.or.jp/data/activity/bunka/</a> ）から画像部会ホームページに進み、そこからリンクしている ROC セミナー申し込みフォームに必要事項を記載してお申し込みください。 ※ E-mail アドレスは、必ず連絡可能で添付文書が受取れるアドレスを正確にご記入ください。 ※ お申し込み後、登録確認メールを受信できない場合はお問い合わせください。 ※ 申込み締め切り後に受講の可否について連絡がない場合は、お問い合わせください。
申込期間	平成27年5月6日（水）～ 7月31日（金）18:00まで （申込者多数の場合、地域、施設を考慮し選考します。また、申し込み期限前でも締め切ることがあります。）
注意事項	12 インチ以上の画面があるノートパソコンを持参してください（OS は Windows XP SP3, Vista, Windows7/8, *Windows8 は、専用ソフトが正常に動作しない場合がありますので、事前にご確認ください。メモリは1GB以上必須）。ハードディスクの空き容量は4GB程度必要です。
問合せ先	田中 利恵（金沢大学医薬保健研究域保健学系） E-mail <a href="mailto:rie44@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp">rie44@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp</a>

## 拡がるトモシンセシスの世界 ～原理と応用～

株式会社島津製作所 医用グローバルマーケティング部 塩見 剛

### 1. はじめに

トモシンセシス (Tomosynthesis) は、従来のX線断層撮影法 (Tomography) にデジタル画像処理技術を組み合わせることで、1回の断層撮影による一連の投影像から任意高さの複数枚の断層画像が得られる手法である (図1)。

トモシンセシスの研究は 1980 年代後半の I.I.-DR (Image Intensifier を用いた digital radiography) システムの登場とともに始まり、I.I.およびTVカメラシステムの高分解能化、パルスX線制御方式の導入、フィルタ処理の検討などによる画像の改善、障害陰影の低減などの取り組みが行われたが、I.I.入射面形状による画像歪み・有効視野範囲が限られる等により、臨床応用範囲には制約があった (図2)。

2000 年代に入り、FPD (Flat Panel Detector) が実用化され、広い視野での平面性と高分解能が得られるようになったこと、およびCTで用いられているFBP法 (filtered back projection method: フィルタ補正逆投影法) を応用することで、新しい診断画像として整形外科領域、乳腺領域などをはじめ各種診断での臨床応用が広がっている。

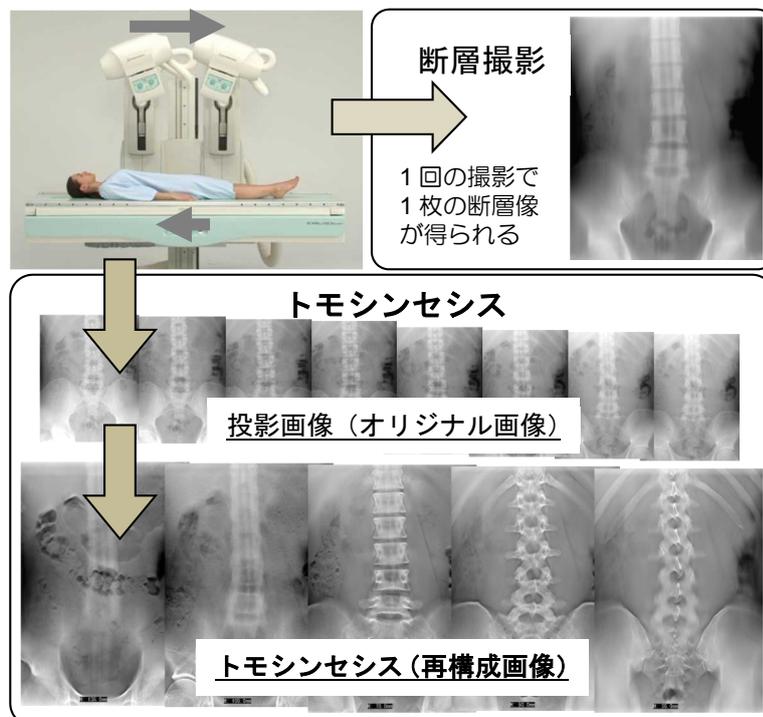
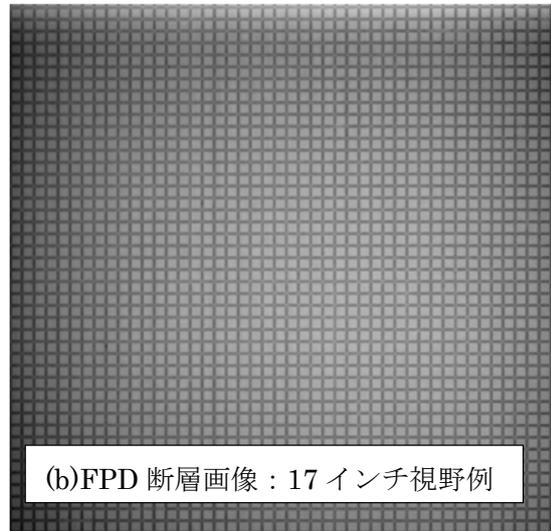


図1. トモシンセシスの概要



(a) I.I.-DR 断層画像：12 インチ視野例



(b) FPD 断層画像：17 インチ視野例

図 2. 断層面画像（トモシンセシス）の比較

## 2. トモシンセシスの特長

F P Dを用いたトモシンセシスには、以下のような特長がある。

- (1) 高精細の断層画像が得られる。最大 17 インチの F P Dで辺縁まで歪みのない広い視野での撮影が可能であり、かつ空間分解能に優れた断層画像が得られる。
- (2) 重なりを避けた任意高さの複数枚の断層画像が得られ、単純 X 線撮影では描出の難しい微小骨折などの検出も容易になる。乳房撮影では乳腺との重なり回避に有用である。
- (3) 患者被ばく線量が少ない。撮影時の被ばく線量は C T の  $1/5 \sim 1/10$  程度、単純撮影、の 2 ～ 3 枚分程度である。撮影に際して X 線照射範囲を目的部分のみに絞れることも、被ばく低減に有効である。
- (4) C T に比べて金属アーチファクトの影響が軽減できる。人工関節置換術、脊椎側弯症の矯正、金属器具による骨折治療などは、MR 診断には適さず、C T ではアーチファクトによる画質低下を招くが、トモシンセシスでは F B P フィルタ処理によりアーチファクトの低減が可能である。近年、逐次近似法を応用することで更なるアーチファクトの低減およびノイズ低減の取り組みも進められている。
- (5) 被検者の体位など撮影時の自由度が高く、被検者負担の軽減が可能である。X 線撮影システムでは、立位で荷重骨負荷状態の断層画像が容易に得られる。被検者周りがオープンであり被検者の体位設定が比較的自由に行え、関節の屈曲状態などの撮影・観察も容易に行える。また、透視撮影システムではチルト機能を利用することで臥位・立位移行時の患者負担を軽減できる。
- (6) 撮影時間が短い。1 回あたり数秒の撮影で任意の裁断高さの複数枚の断層画像が得られ、被検者の体位維持時間および拘束時間を短縮できる。同じ体位で一連の断層画像での診断が可能となる。

### 3. トモシンセシス再構成の原理

トモシンセシス再構成手法には、フィルム断層撮影の原理に基づくシフト加算法とCTで用いられているFBP法の応用手法がある。近年、新しい手法として逐次近似法を応用したトモシンセシス再構成も利用されている。図3に再構成手法によるトモシンセシス画像の比較例を示す。

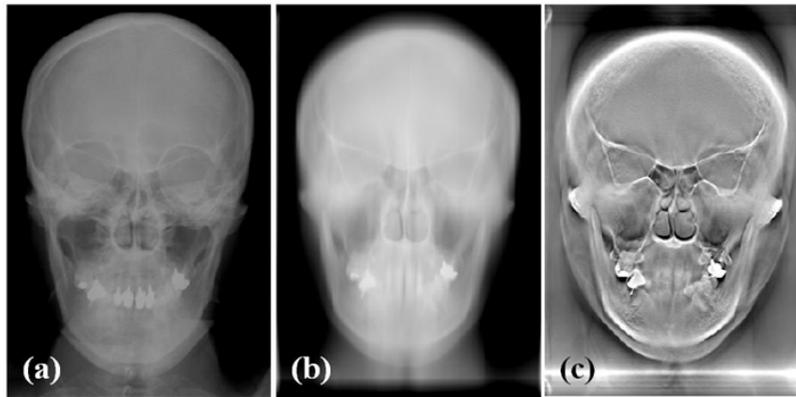


図3. 再構成法によるトモシンセシス画像の比較  
(a)投影像、(b)SA法、(c)FBP法

#### 1) シフト加算法：SA法

初期のトモシンセシスの再構成処理には、シフト加算法と呼ばれる手法が使用された。図3にシフト加算法の原理を単純加算による断層撮影との比較で示す。

シフト加算法では、X線入射角度を変えながら撮影された一連の画像に対して、それぞれの画像を走査方向に適量シフトし、結果を重ね合わせることで、特定の裁断面に焦点を合わせた断層像が得られる。画像ごとのシフト量を調整することにより任意の高さの断層像が得られる。断層撮影特有の障害陰影による流れ像の低減には一次元フィルタ処理などが用いられた。

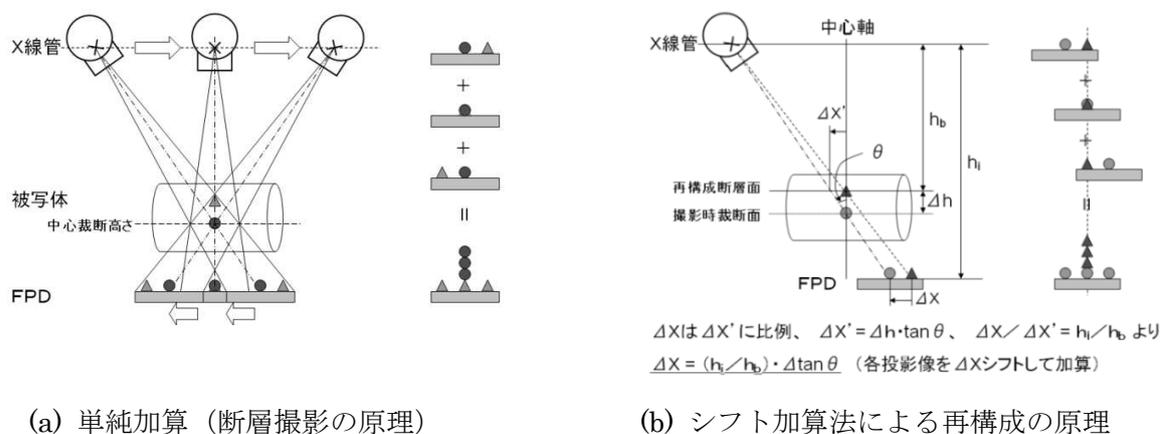


図4. トモシンセシス画像構成（シフト加算法）の原理

## 2) フィルタ補正逆投影法：FBP法

現在、トモシンセシス再構成には、フィルタ補正逆投影法（filtered back projection法：FBP法）を拡張した再構成手法が一般的に用いられる。平行平面式断層走査により得られた一連の投影画像について、幾何学的変換を施してコーンビームCT走査の投影データに変換し、これらの投影画像から特定の裁断面の断層画像を再構成する（図5）。

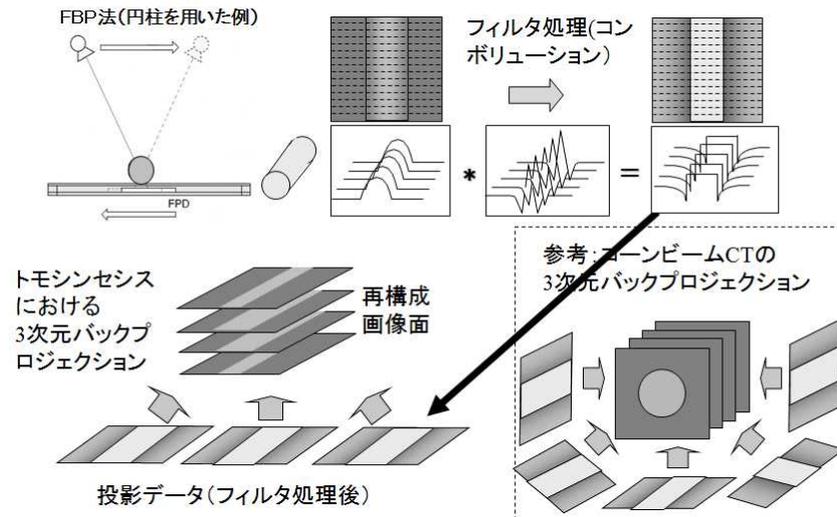


図5. トモシンセシス画像構成（FBP法）の原理

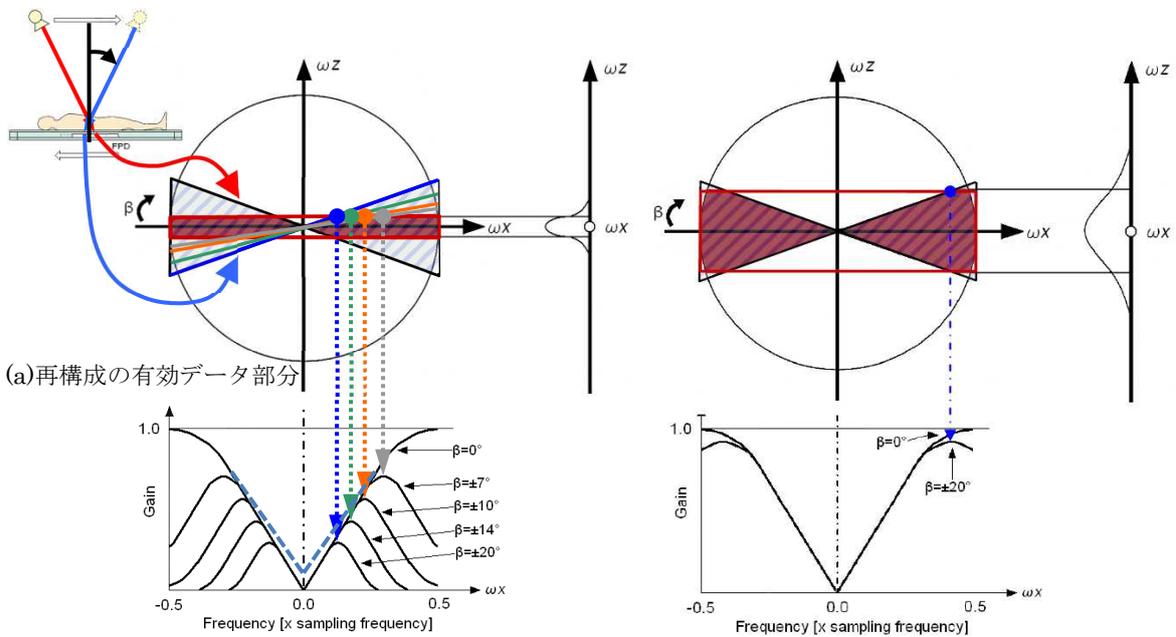


図6. フィルタ関数のイメージ図  
(断層角度  $40^\circ$ 、帯域制限強い場合)

図7. フィルタ関数のイメージ図  
(断層角度  $40^\circ$ 、帯域制限弱い場合)

コーンビームCTと比較した場合、平行平面式断層走査では理想的な一周分のデータを得ることができないため、目的断面以外の構造物の影響がアーチファクト（障害陰影）として現れることになるが、FBP法では再構成関数の調整により障害陰影低減処理を行う。再構成に使用されるデータのうちデータ欠損部分の割合を相対的に低下させるように、断層深さ方向（Z軸方向）に帯域の制限を行うフィルタ関数を投影角度ごとに掛け合わせ、画像ごとに作成する。図6(a)に再構成における有効データ部分、図6(b)に再構成時のフィルタ関数の例を示す。投影角度の大きな投影像ほど低周波数までカットされるようになり、データ欠損部分の割合を低下させることができる。帯域制限を弱くした場合のフィルタ関数の例を図7に示す。フィルタ関数の帯域制限はFBP再構成画像の断層厚さの決定要因にもなっている。

トモシンセシスではCTと比較すると一般的に金属性アーチファクトは少ないが、FBP法では金属などX線吸収係数の大きい被写体の周囲にアンダーシュートが現れることがある。低周波領域の通過帯域を増加させたフィルタ関数を用いること（図6(b)の破線）で改善が図れる（図10(c)参照）。

### 3) 逐次近似法の応用

逐次近似法には様々な手法がある。FBP断層再構成画像にサイノグラムや再構成画像に統計的手法による反復処理を加えて合成することでノイズ低減を目的とするもの、再構成した断層画像から投影像を作成し、実際の投影画像との比較から誤差修正を繰り返すことで正確な断層画像を得ることを目的としたものなどがある。金属アーチファクトの低減には後者（最尤法、図8）が有効である。①再構成画像から疑似投影データを作成、②疑似投影データと実際に収集した投影データを比較、③差分情報を再構成画像に反映、の過程を繰り返し正しい画像に近づけていくことで、金属アーチファクト低減の効果が得られる。

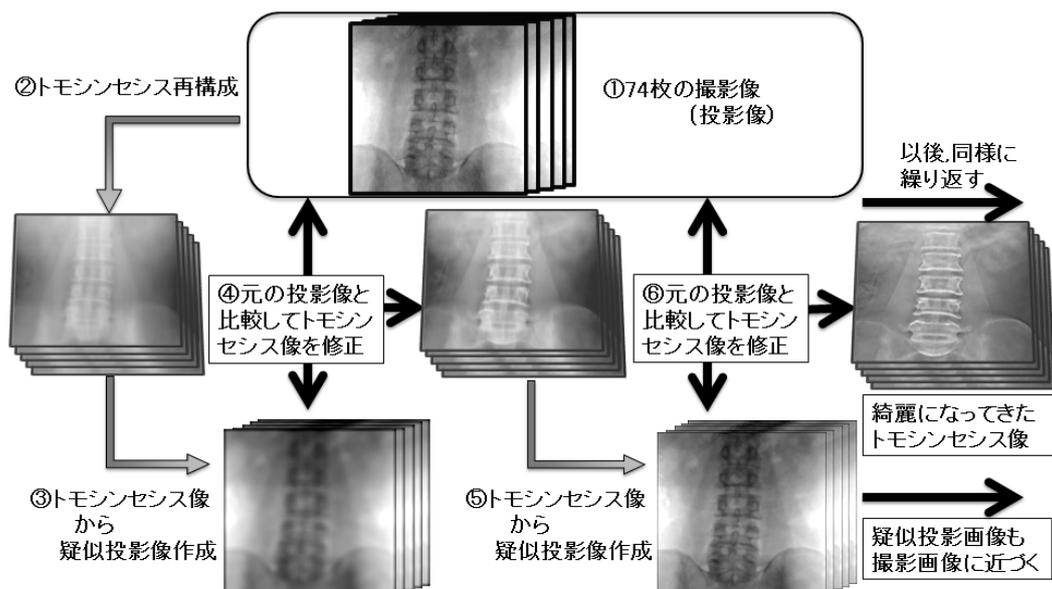


図8. 逐次近似法を用いたトモシンセシス画像再構成の原理

さらに金属部とそれ以外の部分を分離し、それぞれの画像に最適な再構成を行い、最終的に加算処理を行うという手法（図9）を導入することで、金属辺縁部のアーチファクトを低減しながら、トモシンセシスの高分解能の特長を活かして骨梁などを鮮鋭に描出する取り組みも行われている。図10に単純X線撮影、トモシンセシス（FBP法）および逐次近似法応用の画像比較例を示す。トモシンセシス（FBP法）では、単純X線撮影に比べて骨梁が明瞭に描出されており、骨固着状態の観察が容易になる。逐次近似法応用による画像処理では金属近傍のアンダーシュートが改善されており、かつ骨梁はより明瞭に描出されている。

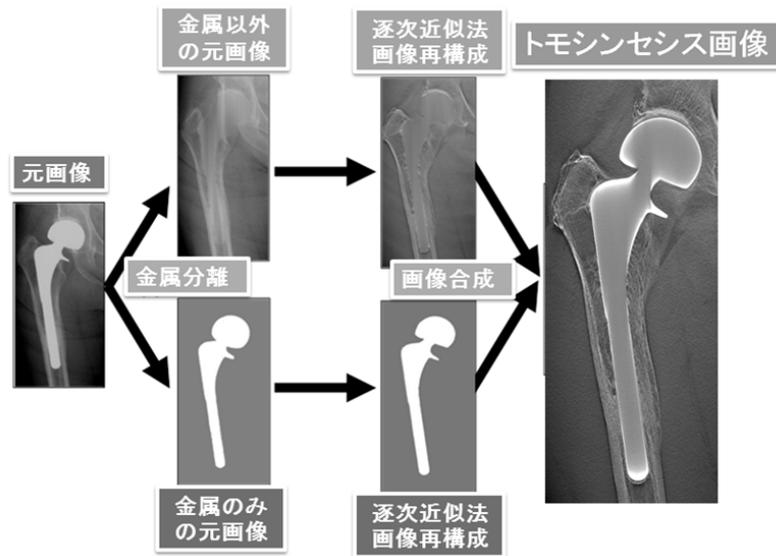


図9. 金属製アーチファクトをさらに低減したトモシンセシス

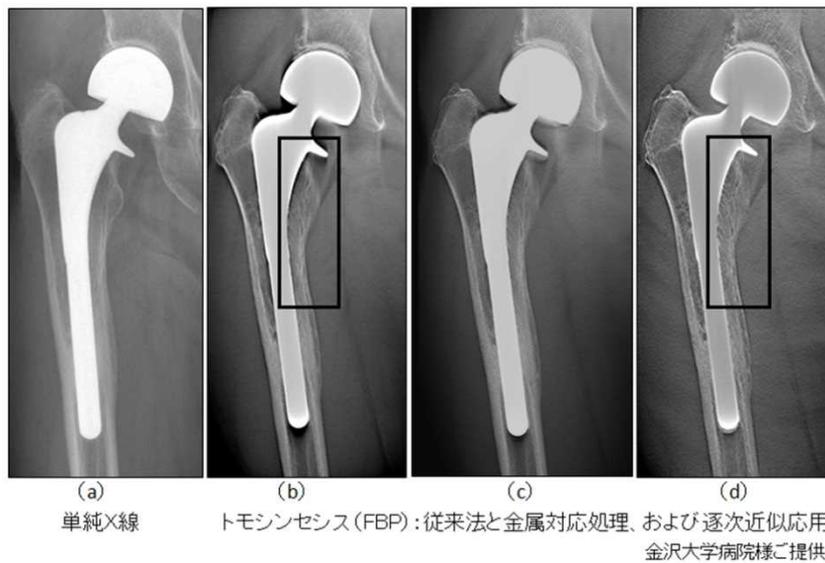


図10. 単純X線画像とトモシンセシスの比較

#### 4) トモシンセシス画像の断層厚さ

トモシンセシスの再構成法による断層厚さ測定例を表2に示す。直径0.3mmのタングステンカーバイト球を撮影した投影像から0.5mm間隔でトモシンセシス再構成し、各断層高さ画像の球部の画素値から作成した深さ方向のプロファイルカーブよりFWHMを算出し断層厚さとした。

表2. トモシンセシスの断層厚さ測定例

トモシンセシス再構成メニュー 再構成モード/フィルター	断層厚さ [mm]			
	断層角度 40°	断層角度 30°	断層角度 20°	断層角度 8°
FBP / 周波数帯域制限:強	13.5	13.9	14.5	16.2
FBP / 周波数制帯域限:中	7.7	7.9	8.2	10.3
FBP / 周波数帯域制限:弱	4.0	4.1	4.2	8.0
シフト加算法 (SA法)	2.6	3.8	4.6	12.2
逐次近似法	1.9	2.4	3.7	7.5

#### 4. 臨床応用

整形外科領域、乳腺領域などトモシンセシス臨床は定着の段階に入り、更なる画質向上、被ばく低減などの検討が進められている。一方、トモシンセシスの新しい臨床応用・検討が進んでいる。応用・検討例などを紹介する。

- 1) 整形外科領域：さらなる画質向上・金属アーチファクトの低減の取り組み。
- 2) 胸部・呼吸器領域：FPDの大視野を利用した肺がん検診への応用検討。肺気腫診断への応用。気管支内視鏡肺生検中の鉗子および腫瘍位置の確認。
- 3) 消化器領域：カプセル内視鏡検査時の腸管開通性確認への応用。胆道結石除去術時の残存結石有無確認への応用。嚥下診断への応用検討。
- 4) 耳鼻咽喉科領域での応用：人工内耳留置時の位置確認。
- 5) その他：リウマチ診断への応用検討。血管内留置ステント形状の確認への応用検討。

#### 5. まとめ

トモシンセシスはFPDの登場によって整形領域を中心に臨床応用が広がっている。ここでは、トモシンセシス再構成法原理について述べた。トモシンセシスは整形外科領域分野、乳腺領域以外に、消化器領域、胸部領域、内視鏡検査領域などで臨床運用・応用検討されており、今後のさらなる応用性の広がりが期待されている。

## トモシンセシスにおける物理評価

鳥取大学医学部附属病院 放射線部 福井 亮平

### 1. はじめに

トモシンセシスはデジタルの断層撮影である。断層撮影の基礎概念は古く、Plantes によるものが最初だと言われている<sup>1)</sup>。Tomosynthesis (トモシンセシス) という言葉は、1972年に Grant によって最初に使用されたが<sup>2)</sup>、トモシンセシスが臨床的有用性を発揮するためには Flat Panel Detector (FPD) の登場を待たなければならなかった。現在、トモシンセシス撮影が可能な一般撮影装置、X線TV装置、マンモグラフィ装置の導入が多く施設で進んでいる。単純X線画像へ奥行の情報を与えるトモシンセシスのインパクトは大きく、これまでに様々な撮影部位へ適応され、臨床画像の評価に関する論文が国内外で多く報告されている。しかし、撮影の至適線量や画質(物理)評価の標準化は立ち遅れており、特に物理的な評価は国内報告が非常に少ない。海外では、例えば European Reference Organization for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services (以下、EUREF) による Breast tomosynthesis のガイドライン作りが進んでいる<sup>3)</sup>。このガイドラインには Average Glandular Dose や Half value layer に加え、focal spot motion, z-resolution などトモシンセシス特有の物理評価に関する記載が含まれる。本稿では、海外で発表されている空間分解能の測定手法、また z-resolution (断層厚) と focal spot motion (焦点の拡大) についての評価方法について述べる。

### 2. 空間分解能の測定手法

これまでに報告のあった空間分解能の算出方法を以下に紹介する。

#### 2.1 Projection image による MTF 算出

トモシンセシス撮影では、撮影後に複数角度から投影した再構成前の元データ (projection image) が取得可能である。この測定法では、複数の projection image の中から、FPD に垂直に投影された画像を MTF 算出に用いる<sup>4,5,6)</sup>。この測定法の利点は、デバイスからのアーチファクトが発生しないため、MTF 算出に従来のデバイスを使用することができる点である。また、projection image のデジタル値は線量に比例するため、入出力特性を求めて露光量変換することが可能である。Fig.2(a)(b)に島津製 X線 TV 装置 SONIALVISION safire17 (以下、Safire) および GE 製一般撮影装置 Discovery XR656 (以下、XR) の2機種を用いて算出した入出力特性と MTF の一例を示す。この測定法は再構成に用いるオリジナル画像を用いるため、装置本来の特性を知るためには有用であるが、同一システム内で空間フィルタなどを変化させた場合の再構成後のトモシンセシス画像の比較評価には使用できない。

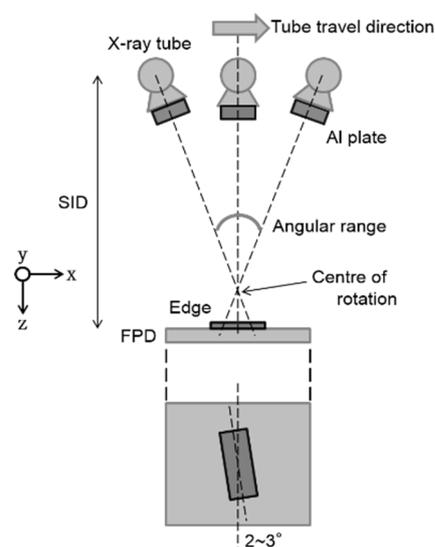


Fig. 1 撮影配置

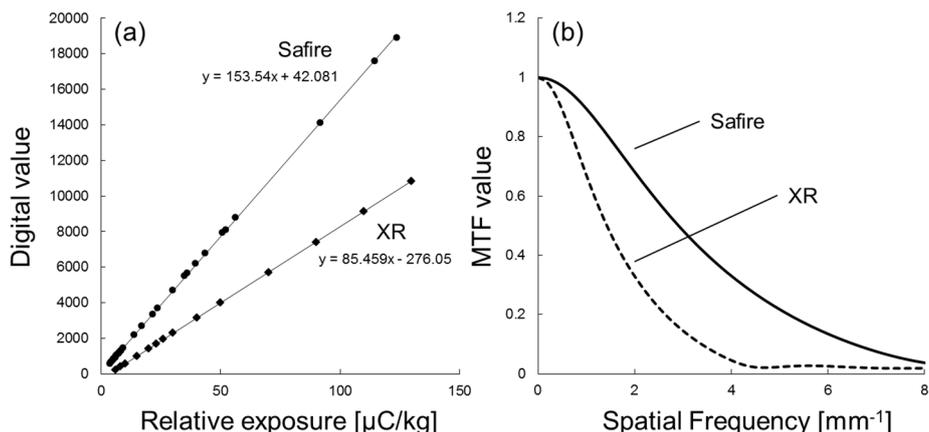


Fig. 2 入出力特性と MTF

## 2.2 金属ワイヤを用いた空間分解能の算出

トモシンセシスの空間分解能を算出する際のデバイスとして使用頻度が高いのは金属ワイヤである。しかし、ワイヤの素材は銅やスチール、タングステンなど様々で、配置方法もいくつかの種類に分かれる。Michael<sup>7)</sup>らはワイヤを焦点-検出器 (SID) 方向へ少し傾斜させてデータ収集している (Fig.3)。この手法を後述の手法と区別するため Li<sup>8)</sup>らの呼称を参考に Shallow-Angled Wire (SAW) 法と表記する。

もう一つの測定法では、ワイヤを水平に配置する (Fig.4(a))。SID 方向に対してワイヤは垂直であるが、X 線管移動方向またはそれに垂直な方向に対して 2~3° 傾斜している。この手法を SAW 法と区別するため Zhou<sup>4)</sup>らの呼称を参考に Simulated Slanted Slit (SSS) 法と表記する。この手法を用いた報告は多く<sup>9,10,11)</sup>、前述の EUREF のガイドラインにおいても SSS 法が記載されている。SSS 法はわずかに傾斜したワイヤ像 (Fig.4(b)) から複数の Line profile を得て合成することでサンプリング間隔を小さくしている<sup>12)</sup>。従って、ワイヤに歪みがないことが重要であるが、銅やタングステンワイヤは癖が付きやすく不向きである。

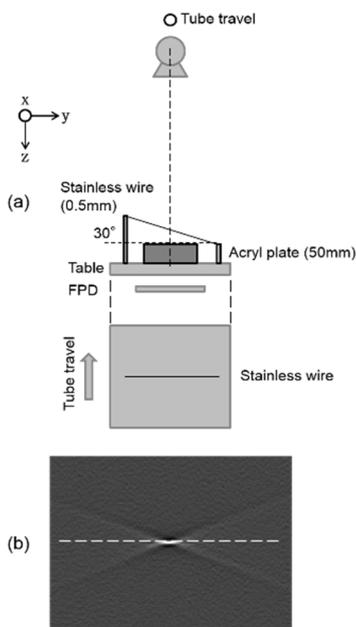


Fig. 3 SAW 法

## 2.3 金属エッジを用いた空間分解能の算出

Li<sup>8)</sup>らは傾斜したタングステンエッジを用いて空間分解能を算出している (Edge 法)<sup>13)</sup>。傾斜方向は SID 方向に 30° である。Safire を用いて取得したエッジ像の例を Fig.5 に示す。この測定例では、2mm 厚のスチールエッジを用いている。配置は Fig.3 のワイヤをエッジに交換した配置となる。図に示すように、エッジ中央に垂直な 128pixel のスリット状の Region of Interest (ROI) を設定し、さらに 5pixel おきにデジタル値を取得する。これらを平均した Edge profile を微分し、フーリエ変換することで空間分解能を算出する。

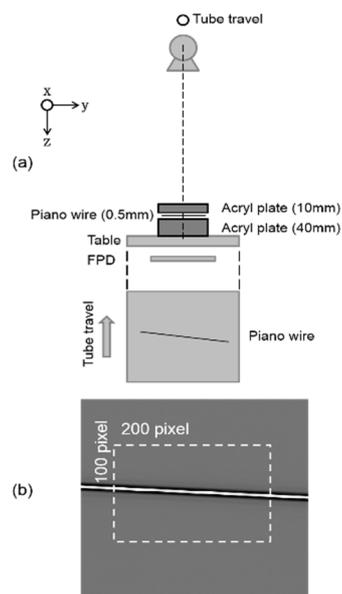


Fig. 4 SSS 法

## 2.4 金属球を用いた空間分解能の算出

Samei らは球状のデバイスを用いて空間分解能を算出している (Sphere 法)<sup>14</sup>。Samei らは 12mm 径の亚克力球を用いているが、10mm 径のステンレス球を用いて測定を行う場合の配置図を Fig.6(a) に示す。10 個のステンレス球を 2 行 5 列で等間隔で配置し、Fig.6(b) に示す再構成像を得る。さらにトレンド除去を行い、図中に示す ROI を各ステンレス球上に設定し、それらを平均することで Edge profile を得た。Fig.7 に Safire を使用して求めた Edge profile, Line profile およびフーリエ変換後の結果を示す。Sphere 法の利点は、デバイスが球状であるため 1 度の撮影で 3 方向 (x, y, z) の特性を算出できることである。

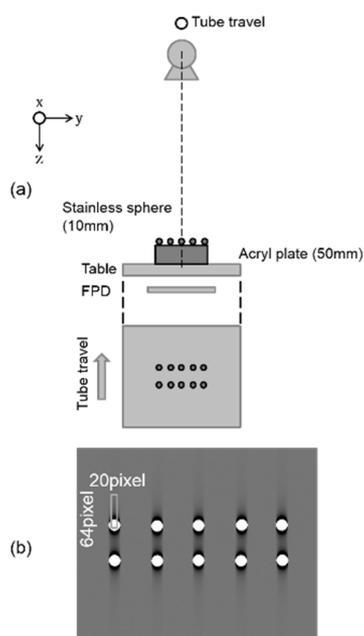


Fig. 6 Sphere 法

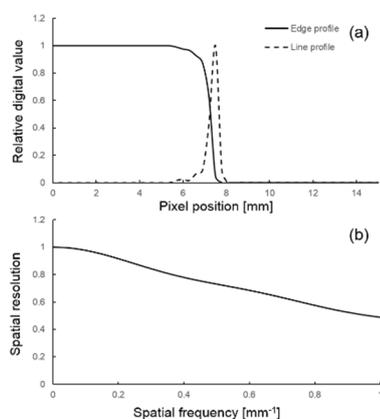


Fig. 7 Sphere 法の結果

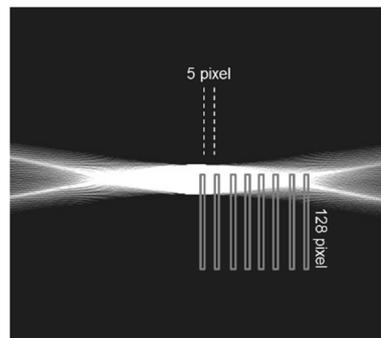


Fig. 5 エッジ像と ROI 位置

## 2.5 空間分解能測定法の選択

以上、様々な手法を紹介したが、現状で第一の選択肢として挙げられるのは SSS 法である。SAW 法は幾何学的配置に考慮すべき点 (ワイヤ角度, 面内角度など) が多く、再現性が乏しい。また、Edge 法や Sphere 法はアンダーシュートの処理、Edge profile の取得位置などの問題点がある。対して SSS 法では、測定配置は定まっており、また簡便である。使用するワイヤの素材はワイヤのデジタル値が頭打ちにならない素材を選択し、ワイヤ径はピクセルサイズ程度であれば解析結果への影響は少ない。ただし、拡大率の影響でワイヤの配置高さにより結果が異なるため、複数の高さで測定を追加する必要がある。空間分解能測定の最大の問題は、デジタル値を線量に変換できないため、異なるシステム間で比較できないことである。線量変換せず、デジタル値のままシステム間比較した報告もあり<sup>9</sup>、この点はさらに議論を深めるべき課題である。

## 3. 断層厚測定

トモシンセシス画像においては、深さ方向の分解能 (z-resolution, 本稿では断層厚) を測定することも重要である。従来、Screen/film 系の断層撮影では断層厚を、例えば格子サイズが既知の金属メッシュを用いて測定していた<sup>15</sup>。しかし、これらの手法は定量性が十分とは言えず、トモシンセシスの断層厚測定においては、前述の SAW 法により Slice sensitivity profile (SSP) を算出、この半値幅を断層厚と定義していた。ただし、前述のように、この手法は再現性に問題がある。そこで、CT の SSPz 測定法の一つである微小金属球 (ビーズ) 法をトモシンセシスにおける断層厚測定法として用いる。

ここでは直径が 0.3mm のステンレス製ビーズを使用したビーズ法を例として示す。撮影配置を Fig.8 に示す。散乱体のアルミ板は、得られる SSP の頭打ちを避けるために使用する。ビーズ径は再構成後のトモン

ンセシス画像のピクセルサイズと同等、もしくはそれよりも小さい径とする。再構成画像のビーズ中心座標のデジタル値を天板に対して垂直方向へ取得し、プロットすることで SSP を求め、この SSP の半値幅を断層厚と定義する。一般に、Screen/film 系の断層撮影の場合と同様に、撮影時の X 線管振角を大きくすると、断層厚は小さくなる。

この手法の問題点として、断層像の中心の断層厚しか測定できないことが挙げられる。トモシンセシス画像では、撮影対象への X 線の斜入の影響で測定位置により測定結果が異なる可能性がある。しかし、ビーズを照射野内の辺縁に配置するとビーズが FPD に常に斜入し、再構成画像上でビーズの座標がスライス毎に異なってくる。従って、上記の方法では SSP を取得できない。同一のシステムの中で、面内の断層厚変化を評価する場合には、現状では SAW 法が適していると考ええる。

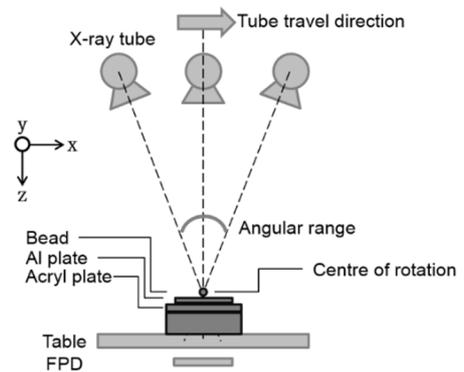


Fig. 8 断層厚測定

#### 4. 焦点の拡大

トモシンセシスでは、制限角度内を走査する際、X 線を照射し続けている。従って、トモシンセシス撮影中の実効焦点は X 線管移動方向に拡大していると考えられる。焦点の拡大は鮮鋭性へ直接影響するため、これを測定し既知とする必要がある。EUREF のガイドラインに focal spot motion として記載があり、焦点の拡大は次式により求められる。

$$d_m = 2h \times \theta_m \times \frac{t_{proj}}{t_{scan}}$$

ここで、 $d_m$  : 拡大した焦点の大きさ、 $\theta_m$  : X 線管振角、 $h$  : 焦点-X 線管回転中心間距離、 $t_{proj}$  : 1 曝射の撮影時間、 $t_{scan}$  : 全照射時間である。また、Qian ら<sup>16)</sup>は 0.1mm のピンホールで、Zhao ら<sup>5)</sup>は 0.01mm のスリット像から焦点の拡大を算出している。しかし、筆者の経験上、少なくとも X 線 TV 系のトモシンセシスではピンホール像やスリット像は得られなかった。また JIS 規格に準拠し焦点サイズを測定するには X 線フィルムを用いるが、トモシンセシスではフィルムに十分な濃度を与えることは困難である。従って、既存の手法では撮影中の拡大した焦点を実測することは不可能であると考えられる。そこで、ここでは簡便な計測法として、projection image の MTF を用いた手法を紹介する。

Fig.9 に示すように、寝台やグリッドを除去し、FPD に直接エッジを配置した場合と、高さ  $h$  に配置した場合でそれぞれトモシンセシス撮影を行う。このとき  $h$  は拡大率に応じて任意に設定する (Safire の場合、拡大率 1.15→145mm, 1.25→215mm)。撮影線量を 95kV, 3.2mAs, 18msec として求めた MTF の例を Fig.10(a)に示す。ここで、密着撮影した MTF を contacted MTF, 拡大撮影した MTF を enlarged MTF, x1.15 および x1.25 はその MTF が得られた拡大率を示す。拡大撮影されたエッジから

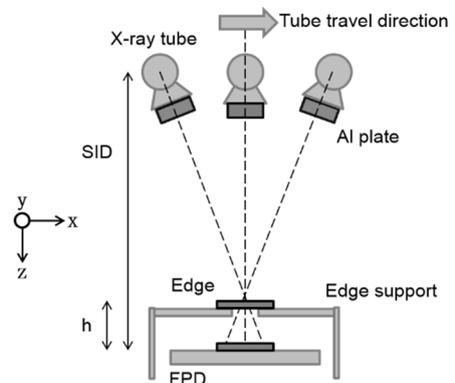


Fig. 9 エッジの配置位置

算出される MTF は X 線管移動に伴うボケと拡大撮影によるボケを含んでいる. この拡大撮影によるボケは次式により補正される.

$$f_0 = f_i \times M$$

ここで,  $f_0$ ,  $f_i$  はそれぞれエッジ配置高さ (object plane, op), 検出器面 (image plane, ip) における空間周波数で,  $M$  は拡大率である. この補正により図中の実線のようになり, contacted MTF と enlarged MTF の商が焦点の MTF (focal MTF) となる (Fig.10(b)). また, 拡大率  $M$  における MTF より算出された焦点の MTF の空間周波数軸は,

$$f_f = f_0 \times \frac{M - 1}{M}$$

により補正される. ここで,  $f_f$  は焦点面 (focal plane, fp) における焦点の空間周波数である. これらの過程により焦点面における焦点の MTF が算出できる (Fig.10(c)). この時, 異なる拡大率であっても算出される focal MTF は同一となるはずである. 図に示したように, 多少の誤差はあるが, 両者はほぼ一致した. これらの平均値を最終的な focal MTF とし, あらかじめ求めていたワンショットの focal MTF と比較すると Fig.15(d)となる.

最も近似できる SINC 関数 (図中破線) を求めると 3.18mm となり, これが目的となるトモシンセシス撮影中の拡大した実効焦点サイズとなる. SINC 関数による近似は矩形の Line spread function を想定しているため<sup>17)</sup> 実測値とは異なると考えられるが, 様々な装置で応用可能であり, 測定法として推奨されるべきだと考える.

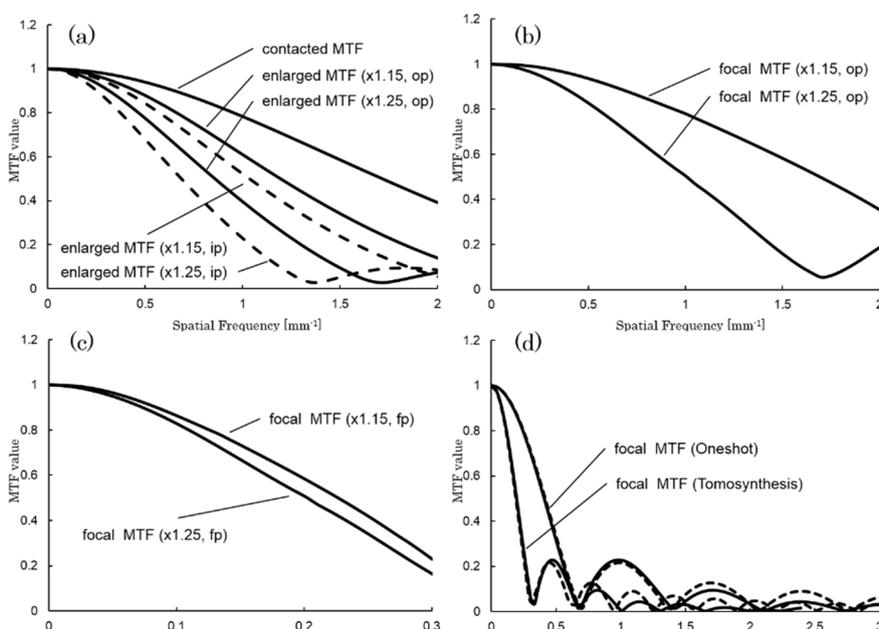


Fig. 10 focal MTF の計算過程

## 5. おわりに

本稿では数ある物理評価の中から数項目について言及した. 空間分解能についてはデジタル値を直接用いている点で, 今後も再考が必要である. またノイズ特性として Noise power spectrum (NPS) を算出している報告もある. NPS についても projection image と reconstruction image で評価している報告に分かれる. また projection image を用いて MTF や NPS を求めた報告では, Detective Quantum Efficiency を算出しているが<sup>5,6)</sup>, この際には入射光子数を推定する手段が必要となる. 以上のように, トモシンセシスにおける物理評価法は論文の増加に伴って拡大する傾向にある. EUREF のような日本国内における測定のガイドラインの整備が早急に求められている.

1) Ziedses des Plantes BG. Eine neue method zur differenzierung in der roentgenographie

- (planigraphie). *Acta Radiol.* 1932;13:182-92.
- 2) Grant DG. Tomosynthesis: a three-dimensional radiographic imaging technique. *IEEE Trans Bio Eng.* 1972;10:20-8.
  - 3) European Reference Organization for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services. Protocol for the quality control of the physical and technical aspects of digital breast tomosynthesis system Draft version 0.15. 2014.
  - 4) Zhou J, Zhao B, Zhao W. A computer simulation platform for the optimization of a breast tomosynthesis system. *Med Phys.* 2007;34(3):1098-109.
  - 5) Zhao B, Zhao W. Imaging performance of an amorphous selenium digital mammography detector in a breast tomosynthesis system. *Med Phys.* 2008;35(5):1978-88.
  - 6) Olgar T, Kahn T, Gosch D. Quantitative image quality measurements of a digital breast tomosynthesis system. *Fortschr Rontgenstr* 2013;185:1188-94.
  - 7) Michael JF, Robert M, Joseph B, et al. Spatial resolution of X-ray tomosynthesis in relation to compared tomography for coronal/sagittal images of the knee. *Proc.of SPIE* 2007;6510:65100D-1.
  - 8) Li B, Saunders R, Uppaluri R. Measurement of slice thickness and in-plane resolution on radiographic tomosynthesis system using modulation transfer function (MTF). *Proc of SPIE* 2006;6142:61425D-1.
  - 9) Marshall NW, Bosmans H. Measurements of system sharpness for two digital breast tomosynthesis systems. *Phys Med Biol.* 2012;57:7629-50.
  - 10) Qian X, Tucker A, Gidcumb E, et al. High resolution stationary digital breast tomosynthesis using distributed carbon nanotube X-ray source array. *Med Phys.* 2012;39(4):2090-9.
  - 11) Gomi T, Nakajima M, Umeda T. Wavelet denoising for quantum noise removal in chest digital tomosynthesis. *Int J CARS* 2013.
  - 12) Samei E, Flynn M, Reimann D. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. *Med Phys* 1998;25(1):102-13.
  - 13) Li B, Avinash G, Eberhard J, et al. Optimization of slice sensitivity profile for radiographic tomosynthesis. *Med Phys* 2007;34(7):2907-16.
  - 14) Samei E, Murphy S, Richard S. Assessment of multi-directional MTF for breast tomosynthesis. *Phys Med Biol* 2013;1649-1661.
  - 15) Kennedy B. Factors determining the thickness of cut in tomography. *Radiology* 1951;17:190-2.
  - 16) Qian X, Rajaram R, Calderon-Colon X, et al. Design and characterization of a spatially distributed multibeam field emission X-ray source for stationary digital breast tomosynthesis. *Med Phys* 2009;36(10):4389-99.
  - 17) 守屋雅光, 吉田彰, 大北和夫. 乳房撮影専用 X 線装置の基本特性(実効焦点の測定). 日本放射線技術学会 1994;50(11):1839-46.

# トモシンセシスの撮影パラメータ

東京女子医科大学東医療センター 放射線科

油原 俊之

## 1. はじめに

トモシンセシスは、断層撮影を応用し1回のデータ収集によって、受光面に平行な任意の断層面を再構成することを可能とした技術である。FPDとの組み合わせが実現し、高い空間分解能で周辺歪みのない画像の描出が可能となった。

一方、データ収集の振角制限があるために、CTのような画像再構成に必要な十分なデータを得ることができないトモシンセシスには、再構成画像に独自のアーチファクトが生じる。このためアーチファクトの特性を認識することと、この要因となる撮影パラメータとの関係を理解することがトモシンセシスの撮影を適切に施行するには必要不可欠となる。

本稿では、トモシンセシス撮影のパラメータである総線量・照射回数・振角・回転中心そして走査方向について、画像に対する影響および効果について解説する。

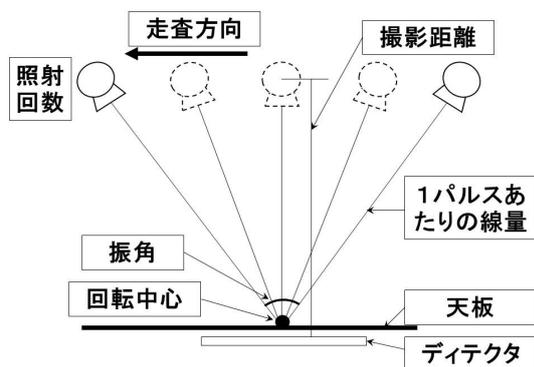
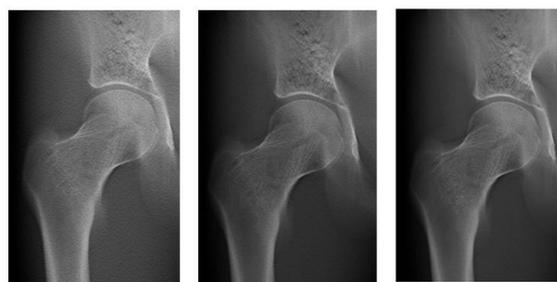


図1 トモシンセシスの撮影パラメータ



a: 単純撮影×1 b: 単純撮影×3 c: 単純撮影×5

図2 総線量の違いによる画質の変化

単純撮影の適正線量に対し総線量を3倍・5倍と変化させて撮影した股関節前額断のトモシンセシス画像。単純撮影の線量と同等の総線量では画質に問題があるが (a)、3倍を超えると徐々に改善され (b)、5倍で安定している (c)。

## 2. 総線量

総線量とは1回の走査中に照射される線量の総計で、1パルスあたりの線量と照射回数の積である。再構成画像の画質に影響し、線量の増加とともにノイズが低下する傾向を示す。T. Deller<sup>1)</sup>は、トモシンセシスの再構成画像におけるSNRは主に総線量と相関し、同一総線量であれば照射回数による影響は少ないと報告している。

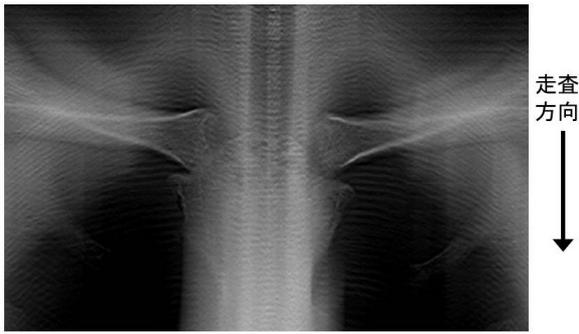


図3 胸鎖関節部に生じたリップル

リップルは、走査方向に垂直に生じるさざ波状のアーチファクトである。

### 3. 照射回数

照射回数とは1回の走査中にパルス照射されデータが収集された回数である。角度あたりの照射回数がリップル (ripple) というアーチファクトに影響するとともに、総線量にも関係する。

リップルとは、走査方向に対し直交して連続する高コントラスト物質によって生じるさざなみ状の障害陰影で、例えば頭尾方向に走査した場合には胸部では肋骨や鎖骨、骨盤では腸骨稜等が発生源となる。トモシンセシスのパルス照射によるデータ収集が主要因である。

角度あたりの照射回数を多くするほどリップルの発生位置は原因物質から高さ方向に離れた断層面で確認される。たとえば胸部冠状断撮影において尾頭方向に走査した場合、鎖骨に起因するリップルが必ず発生する。この発生場所は照射回数が十分に多い場合は後肋骨を超えた断層面まで抑えることができるが、照射回数が少ない場合、観察領域である肺野内で発生することとなり障害陰影となる。一方で手関節など被写体が薄く観察範囲が狭い部位では、リップルの影響を受けにくいため、照射回数を少なくすることも可能である。

総線量に関しては、1パルスあたりの線量時間

積 (mAs) は装置固有の制限があることから、総線量を考慮して照射回数を設定しなければならない。例えば前述の手関節に関して、1パルスあたりの最低線量が 0.25mAs の装置の場合、照射回数を 60 回に設定したときの最低層線量は 15mAs となるが、照射回数を 30 回に設定すると 7.5mAs まで下げることが可能となる。このように、リップルの影響だけを考えると、すべての部位でできるだけ多い照射回数が望ましいと考えがちだが、適正線量を超過した設定にならないよう配慮が必要である。

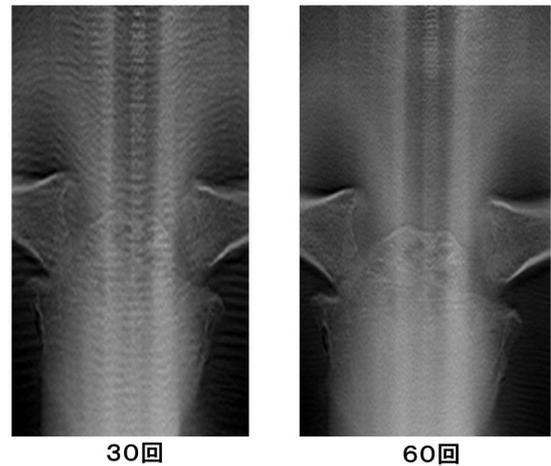


図4 リップルとパルス照射回数

リップルは角度あたりの照射回数と関係し、高さの同じ断層面でも、照射回数 30 回 (左図) ではリップルが多く発生しているが、60 回 (右図) ではあまり生じないことがわかる。

### 4. 振角

振角とは直線断層の走査において、回転中心となる点に対する照射開始点から終了点までの角度である。再構成画像の断層厚と前述のリップルに関係する。

振角と断層厚の関係についてはトモシンセシ

ス以前の断層撮影と同様の傾向を示し、振角を大きくすると薄い断層厚となり、振角を小さくすると厚い画像が得られる

スライス厚に関しては、振角の他に再構成時のフィルタや計算方法（シフト加算法・フィルターバックプロジェクション法・逐次近似法）等の影響も大きい。

また、角度あたりの照射回数がリップル発生位置に影響するため、照射回数が同一であれば、振角が小さい方がリップルの抑制に有利となる。例えば最大照射回数にしてもリップルの障害陰影が問題になる場合は、断層厚的に問題が生じない範囲で振角を小さくすることも有効である。

## 5. 回転中心

回転中心とは振角の中心となる点である。一般的に関心領域の中心とする。例えば四肢の撮影であれば回転中心は天板面から数 cm 上、脊椎の矢状断であれば 15~20 cm 程度の設定とする。

トモシンセシスは1回の走査で多断面の再構成を行なうため、被写体の部位により最大入射角度が異なることとなり、天板側より X 線管側の入射角度が大きくなる。例えば被写体厚 20 cm の頭部の矢状断を撮影距離 100cm で振角 40° 回転中心を天板上として撮影したときに、頭部の天板側は設定どおり振角が 40° であるが、反対側では 49° となる。このことは再構成時の断層厚にも影響する。トモシンセシスの各断面は厳密にいうとすべて厚さが異なる画像ということである。撮影距離を長くすることにより、この影響を少なくすることができる。これらの影響は微かとはいえ、診断の際には配慮を要する。

## 6. 走査方向

走査方向とは、直線断層の走査において X 線管が移動する方向である。再構成画像における残像は走査方向に依存する。残像とは走査方向に対し平行に連続する高コントラスト物質が、この物質の実存しない深さ方向に異なる断層面において流れ像として残る現象である。たとえば長管骨に対して長軸に沿って走査した場合、骨皮質が高コントラスト陰影として残像となるため、深さ方向の違う断層面においても長管骨の径は同一に描出されてしまう。このため 2 点間測定においては、走査方向により測定結果が異なるため、測定部位に合わせて走査方向を選択する必要がある。



長管骨に水平方向

長管骨に垂直方向

図5 走査方向による断層画像の違い

同一の高さの断面において、水平に走査した画像（左図）と垂直に走査した画像（右図）では、脛骨の太さや腓骨の見え方に違いが生じる。

## 参考文献

- 1) T Deller, KN Jabri, JM Sabol, et al: Effect of acquisition parameters on image quality in digital tomosynthesis. Medical Imaging, Vol. 6510 65101L-1, 2007.

## 乳腺トモシンセシスの臨床

聖路加国際病院附属クリニック・予防医療センター 秋山 忍

### 1. はじめに

近年トモシンセシスを搭載したデジタル乳房X線装置が普及しはじめている。当施設では聖路加国際病院と、隣接する聖路加国際病院附属クリニック・予防医療センターにそれぞれ1台ずつ計2台のトモシンセシスを搭載した乳房X線装置が稼働している。

2012年9月に病院にHologic社製Selenia Dimensions（以下Dimensions）が導入され、約1年後の2013年12月にGEヘルスケア社製SenoClaireが予防医療センターに導入された。現在、両施設において、診療・検診の場でそれぞれ稼働している。

### 2. 装置の性能

2台の装置は同じトモシンセシスであっても装置メーカーが異なるため受像器はもちろん、管球の振り角・撮影時間・画像再構成方法等、その操作性には大きな違いがある。（Table 1）

Table 1 各装置の比較

	振り角	投影数	管球の動き	再構成	再構成方法	ターゲット	フィルタ
Dimensions	15°	15	Moving	1mm	FBP	W	Al
SenoClaire	25°	9	Step & shoot	0.5mm/10mm	IR	Mo/Rh	Mo/Rh

それぞれの装置の特性により当院でのトモシンセシスの運用方法は、病院と予防医療センターでは異なっている。

病院ではCCとMLOの従来のマンモグラフィ撮影（以下2D）に加え、CC・MLOともにトモシンセシスの撮影を行っている。一方、予防医療センターではCC・MLOの2Dに加えMLOのみトモシンセシスの撮影を行っている。病院は診療目的の撮影であることに加え、使用しているDimensionsはフェイスガードが装置本体の支柱部分に固定されており、トモシンセシス撮影時にも管球とともに移動しない構造となっているためCC撮影も容易に行えるためである。

またトモシンセシスの撮影時間についても若干の差がある。Dimensionsはトモシンセシスの撮影時間はおおむね4秒程度で、コンボモードと呼ばれる2Dとトモシンセシスを同じ一度の圧迫で連続して撮影できるモードを備えている。一方SenoClaireはトモシンセシスの撮影時間は10秒程度、同じ圧迫で2Dとトモシンセシスを撮影するためには圧迫板の自動解除をOFFに切り替えてから撮影する必要があり、検査の所要時間にも違いがある。

### 3. 症例

トモシンセシスは多方向から複数回の撮影をし画像再構成をおこなうことで複数断層画像を得られるため、従来の2D画像と比べ、乳腺の重なりの影響等が少なくでき診断に有用な画像が得られることが期待されている。当施設ではこれまでに病院で約4600名、予防医療センターで約600名のト

モシンセシス撮影をおこなってきた。

これまでの撮影のなかで、診療・検診それぞれでトモシンセシスが有用であったと思われる症例を紹介する。

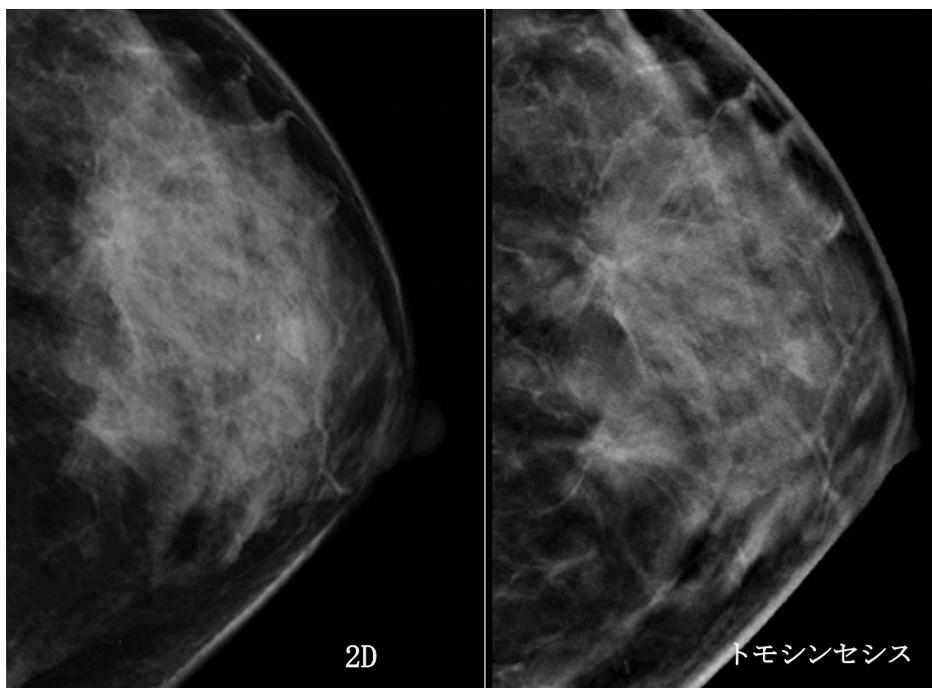


Fig1 浸潤癌(2重癌)

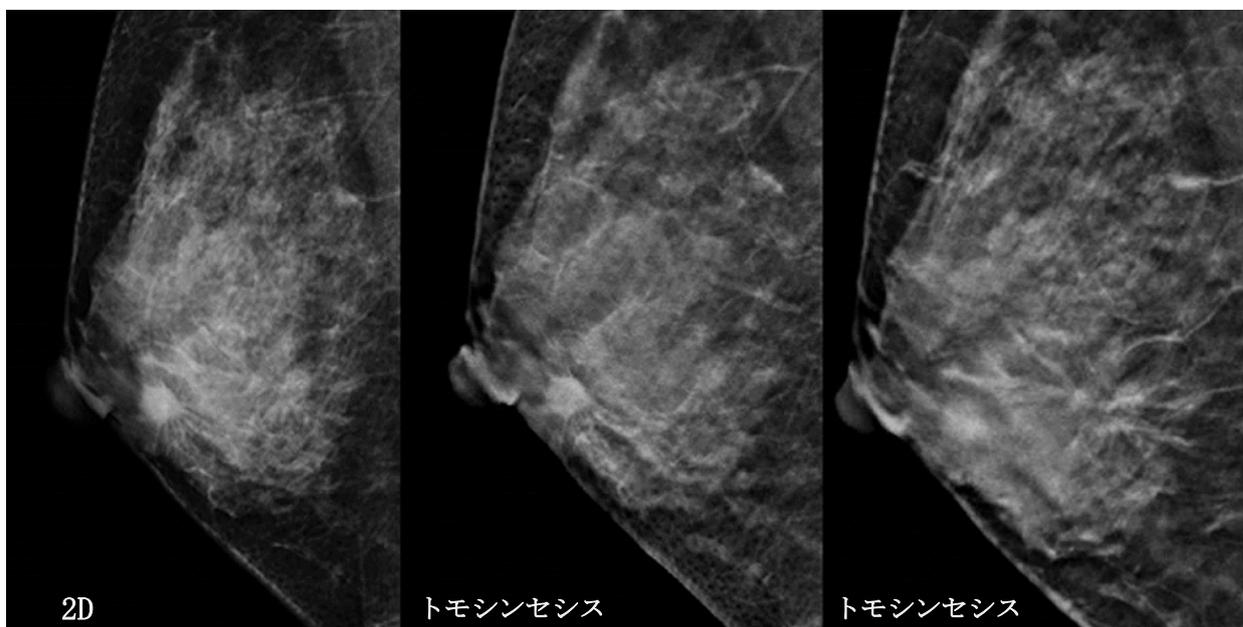


Fig2 浸潤癌

構築の乱れはトモシンセシスでより詳細に描出されることが多い。2Dでも認識できるが、トモシ

ンセシスでよりはっきり周囲の組織との関係がわかる症例や (Fig1)、2Dでは認識し難い構築の乱れがトモシンセシスで確認できる症例もあった。(Fig2)

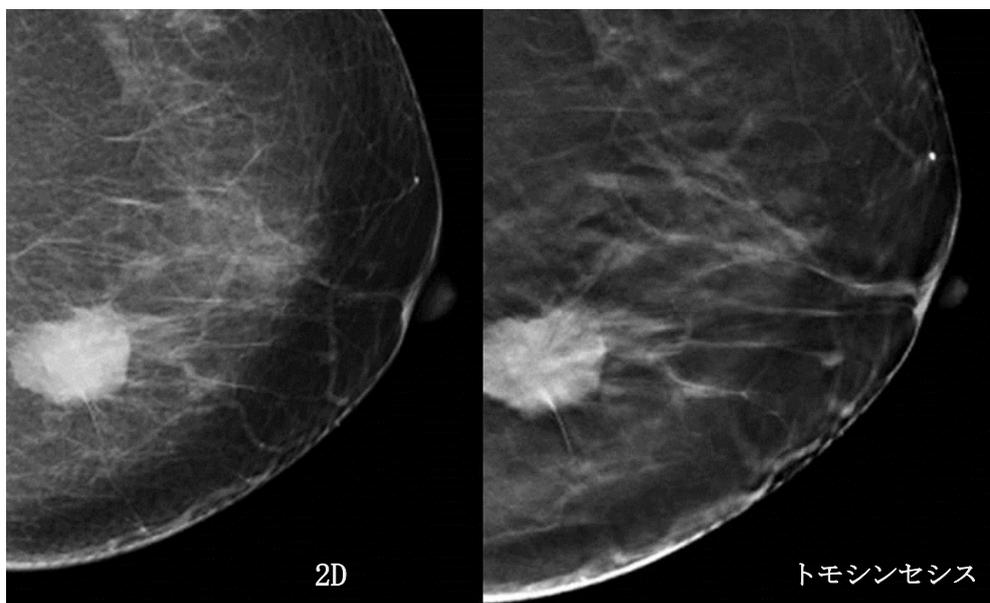


Fig3 浸潤癌

また、トモシンセシスの画像をあわせて読影することで、カテゴリーが変更になる症例もあった。Fig3は2Dのみではカテゴリー4であったが、トモシンセシスで腫瘍辺縁の性状がよりはっきりとしカテゴリー5になった症例である。

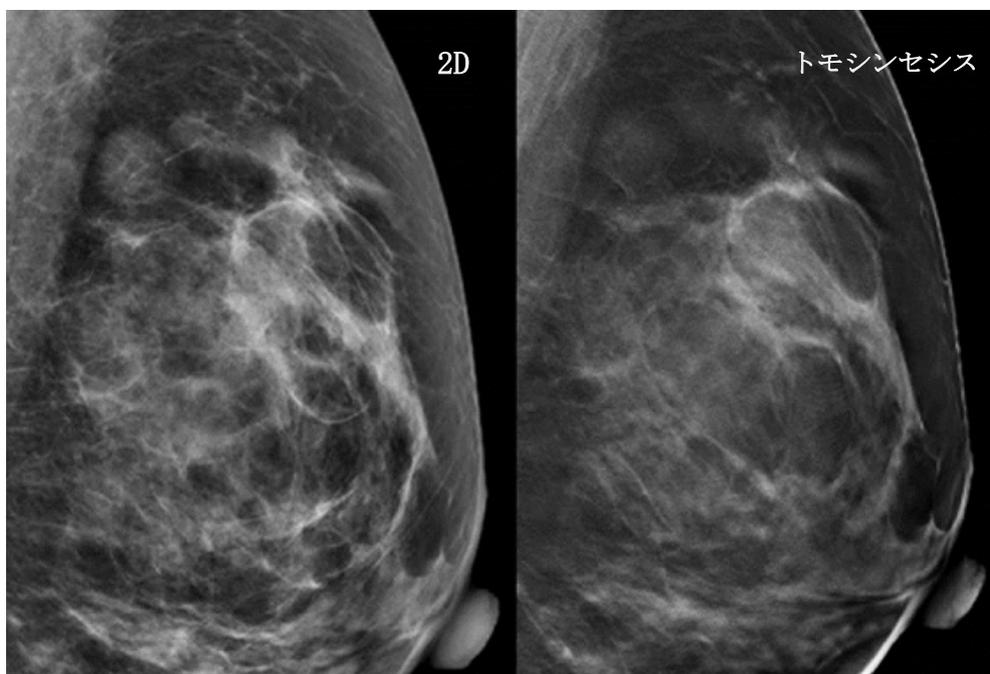


Fig4 乳腺

検診では、局所的非対称性陰影（FAD）で2Dのみでは乳腺か腫瘍か迷う症例でトモシンセシスにより乳腺の重なりであると確信でき精査が不要になった例もあった。（Fig4）

その一方で2Dでははっきりしない腫瘍がトモシンセシスで鮮明に見えてしまうことで要精査となった良性腫瘍（嚢胞）もあった。（Fig5）

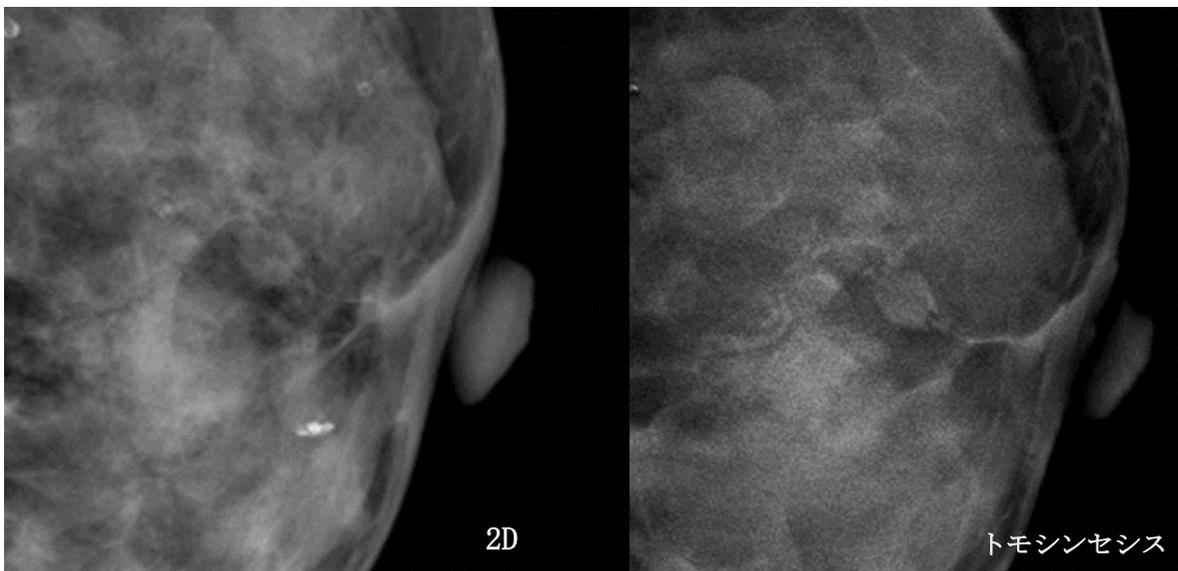


Fig5 嚢胞

#### 4. まとめ

トモシンセシスが有用であった症例を紹介したが、実際には撮影したすべてにおいてトモシンセシスが有用であったというわけではない。しかし病院（診療）ではトモシンセシスを撮影することにより、ポジショニングが適切におこなわれ関心部分が撮影範囲内にすべて写し出されていれば追加撮影をおこなわないことも多くなった。

しかし検診ではトモシンセシスによって精査が不要となった症例も数例あったものの、現在までの当施設の経験では2D以上に有用な情報を得られたケースは少なかった。

トモシンセシスの被曝線量は2Dと同等で2Dとあわせても3mGy以下である、といわれるが、2Dに加えて撮影する以上はその分有益な検査でなければならないと考える。

#### 参考文献

- 1) 落合是紀, Andrew Smith : 乳房トモシンセシスの最適化 MEDIX56:36-42 (2012)
- 2) 角田博子, 小山智美 : 乳房トモシンセシス SeleniaDimensions の初期使用経験 MEDIX55:24-29 (2011)

## 整形外科領域におけるトモシンセシス画像の臨床研究

札幌医科大学附属病院 放射線部 高島 弘幸

### 1. はじめに

従来、一度の X 線管球の走査により一断面の画像を得ていた X 線断層撮影は、直線および多軌道断層装置を用いて様々な部位に応用されていた。しかし、CT 装置の普及および技術の進歩により multi planar reconstruction (MPR) 像が容易に得られるようになり、断層撮影が臨床に用いられることは少なくなった。一方、flat panel detector 装置の普及により、デジタル断層撮影技術であるトモシンセシスが登場し、再び断層撮影が臨床に用いられるようになってきた。従来用いられていた X 線断層撮影と大きく異なるのは、一度の X 線管球走査で数十枚の連続断層像によるボリュームデータを得ることが可能である。また、トモシンセシスは CT と比較し、金属アーチファクトが少ない断層像が得られ、被ばく線量が抑えられるという利点から、様々な部位における有用性が期待されている。とくに整形外科領域では、他モダリティでは評価困難な体位および動的因子を考慮した断層像や金属デバイス挿入後の radiolucent zone の評価に関する報告が散見される<sup>1,2)</sup>。現在、国内で承認され、トモシンセシスが搭載されている装置は、乳房撮影装置を除くと、一般撮影装置と X 線 TV 装置である。

当院のトモシンセシス搭載装置は、GE 社製 XR 650 という一般撮影装置である。トモシンセシスを臨床に用いる上で我々が最初に目指したのは、単純 X 線撮影では得られない、または CT から置き換えられる情報を得ることであり、これらの検討のためにファントム実験や臨床評価を行った。本稿では、それらの内容の一部を紹介し、整形外科領域におけるトモシンセシスの展望および課題について考えたい。

### 2. GE 社製 XR650 について

一般撮影装置であり、トモシンセシス使用時の X 線管球の走査方向は、臥位システムでは、寝台に対して長軸方向のみであるが、立位システムを使用した場合には、長軸（上下）方向と左右方向の撮影も選択可能である。撮影は、ポジショニング後、トモシンセシス撮影を行う体位にてスカウト撮影を行う。この際、auto exposure control (AEC)にて mAs 値（スカウト mAs）が決定される。さらに、トモシンセシス撮影時における mAs 値は、このスカウト mAs に dose ratio (DR)を積算したものとなる。すなわち、DR はトモシンセシスの被ばく量および画質を左右する重要なパラメーターであり、1~25 まで設定可能である。また、画像再構成のパラメーターとして、sampling factor (SF) がある。SF は、大きくなるにしたがい、みかけの断層厚は厚くなり解像度は低下するが、アーチファクトやノイズは低減する。

### 2. 人工膝関節 (TKA) における評価

## 2-1. 大腿骨上顆軸撮影法

TKA 術後の屈曲バランスなどの評価として、大腿骨コンポーネントの回旋設置角度 (condylar twist angle : CT angle) の評価が重要である<sup>3)</sup>。CT angle の評価は、金粕らが報告した単純 X 線撮影による大腿骨上顆軸撮影法<sup>4)</sup> や CT が用いられてきた。しかし前者は、骨の重なりなど、後者は金属アーチファクトによりそれぞれ内・外上顆の指摘が困難な場合があった。トモシンセシスはこれらの問題点を解決できる可能性があると考え、検討を行った。はじめに、撮影条件の検討を行うため、TKA を置換した豚骨ファントムを作成した。X 線管球の走査方向は、臨床での使用を考慮し、立位システムの左右方向とし、管電圧および DR を変化させ、contrast to noise ratio (CNR) および内・外上顆の指摘の可否について視覚評価を行った。CNR および視覚評価の結果より、画質および被ばく線量を考慮し、管電圧 90kV, DR12 とした。臨床例を図 1 に示す。単純 X 線写真では、骨の重なりにより内上顆の指摘が困難であるが、トモシンセシスでは、内・外上顆の指摘が容易であった。今後、CP angle を評価する上で、有用な方法であると考えられた。

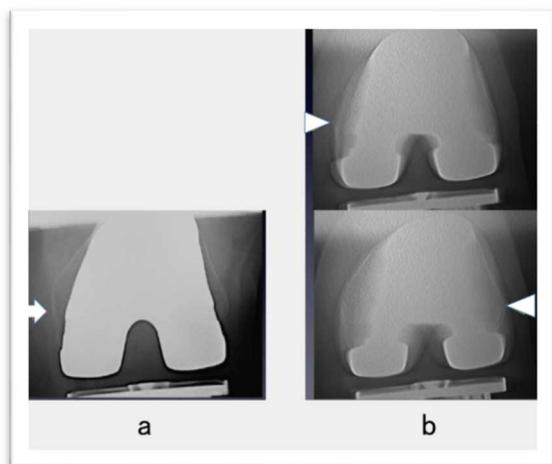


図 1. 大腿骨上顆軸撮影法

a. 単純 X 線

内上顆が骨の重なりにより指摘が困難である (矢印).

b. トモシンセシス

内・外上顆の指摘が容易であり、CP angle が計測可能である (矢頭).

## 2-2. 関節弛みの評価

トモシンセシスが登場して以来、TKA などの人工関節のゆるみの評価に関する報告が散見される<sup>1,5)</sup>。前述したように、トモシンセシスは CT と比較し、金属アーチファクトが軽減できることが利点である。当院でもこれらの有用性を臨床に用いるために検討を行った。しかし、単純 X 線写真上、人工関節周囲には明らかに低吸収域がなく、ゆるみが疑われない症例においても、トモシンセシスでは、低吸収域が存在し、診断に難渋する症例があった (図 2)。

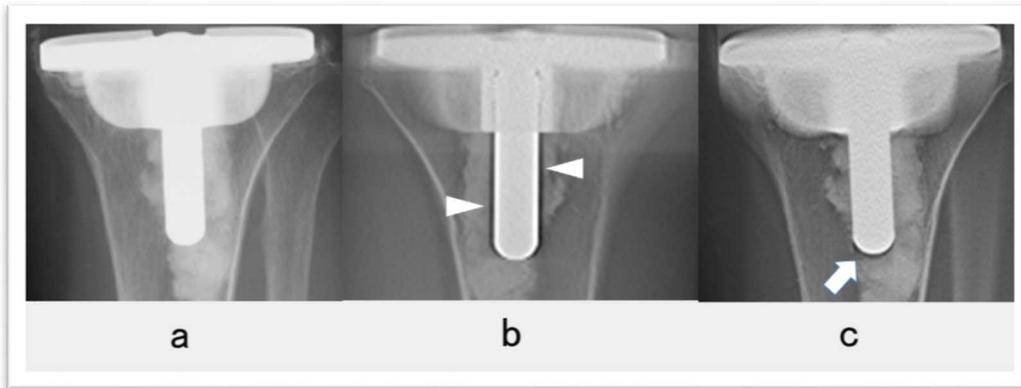


図 2. 人工膝関節のゆるみ評価

a. 単純 X 線

b. トモシンセシス (a と同日に撮影)

矢頭部分に低吸収域を認め、ゆるみが疑われるが、a では指摘することが困難である。

c. トモシンセシス (a, b と別日に撮影)

矢印部分に低吸収域を認めた。

筆者らは、これらの原因として金属デバイスと X 線管球走査方向の位置関係に着目し、検討を行った。TKA を置換した豚骨ファンムおよび屍体の膝関節を使用し、X 線管球走査方向を変化させ、人工関節周囲と関節裂隙の描出の違いについて検討を行った。人工関節がない場合の関節裂隙などの評価には、観察目的部位に対して、X 線管球を垂直走査としたほうが描出は良好であった (図 3)。一方、人工関節では、低吸収域が存在し得る人工関節周囲部位に対し、X 線管球を平行走査としたほうがアーチファクトを軽減できることが明らかとなった (図 4)。以上より、トモシンセシスでは、金属デバイスの有無や目的部位により適切な X 線管球走査方向は異なることが示唆された。

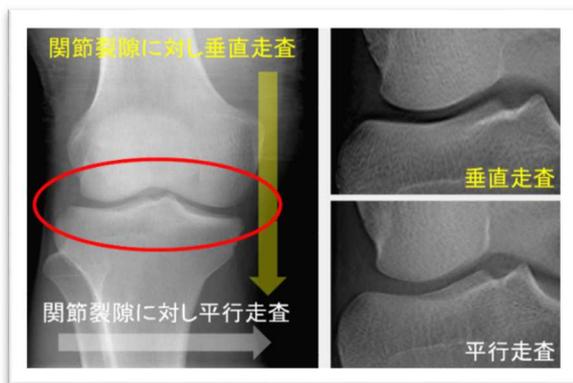


図 3. 関節裂隙の描出と X 線管球走査方向の関係  
平行走査に比べ、垂直走査で関節裂隙のコントラストが良好であった。

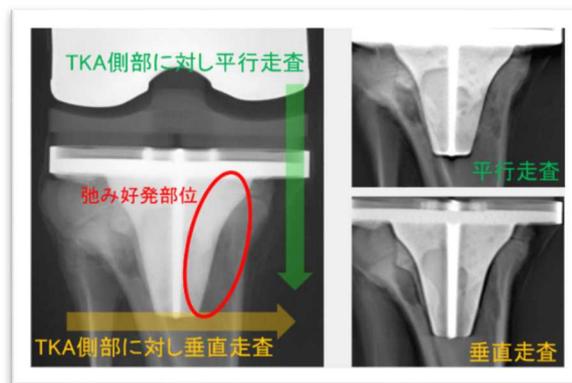


図 4. TKA 側部の描出と X 線管球走査方向の関係  
垂直走査では TKA 側部に低吸収アーチファクトが認められた。

### 3. 脊椎

#### 3-1. 腰椎不安定性の評価

腰椎変性疾患の術式には主に固定術や除圧術がある。術式を検討する際に腰痛不安定性を評価することが不可欠である。腰椎不安定性の評価は通常、単純 X 線動態撮影で行われるが、変性側弯などの脊椎変形や骨質により、評価の基準となる椎体辺縁の同定が困難な症例が存在する（図 5）。

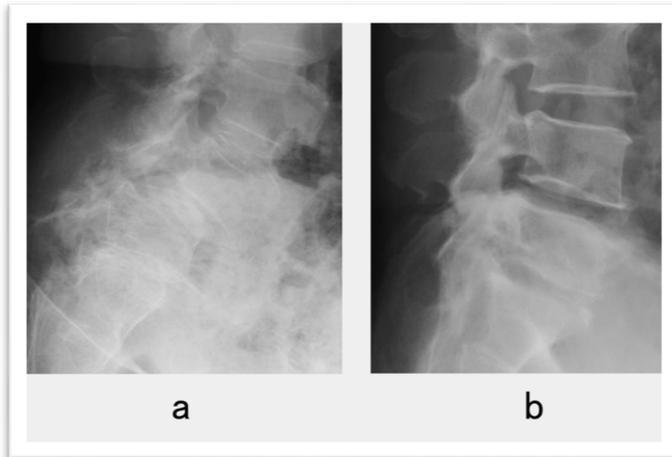


図 5. 不安定性の評価が困難な症例

- a. 変性側弯と骨質により椎体辺縁が指摘困難
- b. 変形により L5 後縁の指摘困難

筆者らは、腰椎不安定性評価におけるトモシンセシスの有用性を検討するため、ファントム実験および臨床応用を行った。はじめに、京都科学社製 CT 人体ファントム CTU-4 型と OSL 線量計を用いて、被ばく線量の計測と画質の検討を行った。本検討の結果より、管電圧 110kV, DR4, SF3 が最も低線量で椎体辺縁が評価することが可能であり、デフォルト条件よりも約 4 分の 1 の線量低減が可能であった。本条件を用いた臨床での検討では、単純 X 線写真よりもトモシンセシスの方が椎体辺縁の評価が容易であり（図 6）、腰椎不安定性評価におけるトモシンセシスの有用性が示唆された。

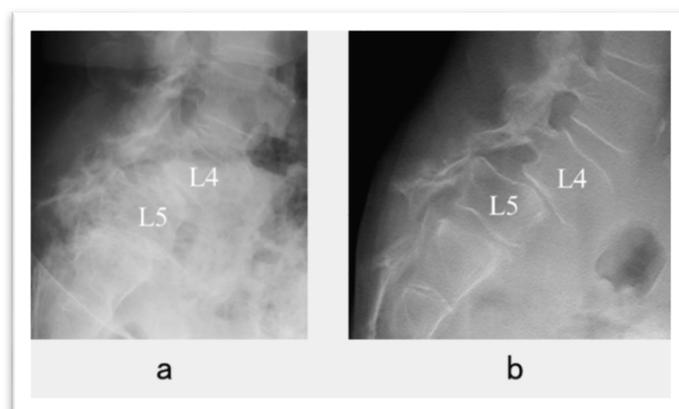


図 6. 不安定性評価における単純 X 線とトモシンセシスの違い

- a. 単純 X 線
- b. トモシンセシス

トモシンセシスでは椎体辺縁が良好に描出された

#### 3-2. 腰椎体間固定術後の骨癒合評価<sup>6)</sup>

腰椎椎体間固定術は、腰椎不安定性を有する脊柱管狭窄症で広く行われている手術である。pedicle screw (PS) と局所骨などを挿入した椎体間 cage を用いて、椎体の安定性を確保することを目的としている。これらの椎体間骨癒合評価は、単純 X 線や CT を用いて行われている。単純 X 線では側面の動態撮

影における椎体可動性や、PS 周囲の radiolucent zone の有無について、CT では MPR における cage 内の移植骨と椎体との骨連続性などが骨癒合判定に用いられている。これらの評価をトモシンセシスに置き換えることの可否について、トモシンセシスと CT について比較し、検討を行った。PS 挿入部における screw と骨との連続性の描出は、トモシンセシスと CT で同等であり、いずれも PS 周辺にはアンダースhootアーチファクトと考えられるダークバンドが発生した (図 7)。また椎体間 cage 内の移植骨と椎体の連続性は、トモシンセシスより CT で高い傾向であり、トモシンセシスでは、パーシャルボリューム効果が大きいことが原因として考えられた (図 8)。本研究の結果から、トモシンセシスは、椎体間 cage 内の評価は十分ではないが、PS 周囲の radiolucent zone の有無の評価は CT と同等であるため、検査目的によっては CT から置き換えが可能であることが示唆された。

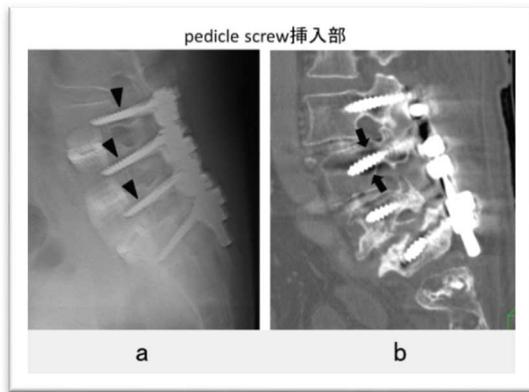


図 7. pedicle screw 挿入部におけるトモシンセシスと CT の違い

- a. トモシンセシス
- b. CT

いずれも PS 周囲にダークバンドが認められた (矢頭、矢印)

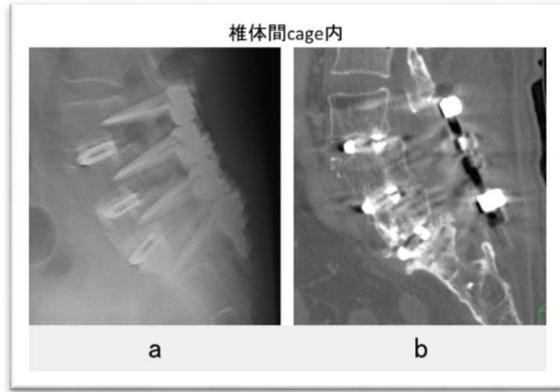


図 8. 椎体間 cage 内におけるトモシンセシスと CT の違い

- a. トモシンセシス
- パーシャルボリュームにより椎体間 cage 内の評価は困難
- b. CT

局所骨と椎体の骨癒合が確認された

#### 4. その他

##### 4-1. 遠位脛腓靭帯結合部荷重撮影<sup>2)</sup>

遠位脛腓靭帯結合部 (distal tibiofibular syndesmosis: DTFS) は、前下脛腓靭帯、骨間靭帯、後下脛腓靭帯で構成される。遠位の脛骨と腓骨を連結し、足関節の安定性だけでなく、可動域や荷重伝達機構に関与している。前下脛腓靭帯損傷の際、足関節背屈位で荷重することによって脛腓間拡大を認めることがある。単純 X 線撮影では mortise view 撮影を行うが、脛骨と腓骨の重なり方によって脛腓間の裂隙が明瞭に描出されないことがある。

筆者らは、足関節背屈位荷重でのトモシンセシス撮影を行い、脛腓間距離の計測を試みた (図 9)。脛腓間の裂隙は明瞭に描出され、健常人では足関節背屈位荷重によって臥位より平均 0.7mm の開大が認められた。トモシンセシスでは、荷重による足関節背屈位撮影が可能であり、前下脛腓靭帯損傷による脛腓間の評価に有用であることが示唆された。

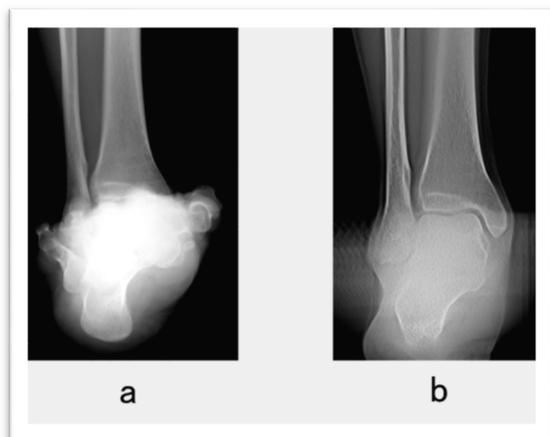


図 9. 脛腓間計測のための背屈位による荷重撮影

a. 単純 X 線

重なりにより脛腓間の計測が困難である.

b. トモシンセシス

脛腓間の裂隙が明瞭に描出されている.

#### 4-2. 距骨下関節不安定症の評価

距踵関節など骨の重なりや複雑な形状の部位は、単純 X 線撮影では評価が困難な場合がある。トモシンセシスでは、距踵関節を明瞭に描出することが可能である (図 10)。



図 10. 距踵関節撮影

a. 単純 X 線

重なりにより距踵関節は観察困難である.

b. トモシンセシス

距踵関節裂隙が明瞭に観察可能である.

筆者らは、後足部内外反ストレストモシンセシス撮影を行い、距踵関節を評価した (図 11)。その結果、健常人の距骨下関節内外反可動域は 15 度程度であった。<sup>7)</sup> 足関節外傷後に後足部内外反ストレストモシンセシス撮影を行い、15 度以上の可動性を有する場合は距骨下関節不安定症の可能性も考えられる。

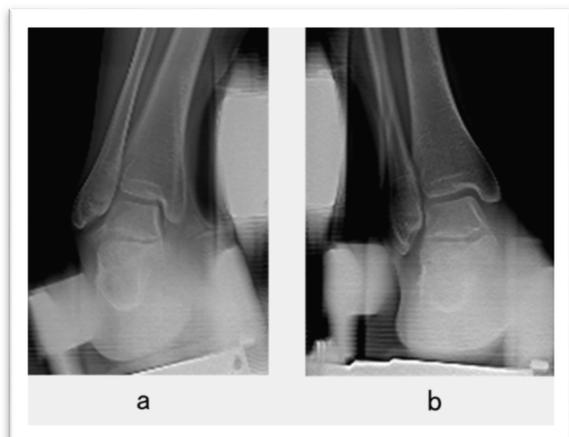


図 11. 距骨下関節ストレス撮影

a. 内反ストレス

b. 外反ストレス

### 4-3. 骨折、軟骨損傷

単純X線像で評価が難しい足関節内骨折の転位評価などにトモシンセシス有用なことがある。単純X線検査に加えて撮影することで治療に重要な情報を得られる可能性がある。また、単純X線側面像では重なる内果、距骨、外果が分離して描出されるため、内果や外果の遠位における骨折形態が把握しやすい(図12)。

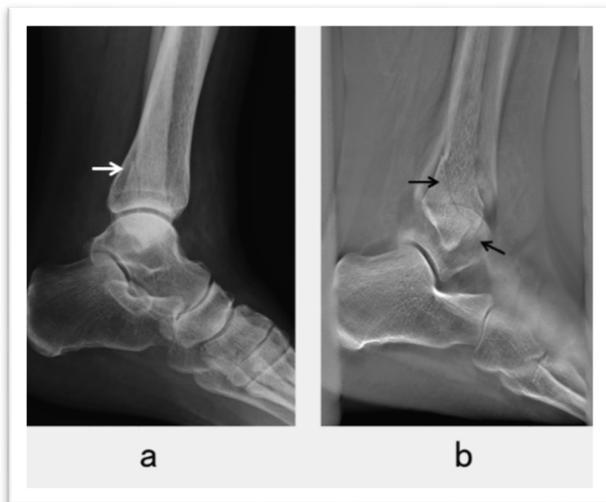


図12. 足関節外果骨折

a. 単純X線

脛骨および距骨の重なりにより骨折部全体の描出は困難である。

b. トモシンセシス

骨折形態の全体像が把握可能

単純X線像で骨透亮像を認める距骨骨軟骨損傷の症例を図13に示す。トモシンセシスでは距骨滑車の内側に骨軟骨片を認め、その周囲の骨硬化像が明らかである。骨軟骨片と母床の状態を把握することができるため、術式の選択に必要な情報を得ることができる。

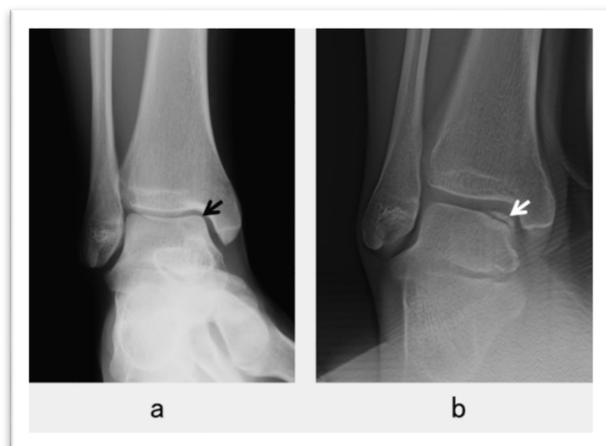


図13. 距骨骨軟骨損傷

a. 単純X線

b. トモシンセシス

## 5. おわりに

当院で検討した整形外科領域におけるトモシンセシスの臨床応用について紹介した。とくに、通常の単純X線では評価が困難なもの、またはCTから置き換えられる可能性があるものを中心に述べた。とくに整形外科領域では、他モダリティでは評価困難な動的因子を考慮した断層像ということで考えると、臨床的有用性はさらに拡大すると考えられる。トモシンセシスの利点としてとくに被ばく線量が少ないこ

とが挙げられるが、これは CT と比較した場合であり、単純 X 線撮影に比べると決して少ないとは言えない。トモシンセシスの有用性に関しては、様々な報告があるが、被ばくを伴う以上、適応は慎重になるべきである。また当院の装置は、トモシンセシスを一般撮影装置にて行うため、スルーカットも重要であり、画像再構成にかかる時間も問題となるため、ソフトおよびハード面での発展も期待される。

## 6. 謝辞

本稿の作成にあたり、以下の方々に多大なるご協力をいただいた。

札幌医科大学医学部整形外科学講座 寺本篤志氏、竹林庸雄氏、札幌医科大学附属病院放射線部 瀧川明宏氏、赤塚吉紘氏、千葉彩佳氏、今村壘氏にこの場を借りて深謝する。

## 7. 引用文献

- 1) 遠藤精太郎, トモシンセシスによる人口膝関節置換術後の骨と金属の固着状態の評価, MEDICAL NOW (0916-8745)73号 Page56-57, 2013.
- 2) 寺本篤志, 渡辺耕太, 高島弘幸他, トモシンセシスを用いた遠位脛腓靭帯結合荷重撮影, 整形・災害外科 (0387-4095)56巻 12号 Page1509-1512, 2013.
- 3) Yoshino N, Takai S, Ohtsuki Y. et al. Computed tomography measurement of the surgical and clinical transepicondylar axis of the distal femur in osteoarthritic knees. J Arthroplasty ;16(4):493-7, 2001.
- 4) Kanekasu K, Kondo M, Kadoya Y., Axial radiography of the distal femur to assess rotational alignment in total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res.:(434):193-7, 2005.
- 5) 箕田行秀. 新しい断層技術, トモシンセシスを使用した TKA の金属周囲の微小骨欠損の検出. MEDICAL NOW (0916-8745)73号 Page16-1, 2013.
- 6) 高島弘幸, 竹林庸雄. 腰椎椎体間固定術後の骨癒合評価におけるトモシンセシスと CT の比較. GE Today vol.41, 30-31, 2012.
- 7) Teramoto, A. Watanabe, K. Takashima, H. et al. Subtalar joint stress imaging with tomosynthesis. Foot Ankle Spec. volume 7: 3; p182-4, 2014.

## デジタル乳房トモシンセシスの概要

(株)日立メディコ XR マーケティング本部 製品企画グループ 田上 祥子

### 1. はじめに

デジタル乳房トモシンセシスは、圧迫された乳房を短時間でスキャンし複数の角度で静止画像を収集する三次元撮影技術である。収集した個々の画像は一連の断層像に再構成され、一画像ずつまたは連続的にシネモードで表示する。

再構成されたトモシンセシス画像は従来の X 線マンモグラフィ撮影における組織の重なりや構造ノイズに起因する問題を減少あるいは排除することができる。また、診断や検診精度の改善、再検査の減少、放射線科医の確信度向上および 3D での関心領域の特定など多くの効果が期待でき、有用性の報告が国内外で増えてきている。ここでは日立メディコが販売しているトモシンセシス搭載可能な乳房 X 線撮影装置 Selenia Dimensions (米国 Hologic 社製) の技術を元に紹介する。

### 2. トモシンセシスの原理

従来の X 線マンモグラフィ (2D) は、二次元画像のモダリティである。2D 画像では、関心領域の上下の組織の重なりなど、関心領域を視覚化するのが困難な場合がある。

トモシンセシス<sup>1,2,3,4,5</sup>は、組織の重なりを効果的に減少または排除することができる三次元撮影技術である。図 1 に乳房トモシンセシスシステムを搭載した Selenia Dimensions を示す。操作卓とガントリの 2 つのユニットで構成され、トモシンセシス撮影のための特別なアタッチメント等は不要である。乳房を圧迫している間に、複数の角度で短いパルスで X 線を照射し、その投影データを基に、撮影台面に平行なスライス像を構成する。



図 1. 乳房トモシンセシスシステムを搭載した Selenia Dimensions

乳房の異なる高さにある対象物は、各投影像にそれぞれ異なって表示される。図 2 では、二つの対象物(針状および楕円)が、入射 X 線が 0 度のとき重なっているが、0 度以外での収集では二つの対象陰影が画像内でずれている。

トモシンセシス演算処理では、関心領域はお互いの相対的な投影像の適当なずれによって、所定の高さで関心領域を強調する再構成画像を生成する。図 3 に示す例では、一つの特定の高さでの断層像を再構成している。この例では

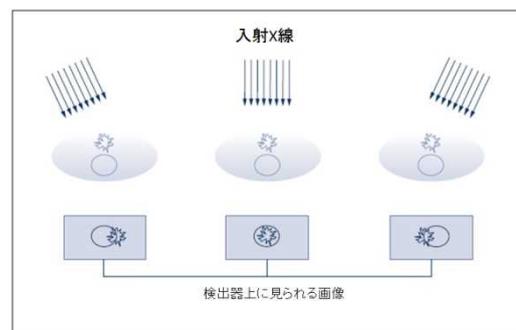


図 2. 組織の重複を低減または排除

各投影像が加算され、針状対象部を強調し、楕円形対象部をぼかすことによってコントラストを減少させる特殊な方法で、他方を相対的にずらしている。

どの任意の高さでも、関心領域の視認性をよくするための追加の収集は必要がない一連の画像収集により得られたデータで全断層像を生成できる。

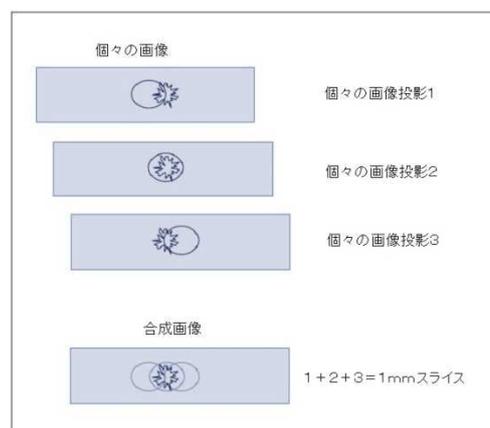


図3. トモシンセシスは所定の高さで対象を強調

### 3. 画像の収集と主な影響因子

トモシンセシスの撮影においては乳房は通常の方法で圧迫される。乳房を圧迫している間に、X線管を限られた角度範囲で回転させる。低線量照射が各々の角度で行われ、画像を収集する。画像を得るまでに様々な要因が絡むが、臨床で実用化するにあたり **Selenia Dimensions** では、X線管は4秒の全スキャンの間に15度回転され、15回の照射がほぼ1度ごとに行っている。収集した画像は、異なる角度で乳房を通過したX線投影像で、これらの画像から断層像に再構成される。

#### 3-1. スキャン角

従来の断層撮影とトモシンセシス撮影の大きく異なる点は、断層撮影ではX線を照射中にX線管球を移動させ、焦点の合っている断層面以外の対象を流してぼかし、断層面の対象物を表示しているの、結果として大きく角度を振ったほうが薄い断層面を得ることができる。

これに対し、トモシンセシスの撮影ではX線管球の移動中にパルスX線を照射し、角度の異なる静止画像を収集し、**Filtered Back Projection**法でボリュームデータに再構成している。この時角度を大きく振りすぎると斜入角度の強い静止画が含まれることになり、結果として再構成された画像の画質が低下し、視野が損失することが確認されている。<sup>7</sup>

#### 3-2. スキャン時間

トモシンセシスを臨床で使用するには全スキャン時間も画質に大きく影響する。初期のプロトタイプでは18秒、臨床試験に使用されたシステムでは10秒、製品化された **Selenia Dimensions** では4秒と短縮された。<sup>8</sup> 検査時間の短縮は検査スループットの向上の他に、微小石灰化像やスピキュラ像の視認性を劣化させる受診者の動きをできるだけ減らすことに大きな効果がある。図4に受診者が静止している時と、1mm動いた時の病変画像の比較を示す。

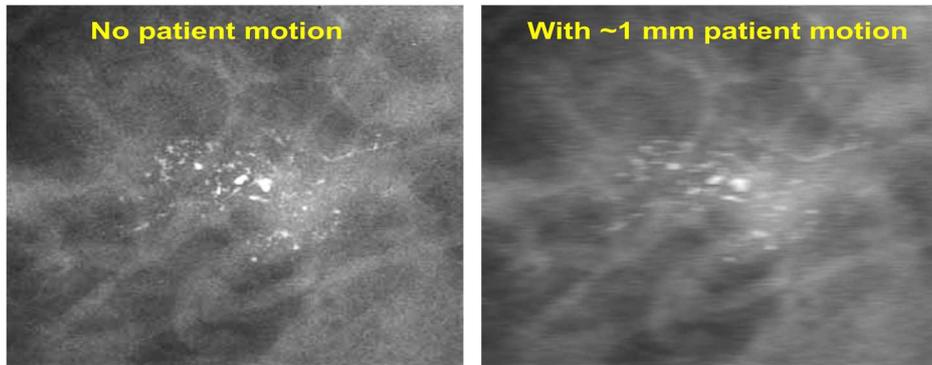


図4. 受診者の体動が画質に及ぼす影響

### 3-3. 投影数

スキャン時の投影数においても、投影が少なすぎるとサンプリング抜けが起こり、再構成アーチファクトが発生することがある。投影数が多すぎても一定の全線量が分割され、投影あたりの線量が少なくなり電子ノイズの影響を受ける。受診者の被ばくも考慮しつつ、スキャン角、スキャン時間とのバランスを考慮する必要がある。

### 3-4. 被ばく

W(タングステン)を陽極とするX線管球を搭載し、Mo(モリブデン)を陽極とするX線管球に比べて硬い線質を用いることで被ばく線量の低減を図ることができ、1乳房1方向撮影当たりの2D撮影の平均乳腺線量は約1.2mGy、トモシンセシス撮影では約1.4mGy<sup>9</sup>と、2Dとトモシンセシスの両方を撮影しても、マンモグラフィガイドラインに定められている3mGy未満を下回る。

### 3-5. 空間分解能

Selenia Dimensions が搭載しているX線検出器は直接変換型 Flat Panel Detector で、ピクセルサイズは70 $\mu$ mである。トモシンセシスの撮影では2 $\times$ 2ピクセルのビニングモードを使用し、空間分解能を減らす検出器のデータ読みだし時間の短縮、ノイズを減らすことに寄与している。再構成されたトモシンセシス画像のピクセルサイズは約95 $\mu$ m(18cm $\times$ 24cmサイズでの撮影の場合)となる。

## 4. 画像の再構成と表示

図5に示すように、トモシンセシス再構成処理は、その断面が撮影台に平行な面で高解像度画像を計算している。通常、これらの画像は1mmのスライス間隔で再構成される。従って5cmに圧迫された乳房トモシンセシス検査は50枚の再構成断層像からなっている。Selenia Dimensionsではさらに圧迫板側に5mm分のスライスを追加しており、被写体全体のスライス像をFiltered Back Projection法で再構成している。撮影してトモシンセシス画像が再構成されるまでの時間は2~5秒程度で、画像を確認するまでに時間をあまり時間を要さず、検査時間に支障をきたさない。

再構成されたトモシンセシス画像は、CT断層像に似た表示ができる。術者は、画像を同時に一枚また

は反復動画で見ることができる。元画像である投影像は、各々が低線量であっても従来の2Dマンモグラフィと同じで、これらは操作卓または Hologic 社純正ビューワーで観察することができる。

トモシンセシス画像の画像出力は Hologic 社純正ビューワーで読影可能なフォーマットの他、DICOM Breast Tomosynthesis Image (BTO)、DICOM CT Object (CTO)に対応し、汎用性が増している。

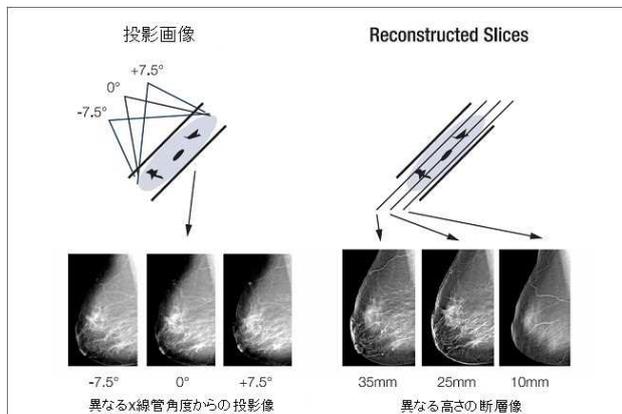


図5. トモシンセシスの画像表示

## 5. 臨床画像

図6に臨床画像を示す。従来の画像に比べてトモシンセシスの断層像で対象が明瞭に描出されているのがわかる。

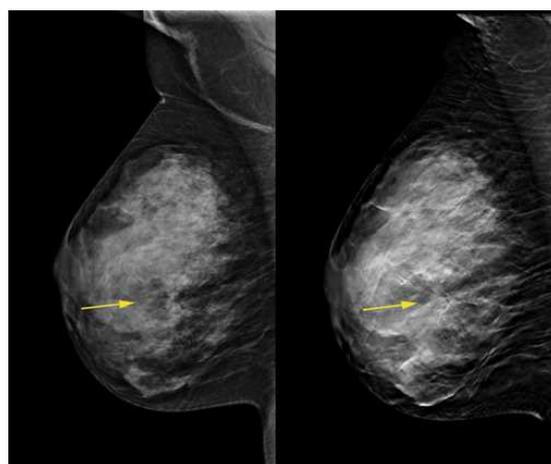


図6. 臨床画像

(左図：2D、右図：トモシンセシス)

## 6. トモシンセシスの応用

普及が進むトモシンセシスではあるが、その技術を応用した機能もある。

### 6-1. 合成2D画像の生成

従来の2D画像にトモシンセシス画像を加えることで、より多くの診断情報が得られるようにはなったが、多くの断層像を読影する負担が増えた。その補助的な役割として、トモシンセシス画像を利用して擬似的な合成2D画像も生成する機能C-Viewがある。

海外ではトモシンセシス画像にC-View画像を併せて読影することで、従来の2D画像のみの読影よりも診断精度が上がるという報告<sup>10,11</sup>もあり、今後の国内での臨床評価が期待される。

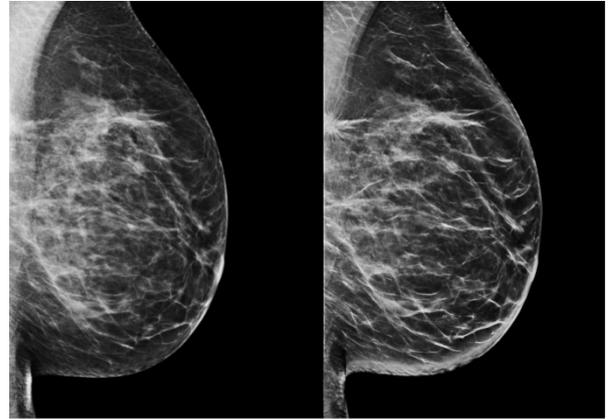


図7. 2D画像(左)とC-View画像(右)

### 6-2. トモシンセシス画像ガイダンスバイオプシー

任意の断面、任意の位置でクリックした箇所<sup>3</sup>の3次元的座標を計算するバイオプシーガイダンス機能TomoBiopsyがある。

従来のバイオプシーガイダンス装置では、最初にスカウト画像でポジショニングを確認し、その後ステレオ画像によって座標計算を行っていた。その為、スカウト画像とステレオ画像を得るために2D撮影を3回行うことになっていたが、この機能を利用することでトモシンセシス撮影の1回だけで座標計算に必要な画像を得ることが可能となる。撮影回数の低減を図ることができ、被ばく低減や検査時間の短縮が期待できる。

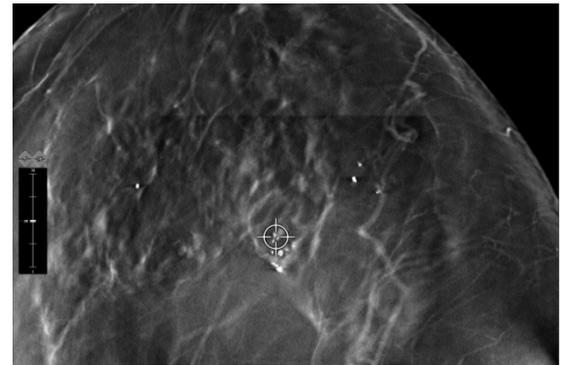


図8. TomoBiopsy検査画像

## 7. さいごに

デジタル乳房トモシンセシスにより組織の重なりを排除する撮影などが可能で、診断の精度向上が期待される。

トモシンセシスの撮影と画像を構成するにはいくつかの因子が影響するが、臨床で使用するには有用性ももちろんだが、実用的でならなければいけない。また、トモシンセシスを応用した機能も登場し、今後も乳腺画像診断の機能向上が期待される。

## 参考文献

1. Dobbins JT III and Godfrey DJ. Digital x-ray tomosynthesis: current state of the art and clinical potential, Phys. Med. Biol. 2003 Oct 7; 48(19)R65-106.

2. Newman, L. Developing technologies for early detection of breast cancer: a public workshop summary. Washington, D.C.: Institute of Medicine and Commission on Life Sciences National Research Council, 2000.
3. Niklason LT, Christian BT, Niklason LE, Kopans DB, et al. Digital tomosynthesis in breast imaging. Radiology. 1997 Nov; 205(2): 399-406.
4. Rafferty EA, Kopans DW, Wu T, Moore RH. Breast Tomosynthesis: Will a Single View Do? Presented at RSNA 2004, Session SSM02-03 Breast (digital mammography).
5. Rafferty EA, Niklason L, Halpern E et al. Assessing Radiologist Performance Using Combined Full-Field Digital Mammography and Breast Tomosynthesis Versus Full-Field Digital Mammography Alone: Results of a Multi-Center, Multi-Reader Trial. Presented at RSNA 2007, Session SSE26-02 Late Breaking Multicenter Clinical Trials.
6. 落合是紀、Smith A:乳房トモシンセシス マンモグラフィの性能向上-MEDIX Vol.54:30-36
7. 落合是紀、Smith A:乳房トモシンセシスの最適化:MEDIX Vol.56:36-42
8. Ren B, Zhang Y, Ruth C, et al. : Automatic patient motion detection in digital breast tomosynthesis. Proc SPIE 2011(in press)
9. 鯉淵幸生:乳房トモシンセシスの診断能の現況分析と可能性:新医療 第38巻 12号,2011
10. Zuley ML, Bandos AI, Sumkin JH et al.: Diagnostic Accuracy of Combination Synthetic Mammograms with Tomosynthesis vs. Combination FFDM with Tomosynthesis. Radiological Society of North America annual meeting, Chicago, IL, 2013.
11. Skaane P, Gullien R, Eben EB et al. Implementation of Synthesized 2D Plus Tomosynthesis Images in Breast Cancer Screening: Comparison of Performance Levels with Full Field Digital Mammography Plus Tomosynthesis in a Population-based Screening Program. Radiological Society of North America annual meeting, Chicago, IL, 2013

(注)SeleniaはHologic社の登録商標です。

## 回診 X 線撮影における散乱線補正処理の開発

コニカミノルタ（株）ヘルスケアカンパニー 開発統括部 伊藤 良平

### はじめに

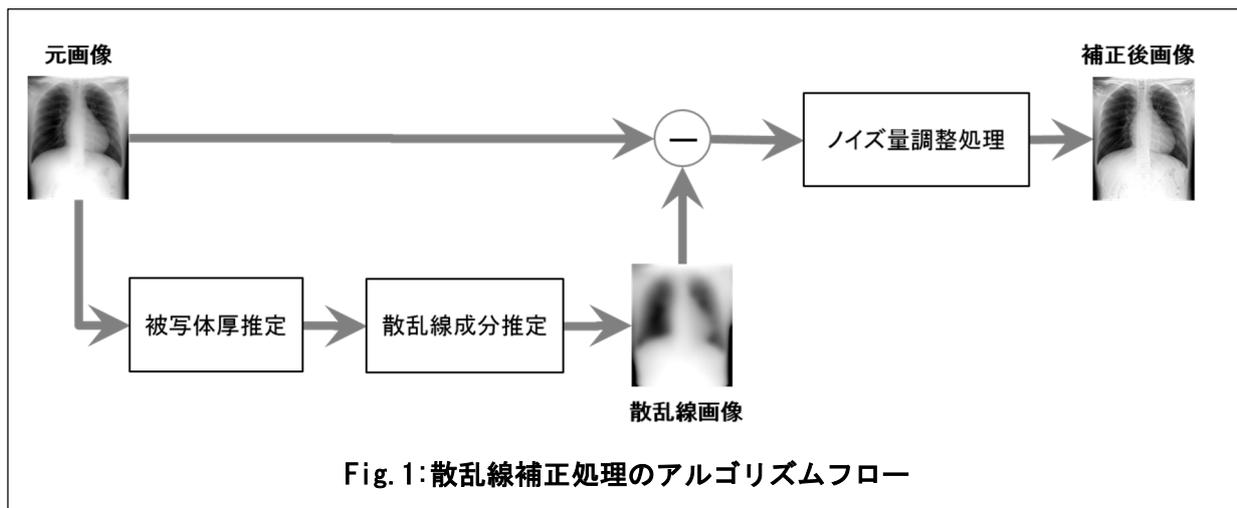
当社では病棟での回診撮影にも対応した、カセット型 DR (Digital Radiography) 「AeroDR」を展開している。これまで、X線装置との接続を無くし場所を選ばない撮影を実現した X線自動検出技術「AeroSync」を搭載したほか、2014年8月には世界最軽量※1となる「AeroDR PREMIUM」を発売し堅牢性や防水性の向上など回診での使い勝手を向上させた。

今回、回診 X 線撮影向けの新たな画像処理として散乱線の影響を取り除き画像コントラストを改善する散乱線補正処理を開発した。X線撮影においては被写体などによる X線の散乱により画像コントラストが低下するため、散乱線を除去する手法として散乱 X線除去用グリッド（以下グリッド）が用いられている。しかし、X線の斜入による濃度ムラが発生するため扱いが難しいという課題があり、特にグリッドと管球の中心を揃えるのが難しい回診撮影においては常に濃度ムラの懸念が付きまとっていた。グリッド使用時のデメリットは画質影響だけでなく、撮影毎のグリッド着脱の手間やパネルにグリッドが上乘せされることによる重量の増加などもある。ここで報告する散乱線補正処理はグリッドを使用せずに画像処理により散乱線を除去する技術であるため、これらグリッド使用時のデメリットなく、画質を向上させることが可能となる。

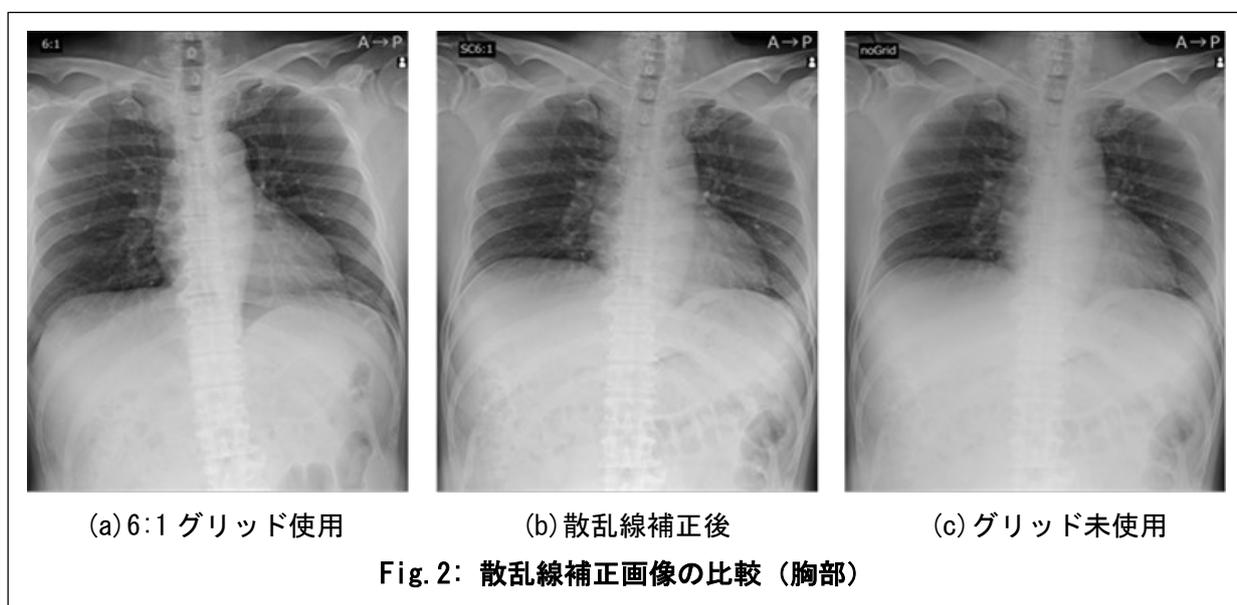
※1: ワイヤレス可搬型 DR において。2014年8月1日現在。

### 散乱線の補正方法

Fig. 1 に散乱線補正処理のアルゴリズムフローを示す。基本フローとしては撮影画像から散乱線を推定し減算するが、散乱線を正確に推定するためには画素毎に直接線と散乱線の割合を計算する必要がある。本処理では画像解析により被写体厚推定を行い、部位と推定体厚、管電圧などから予めデータベース化しておいた情報を用いて散乱線の分布を推定している。最後に散乱線に起因して発生するノイズ成分を取り除き、グリッド使用時の画像に近づけるノイズ量調整処理を行っている。



現在、この散乱線補正処理は回診撮影で撮影頻度の高い胸部と腹部を対象としている。Fig. 2, Fig. 3 にグリッド使用時、グリッド未使用時、及びグリッド未使用時に対して散乱線補正処理を行った画像を示す。グリッド密度 40lp/cm, グリッド比 6:1 のグリッドを使用した Fig. 2(a)、Fig. 3(a) の画像と同等線量でグリッドを使用しないで撮影した Fig. 2(c)、Fig. 3(c) の画像を比較すると、グリッド未使用の場合は散乱線の影響でコントラストが低下している。しかし、グリッド未使用画像に散乱線補正処理を適用した Fig. 2(b)、Fig. 3(b) の画像では、コントラストが大幅に改善していることが分かる。



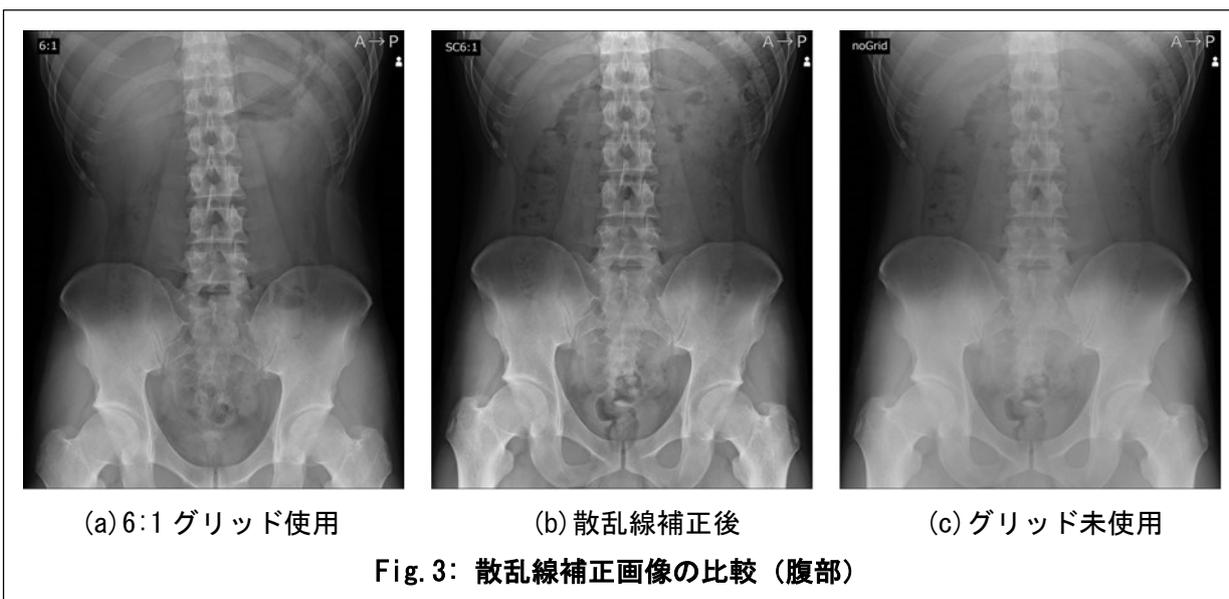
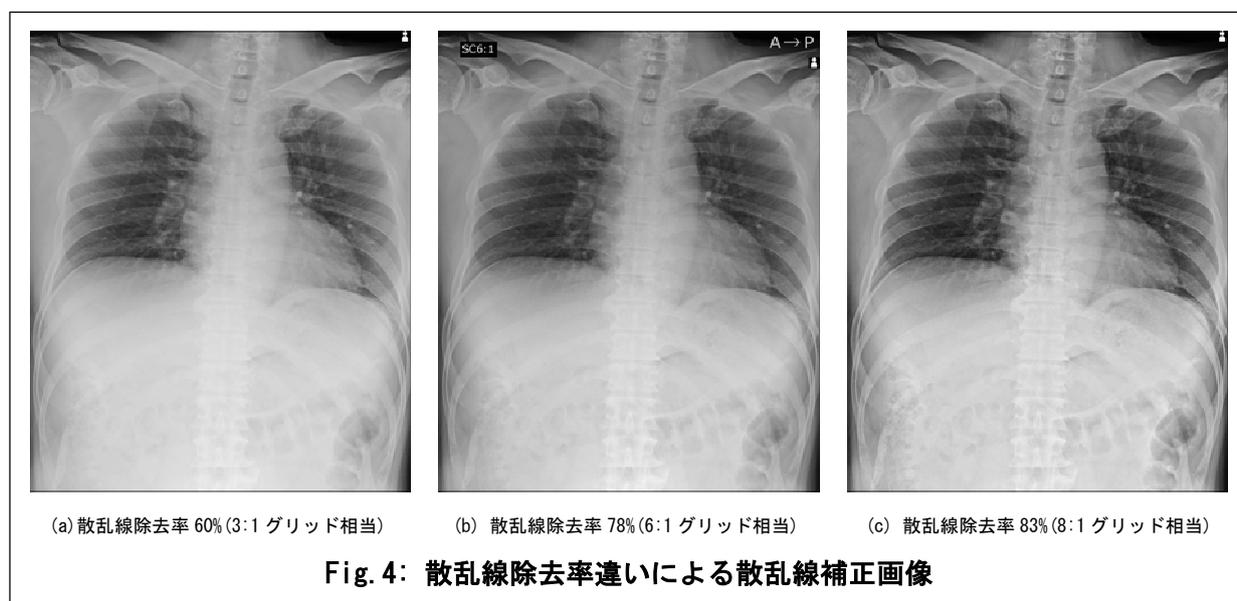
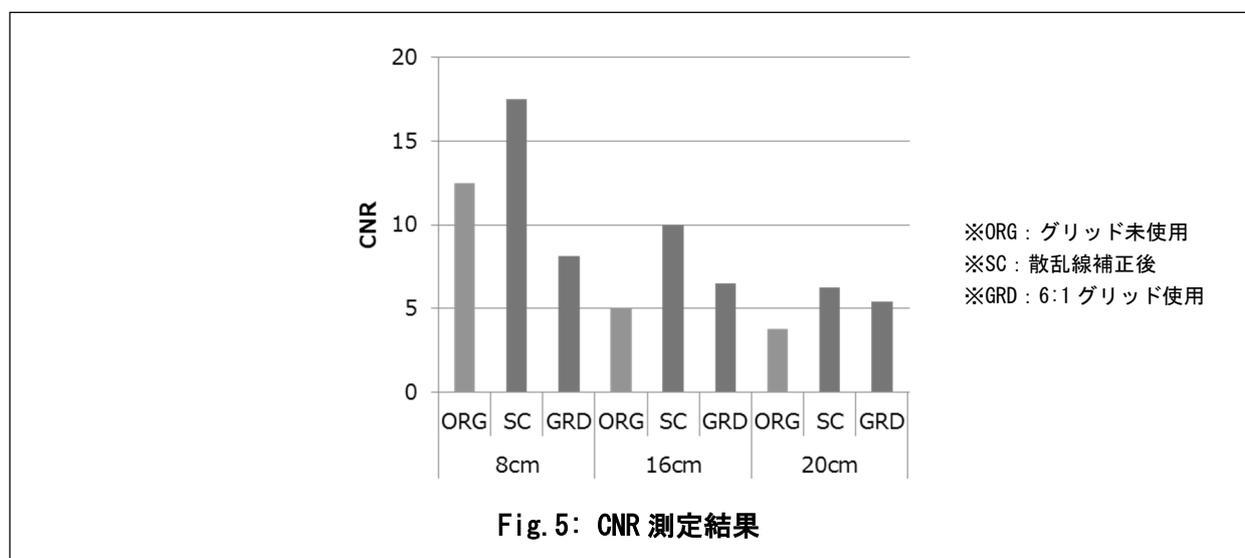


Fig. 2、Fig. 3 では 6:1 グリッドとの比較であったが、Fig. 4 の様に散乱線除去率を調整することにより、現在使用しているグリッドに応じて目標画質を選択出来るようになっている。また、低格子比のグリッドを使用して撮影した画像に対しても散乱線補正処理を掛けて高格子比相当の画像を得ることが可能である。



## CNR 測定結果

グリッド使用時、グリッド未使用時、及びグリッド未使用時に対して散乱線補正処理後の CNR を比較した。画像はアクリル板の上にバーガーファントム（京都科学製）を置き、グリッド使用時、未使用時でそれぞれ撮影した。撮影条件は管電圧 70kV、mAs 値はアクリル 8, 16, 20cm に対してそれぞれ 40, 220, 440mAs、SID は 1m とし、CNR は径:10mm, 厚さ:10mm のディスク中央と周辺領域の画素値と標準偏差の平均を用いて計測した。Fig. 5 に CNR の測定結果を示す。アクリル厚が厚くなると散乱線の影響で CNR が低下するが、散乱線補正処理を行った場合は、いずれのアクリル厚においてもグリッド使用時、未使用時どちらの場合と比較しても同等以上の CNR が得られていることが分かる。



## まとめ

今回、画像処理により撮影画像のコントラストを改善する散乱線補正処理を紹介した。これまでの回診撮影では、グリッド着脱の手間や重量によるハンドリング性の悪さ、X線の斜入による画像影響などが懸念されていたが、本処理の開発により、これらの影響を避けるため、グリッド未使用あるいは低格子比グリッドで撮影した場合でも、コントラストの良い画像の取得が可能となった。今後も本処理を始め、様々な画像処理技術開発を通して、医療画像の画質向上とワークフローの改善に取り組んでいく。

# トモシンセシスの現状と今後の展望 (AMULET Innovality)

富士フイルムメディカル株式会社 営業統括本部 MS 部 梶原 万里子

## はじめに

近年、デジタル技術の進歩により従来から存在する断層撮影を応用したトモシンセシスなどの新しい技術の報告が増加してきている。マンモグラフィ分野においてトモシンセシスは、正常乳腺の重なりを取り除き腫瘍などの病変が確認しやすくなるなど、診断性能の向上に期待されている技術である。

本稿では、FUJIFILM AMULET Innovality<sup>※</sup>のトモシンセシスの技術について述べ、トモシンセシスの効果や特性、そして乳腺の診断におけるトモシンセシスの役割と今後の展望について考察する。

※薬事認証番号 224ABBZX00182000

## 1. トモシンセシスの効果

トモシンセシスとは、異なる角度から被写体の画像を複数撮影し、その画像を再構成して断層画像を生成する手法である (Fig. 1)。

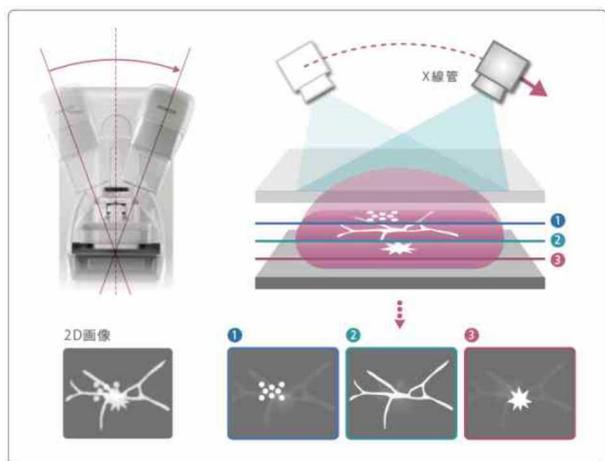


Fig.1 トモシンセシス概念図

トモシンセシスが重要視されはじめたのには相応の理由がある。まず、乳がんはがんの中でも罹患率の高い重要な疾病で、全世界の女性の8人に1人が乳がん罹患するとされており<sup>1)</sup>、現在、乳がん死亡率減少効果を証明されている唯一のモダリティはマンモグラフィである<sup>2)</sup>。しかし、マンモグラフィの感度は乳腺濃度に比例して悪くなる<sup>3)</sup>。乳腺の重なりが病変を覆い隠して疑陰性となることにより、

感度が低下する。また、乳腺の重なりが病変に見え疑陽性を生じることもよく知られている。このマンモグラフィの欠点を補うために、トモシンセシスの技術が登場した。

トモシンセシスで発見される乳がんは、マンモグラフィで微細石灰化として発見される非浸潤癌に比べて、腫瘍、スピキュラー、構築の乱れといった所見が多く、これらの所見は浸潤癌が多く悪性度が高い<sup>4)</sup>。故に、トモシンセシスを利用したマンモグラフィ診断は、高い精度で早期発見につながる可能性があり、結果として、生命予後の改善につながる乳がんを指摘することが可能であり、社会的意義が大きいと考えられる。

## 2. トモシンセシスの特性

ここで、トモシンセシス画像の特性を大きく左右するX線管球の撮影角度について述べる。X線管球の撮影角度を広く、すなわちX線管球の振角を大きくすることで、トモシンセシス画像は深さ方向の分解能を高くすることができる。

X線管球の振角の違いによるトモシンセシス画像の深さ分解能を評価した。アクリル板に直径1mmのアルミ球を配置したファントムを天板から高さを変え(10, 20, 30, 40, 50mm)設置した。15°と40°のトモシンセシス撮影を行い、トモシンセシス画像からプロファイルの半値幅を求め断層厚とした。Fig. 2

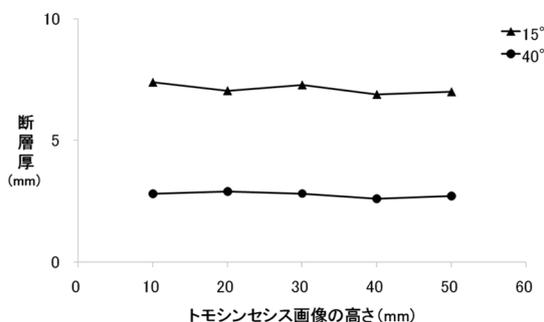


Fig.2 X線管球の撮影角度と断層厚

に撮影角度の違いによる断層厚を示す。全てのトモシンセシス画像の高さでX線管球の振角が大きい方が、断層厚が薄いことがわかる。また、ファントムをいずれの高さに配置しても断層厚に大きな変化はない。これは、任意の断面を焦点として再構成を行うトモシンセシス画像が、得たい断面に焦点を合わせた再構成画像を生成しているためである。

トモシンセシス画像は通常1mmずつ表示されている。この1mmのスライスは「断面」ではなく、ある程度の厚みをもった「断層像」であり、トモシンセシス画像の場合、厚み方向を現す空間分解能が深さ分解能である。よって、トモシンセシス画像は、X線管球の振角によって深さ分解能が異なるということを理解いただきたい。

一般的に（原理的に）、X線管球の振角が大きいほど、深さ方向に対する分解能は高くなる。また、1撮影枚数が多いほど再構成アーチファクトが小さくなる<sup>5)</sup>。

しかし、X線管球の撮影角度が大きくなるほど、または、撮影枚数が多くなるほど撮影時間は長くなり、被ばく線量も増加することになるため、使用目的に合わせた選択が重要となる。

### 3.2 種類の撮影モードを持つトモシンセシス

X線管の撮影角度によってトモシンセシス画像の深さ分解能が異なる。また、撮影角度は撮影時間や被ばく線量に大きな影響を与える。この特性に注目し、AMULET Innovalityは2種類のトモシンセシス撮影モード（STモード、HRモード）を搭載した。

STモードは、撮影角度を狭く（ $\pm 7.5^\circ$ ）設計し高速撮影と低線量を実現した。撮影時間をわずか4秒<sup>\*</sup>に抑え40mm乳房厚で1mGyと低線量を実現している。HRモードでは、撮影角度を広く（ $\pm 20^\circ$ ）することによって、深さ分解能が高く関心領域にフォーカスを合わせた観察を可能にしている。X線照射時間が比較的長いHRモードにおいても、およそ9秒<sup>\*</sup>と撮影時間の短縮化に成功した。（※2Dマンモグラフィ+トモシンセシスの連続撮影が任意に可能であり、その場合の時間はそれぞれ上記撮影時間+3~4秒程度）

Fig. 3に、STモード、HRモードそれぞれの撮影角度、および再構成画像の深さ分解能の概念図を示す。

それぞれの特徴を明確に分けることで、1台の装置で、検査用途に応じた撮影角度を任意に選択可能にしている。

### 3.3 トモシンセシス臨床画像

トモシンセシスが効果的であると評価を受けた症例をFig. 4~7に示す。



Fig.3 トモシンセシスモードと深さ分解能

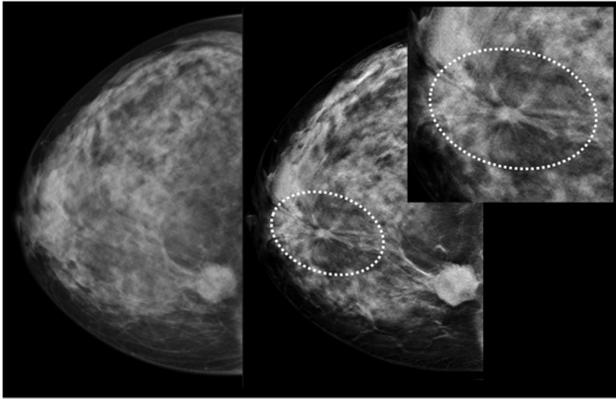


Fig.4 (左)2D(右)トモシンセシス画像(HRモード)  
2D マンモグラムは胸壁近くの腫瘍のみを描出。トモシンセシス画像でさらにもう一つ、spiculated mass が指摘された。病理診断はそれぞれ硬癌で20mm, 8mmであった。

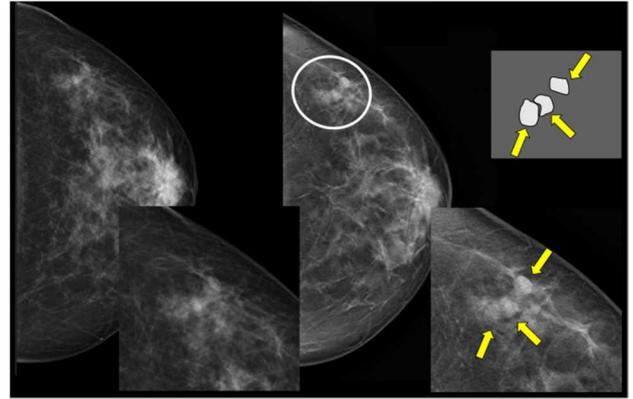


Fig.6 (左)2D(右)トモシンセシス画像(HRモード)  
2D マンモグラムは指摘困難な腫瘍。トモシンセシス画像では外側に3つの連続する腫瘍を認める。病理診断は全長15mmの充実腺管癌であった。

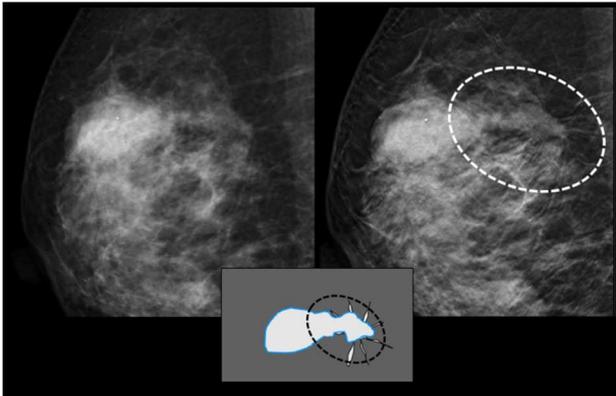


Fig.5 (左)2D(右)トモシンセシス画像(STモード)  
トモシンセシス画像では腫瘍後方のスピキュラーを明瞭に指摘できる。また、石灰化がスピキュラーと同スライス面にあることで、病変の位置関係の把握が可能である。

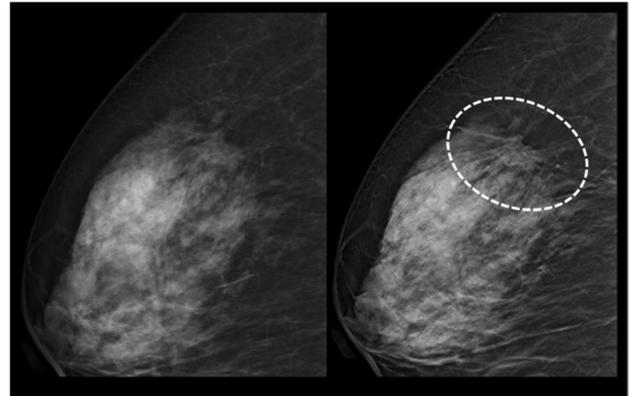


Fig.7 (左)2D(右)トモシンセシス画像(STモード)  
トモシンセシス画像ではスピキュラーがより明瞭に出現している。

#### 4. 低被ばくかつ高画質

AMULET Innovality のトモシンセシス撮影は、1回で15ショット、15枚のX線投影像を取得する。STモードでは、平均的な乳房厚(45mm、乳腺/脂肪割合：50/50)に対しておよそ1mGyの低線量撮影を実現した。この低線量撮影においても、任意の断面では、ACRファントム評価で模擬繊維試料5点、模擬石灰化試料4点、模擬腫瘍試料4点を満たす画像を提供する。また、HRモードでは撮影角度を大きくするだけでなく、画素サイズも小さくし、より高精細な画像を実現している。反面、ノイズの点で不利となるため、同程度の乳房厚でおよそ2mGyの撮影線量

と設定し、精密検査で必要とされる画質を実現した。

トモシンセシス撮影における1ショットあたりの撮影線量は従来の2Dマンモグラフィ撮影に比べ、はるかに低線量であるため、線量が画像のS/Nに大きく影響する。低線量撮影でも高画質を達成するために、新しく高感度のHCP構造のFPDを開発し、従来のディテクターに比べ大幅に感度を向上させた<sup>6)</sup>。また2Dマンモグラフィ撮影で一般的に使用されているモリブデン(Mo)陽極に比べ、被写体に対する透過率が高いタンダステン(W)陽極を採用することによりS/N向上を実現し、さらなる低被ばく化を実現した。

なお、2D マンモグラムの W 陽極撮影は、慣れ親しんだ Mo 陽極による画像とコントラストが異なる問題がある。この問題を解決するために、画像解析に基づいて被写体情報を把握し、乳腺/脂肪の量、圧迫厚、X線スペクトルの違いによって生じるコントラストの変化を補正する Image-based Spectrum Conversion (ISC) 技術を開発し、Mo 陽極同等の画像を実現している。

Mo 陽極で撮影した切除標本画像と W 陽極で30%の線量低減をし、ISC 処理を行った切除標本画像を Fig. 8 に示す。W 陽極で撮影したマンモグラムでありながら Mo 陽極で撮影したマンモグラムと同等のコントラストを実現し、特に、淡い石灰化も消失することなく同等の描出能を実現している。

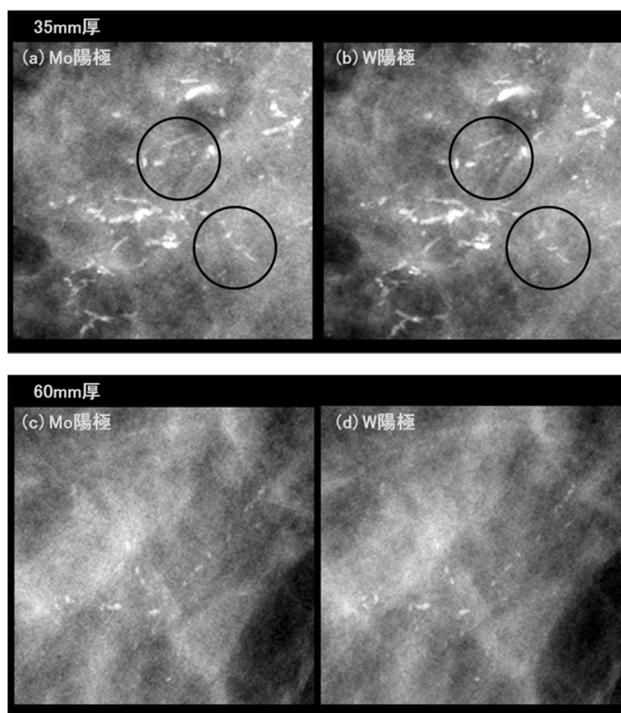


Fig.8 Mo 陽極および ISC を搭載した W 陽極で撮影した切除標本画像

- (a) 35mm, Mo/Mo, 28kV, 1.20mGy
- (b) 35mm, W /Rh, 28kV, 0.83mGy
- (c) 60mm, Mo/Rh, 30kV, 1.98mGy
- (d) 60mm, W/Rh, 30kV, 1.39mGy

## 5. トモシンセシス再構成画像

トモシンセシス撮影で得られた投影画像から再構成画像を生成する方法は、CT の分野で知られている Filtered Back Projection (FBP) と逐次再構成と呼ばれる手法がある。逐次再構成は FBP に比べて再構成に伴うアーチファクトの低減が可能のため近年活発に研究されているが、演算規模が膨大になるため画像生成までに時間がかかり、診断画像の確認、診断までの待ち時間が発生する欠点がある。

そこで、AMULET Innovality は一般的な FBP 処理に信号を選択的に強調するフィルタ処理を追加することで、アーチファクト低減と演算時間短縮を両立する独自の再構成処理を開発した。

また、AMULET Innovality のトモシンセシス画像は 2 種類の再構成画像を撮影前後で任意に選択可能である (Fig. 9)。Pattern1 は、相対的に低周波を強調することで、従来の 2D マンモグラムと近い自然な濃淡情報を持つ再構成画像を表現している。臨床においては、腫瘍等の病変構造と乳腺構造を識別しやすくなる、乳房の厚みがわかるために立体構造をイメージしやすくなるなど、「従来のマンモグラフィ診断の知見をいかすことができる」との意見を得ている。一方、Pattern2 は相対的に高周波を強調することで、石灰化やスピキュラなどの微細および線状構造をより強調した再構成画像を提供する。構築の乱れなど、線状構造の異常がある所見においては、「パッと目に飛び込んでくる」との意見を得ている。症例に応じて、用途に応じて使い分けしていただきたい。

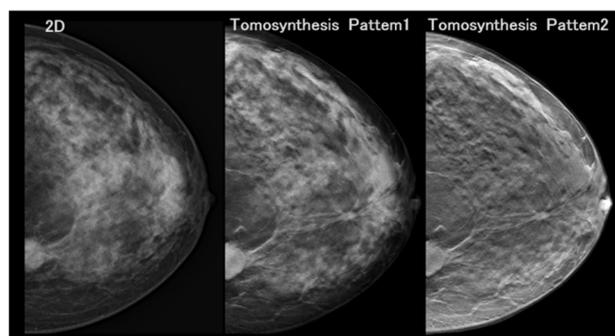


Fig.9 (左)2D(中央)Pattern1(右)Pattern2

## 6. トモシンセシスの問題点と今後の発展

トモシンセシスの画像は膨大なデータ量となり、その保存方法が問題となる。全てのトモシンセシス画像を残すのか、またはキー画像のみを残すのかについては、未だ議論されており明確化されていない。また、読影についても通常の2Dマンモグラフィに比べ画像枚数が増える、診断方法が異なるなど、読影医の負担が増加することも否めない。しかし、distortionなど2Dマンモグラフィで悩んでいた所見について、適時に判断できるため、総合的には影響が少ないとの意見もある。

さらに、被ばくという問題点もある。トモシンセシスは日本において、2Dマンモグラフィと置き換えられる画像としてのエビデンスは評価中であり、現時点では、乳房X線検査時には、2Dマンモグラフィとトモシンセシスの2種類を撮影する必要がある。線量低減に向けては、トモシンセシス画像から合成2Dマンモグラフィを作成し、2Dマンモグラフィの変わりとする技術が注目を浴び、海外では従来の2Dマンモグラフィと比較して、その診断能に遜色がないとの報告もある<sup>7)</sup>。AMULET Innovalityでは、トモシンセシス撮影は、2Dマンモグラフィの附随であるため、被ばく線量を抑えている。合成2D画像を含めたトモシンセシス低線量化技術のさらなる拡大が、今後のマンモグラフィの可能性と方向性になりうると考えている。

### おわりに

乳腺診断領域のトモシンセシスについて述べた。データ容量や被ばく線量、品質管理など解決しなければならない問題はあがあるが、デジタル技術を応用したトモシンセシスという新モダリティは、従来の2Dマンモグラフィと比べて乳がん画像診断の情報量を格段に増やすことが期待できる。

今後も、更なる技術開発を続け、乳がんの早期発見に貢献していきたい。

## 参考文献

- 1) World Health Organization International Agency for Research on Cancer GLOBOCAN 2012: Estimated cancer incidence, mortality and prevalence worldwide in 2012. Available from://globocan.iarc.fr/Pages/fact\_sheets\_cancer.aspx
- 2) Feig SA. Screening mammography benefit controversies: sorting the evidence. Radiol Clin North Am. 2014; 52(3):455-80.
- 3) A L Mousa DS, Ryan EA, Mello-Thoms C, Brennan PC. What effect does mammographic breast density have on lesion detection in digital mammography? Clin Radiol. 2014; 69(4):333-41.
- 4) Pisano ED, Yaffe MJ. Breast cancer screening: should tomosynthesis replace digital mammography? JAMA. 2014; 311(24):2488-9.
- 5) Park HS, Kim YS, Kim HJ, Choi JG, Choi YW. Optimization of the key imaging parameters for detection of microcalcifications in a newly developed digital breast tomosynthesis system. Clin Imaging. 2013; 37(6):993-9.
- 6) Yoshihiro, O., Keiichiro, S., Takaaki, I., Yuichi, H., Toshirou, H. A newly developed a-Se mammography flat panel detector with high-sensitivity and low image artifact. In:Proc. of SPIE. 2013; vol.8668, 86685V-1-86685V-9
- 7) Skaane P, Bandos AI, Eben EB, Jepsen IN, Krager M, Haakenaasen U, Ekseth U, Izadi M, Hofvind S, Gullien R. Two-view digital breast tomosynthesis screening with synthetically reconstructed projection images: comparison with digital breast tomosynthesis with full-field digital mammographic images. Radiology. 2014; 271(3):655-63.

# Digital Breast Tomosynthesis

シーメンス・ジャパン株式会社 ヘルスケアセクター  
クリニカルプロダクト事業本部 大塚 恭一

## Tomosynthesis の原理

**Tomosynthesis** とは、**Tomography**（断層）と**Synthesis**（合成、統一）の2つの意味から作られた造語であり、1回の断層撮影で任意の高さ裁断面を再構成する撮影技術である。

古くは、目的とする裁断面位置を中心にしてX線管球が移動し、X線管球に対面するようにカセットが移動して1枚ずつ撮影を行っていた。

断層撮影には、X線管が撮影台に平行に移動する直線断層、SIDを変えずに一方方向に移動する円弧断層、SIDを変えずに円を描くように移動する円断層と渦巻き状に回転をする多軌道断層などがあった。いわゆる流れ像と呼ばれる障害陰影が生じて観察しづらい画像であったために撮影部位によって断層軌道を使い分けしたり、X線管の振り角によって断層厚が変わることから適切な角度を設定する必要があった。また従来の断層撮影はフィルム、CRを用いて撮影されたが、1回の撮影で1断面しか得られず、診断に必要な一連の画像を得るために時間を要することと被ばくが増えることからカセットを5枚程重ねて装填し、1回の撮影で多層の断層像を取得する多層断層方式も開発された。

このことからデジタルマンモグラフィでの**Tomosynthesis**は、従来の円弧軌道と多層断層方式を原理とした撮影法であると言える。

デジタルマンモグラフィでの**Tomosynthesis**は、ディテクタが移動しない方式とディテクタが常にX線管と対向して回転する方式がある（図1）。ディテクタが移動しない方式では、X線管球だけが移動しながらパルス状のX線を照射していく。このパルス状のX線照射によって情報を取り込んでいくことであるが、照射角度によって左右にズレが生じてくる。ディテクタが回転する方式では、回転中心が存在するため、収集画像が左右に回転して観察できるが、断面画像を再構成すると回転中心と左右でディテクタと撮影台の距離が異なるために歪みを生じてしまう恐れがある。

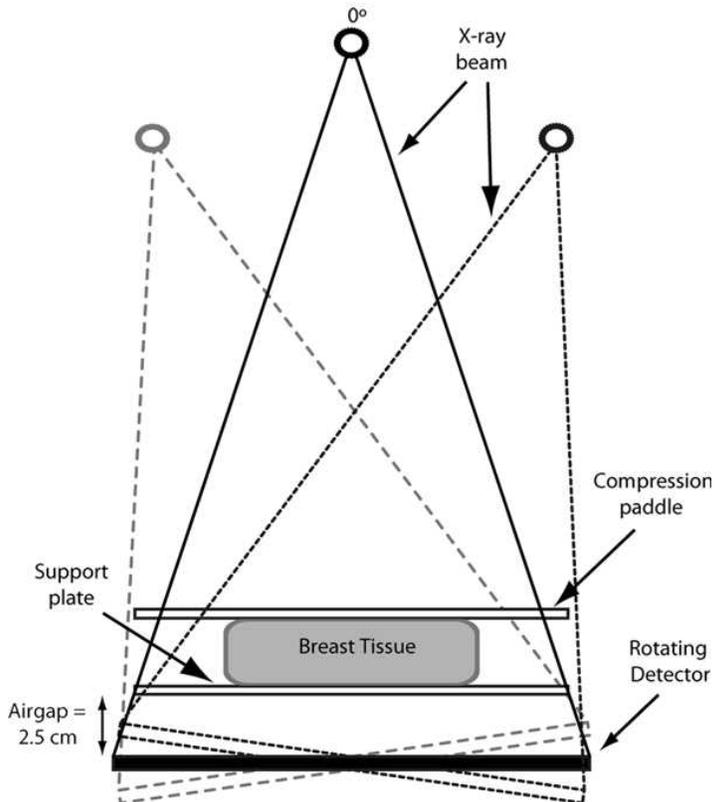


図 1

現状の Digital Breast Tomosynthesis（以下 DBT）では、

1. X線管振り角が広いこと。
2. 照射回数が多いこと。
3. 被ばく線量が低いこと。
4. 皮膚面から皮膚面までの描出が鮮明であること。
5. 撮影時間が短いこと。

ということが理想として考えられるが、ここでシーメンスの DBT について述べることにする。

#### 1. X線管振り角と照射回数

ディテクタは、固定で X線管だけが円弧軌道で移動。乳房内の病変と他組織との重なりを除去することと各組織の正確な位置を検出するためには、なるべく広い角度が必要となることから  $\pm 25^\circ$ （トータル  $50^\circ$ ）の振り角を採用し、情報の欠落が無いように 25 回の照射を行う。

#### 2. 被ばく線量

DBT は、2D 画像との比較読影が必要であるため、2D と DBT の 2 回の撮影と

なるため、線量を考慮する必要がある。日本では、ACR認定ファントムを撮影した場合に **3mGy** 以下になるようにとされていることから同一方向、同一部位の撮影とみなし、**2D** と **DBT** の合計が **3mGy** 以下になるようにする必要がある。欧米の女性に比べ、日本人の女性は乳腺密度が高いため、**2D** と同等の線量では不足する恐れがあることから **DBT** は、**2D** の **1.5** 倍の線量で撮影するように調整されている。ビニングなどでピクセルを **2 × 2** の **4** 倍のサイズにして感度を上げ、線量を下げる方法もあるが、**2D** と **DBT** でピクセルサイズが異なってしまい解像度が変わってしまう。そのため適したディテクタを開発し、ACRファントム撮影時、**W**（タングステン陽極）/**Rh**（ロジウムフィルタ）、**28kV** で **2D** 撮影約 **1.2mGy**、**DBT** 撮影約 **1.8mGy** の平均乳腺線量で **2D**、**DBT** 共に **85 $\mu$ m** のピクセルサイズで撮影を行う。

### 3. 画像処理

**DBT** 撮影は、数回の照射により照射回数分の **Raw Data** を取得することになるが、必ず中心からズレた画像ができるために、このズレを中心（**0°** 位置）で撮影した位置にシフトし、重ね合わせてボリュームデータとして作成することになる。そのとき、**CT** と同様にディテクタ側から管球側を見たフィルターバックプロジェクション（**FBP**）により物体の位置などを計算する方法と単純に左右のズレたデータをシフト加算する方法がある。単純にシフト加算をする場合には、一番ディテクタ側と圧迫板側の画像が、中心に対して一番ズレが大きいため画像がボケることになる。それに比べて **FBP** を用いると乳房内部の組織の位置を計算しているためにスライス画像を構成でき、ボケのない画像を得ることができる。

従来の断層原理から考えると振り角を小さくすることにより断層厚を厚くすることができることから振り角を狭くし、その断層厚の範囲内の画像をみる方法があるが、断層厚を越える乳房厚の場合には、越えた範囲はボケを生じてしまう。またスライスを構成しないためボリュームの動画のようになる。

図2の丸い **S1** と四角 **S2** は、重なる位置にあり、**X**線管の入射角度によって左右に  $\Delta S$  分ズレが生じる。**S1** を中心にするか **S2** を中心にするかによって、それぞれ  $\Delta S$  分ズレを生じることになる。

シフト加算方式は、上と下のズレを補正しないために従来の断層撮影と同じに流れ像となりボケを生じることになる。

**X**線管の振り角を大きくすると  $\Delta S$  がより大きくなり、上下の流れ像の深さが大きくなることになる。また、照射回数を増やすことによって、連続して見える画像が増え、あたかもスライス画像が連続して見えるようになるが、実際は照射回数分の画像しか見えていない。ただし、スライス画像を再構成していないために任意の位置の画像だけを取り出すことができないことになる。

**FBP** 方式を使用する場合には、ディテクタ側から **X**線管方向を見たデータを作成（**CT** の原理と同じ）し、丸い **S1**、四角の **S2** の位置、形状を計測し、その位置にデータをシフト加算してボリュームデータを作成する。そのボリュームデータからディテクタ側から **1mm** 毎の画像データを再構成するため、ボケを生じることがなくなり、任意の位置の画像を取り出し、保存することも可能になる。

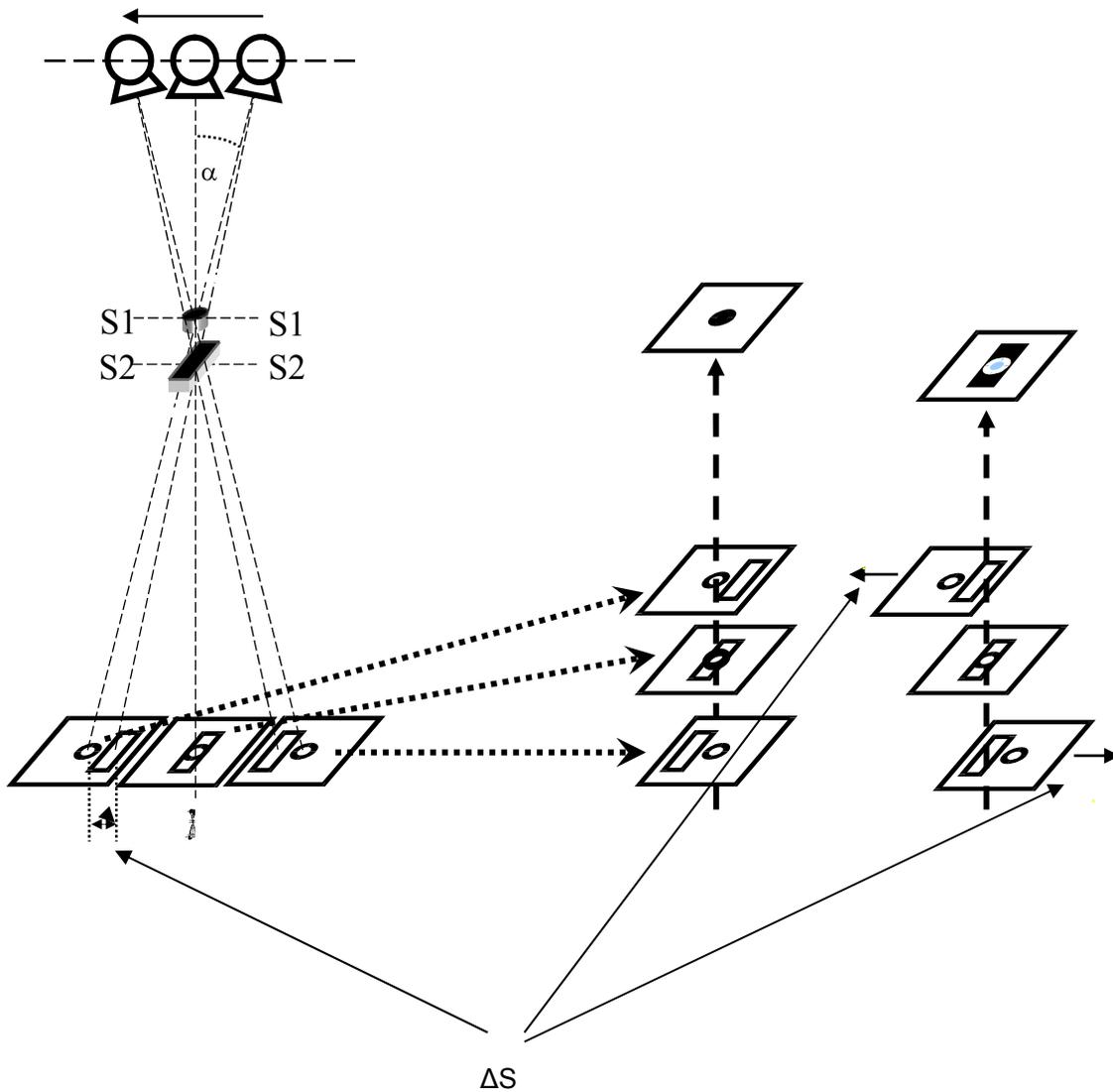


図 2

シーメンスでは、スライスフィルタ、逆MTFフィルタ、スペクトルフィルタなどを使用したFBPを採用し、圧迫板側と撮影台側の皮膚面から皮膚面までを1mm毎のピッチでボケのない画像を描出している。

画像のデータ量としては、1回の撮影での照射回数、ピクセルサイズによって変わってくるが、数百MBの画像容量となる。これは、元のデータが、照射されたX線を受けたディテクタの面積データ×乳房厚での直方体のRaw Dataから作られるためであるが、このデータには直接線だけを受けたエアーの部分が多くあることになる。そのため乳房画像データに必要な乳房領域を感知し、そこだけを切り出したデータからDBT画像を構成している。(図3)

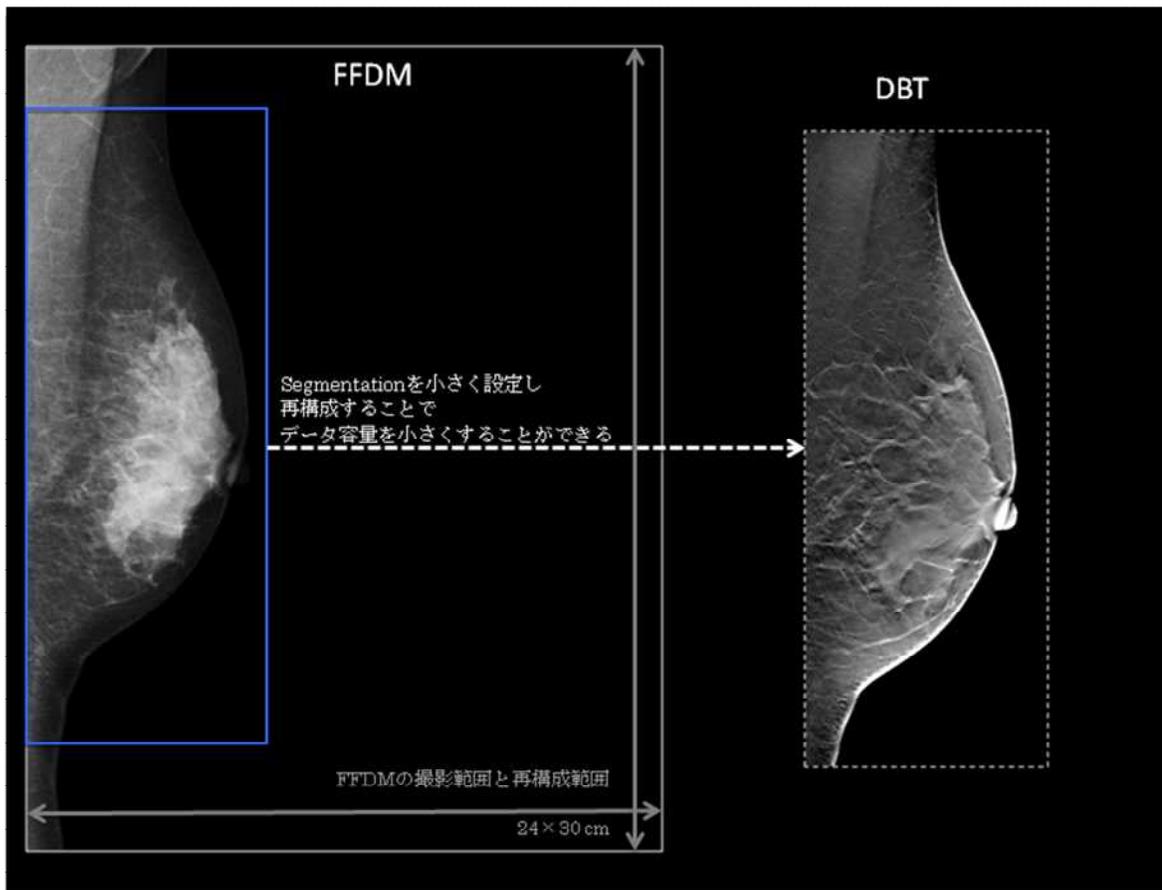


図 3

以上のように診断に価値のあるDBTを提供することを目的に開発を行っているが、先に述べた5つの理想として考えられる条件については、診断価値を上げるために広い角度をX線管を移動させなければならないことから撮影時間が他に比べて長くなってしまっている現状である。

今後、画像処理なども含め、さらなる技術開発が進められると期待している。

参考文献

Radiology Apl.2012

Clinical Digital Breast Tomosynthesis System: Dosimetric Characterization1

Steve Si Jia Feng, BS

Ioannis Sechopoulos, PhD

# 一般撮影領域と乳房撮影領域 それぞれに最適化されたトモシンセシス

GE ヘルスケア・ジャパン株式会社 東尾 良介

## 1. はじめに

X線診断の分野がデジタル化して既に十数年以上が経過し、既に当初の目的であったフィルムレスによる利便性の向上やワークフローの効率化は達成されている。最近ではソフトコピー診断の実現によって利用可能となった様々なアプリケーションにより、診断能の向上や被ばく線量の低減が期待されている。現在、GE ヘルスケアでは、一般 X 線撮影装置および乳房 X 線撮影装置にそれぞれ搭載可能なトモシンセシス撮影機能として Volume RAD（一般 X 線撮影装置用アプリケーション）と SenoClaire（乳房 X 線撮影装置用アプリケーション）を販売している。トモシンセシスとは、Tomography（断層）と Synthesis（統合・合成）の造語であり、任意多断面断層撮を意味する。従来の断層撮影とは撮影方法や画像化までの原理が異なっており、Volume RAD や SenoClaire についても、Tomography やデジタル断層とは異なり、ボリュームデータを取得する比較的新しい技術である。本稿ではこれらのアプリケーションについて、それぞれのコンセプトや独自のテクノロジーについて、実際の臨床応用を交えながら説明する。

## 2. 一般撮影領域におけるトモシンセシス

GE ヘルスケアが一般 X 線撮影装置のアプリケーションとして Volume RAD を製品化したのは 2006 年であり、CT や MRI などの設備が充実する中、Volume RAD は 1 回の断層走行で撮影（最長約 12 秒）が可能であることから、検査フロー全体の改善や受診者の負担軽減が期待でき、現在では導入施設が 100 施設を超え様々な部位の検査に用いられている。Volume RAD が搭載可能な一般 X 線撮影装置 Discovery XR656 に使用しているフラットパネルディテクタ（以下 FPD）は、ヨウ化セシウムを用いた間接変換方式、ピクセルサイズは  $200\mu\text{m}$  を採用している。このピクセルサイズは Volume RAD 撮影時においても pixel binning することなく、同じ分解能で撮影が行えるサイズとなっており、必要な分解能とトモシンセシス撮影におけるデータハンドリングのバランスを考慮して設計されている。データ収集は一般的な FPD とは異なりラインごとに A/D 変換を行うことで、トモシンセシス撮影に求められる低線量域におけるノイズの発生を抑え、高速でのデータ収集を可能にする parallel processing 方式としている。これは後に説明する乳房 X 線撮影装置に搭載される FPD にも同様の方式を採用している。Volume RAD では 1 回の走行で最大 60 照射まで行い、撮影されたデータは高速での収集とワイヤレスでの高速伝送を可能にしている。Discovery XR656 に搭載されている FPD はワイヤレスにより可搬可能な設計となっているおり、ワイヤレスに用いられる通信方式は Ultra Wide Band (UWB) 方式を採用。これは、一般的に普及している Wi-Fi 方式に比べ、トモシンセシス撮影で得た大量のデータを高速で通信することができ、妨害電波に強い特長があることからセキュリティが高い運用を実現している。

トモシンセシスを一般撮影装置に搭載したことにより、一般撮影ならではの情報、例えば立位負荷状態、機能位といった自由なポジショニングで行うことができる。また、X線管球のスweep方向は、長軸（上下）方向撮影だけでなく、クロスラテラル（左右）方向撮影を選択して実施できるなど、関節面や体軸、受診者の状態などを考慮した撮影が可能となっている。これは立位システムのみならず、臥位のシステムでも可能であり、単純X線画像と同じ体位のまま、プロトコルの設定のみですぐに検査を実施できる。よって救急など臨床の場面に応じた幅広い対応が可能であると共に予約不要のルーチン検査として多くの検査を行うことも可能である。

### 3. Volume RADを支えるテクノロジーと臨床応用

Volume RADは、一回の撮影で検査部位に異なる角度でX線を連続パルス照射し、撮影後にコンピュータで画像を再構成することにより、任意の複数断層画像を一度に得る技術である。先に述べた通り、人体を透過したX線を受ける検出器に、X線を瞬時にデジタル信号に変換するFPDを採用することで、高精細な断層像の撮像が短時間で可能になる。一例として立位システムにおけるX線管球のスweep方向を図1に示す。目的に応じて長軸（上下）方向とクロスラテラル（左右）方向撮影を選択して撮影が行われる。

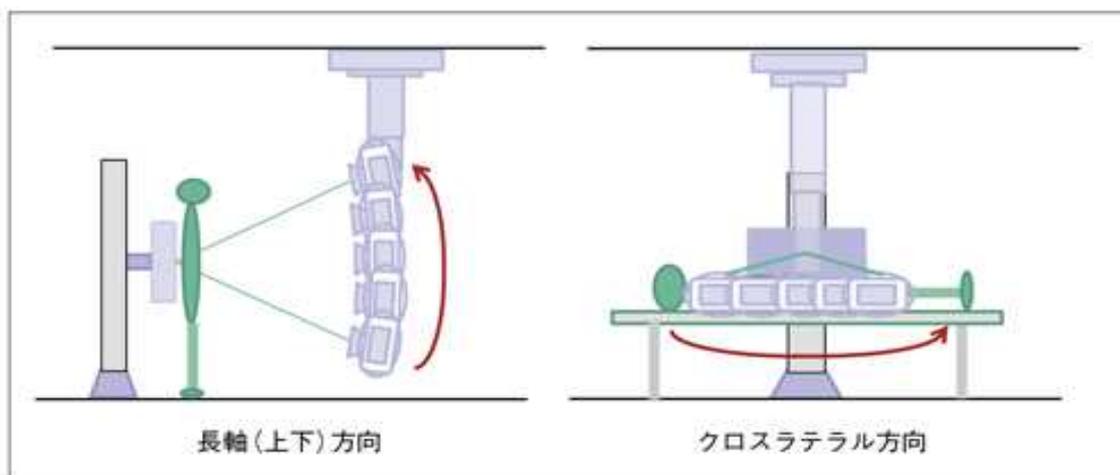


図1 スweep方向：立位システムでの撮影の場合

Discovery XR656におけるVolume RAD撮影の手順を図2に示す。最初に単純撮影と同様のポジショニングを行い、スカウト撮影を行うが、このスカウト撮影により撮影範囲の確認と撮影条件と確定が行われる。続いて、部位ごとに定められた角度によるスweep撮影が行われ、スweep撮影では最大60パルスが照射される。パルス照射により得られたRawデータはリアルタイムに画像再構成され、あらかじめプリセットされたパラメータでトモシンセシス画像を自動的に得ることが可能となる。画像再構成は再構成条件を変えるなどして必要に応じて何度でも再構成することが可能である。

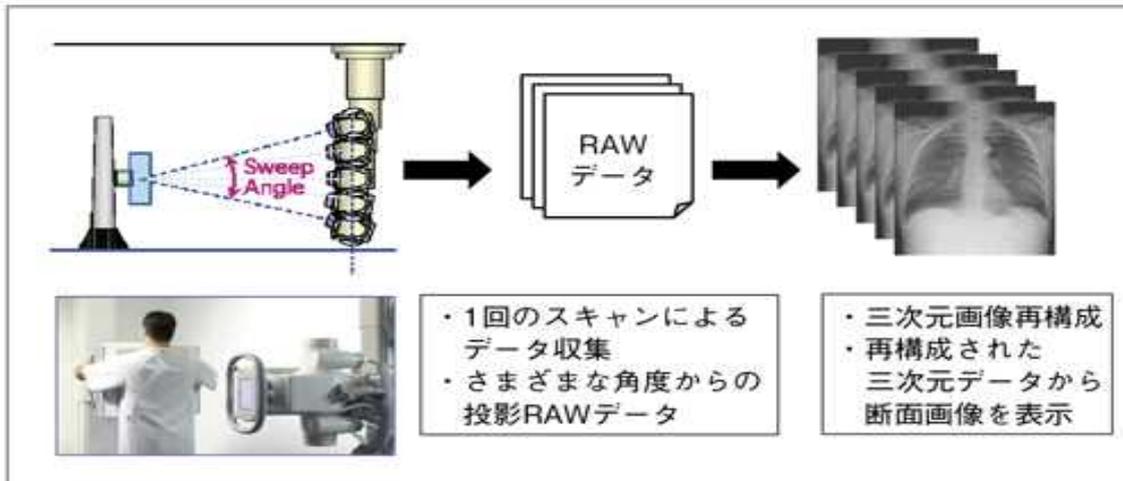


図2 Volume RAD 撮影の手順

GE ヘルスケアでは、Volume RAD に搭載するトモシンセシスの再構成アルゴリズムとして、さまざまな手法の研究開発を行い、比較検討の結果、Specialized Filtered Backprojection法(以下SFBP:GE 特許, 2007)を開発し、最善のアルゴリズムとして搭載している(図3)。

SFBP は、一般的に広く使われている FBP 法の迅速な演算処理などの良い点を生かしつつ、アーチファクトなど画質課題の解決をするためのフィルタファイリング技術を改善したものである。本法では、フィルタとして linear-ramp 関数、windowing 関数、4 次多項式関数の 3 種類を組み合わせる特別な空間周波数フィルタを設計し、これを用いて Filtered Backprojection を行い、三次元画像再構成を実現している。

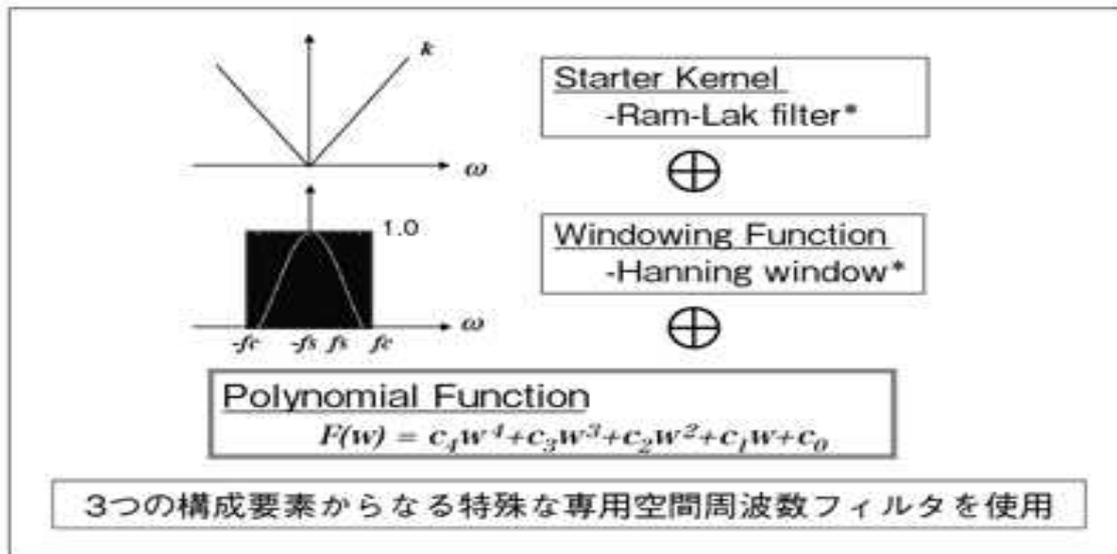


図3 SFBP (Specialized Filtered Backprojection : GE 特許)

上述の Volume RAD であるが、現在では多くの臨床応用がされている。ここで日本国内でも検査事例が多

いくつかの臨床応用を紹介する。一つ目の症例（図4）は耳鼻咽喉科領域での急性副鼻腔炎症例である。国内では通常 CT を用いて検査されることが多いが、一般撮影装置に搭載されている Volume RAD では立位での撮影も可能なため、液面形成も良好に描出できる。また、当該部位の X 線撮影では X 線感受性が高い水晶体への被ばくが懸念されるが、Volume RAD 撮影では後前撮影となり CT と比較して約 300 分の 1 の被ばく（JRC2009 学術大会による発表）に低減可能である。

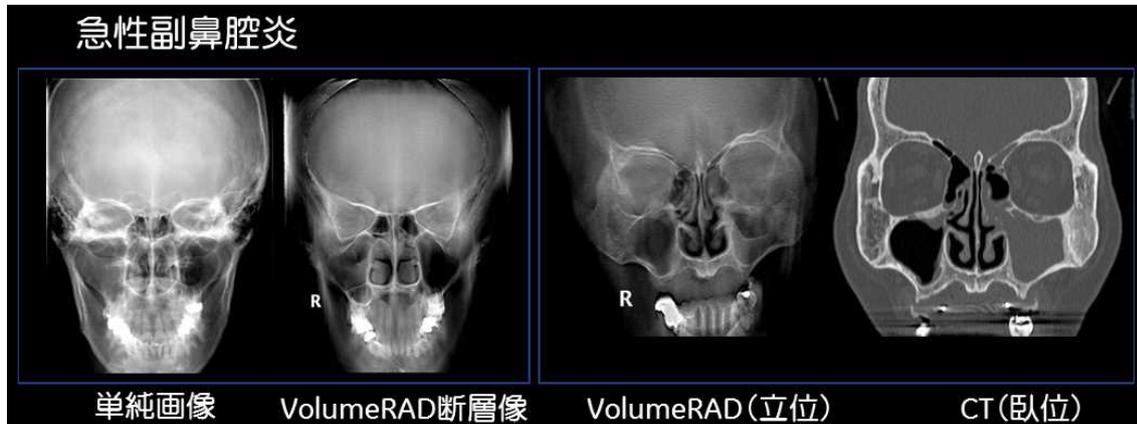


図4 急性副鼻腔炎症例

二つ目の例（図5）は整形外科領域で骨折後の骨癒合を評価した例である。骨移植後の骨親和性、仮骨形成の評価に Volume RAD 撮影を行い、リハビリテーションの開始時期の判断に使用されている。CT では金属アーチファクトの影響があり、評価が困難であるが、Volume RAD による断層像では髓内釘術後の仮骨の有無を判断することが可能であり、術後のリハビリテーションの計画に使用されている。

最後の例（図6）は交通外傷の症例である。通常は単純撮影による開口位での撮影となるが、Volume RAD では体位が困難な受診者や意識障害などにより開口位が困難な場合であっても閉口のまま軸椎の撮影を行い観察することが可能となる。この症例の場合は Volume RAD 撮影により、歯突起骨折が確認できる。



図5 骨折後の骨癒合を評価した例

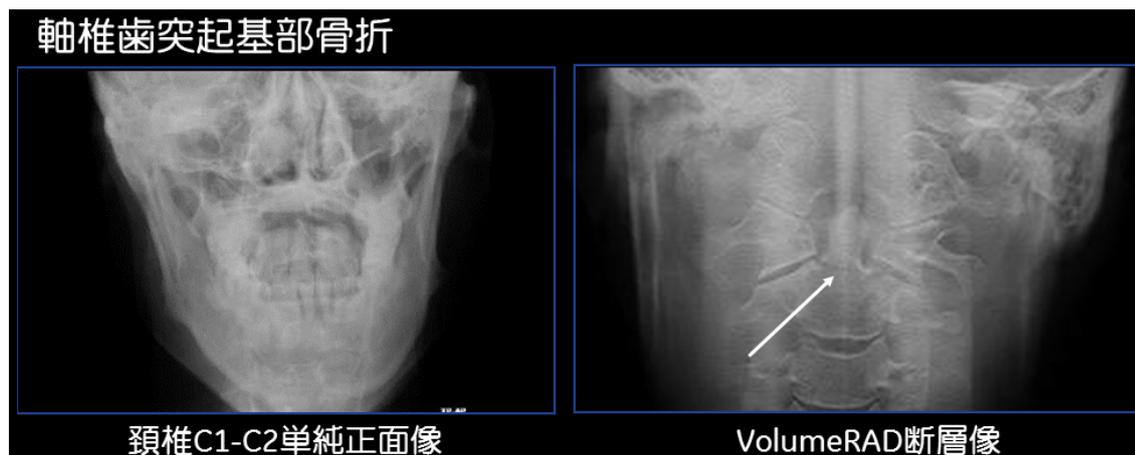


図6 軸椎歯突起基部骨折症例

#### 4. 乳房撮影領域におけるトモシンセシス

乳房X線撮影（以下マンモグラフィ）検査は、乳腺疾患の診断において第一に選択される検査法であり、乳がんの早期発見および診断を行うためには、微細な病変を的確に描出できる高性能なマンモグラフィが必要である。現在主流となっているのは一般X線撮影装置と同様にFPDを搭載したフルフィールドデジタルマンモグラフィ（以下FFDM）で、日本国内でFFDMが販売開始されたのは2000年であるから、こちらも既に十数年が経過し、最近では多くの施設でFFDMが使われるようになった。FFDMは診断能の向上や検査効率の改善など多くのベネフィットをもたらしたが、更に求められている課題もある。FFDMは、高精度かつ効率的にがんの可能性を見つけ、次の精密検査へ送ることが求められる。現在日本のマンモグラフィ検診では、デンスブレスト等により描出が難しく、再検査を受けなければならない被検者が全体の約10%にのぼる。そのうちの約90%は精密検査の段階でがん所見が認められない結果となるデータもあることから<sup>1)</sup>、不要な心的不安や恐怖感、再検査費用の負担を被検者に与えているという懸念がある。また、マンモグラフィ検査における感度は乳腺密度にも大きく依存し、平均して22%程度はマンモグラフィでは描出困難だとも言われている。特に日本人をはじめとしたアジア人は高密度な乳腺の割合が欧米人に比べて2倍以上多いと言われている。マンモグラフィにおいてトモシンセシスに求められることは、従来のマンモグラフィでは描出が難しかった病変を描出する（感度を上げる）こと、そして診断精度を上げ要精検率を低減することであるといわれている。

このような背景を受けて、2013年、GEヘルスケアでは、デジタルブレストトモシンセシス SenoClaire（図7）を国内販売開始した。



図7. SenoClaire

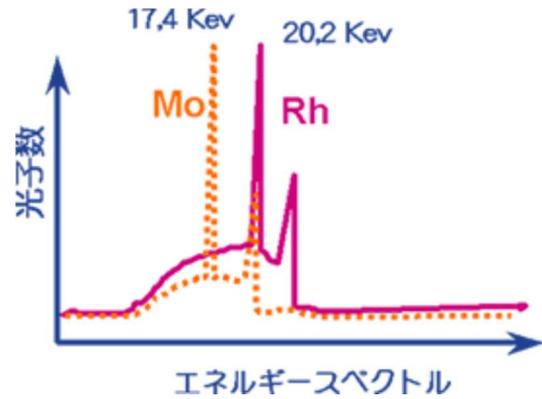


図8. スペクトルにおける出力

### 5. SenoClaire を支えるプラットフォーム

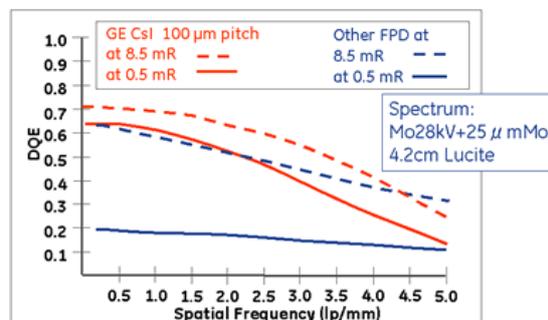
真のデジタルブレストトモシンセシスを実現するテクノロジーとして、SenoClaire では高画質と低被ばくの両立を実現するために必要な独自のテクノロジーが多く採用されている。SenoClaire を搭載可能なFFDMのSenographe Essentialには陽極材質と付加フィルタにそれぞれモリブデン (Mo) とロジウム (Rh) を有するデュアルターゲット X 線管 (GE 特許技術) が搭載されており、SenoClaire で用いるロジウム陽極/フィルタは少ない管電流 (mA) で高い線量率を得ることが可能である。(図8) 特に日本人に多いとされるデンスブレストにおいても特性 X 線のスペクトルを利用できる点が特徴で、連続スペクトルを利用したタングステンターゲットのように、厚い付加フィルタで多くを吸収し、強力にスペクトルを整える必要がなく、管電流に対して約 2 倍の出力が得られる。少ない管電流で必要な出力を得ることが可能な X 線管球は熱効率にも優れ、冷却用のハウジング構造を持たない軽量なケーシングレス管球 (図9) を搭載することを可能とし、トモシンセシス撮影に伴う X 線管球のスイープ時にもガントリーの動作を高精度にコントロールすることが可能となった。SenoClaire ではマンモグラフィで求められる微細な石灰化の描出能を高めるため、各パルス照射のタイミングで X 線ガントリーを静止させ、照射タイミングとシンクロさせて撮影する Step&Shoot (ステップ&シュート) 法を採用している。

次に、デジタルブレストトモシンセシスを考えるうえで、低線量における検出器性能は被ばく線量を低く抑えつつ高画質を得るために非常に重要である。1回のスイープ撮影における各パルス照射線量を低く抑えなければ一連の収集で被ばく線量が増大してしまう。また、斜入 X 線による収集画像が多いため、平均被写体厚が大きくなることも被ばく線量増大に繋がっている。ここでの指標としては、1回のスイープ撮影の中で複数回のパルス照射を行い画像収集することから、1パルス照射あたりの線量は非常に少なく、その少ない線量において必要な情報を得ることが重要となる。その客観的評価尺度としては、量子検出効率 (DQE : Detective Quantum Efficiency) が適しており、とりわけ臨床視点から 1~3LP/mm の周波数帯域における DQE 値が重要である。Senographe Essential に搭載されている FPD は 0~3LP/mm における DQE がデジタルブレストトモシンセシスを想定した線量であっても高い水準を維持できることが特長である。(図10) トモシンセシス撮影においては、これらの検出器性能に加えサンプリング方法も重要な要素であるが、SenoClaire においてもトモシンセシス撮影時に pixel binning を行わず 2D 撮影時と

同じ分解能での撮影が可能であることから、SenoClaire で得られる画像は 2D 撮影時と同様に優れた石灰化描出能を実現している。



図 9. ケーシングレス X 線管球



Performance of Advanced a-Si / CsI-based Flat Panel X-ray Detectors for Mammography, Medical Imaging 2003: Physics of Medical Imaging, M. J. Yaffe, L. E. Antonuk, Editors, Proceedings of SPIE Vol. 5030 (2003) © 2003 SPIE

図 10. フラットパネルの DQE

## 6. SenoClaire のテクノロジー

デジタルプレストモシンセシスの撮影方法について、振角や X 線照射回数（データ収集枚数）は最適な画像収集に重要な要素である。振角の大小は、高さ方向（Z 軸方向）の分解能に大きな影響を与え、データ収集枚数は、2 次元平面上のアーチファクトなどにより、描出能に大きく影響を与える。ただし、乳房撮影においては撮影時間が長くなることは受診者の負担に直結し、息止めが困難であれば体動によるアーチファクトも懸念される。SenoClaire では撮影時間を 10 秒以内とし、その間に 25 度のスイープ撮影を実施することにより 0.5mm の Plane 画像を得ることが可能となっている。0.5mm の Plane 画像はマンモグラフィに求められる石灰化の描出能を担保するうえで有用であると考えられる。（図 11）

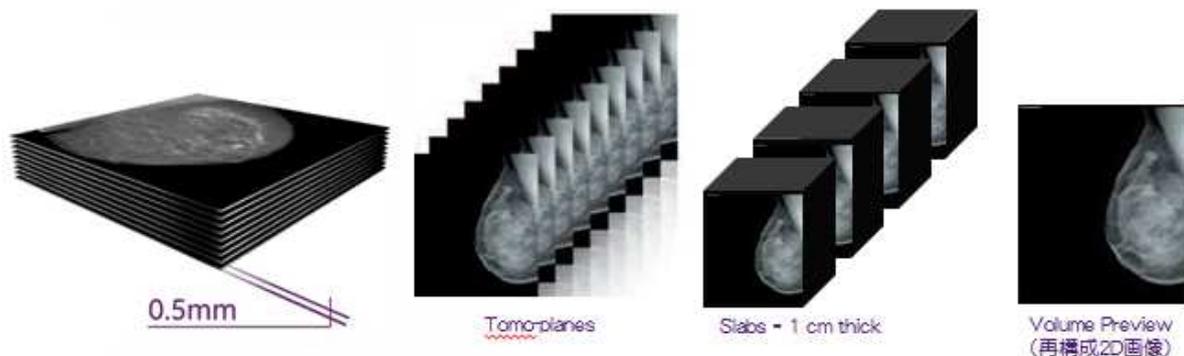


図 11. SenoClaire で得られる画像

3次元再構成のアルゴリズムについては、複数の方法が研究され当初は画像再構成時間がコンピュータの処理能力によって制限されるため、CTなどで普及している簡素化された再構成法 Filtered Back Projection（フィルタ補正逆投影）法が用いられていた。昨今では臨床結果を改善するような新たな方法へと進化し、SenoClaireでは、逐次近似法を応用した ASiR<sup>DBT</sup>（Adaptive Statistical Iterative Reconstruction for Digital Breast Tomosynthesis）を採用している。図 12 は画像再構成法による画

像の違いを示しており、Filtered Back Projection (左) と ASiR<sup>DBT</sup> (右) によるものである。逐次近似法ではシステム光学モデル化され、実際に得られた Raw データと、画像から投影された仮想 Raw データ間の誤差を計測し、画像再構成時にこの違いを最小にしていく。これらのモデリングの過程には複雑な演算処理を必要とし、再構成に要する時間が長く実現が困難とされていた。しかし、SenoClaire では画像再構成に必要な高性能なシステムを設けるなどの工夫により臨床に即した運用が可能になっている。

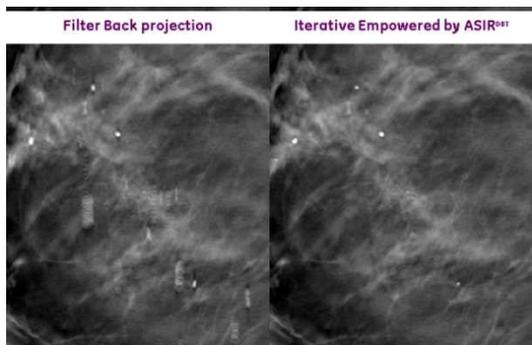


図 12. 画像再構成法

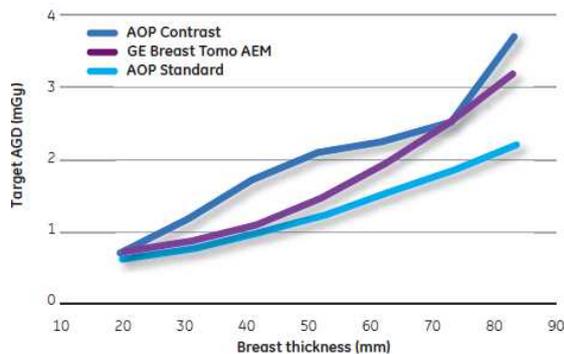


図 13. 平均乳腺線量

これらのテクノロジーにより、SenoClaire ではデジタルブレストトモシンセシスに求められる高画質と低線量の両立を実現した。図 13 は SenoClaire によるデジタルブレストトモシンセシス撮影時の平均乳腺線量 (AGD : Average Glandular Dose) と従来の 2D 撮影における AGD の比較である。従来の 2D マンモグラフィと遜色の無い線量でデジタルブレストトモシンセシス撮影が出来ていることが分かる。

## 7. SenoClaire の臨床応用

デジタルブレストトモシンセシスの臨床へのアプローチにおいて、「デジタルブレストトモシンセシスの用途選択を検診や精検などどのように位置づけるか」、「従来の 2D 乳房撮影の取り扱いをどうするか」、「MLO・CC などの撮影方向の選択」など、従来のアプローチとは違いがあり、これらのアプローチの違いは臨床でのワークフローや生産性を大きく左右する。例えばデジタルブレストトモシンセシスで得た多量のスライス画像を観察するには多くの時間を必要とし、観察者のラーニングカーブが一時的に落ちることも分かっている。SenoClaire では石灰化などの微細な分解能に優れた 0.5mm の Plane 画像と、重ね合わせた SLAB 画像を併用することによって診断能を担保するとともに、効率的な読影を可能としている。また再構成によって得られた 2D イメージとなる VolumePreview 画像も併用することで違和感なくデジタルブレストトモシンセシス画像の観察を行うことができる。

デジタルブレストトモシンセシスに求められる臨床ニーズとしては、従来のデジタルマンモグラフィでの課題を解決し、受診者やスタッフの負担は決して増えないことが求められる。Seno Claire に関するいくつかの臨床評価のうち、米国のマサチューセッツ総合病院 (Massachusetts General Hospital) における検証では、同一受診者における 2D と GE のデジタルブレストトモシンセシス画像を比較した場合、従来のデジタルブレストトモシンセシスで苦手とされていた石灰化の描出能でさえも、GE のデジタルブレストトモシンセシスの方がより明瞭に石灰化を示すという結果が出ている<sup>2)</sup>。また、別の検証において

は、3000 人を 2D と GE のデジタルブレストトモシンセシスで比較した結果の偽陽性率が 7.8%から 4.6%に減少し、読影時間については従来の単純マンモグラフィと同等であると報告されている<sup>3)</sup>。この結果を見ると、精密検査に加え SenoClaire ではスクリーニングにも実用できることが示唆されている。特にデンスブレストが多いとされる日本国内においては、このデジタルブレストトモシンセシスへの期待がますます高まる場所であり、今後より多く普及することが期待されている。

## 8. おわりに

トモシンセシスは一般撮影領域や乳房撮影領域において非常に有用な検査である一方、未だ新しい検査でもあり、いくつかの課題も考えられている。例えば、得られるボリューム画像のデータ容量は少なくとも従来の 2D 撮影の 10 倍以上となり、院内での画像保管を考える上で増加するデータ容量と得られる医療上のメリットとのバランスを考慮した、画像ハンドリングシステムの構築が求められる。また、X 線を用いる検査である以上、得られる臨床メリットと同様に、被ばくの低減についても考えなければならない。今後期待される臨床応用へのアプローチについては、より臨床ニーズに即した検査が少ない負担で行えることが必要であると考えます。私たち GE ヘルスケアは今後も皆様と協力して受診者のために、技術革新を現実のものとしていくことを切に願う。

出典：

- 1) Brown, M.L., Houn, F., Sickles, E.A., Kessler, L.G., Screening mammography in community practice : positive predictive value of abnormal findings and yield of follow-up diagnostic procedures (1995)
- 2) Kopans, D., Gavenonis, S., Halperm, E., and Moore, R., Calcifications in the Breast and Digital Breast Tomosynthesis (2011)
- 3) Digital Breast Tomosynthesis (DBT) NCI 3000-Women Trial. Daniel Kopans MD (2007)

臨床画像提供：

東京女子医科大学東医療センター（東京都）

薬事認証名称：

VolumeRAD は下記オプションとなります。

医療機器認証番号：221ACBZX00068000

販売名称：据置型デジタル式汎用 X 線診断装置 Discovery

DiscoveryXR656 は、上記医療機器の類型「Discovery XR656」

SenoClaire は下記オプションとなります。

医療機器認証番号：21600BZY00218000

販売名称：セノグラフ 2000DS シリーズ

Senographe Essential は、上記医療機器の類型「2000DS-S Essential」

## 透視撮影システムによるトモシンセシス

株式会社島津製作所 医用グローバルマーケティング部 塩見 剛

島津製作所の透視撮影システム SONIALVISION safire17 によるトモシンセシスへの取り組みについて紹介する。

透視撮影システムと FPD (Flat Panel Detector) の組み合わせによるトモシンセシスは、

- ・ 1 回の断層撮影で任意高さの複数枚の断層画像が得られ、繰り返し再構成も可能
- ・ CT に比べて患者被ばくが低減でき、金属アーチファクトの影響も低減できる
- ・ 立位荷重状態での断層画像が容易に得られる

などの特長を有しており、整形領域を中心に各種の検査での臨床応用が広がっている。

トモシンセシス画像の作成手法としては、現在、フィルタ補正逆投影法 (Filtered Back Projection : FBP 法) が主に用いられているが、更なる金属アーチファクトの低減の取り組みとして逐次近似法の応用が進んでいる。

図 1 に装置外観、表 1 にトモシンセシス関連仕様を示す。透視撮影システムのチルト機能を使用することで立位から逆立位までの任意の天板角度での撮影が可能であり、被検者の移動なしで、臥位・立位の撮影が行え被検者の負担を軽減できる。撮影は、SID : 110cm で平行平面式断層撮影の動作を行う。X線管球と FPD を逆方向に移動させることで、断層再構成の有効範囲を大きく取れるようにしている。撮影時の裁断面 (回転中心) 高さは、撮影目的部位に応じて、天板面から最大 25cm までの範囲で設定可能である。天板から最大 45cm 高さまでの範囲で断層面の再構成が可能である。撮影後は、プリセット条件に従い、自動的にトモシンセシス画像を再構成する。必要に応じて再構成端末にて、再構成法、再構成範囲、再構成間隔などを変更して同一投影画像から繰り返し再構成が可能である。



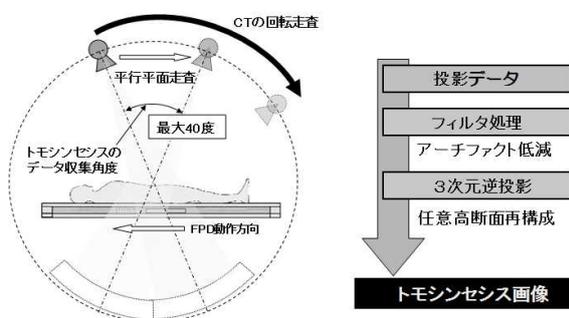
図 1 SONIALVISION safire17 システム外観

表 1. SONIALVISION safire17 のトモシンセシス関連仕様の概要

項目	仕様	備考
断層角度	40° / 30° / 20° / 8°	
投影像枚数	74 フレーム / 36 フレーム	撮影時間は、5sec / 2.5sec
SID	110cm	
ピクセルサイズ	300 μ m	
撮影時 FPD 動作	移動 (X線管と対向)	
回転中心高さ	天板面より 0~250mm	撮影時に 1mm 単位で設定可能
天板起倒角度	立位 89° ~ 逆立位 89°	テーブル起倒
撮影プリセット	再構成時中心高さ、再構成法、再構成範囲、再構成間隔など FBP 時：再構成フィルタ	撮影 X線条件プリセット可能。 再構成法、再構成パラメータは再構成端末で変更・再構成可能
再構成法	シフト加算法 / FBP 法 および逐次近似応用 (T-smart)	再構成時に再構成法の選択変更が可能
再構成 (高さ) 可能範囲	天板面より 0~450mm	
再構成間隔	0.5mm / 1mm / 2mm / 3mm / 5mm など (撮影時プリセット)	再構成端末にて 0.5mm 以上 0.1mm 単位で設定可能
照射野範囲 (FPD 視野サイズ)	17x17 / 15x15 / 12x12 / 9x9	
再構成可能高さ範囲	0~450mm	再構成範囲の絞り込み可能

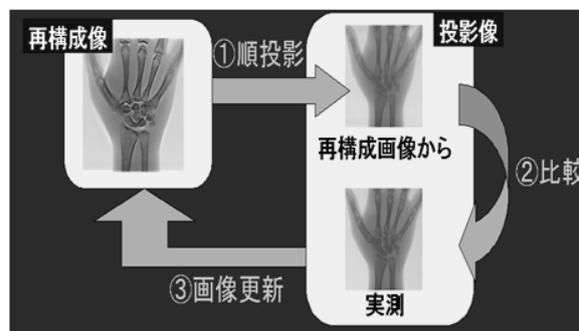
トモシンセシス画像再構成において、FBP法では平行平面式断層走査により得られた一連の投影画像について、幾何学的変換を施してコーンビームCT走査の投影データに変換し、これらの投影像から特定の裁断面の断層画像を再構成する (図 2)。FBP法では、フィルタ関数の調整により障害陰影低減および金属アーチファクト低減を行っている。

近年、トモシンセシス画像で金属アーチファクトが低減できることより、人工関節置換術の術後経過観察などへの応用が進んでおり、金属辺縁部の詳細観察の目的から、更なる金属アーチファクト低減が求められている。



トモシンセシスはコーン・ビームCTの再構成手法を基本としたフィルタ補正逆投影法などにより画像を再構成します。

図 2. FBP法の原理

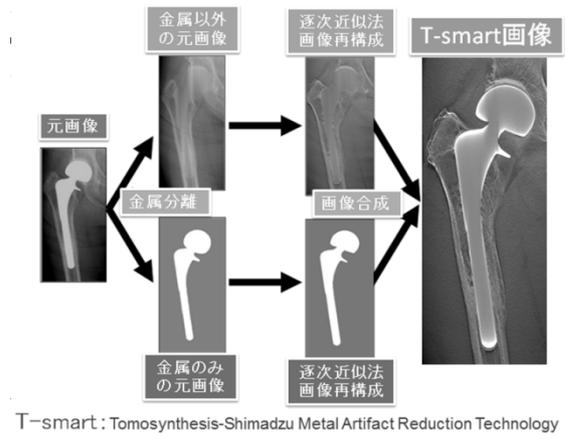


① 再構成画像を順投影、② ①と撮影した投影データを比較  
③ ②の比較結果に基づいて、再構成画像を更新

図 3. 逐次近似法の原理

金属アーチファクトの更なる低減を目的として逐次近似法（図3）の応用検討が進められている。①再構成画像から疑似投影データを作成、②疑似投影データと実際に収集した投影データを比較、③差分情報を再構成画像に反映、の過程を繰り返し正しい（尤もらしい）画像に近づけていくことで、金属アーチファクト低減の効果が得られる手法である。

島津製作所では、更なる金属アーチファクトの低減を図るため、金属部とそれ以外の部分を分離し、それぞれの画像に最適な再構成を行い、最終的に加算処理を行うという手法：T-smart（図4）を導入した。金属辺縁部のアーチファクトを低減しながら、トモシンセシスの高分解能の特長を活かして骨梁を鮮鋭に描出することができる。



T-smart : Tomosynthesis-Shimadzu Metal Artifact Reduction Technology

図4. 金属アーチファクトをさらに低減したトモシンセシス（T-smart）

図5に単純X線撮影、トモシンセシス（FBP法）および逐次近似法応用の画像比較例を示す。FBP法では、単純X線撮影に比べて骨梁が明瞭に描出されており、骨固着状態の観察が容易になる。逐次近似法応用による画像処理（T-smart）では金属近傍のアンダーシュートが改善されており、かつ骨梁はより明瞭に描出されている。

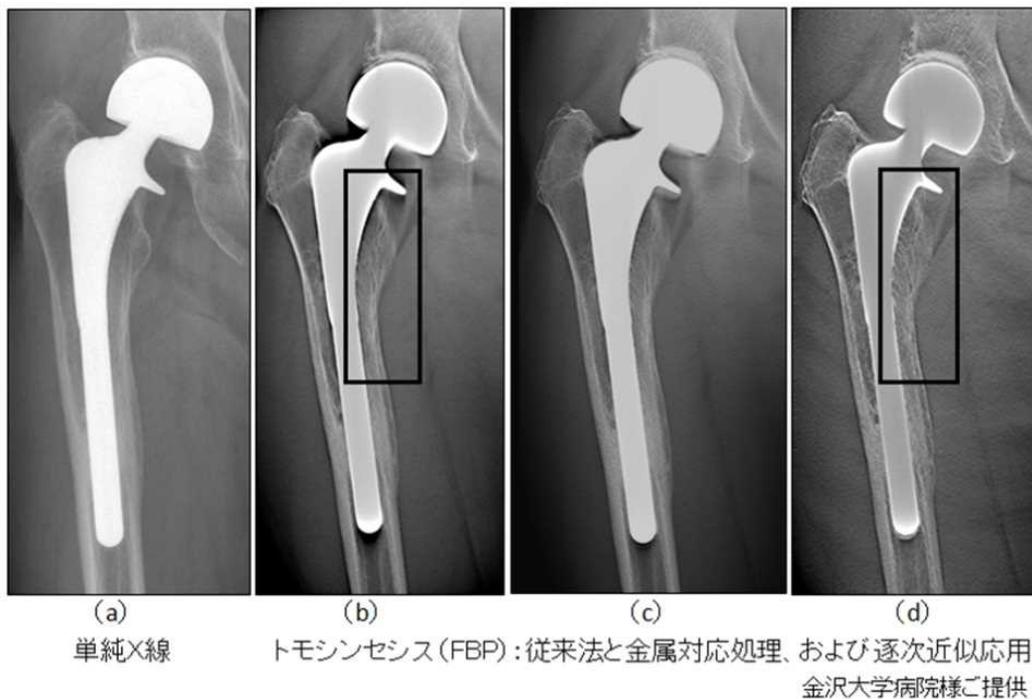


図5. 単純X線画像とトモシンセシス（FBP法および逐次近似応用）の比較

トモシンセシス画像の新しい応用として、傾斜断面画像表示機能を紹介する。トモシンセシス再構成は基本的には天板面（FPDセンサー面）に平行な断層面に限られるが、一連の再構成画像をもとに $\pm 20^\circ$ の範囲で傾斜断面画像の表示を可能としたことで、撮影時ポジショニングのズレを補正することが可能である。図6に傾斜断面表示の画像例を示す。(a)の再構成画像では頸椎がFPDセンサー面に対して平行でないため、頸椎全体の観察は困難であるが、傾斜断面角度を調整した(b)の正中トモシンセシス画像では、頸椎全体が観察できている。また、経過観察など繰り返し検査・撮影を行う場合に同じ体位を再現した撮影は非常に困難であるが、観察時に角度補正した画像を利用することで、検査の効率化、診断の精度向上が期待できる。

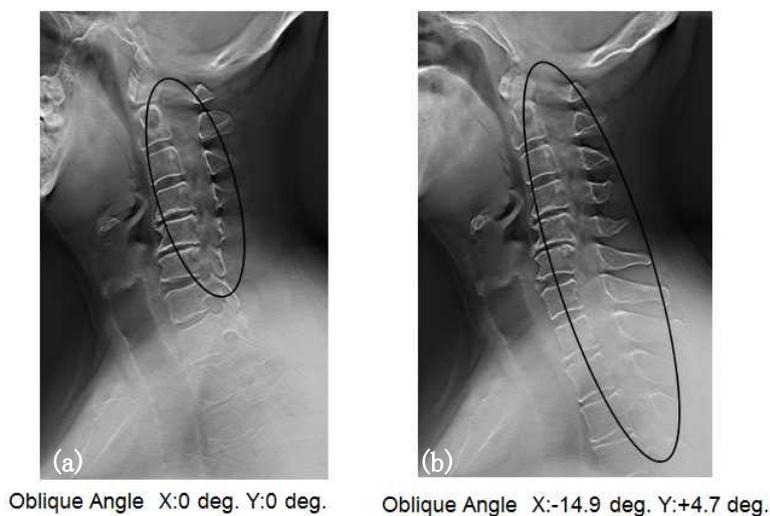


図6. 傾斜断面表示の画像例

各種トモシンセシス再構成法の原理と、最新技術として逐次近似法の応用例および傾斜断面画像表示を紹介した。

トモシンセシスは整形領域を中心に臨床応用が広がっているが、整形分野以外にも、消化管領域、胸部領域<sup>8)</sup>、内視鏡検査領域などで実運用・応用検討されており、今後のさらなる応用性の広がりが期待されている。

今後も医療関係の方々をはじめ各位のご助言を頂きながら、新技術の開発・改良、患者被ばくの低減への取り組みを継続し、臨床面でもより価値の高い画像・機能を提供できるよう努めていきたい。

# マルチコア CPU/GPU による高速演算の紹介

## ハイパフォーマンスコンピューティング環境の概説

岐阜大学 **福岡 大輔, 原 武史**

### 1. はじめに

近年、コンピュータ技術の進歩により、高性能なマルチコア CPU(Central Processor Unit)や GPU (Graphic Processor Unit)が開発されている。これらマルチコア CPUやGPUを用いた処理の並列化によって、画像処理やシミュレーションなどの分野では、膨大なデータを高速に解析し、高品質な情報を提供できるようになった。本稿では、これらのマルチコア CPUやGPUを用いた処理の並列化と、その高速演算について紹介する。

CPU開発の変遷をたどると、2000年頃までは、プロセッサのクロック周波数(演算のタイミング)を高くして、逐次処理の高速化をはかる取り組みが行われてきた。しかし、クロック周波数が4GHz程度に達し高速化の限界となると、その後、1つのCPUの中に、コアと呼ばれるプロセッサを複数個もつ、マルチコアCPUが登場した。現在では、個人向けPCのCPUで2または4コア(Dual Core, Quad Core)が主流となり、Intel社のXeon E5-2699V3(18コア/36スレッド)などのように、多数のコアを搭載した高性能なCPUも登場している。

近年ではGPUによる処理の並列化も行われている。GPUはグラフィックコントローラや、グラフィックアクセラレータと呼ばれていたハードウェアが発展したもので、当初はグラフィックス処理のために用いられていたが、大量の演算コアを搭載しているため、その後、並列プロセッサユニットとして用いられるようになった。現在では、グラフィックス以外の汎用性の高い計算用途に利用できるようにしたGPGPU(General Purpose GPU)も登場している。NVIDIA社のGPGPU

Tesla K80では、CUDA Coreと呼ばれる最小単位のプロセッサを4992個を搭載している。また、CPUとGPUの機能を1チップに統合したプロセッサも開発されており、Intel社のIntel HD Graphicsや、AMD社のHSA(Heterogeneous System Architecture)などの技術がある。

現在では、マルチコアCPUやGPUなどを組み合わせた並列処理が主流となり、このような異なる種類のプロセッサによって並列計算機を構成するものは、ヘテロジニアス・コンピューティング(異種混交コンピューティング)と呼ばれている。

現在われわれの身の回りには、並列処理が可能なプロセッサを実装した計算機が数多くあり、その恩恵を受けられる環境にある。しかし、自らがソフトウェアを開発する場合に、高性能なマルチコアCPUやGPUを搭載した計算機を利用しても、並列処理のためのソースコードを書かなければ、処理の高速化は望めない。従来の逐次処理型のプログラミングでは、1つのプロセッサが慌ただしく逐次処理を行うだけで、他のプロセッサはアイドル状態となり、いくら高性能な計算機を利用しても「宝の持ち腐れ」となってしまう。

本稿では、コンピュータの性能を最大限に引き出すために、並列化プログラミング環境であるOpenMP(Open Multi-Processing)と、OpenCL(Open Computing Language)を用いたプログラミングについて紹介する。並列処理を行なうために、複数台の計算機を通信ネットワークで接続し、並列化するグリッドコンピューティングやクラスタリングなどもあるが、ここでは割愛する。

## 2. 並列化のための開発環境

マルチコア CPU や GPU などのプロセッサを利用した並列処理は、図 1 に示すように、「マルチコア CPU による並列処理」と、「ヘテロジニアス・コンピューティングによる並列処理」がある。それぞれの代表的な標準化されたフレームワークとして OpenMP や OpenCL があり、また、ベンダ依存のフレームワークとして、NVIDIA 社の CUDA (Compute Unified Device Architecture) や、AMD 社の APP (Accelerated Parallel Processing) などが提供されている。以下に、Windows 環境での OpenMP と OpenCL によるプログラムの実装について説明する。

### (1) OpenMP による並列化プログラムの実装

マルチコア CPU 上の処理で、局所を並列化するための標準化されたフレームワークとして OpenMP がある。並列化は、仕事をスレッドと呼ばれるプロセス内の処理単位に分割し、スレッドが協調し全体の処理が行われる。従来の Windows API による `CreateThread()` 関数を用いたスレッドプログラムでは、プログラマは各スレッドの進捗の同期などに留意する必要があったが、OpenMP では、このような同期処理が暗黙的に行われるため、非常にシンプルなソースコードで並列化を実現できる利点がある。また、OpenMP を用いたプログラミングでは、従来の逐次処理型のソースコードに、OpenMP 指示文と呼ばれる

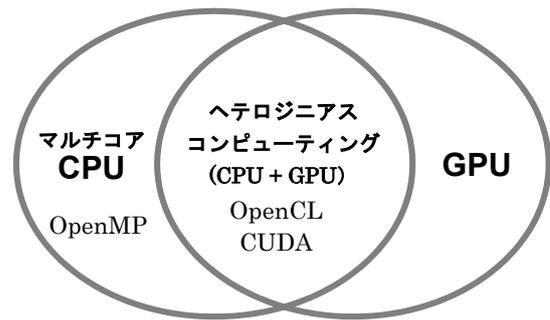


図 1 並列計算と開発環境

「`#pragma omp`」で始まる指示文を入れることにより、コンパイラに並列化を指示する。代表的な OpenMP 指示文を表 1 に示す。Microsoft Visual C++ (以下、VC と呼ぶ) や GCC (GNU Compiler Collection) などの OpenMP がサポートされているコンパイラでは、これらの指示文をコンパイラが解釈して、スレッドを分割し、並列化されたコードが自動生成される。一方、OpenMP がサポートされていないコンパイラでは、これらの指示文は無視され、逐次処理型のコードが自動生成される。このことは、ソースコードの汎用性が高くなるため重要なしくみとなっている。

リスト 1 に、モンテカルロ法により円周率の近似値計算のソースプログラムを示す。このプログラムのアルゴリズムは、乱数を  $10^9$  回生成し、円の内外判定により円周率の近似値を求めるもので、

表 1 OpenMP の代表的な指示文

指示文	内容
<code>#pragma omp parallel</code>	並列化する部分を明示的に指示する。 <code>#pragma omp parallel num_threads(N)</code> のように指示句を付け、分割するスレッド数 N (並列化数) を指定する。
<code>#pragma omp for</code>	for 文 (ループ処理) を並列化する。
<code>#pragma omp section</code>	プログラムをいくつかのブロックに分割して並列化する。

OpenMP により for 文の並列化を行っている。

ソースコードの 12 行目では、OpenMP 指示文を使い分割するスレッド数 N(ここでは N=8)で、13~21 行目を並列化することを指示している。14 行目では for 文の並列化を指示し、private 指示句については、変数 x, y が各スレッドのプライベート変数として扱われることを指示し、reduction 指示句については、変数 count が漸化計算に用いられることを指示している。

また、VC 環境では、図 2 に示すように、プロジェクトのプロパティページにおいて、[OpenMP サポート]の項目を[はい(/openmp)]と設定することで、OpenMP を利用した並列化されたコードが生成される。

リスト 1 のソースコードにおいて、分割スレッド数 N を 5 通り (N=1,2,4,8,16) 変化させ、それぞれ 100 回処理を繰り返し平均処理時間の測定を行った。測定に使用したマルチコア CPU は、Intel Core i7-3615QM-2.30GHz で 4 コア(論理プロセッサ数 8)である。測定結果を表 2 に示す。分割スレッド数  $N \leq 8$  においては、N の値が多くなるにしたがって、処理時間は短縮され、N=8 において逐次処理に比べ最大 4.46 倍の高速化が図られた。これは CPU の論理プロセッサが 8 基であるため、もっとも効率よく処理を分散し、並列処理が行われたためである。また、CPU の論理プロセッサ数より多い N=16 では、N=8 に比べ処理速度は低下した。

## (2) OpenCL による並列化プログラムの実装

OpenCL は、マルチコア CPU, GPU, DPS (Digital Signal Processor) などの異種混交な計算資源を活用することができる共通化されたフレームワークである。OpenCL を利用する環境として、Intel 社のマルチコア CPU/GPU で OpenCL

リスト 1: OpenMP による並列計算の一例  
モンテカルロ法による円周率の近似値計算

```

1 #include <stdio.h>
2 #include <stdlib.h>
3 #include <omp.h>
4 #include <time.h>
5 #define LOOP 100000000
6 #define N 8
7 int main()
8 {
9     long i, count=0;
10    double x, y;
11    srand((unsigned)time(NULL));
12    #pragma omp parallel num_threads(N)
13    {
14        #pragma omp for private(x,y) reduction(+:count)
15        for (i = 0; i < LOOP; i++)
16        {
17            x= rand() / (RAND_MAX+0.1);
18            y= rand() / (RAND_MAX+0.1);
19            if (x*x + y*y <= 1.0) count++;
20        }
21    }
22    printf("%f\n", 4.0*count/(double)LOOP);
23 }

```

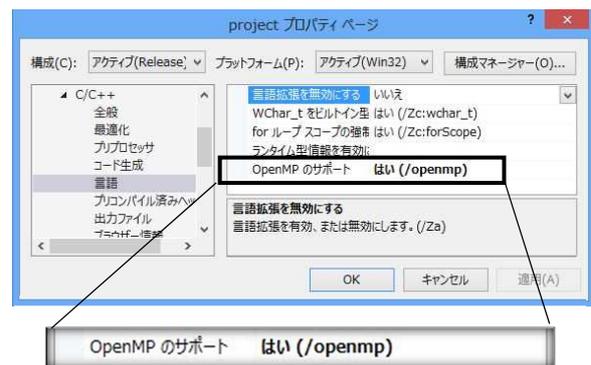


図 2 VC 環境の OpenMP の設定

表 2 モンテカルロ法におけるベンチマークテスト (OpenMP)

分割スレッド数 N	平均処理時間[sec]	逐次処理との比
1 (逐次処理)	31.8 (SD=0.33)	1.00
2 (並列処理)	16.7 (SD=0.35)	1.90
4 (並列処理)	9.26 (SD=0.38)	3.43
8 (並列処理)	7.12 (SD=0.16)	4.46
16 (並列処理)	7.39 (SD=0.13)	4.30

表 3 ベンチマークテストに用いた PC 環境 (OpenCL)

計算機	CPU	GPU	OpenCL 環境
PC 1	Intel Core2 Extreme CPU QX9650 3.0GHz (4core)	NVIDIA Tesla C1060	NVIDIA CUDA
PC 2 (Apple 社製 Mac mini)	Intel Core i7-3615QM-2.30GHz (4core)	Intel HD Graphics 4000	Intel SDK for OpenCL App.

を利用するための環境である「Intel SDK for OpenCL Applications」が提供されている[1]. また, NVIDIA 社の GPU 上では, CUDA の一部として OpenCL が提供されている[2]. AMD 社の CPU/GPU では, 「AMD OpenCL APP SDK」の開発環境が提供されている[3].

OpenCL のプログラムは, 並列処理の全体の制御を行なうホストプログラムと, 並列処理を行なうデバイス側で動作する「カーネル」と呼ばれるプログラムにより構成される. ホストプログラムについては, 通常のソースコードのように C または C++ 言語によって記述し, OpenCL ライブラリを利用してコンパイルされる. 一方, カーネルプログラムは, OpenCL C 言語で記述される.

OpenCL による並列処理の実例として, FFT(Fast Fourier Transform)によるハイパスフィルタのベンチマークテストを紹介する. 入力画像には, 画像サイズ 4096 x 4096 [pixel] の 8 [bit] グレースケールの画像を用いて, OpenCL のソースコードには文献[4,5], 逐次処理のソースコードには文献[6]を用いた. 表 3 に示す PC1 と PC2 の計算機上で, それぞれの平均処理時間の比較を行った. 平均処理時間は, ファイル入出力を除いた処理時間とし, 100 回計測を行ないその平均とした. PC1 上で, OpenCL を用いた GPGPU の並列処理では 2.07 (SD=0.01) [sec], CPU の逐次処理では 9.33 (SD=0.10) [sec] を要した. また, PC2 上で, OpenCL による並列処理では 2.62 (SD=0.03) [sec], 逐次処理では 4.60 (SD=0.05) [sec] を要した. 限られた PC 環境でのベンチマークテストの結果ではあるが, いずれも OpenCL を用いた並列処理

により, 処理の高速化が図られている.

### 3. おわりに

近年, CPU や GPU を用いた並列処理に関する技術は, 高解像画像の処理や, 3 次元画像処理, 放射線技術に関するシミュレーションなど, 医用画像分野を支える必要不可欠な要素技術となっている. 現在では, 一昔前のスーパーコンピュータに匹敵する能力をもつ CPU/GPU が一般消費者向けに低価格で提供されている. 本稿で述べた並列処理による高速化技術は, 計算機のもつ最大限の性能を引き出し, 高度な画像処理を実現するための手段として, 研究開発に活用することができる. 本稿が今後の研究開発の一助になれば幸いである.

### 参考文献

- [1] Intel 社: Intel SDK for OpenCL Applications, <https://software.intel.com/en-us/intel-opencl>, (accessed 2015-01-15)
- [2] NVIDIA 社: NVIDIA CUDA ZONE -OpenCL, <https://developer.nvidia.com/opencl>, (accessed 2015-01-15)
- [3] AMD 社: The AMD OpenCL Zone, <http://developer.amd.com/tools-and-sdks/opencl-zone/>, (accessed 2015-01-15)
- [4] FIX STARS 社: The OpenCL Programming Book, <http://www.fixstars.com/en/opencl/book/OpenCLProgrammingBook/fft-fast-fourier-transform/>, (accessed 2015-01-15)
- [5] 株式会社フィックスターズ著: 改訂新版 OpenCL 入門 1.2 対応—マルチコア CPU・GPU のための並列プログラミング—, 株式会社インプレスジャパン.
- [6] 井上誠喜, 八木伸行, 林 正樹ら: C 言語で学ぶ実践画像処理, オーム社

## 第 15 回 DR セミナーに参加して

日本大学医学部附属板橋病院 榎村 太陽

第 15 回 DR セミナーが平成 26 年 8 月 30 日(土)・31 日(日)の 2 日間にわたり名古屋の名古屋市立大学病院で開催されました。今回、自分は第 70 回日本放射線技術学会総会学術大会にて救命救急センターにおけるポータブル撮影における発表を行ったのですが、今まで撮影技術における評価方法がよくわからないままコントラストとチャート法による MTF 解析と ROC 解析を行ないました。この都度、メーカーとの共同研究に携わる話を頂き、ちゃんと勉強しなおそうと考え、先月の ROC セミナーとともに DR セミナーの方にも参加させていただく形になりました。

今回のセミナーは「標準デジタル X 線画像計測」の書籍に沿って、1 日目に入出力特性、ノイズ特性の講義と Excel による実習を行いました。

1 日目のセミナー終了後に、懇親会がありましたが、そこで講師の方々、スタッフ、セミナー受講者といろいろ相談しあえる場もありセミナー以外でも多くの情報が共有できよかったです。

2 日目に解像特性、DQE の講座と Excel による実習および名市大の一般撮影室にて入出力特性測定手順や線量計、エッジ法における配置のコツの説明講義を受けました。1 日目、2 日目ともに、このセミナーでは本の要点をまとめていただいているので短時間で理解することができました。しかし、実際の測定実験がなかったのがあればさらに測定方法に関して理解できたように思いました。セミナーの最後に、データの取り出し方やデータの構造に関しての講義がありました。できれば、この講義は最初にあったほうが Image J のデータの取り出し方の理解度が深かったような気がしました。

今回のセミナーで書籍「標準デジタル X 線画像計測」の大まかな理解ができましたが、やはり Image J や Excel がすべてマクロ化されているためブラックボックスの部分を後で確認する必要があると思いました。更なる理解を深めるためにこれからは Image J や Excel のマクロの知識を増やしていこうと思いました。

今回セミナーで学んだことを生かして、次回の学会発表を行っていきたいと思います。本セミナーを受けることでやはり自己流で行っていた評価法では正確に評価できていないことに気づかされました。これから新たに画像評価を用いて学会発表を行いたいと思っておられる方は、本セミナーに出ることで画像に関する評価がより一層理解できると思います。自分にとって貴重な出会いと講演を頂いたセミナー講師陣の方には深く感謝いたします。また、学会等の事で相談させていただくこともあるかと思いますがその時はよろしくお願いします。

## 第 15 回 DR セミナーに参加して

名古屋大学大学院博士前期課程 1 年 岡本 千鶴

第 15 回 DR セミナーが平成 25 年 8 月 30 日（土）・31 日（日）の 2 日間にわたり名古屋市立大学病院で開催されました。学部 3 年次にたまたま学校の図書館で、今回のセミナーで教科書として使用したオーム社の「標準デジタル X 線画像計測学」を手にとったことが、画像評価に関して興味を持つ原点となりました。そして、卒業研究において Wiener Spectrum を算出する際に本書よりダウンロードした Excel シートを使わせていただきました。しかし、知識・経験が不足、一人で勉強していくには理解できないことが増えてきました。そこで、今回のセミナーでシート作成者である先生方にご教授いただき、直接質問をし、今後の研究に生かしたいと思い、参加を決意致しました。

1 日目は 13 時から 18 時まで入出力特性、NNPS について、2 日目は 9 時から 15 時まで、MTF、昼食休憩を挟んで、DQE、raw data の取り出しについて、それぞれの項目に関して数十分ほどの講義を受け、各自のノートパソコンで ImageJ や Excel シートを用いて実習が行われました。一連の手順に関しては、講師の方々が受講者のペースに合わせてスライドで説明していただき、また質問もしやすい環境であったためスムーズに行うことができました。使用する画像データはあらかじめ用意されているため、データ取得や線量計測の実習はなかったですが、過去の受講者の意見を取り入れ、今回初めて、データ取得の実験配置の様子を名古屋市立大学病院の撮影室において見学する時間が 2 日目のお昼に設けられました。一般撮影装置の半価層の取り方、エッジ像の取得の仕方に関してレクチャーを受けました。幾何学的配置の再現性のために、発泡スチロールやダンボールを工夫して配置し、AI 板や線量計を固定していました。多くの受講者がその風景の写真を撮っていたこと、撮影室内で多くの質問が飛び交ったことが印象に残っています。また教室内においては、実習中だけでなく休憩時間においても講師の方々が質問に応じていただき、多くの疑問点が解決されたと同時に、また新たな課題を見つけることができました。今後も評価方法に関して研究・検討していきたいと思うことができました。

また、1 日目のセミナー終了後に、懇談会が行われました。今回の講師の方々、スタッフ、受講者が多く参加され、貴重な交流の場となりました。北は東北、南は九州からと全国各地よりセミナーを受けに来ていることを知り、このセミナーの重要性を伺い知ることができました。スタッフの方は世代的に近い人が多く、就職や仕事に関するお話を伺うことができ、普段そういった機会が少ないため貴重な時間となりました。また、講師の先生方とも女性の技師としてどう働いていくかなど、深い話をすることができました。雰囲気がとてもよく笑いが絶えない空間でしたので、最初は緊張していたものの、すぐ和むことができました。画像に関わる方の人の良さも感じることができました。

今回学んだことを基礎とし、一つの評価ツールとして扱い、検討および学会発表を行っていきたくと思っています。また、私のような全く臨床経験のないものに対しても親身になってご指導いただき、このように原稿を書く機会を与えていただいた講師、スタッフの皆様に、この場をお借りして御礼申し上げます。

## 第6回 ROC セミナーに参加して

医療法人あかね会 土谷総合病院 放射線室 石橋 徹

正直、「ROC 解析」の知識はほぼゼロに近い状態での参加であったため、講義についていけるのかどうか不安があった。現在、私は主に IVR 領域の被ばく防護と画質に関するテーマを勉強しているが、いつもその評価方法に悩まされていた。物理評価は、自分なりに多少自己学習で賄えるものの、自分の中での画質と線量に対する視覚評価の方法が確立されておらず、いつも試行錯誤であった。そこでこの ROC セミナーで少しでもヒントをつかめたらと思い参加に至った。そして、このセミナーで大きな収穫があった。

1 日目。午前中は、ROC 解析の基礎学習と手計算による ROC 曲線の作成であった。この講義では ROC 曲線の説明、感度・特異度、ROC 観察者実験開始までの流れなど基礎的な講義であった。ROC 解析は微妙な変化のものを見分けるのには難しく、試料作成にも多くの時間と労力を費やす事を学んだ。そして CDRAD ファントムを用いた試料から、実際に観測者側に立ち視覚評価を行った。これも初めての経験で観測者側の気持ちを体験させていただいた。午後からは、このセミナーで配布されたソフトを用いて再度評価を行った。このソフトを初めから使用するのではなく、午前に一度、手計算での ROC 評価・解析を行ったため、どの行程がどのことを表しているのか理解しやすかった。その後、検定ソフトを用いての検定や自分には少々難しかった ROC カーブフィッティングについて学習した。ROC 曲線間の差を評価するには、検定を行わなくてはならない。その検定方法として、AUC 間の Student t 検定、両正規パラメータ a, b の差の検定などがあることを学んだ。1 日目の講義が少し早めに終了したという事で、2 日目の最後に行われる予定であった「倫理」に関する講義も初日に行われた。倫理の問題として疫学研究・臨床研究・技術研究のように研究により倫理審査が必要なもの、視覚評価に協力していただける観察者にも倫理承認が必要であることを学んだ。また、少し前に話題となった〇〇さんではないが、共同研究者の責任の重さについての理解も深めることができた。

そして 1 日目の最後には、今日学んだことでのディスカッションの時間があつた。ここでは参加者から多くの質問が寄せられた。参加されたみなさんは素晴らしい質問をされ、自分の勉強不足を恥じ大変刺激になった。

2 日目。講義開始より少し早めに参加し昨日の復習を行った。1 日経っただけで忘れていたもので、隣に座っていた同じ受講生の方に聞きながら復習をしていた。

2 日目は午前中のみ講義であった。「LROC 解析・FROC・JAFROC 解析とは」など、言葉を聞くだけで何かなにやはじめは分からなかった。講義を聴講していくうちに、それぞれ少しずつ異なった手法であることが分かった気がする。私の理解では、LROC 解析とは ROC 解析と考え方は同じであるが 1 試料に対し信号 1 個の「場所の指定」も伴うという点。FROC 解析は、LROC 解析のような 1 試料に 1 信号ではなく、1 試料に多くの信号が存在する場合に用いる解析方法。JAFROC 解析とは、FROC 曲線間の統計的有意差の

検定に用いるものと理解した。その後、ソフトを用いた FROC 実験を実際に体験した。少々流れについていくのに大変であったが、講師の先生方が途中であっても丁寧に指導して下さいました。そのおかげで、なんとかついていけた気がする。最後に統計的検定についての講義では、コイントスが例にあげてあったり、検定のポイントを理解することができた。そして 2 日目の最後にも、ディスカッションの場を設けて頂き有意義な時間を過ごした。

今回、2 日間にわたる第 6 回 ROC セミナーに参加した。このセミナーで学んだ事は、ROC 解析について多くの解析方法・検定方法が存在している事、試料作成には膨大な時間がかかり、試料作成が重要である事、さらに今後 ROC 解析が、自分の研究テーマにどう活用できるか考えるいい機会であった。

講義が終了し、自宅に持ち帰ったソフトを用いて早速、実験試料を用いて解析を行おうと試しに試料作りを始めた。今回のセミナーでは試料作りの詳しい作成方法などは無かったため試行錯誤での作成ではあったが、講師の先生方にメールで質問をさせていただきアドバイスもいただく事ができた。

この ROC 解析に少しでも興味がある会員の方がいたら参加する事をお勧めしたい。自分のテーマを持って参加するとさらに得られるものが大きいでしょう。そし私自身もまた近隣であるなら参加してみたいと思った。

最後に、今回この ROC セミナーを企画運営して下さいました講師の先生方、関係者の皆様、画像分科会世話人の皆様にこの場を借りて感謝いたします。

## 第 35 回 CAD セミナーに参加して

彩都友誼会病院 放射線部 松尾 真奈美

今回、2014年の7月から9月にわたる、第35回CADセミナーに参加させていただきました。私は今回が初参加でしたが、今回は例年の通常の勉強会方式で行うCADセミナーと異なり、通信講座を8週間行い、最後に仕上げとして岐阜で合宿を行うものでした。大学で少しC言語をかじった程度の私には画像処理というのはとてつもないハードルがあり、興味がわきつつも始められず、一步を踏み出せないところでした。春の横浜の学会で白石会長がこの勉強会のアナウンスをされたとき、これだ！と感じたのは私だけではなかったようで、歓声が沸いたのを覚えています。

いざ始めてみるとこれが面白く、制御文程度しか習得していませんでしたが、週を追うごとに画像処理のプログラムを自分で作れるようになっていきました。ポインタや関数の使い方を実践に基づいて、必要に応じて使って習得していくのは、ただ一人で本を読みながら勉強していくときにはできなかったことで、かつてプログラミングを諦めた壁をようやく乗り越えることができました。C言語は言葉なので、コンピュータに伝わればいいのですが、こんな風に組み立てたらいいかな？とか、このやり方以外思いつかないけどこれだと効率が悪い気がするとか、初心者ゆえに道に迷うことが多々あったのですが、気軽にインターネット上で質問することができましたし、原先生を初めとする先生方が丁寧に回答してくれるので効率的に勉強できました。また、そのご教授が大変励みになりました。

具体的な内容としては、開発環境の立ち上げから始まり、3週目には平滑化やボケマスクなどのフィルタ処理に入り、4週目に Window Level や Window Width を変える処理等、5週目にヒストグラム平坦化の非線形フィルタ作成。残り3週でラベリングや特徴抽出といったCADの基本といった内容でした。すべての内容がC言語と画像処理、CADのエッセンスが詰まった課題で、すこし難しかったです。

最後の仕上げとして岐阜で行われた2日がかりの勉強会で初めて先生方や受講生とお会いすることができました。自分のペースでプログラミングをしていた今までと違い、同じ教室で学習するのは緊張しましたがいい刺激になりました。合宿は基礎と応用2つのグループに分かれて講座が作られ、私は応用に参加させていただきました。1日目は肺野の抽出を中心とした実践的な内容で、いままで習得したものを総合的に使うおもしろい実習でした。2日目はC言語だけでなくC#の簡単な説明などこれからにつながるような内容で、これからこんなことしようというやる気がわきました。

全体を通してC言語や画像処理の基礎をしっかりと習得でき、参加してよかったと思えるすばらしいセミナーでした。セミナーに参加していた受講生の方々もやる気に満ち溢れていて、先生や受講生の皆様にお会いできたことも大きな収穫だったと思います。

最後になりますが、お世話になりました講師の皆様及び関係者の皆様に心から感謝申し上げます。

## X線画像形成の基礎

### Basis of x-ray image formation

豊橋市民病院 放射線技術室 **寺部 充昭**

1895年にX線が発見され、その数年後には臨床業務にX線写真が取り入れられた。現在ではX線管、検出器、画像処理など多くの研究、開発の積み重ねにより、高品質のX線画像が容易に得られるようになったが、X線画像がX線の減弱に基づくという基本的な原理は全く変わっていない。この基本的な原理は、様々な技術が進歩した現在でもX線画像形成の土台となる重要な部分である。

本講座では、X線画像を形成する過程における、X線と物質との相互作用を中心に、X線の発生から検出器への入射前までの範囲について解説する。X線の性質やエネルギーの受け渡しについて直感的な理解を深めるため、X線と同じ電磁波である可視光線や赤外線などによる身近な物理現象を取り上げる。さらに、モンテカルロシミュレーションによる解析や、単色エネルギーによる実験などを紹介し、X線の吸収、散乱に基づく画像形成過程を理解していきたい。

## 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 —

Some useful tips for the evaluation of clinical image quality

— For becoming a successful researcher

久留米大学病院 画像診断センター **片山 礼司**

医療画像のデジタル化は移行期を経て完了期を迎えており、種々の画像処理技術を利用することで安定した画質の診断用画像を提供できるようになりました。近年、この画質評価に必要なツールやマニュアルの入手が容易となったこともあり、様々なモダリティにおいて画質評価を実践できる機会が増えてきました。私たちが日常診療において感覚的に捉えている医用画像の画質を、客観的なデータとして示すことは大いに意義のあることですが、その実践においては、いくつかのポイントと注意点を押さえておくことが重要です。そこで、本講座では主にデジタルラジオグラフィを例にして、臨床現場での実データをもとにした画質評価の考え方と着目点について話をしたいと思います。さらに、現在入手できる資料やツールをもとに、その活用法について説明を行い、誰にでも実践可能な臨床現場での画質評価とそのスキルアップについて解説したいと思います。

## 全国大学交流夏季研修会の紹介

熊本大学大学院生命科学研究部 白石 順二

全国大学交流夏季研修会は、全国の大学で放射線技術科学を学ぶ大学生および大学院生が、研究を通して、もっとお互いに知り合うことを目的として、2011年にスタートしました。きっかけは、同年1月に開催された大塚ゼミ（画像通信34巻1号参照）の情報交換会で、たまたま5名の大学教員が揃い「大学生や大学院生にも大塚ゼミのような、共に研究をする仲間同士の交流の場があった方がいいね」という話が出たことでした。その5名の教員とは、土井邦雄先生（群馬県立県民健康科学大学学長，シカゴ大学），小寺吉衛先生（名古屋大学），真田茂先生（金沢大学），杜下淳次先生（九州大学），そして私で、しっかりアルコールが入っていたこともあり、全員で話が盛り上がり、その場で九州の大分県九重にある九州地区の国立大学のセミナーハウスで第1回目の研修会を開催することに話がまとまりました。

第1回の夏季研修会は平成23年8月29日（月），30日（火）の1泊2日で前述の九州地区九重共同研修所で開催されました。当初は大塚ゼミで意気投合した5大学の研究室が中心となってスタートということでしたが、金沢大学の真田研究室が入試の都合で参加できなくなり、代わりに小寺研究室と繋がりがあった東北大学の大学院生の方が参加することになって最終的には45名の参加者（うち大学生，大学院生は36名）での開催となりました。この時のスケジュールは1日目の13時半ごろに宿舎に集合し，14時から18時まで研修会というもので，研修会は各大学の学生の口述研究発表（各大学の持ち時間が50分）が中心で，自分と同じ世代の他大学の学生がどのような研究をしているか，学生たちに外の世界のことを知ってもらうことが一番の目的でした。その後，夕食をはさんで夜学・研修会となったのですが，翌日朝には観光に出発するために解散という忙しいスケジュールだったので，参加したほとんどの人から「日程が短すぎた」という意見が出ました。そこで，2回目からは2泊3日で開催することになり，現在に至っています。



写真1：第2回夏季研修会（北海道大滝）集合写真

第2回の夏季研修会からは，第1回のお話を聞いた北海道大学の小笠原克彦先生の研究室も参加することになり，開催地も北海道大学のセミナーハウスを確保していただいて，平成24年9月4日から6日にかけて北海道地区国立大学大滝セミナーハウスで開催しました（写真1）。第1回の時もそうでしたが，全国に数か所ある国立大学の研修所は貸し切りで60名～80名程度が利用可能で，セミナー室が完備されていて，宿泊料も食費込みで一人一泊2000円程度と非常に安いので，これまでの夏季研修会は，すべて国立大学の研修所で開催しています。第2回からは2泊3日となり，スケジュールにも少し余裕ができて，

以下のようなスケジュールになりました。

- 1 日目：集合（13 時頃）→開会式→大学別研究発表会→夕食・入浴→夜学
- 2 日目：朝食→合同シンポジウム→大学別研究発表会→昼食→ソフトボール大会→情報交換会→夜学
- 3 日目：朝食→大学対抗学生討論会→閉会式→解散（12 時頃）



写真 2：第 3 回夏季研修会（岐阜県中津川）集合写真

第 3 回の担当校は名古屋大学で、小寺研究室の学生さん達に加えて、第 3 回から参加することになった藤田保健衛生大学の寺本先生の研究室や岐阜医療科学大学の先生方のお手伝いで、平成 25 年 9 月 10 日から 12 日にかけて東海地区国立大学共同中津川研修センターで開催しました（写真 2）。

第 4 回は九州に戻り、熊本大学が担当校で、平成 26 年 9 月 8 日から 10 日にかけて長崎県島原市にある九州地区国立大学島原共同研修センターで開催しました（写真 4）。この回から新しく福岡県大牟田市に開校した帝京大学福岡医療技術学部の東田善治先生，桂川茂彦先生らが参加され，夏季研修会への国内の参加大学は 10 大学となりました（図 1）。



写真 3：第 4 回夏季研修会（長崎県島原市）集合写真

写真4は第3回の時の学生研究発表の一場面です。研究発表は、大学別に持ち時間を決めています。だいたい1演題あたり発表6分、質疑応答4分が一人の持ち時間となっています。スタート当初は教員からの質問が多かったのですが、回を重ねるにつれ、参加学生の中から質問が出ることも多くなってきました。総会や地方学会では、せっかく学生が一生懸命努力して準備して発表しても質問のないことが多いのですが、この夏季研修では、座長が止めないと、いつまでも質問し続けるような先生がたくさんいますので、ある意味、学生にとってはいい勉強になると思います。また、今後、研究を進めていくためのアドバイスを色んな分野の先生が教えてくれるのもこの夏季研修の良いところです。同様に、参加教員による合同シンポジウムでは、学会の学術大会でも実現困難な程の豪華な教員陣(写真5)が、毎回与えられたテーマに対して自分の考え方を学生に訴えるのですから、学生にとってはありがたい話だと思います。

写真6は第2回から始まった大学対抗学生討論会の様子です。参加大学から各一名が討論会に参加し、博士課程や修士2年の大学院生が司会をして、毎年決まったテーマについて、自分たちが考えていることを意見交換します。これまでに「どんな研究に魅力を感じるか?」(第2回)、「学会の国際化に対する不安と期待」(第4回)といったテーマを取り上げましたが、学生の中でも賛成派と反対派がいて、色々な意見が出て、聞いていて興味深い内容でした。

第2回から始まったソフトボール大会は夏季研修会のメインイベントの一つとなっていて、参加する教員・学生、共にとても楽しみにしています。試合は参加大学を4つのブロックに分けて予選と決勝という形で、各大学が2ゲームずつ試合をします。教員も女子学生も全員参加ですので、和気藹々とした雰囲気なのですが、勝負にもこだわりがあり、各大学とも夏季研修会の前にはバッティングセンター通いが恒例となってきました。写真7は、熊本大学が



図1：全国大学交流夏季研修会のロゴ



写真4：学生研究発表の様子



写真5：豪華な教員陣(第3回夏季研修会)



写真6：学生対抗討論会(第3回夏季研修会)

少しズルをして優勝した後の記念写真です（第4回）。

このソフトボール大会では、毎年、楽しい思い出がたくさんできるのですが、第3回の大会では、藤田保健衛生大学の男子学生が見事なホームランでグラウンドの横に併設された体育館の窓をぶち割り、小寺先生と寺本先生が慌てて管理人さんに謝りに走る、という場面もありました。

写真8は、その第3回大会の2日目のソフトボール大会の後に宿舎の近くにあるキャンプ場へ移動して情報交換会（BBQパーティー）を開催した時のものです。国立大学の研修所は広くて安くていいのですが、通常の料金で出てくる食事は決して満足のいく内容ではないので、2日目の夜に開催している情報交換会では、色々と工夫を凝らした食事を担当校の方に企画してもらっています。

それぞれ、違う環境で放射線技術学を学ぶ学生同志が、学生の頃からお互いに知り合い、仲良くなれば、学会に参加するのも楽しくなるし、自分よりも他の人が頑張っているのを見て、負けるものかと自分のモチベーションを高くすることができるだろうと思って始めた夏季研修会も、今年で5年目を迎えます。

現在の夏季研修会のスケジュールのパターンは第2回からほぼ同様で変わっていませんが、これは教員サイドで考えたものですので、今後は参加学生達の自主性に任せて、スケジュールも学生達に考えてもらうようにしたいと思っています。実際、第4回の学生対抗討論会では、夏季研修会の座長を学生がやるようにしてほしい、希望者は英語で発表する、といった意見が学生から出ていました。第5回がどのような開催方法になるのかわかりませんが、これからは学生達が考えていくでしょう。

夏季研修会は、毎回担当校を決めて、その地域の大学が協力し合って宿舎の確保や情報交換会の準備や受付などの世話係を担当しています。そのため、担当校の学生達を中心となって作業をすることで責任感が生まれ、同じ大学内でもリーダーとなる大学院生と学部生の間で秩序が生まれるので、色々な意味で研修会を行うことの効果は高いように思います。学部生の中に夏季研修会を経験して、大学院に進み、そして卒業後は学会の主たるメンバーとして活躍してくれるような、そんな学会幹部候補生養成のためのきっかけに、この夏季研修会がなってくれることを願っています。



写真7：ソフトボール大会優勝記念？  
（熊本大学 白石・内山研究室）



写真8：情報交換会（BBQパーティー）の様子  
（第3回中津川）

## 岐阜医療科学大学 保健科学部 放射線技術学科

### 西出・篠原研究室の紹介

岐阜医療科学大学 保健科学部 放射線技術学科 西出 裕子，篠原 範充

#### 岐阜医療科学大学

岐阜医療科学大学は、平成 18 年（2006 年）4 月に四年制として開学し、来年 4 月より 10 年目の節目を迎えます。キャンパスは、刃物の町岐阜県関市にあり、JR 岐阜駅からバスで 1 時間の少し不便ではありますが、自然に囲まれた静かな立地です。前身は 1973 年に設立の国際医学総合技術学院と、1983 年に開学の岐阜医療技術短期大学です。前身校を合わせて、これまでに 8,000 名を超える卒業生を社会に送り出してきました。

放射線技術学科の教員は、教授 6 名、准教授 6 名、講師 6 名、助教 1 名の 19 名で構成されています。診療放射線技師 12 名、医師 1 名、基礎 6 名であり、診療放射線技師が教員の多くを占めています。また、男性教員 15 名、女性教員 4 名であり、他の大学と比較しても女性教員が比較的多いのも特徴と考えています。

現在の大学の全学生数は、1200 名程度であり小規模な単科大学ですが、放射線技術学科だけで 380 名程度であり、教員対学生の比率としては、やや多めとなっております。しかし、本学科では、学生一人一人と向き合い、きめの細かい教育を目指して教員が一丸となって取り組んでいます。

本学科の卒業研究は、19 名の教員が個々に研究室を設置し、卒業研究を担当します。卒研生の受け入れは、原則、教授 6 名、准教授 5 名、講師 4 名、助教 3 名として、配属先を決めますが、診療放射線技師、医師など臨床と結びつく研究室に希望が多いため、+2 名までを上限に配属しております。そのため、やや 1 名の教員が担当するには、多い？と感じることもありますが、各教員工夫をして卒業研究を進めています。配属は、3 年生の 1 月にありますが、後期定期テスト、臨床実習などに時間を取られ、（個人のやる気にもよりますが）現実的には十分な研究活動の時間確保は困難な状況です。

本学としても、より研究活動を活発化させるため、大学院修士課程を構想中です。設置の際には、ぜひ本学をご検討ください。

#### 乳がんを対象とした研究

本学科としての強みを生かすために、3 つの教育の柱を立てて教育、研究を進めています。その柱の一つとして、「乳がん」が挙げられています。本学には、西出准教授、篠原講師、石井講師、井堀助教（現在非常勤講師）と乳房に精通した教員がおり、他学にはできない乳がんに関する教育と研究を目指しています。そのため、これまでにマンモグラフィ装置、乳腺超音波装置、マンモグラフィ装置品質管理キット、デジタルマンモグラフィ品質管理キット、乳腺超音波ファントム、低エネルギー用線量計、非接触型検出器、高精細モニタ、モニタ管理キットなど充実した装備を準備してきました。今後、これらの装置を駆使して



図 1 大学入口



図 2 医用機器工学実験室

研究を進めていきたいと考えております。

本紙では、篠原研究室、西出研究室を紹介していきます。

## 篠原研究室

私は、岐阜大学大学院工学研究科藤田研究室（現在、医学系研究科 知能イメージ情報分野）で乳房画像を対象としてコンピューター支援診断（CAD）システムの研究を行っていました。ここで、研究テーマとして出会ったマンモグラフィ、医用画像とこんなにも長く付き合うことになるとは、思ってもいませんでした。今では、ライフワークの一部として活動するとともに、研究に生かすチャンスを頂いています。

現在の研究室の主なテーマは、大きく3つに分かれます。

### ①臨床現場で役立つ実践的な精度管理テーマ

- ・DMQC ファントムを用いた日常管理の試み
- ・デジタルマンモグラフィ品質管理マニュアルを用いた不変性試験の試み
- ・乳腺超音波検査のための最適パラメータ設定に関する研究

### ②挑戦的なテーマ

- ・マンモグラフィソフトコピー診断における超高コントラスト比モニタ使用に関する研究
- ・乳腺超音波装置付属モニタのGSDFによる運用の可能性に関する研究
- ・デジタルマンモグラフィのための精度管理ツールの開発
- ・マンモグラフィソフトコピー診断のための最適補間手法の検討

### ③その他乳腺診療に関するテーマ

- ・オントロジーを用いたマンモグラフィ乳腺超音波総合判定に関する研究
- ・乳がんの遺伝カウンセリング
- ・乳がんと妊孕性に関する研究

①は、私あるいは共同研究先などが作成したプログラムを用いて継続的に実施して解析する研究です。このテーマでは、中部地方の複数施設にご協力いただき、臨床的な意義に重きを置いています。

②は、新たなツールの可能性やツールそのものの開発をするテーマです。単年での完結は容易ではないのですが、大学院への進学を目指している学生など研究の面白さと困難さを知っていただくことに重きを置いています。③は、情報科学や乳腺診療のトピックに合わせて単年での研究していくテーマです。

今年は、篠原研究室として6期目となり、38名の卒研究生が配属されています。研究テーマのせいもありませんが、これまで男性は2名のみでしたので、今後はより男性が希望してくれるようなテーマを設定したいと思っています。また、毎年、1名から2名が学会発表できるように勧めています。期間が短いため、論文作成に至る学生がいません。これらが次のステップへの本研究室の課題です！

本研究室では、研究がより臨床的な意義を有するように、日本において有数の乳腺診療に精通した医師、放射線技師、医療機器メーカーに意見を仰ぎ、研究を進めることにしています。また、逆に研究のヒントや共同研究を頂ける機会が多くあり、本学で10年を迎えますが、あらためて恵まれた環境で研究活動をさせていただいていると実感しています。



図3 篠原研究室 5期生

## 西出研究室

私が本学に入職したのは約3年前で、これまで16名の卒研を担当してきました。男女の割合は、何故か半数ずつです。初めの2年間は放射線治療の常勤教員がいなかったため、2名の放射線治療の研究にも関わりましたが、他の学生の研究テーマは、すべて乳がんの画像診断に関するものです。これは、私がこれまで臨床で、主にマンモグラフィに関する研究を行ってきたことによるもので、できれば臨床で役に立つテーマを提供したいと考えています。

前にも書きましたように、本学では「乳がん」についての教育に力を入れているため、3年生の前期に医用機器工学実験および臨床基礎実習がありますが、この中で私は、マンモグラフィ装置およびシステムの品質管理に関する実験を、またマンモグラフィの撮影法および臨床画像の評価法を実習で教えています。また後期に開講される画像診断学Ⅱでは、乳腺疾患の画像診断法である、マンモグラフィ、乳腺超音波、乳腺MRIの画像や読影に関する講義を行っています。ですから、卒業研究においても、いきなり乳がんの画像診断に関する研究、という感じには学生はとらえていないようです。

2人で1つのテーマに取り組む場合もありますし、2年かけて行ったものもありますので、これまでのテーマは8になります。テーマや話題をいろいろ提示して学生が選ぶのですが、とにかく自分たちで考えてデータを取り、結果を考察する、というのを基本としているため、1月ぐらいから始まっても、結構ギリギリまでまとまらないことが多くなります。ほとんどのテーマはデジタルマンモグラフィに関するもので、篠原先生がこれまでにいろいろなツールを揃えていただきましたし、昨年度はマンモグラフィの装置の更新を、今年度は乳房ファントムや品質管理用ツールを新たに購入できましたので、取り組みやすい環境はあります。ただテーマによっては、本学のマンモグラフィ装置やシステムを使用しての実験だけでなく、病院にお願いしてデータを取らせていただいたり、医用機器メーカーに借りて行ったものもあります。学生にとっては、外からの刺激を得るよい機会となっているようです。

また今年度は、中部放射線医療技術学術大会(CCRT)で2人の学生が発表しました。自分のこと以上にドキドキしましたが、これらの経験が技師になってからのプラス材料になればいいと思います。また臨床で疑問に思ったことがある時、研究を行いたい、と考えた時に、卒業研究が役に立つことを信じて、これからも学生と関わっていこうと思っています。



図4 西出研究室 6期生

## 関西画像研究会 100 回開催を迎えて

関西画像研究会 代表幹事 (大阪市立大学医学部附属病院) **岸本 健治**

関西画像研究会は今年 2015 年 2 月 28 日の開催で第 100 回を迎えることとなりました。1981 年より始まった本研究会が関西地域で 35 年の長きに渡り続けられたことに、ご協力頂いたすべての皆様に心より感謝致します。

さて、本研究会の始まりは、大阪大学医療技術短期大学部(現：大阪大学医学部保健学科)の故山下一也先生が開催されていた放射線画像関係の勉強会が前身です。勉強会継続のため、1981 年に放射線画像研究会が発足し、初代会長に若松孝司さん(元国立循環器病センター)が就任されました。それから 5 年後の 1985 年、事務局を現在の大阪市立大学医学部附属病院に移し、2 代目代表幹事として畑川政勝さん(元大阪市立大学医学部附属病院)が就任され、20 年間務められました。そして、2004 年に私が代表幹事となり現在に至っています。

本研究会の名称は、初回より 50 回までは放射線画像研究会と名乗っていましたが、全国各地に画像研究会が多数開催されるようになり、本会の名称を関西画像研究会と改めました。したがって、本研究会が「画像」と名のつく研究会では全国で最初であり、画像研究会の老舗であったと思われま

研究会の記念すべき第 1 回目の講演は、1981 年群馬県民健康科学大学学長、土井邦雄先生に「放射線画像研究のあり方とすすめ方」についてご講演頂きました。続いて 1982 年、第 6 回研究会にデジタル画像の先駆けである、発売されてすぐの FCR(初期は FIDX と呼ばれていた)紹介が富士フィルム(株)大阪営業所で行われています。実は 1982 年 4 月に放射線技師デビューした私は、入職してすぐに第 6 回画像研究会に参加したことを記憶しています。その時の FCR の衝撃は大きく、「今後、X 線撮影は大きく変わって行くのだろう」という期待が膨らみました。本研究会はデジタル時代の幕開けから、月日をかけて、アナログからデジタルへの転換期にデジタル画像の基礎から始まり、CR、FPD の新装置、その画像評価法などをテーマにした内容や、実習形式でのセミナーなどを交えて、年間 3 回ペースで開催しました。参加者が会場に溢れそうな時や、参加者が幹事数と同数ぐらいの少ない時もありました。しかし、少ない参加者でも自由に質問でき、ディスカッションできるぎっくばらんな会運営を心がけてきました。このような会運営を繰り返しながら、アナログ画像を復習し、デジタル画像の新しい知識を得るという繰り返しで 35 年間をかけて 100 回開催を迎えることとなりました。そして、関西地域がデジタル化への速度が非常に速かったことから見ると、本研究会が関西地域の皆さんに少しでもお役にたてたのでないかとちょっぴり自負しています。

本研究会はこれからも関西地域を活動範囲とし、会員の皆さん、メーカーの方々の興味深い内容を企画し、気楽に参加できる研究会を目指して行きたいと考えていますので、今後も変わらないご支援とご協力をお願い致します。

## ICSRT 発表の感想

香川高等専門学校 創造工学専攻 電気情報工学コース 齊藤 想

私は香川高等専門学校で、透視画像処理に関する研究を行っています。今回、第2回国際放射線技術科学会議 (ICSRT) に参加させていただく機会を得ました。私は今年でこの分野の研究は3年目になり、今回は研究テーマを「Usefulness of an adaptive high-pass filtration operated with a random pixel-choice on fluoroscopic images」と題しまして、発表させていただきました。研究内容は以下の通りで、現在血管病変の治療法として広く普及している IVR (Interventional Radiology) において問題となっている、長時間の被曝を抑えるためパターン認識を用いた透視画像処理を行っています。しかしノイズが極めて多い画像に対して、パターン認識を行うと、アーチファクトの発生やガイドワイヤを模擬した線状陰影の途切れの発生が問題として挙げられます。そこで、パターン認識を行った際に得られる線状陰影の走行方向を示す角度情報を用いることで、これらの問題を解決できないかと考えました。そこでフィルタ演算の際、中心画素に走行方向に沿った領域の画素平均値、あるいは領域内からランダムに選択された画素を使用すること、またその領域の幅や長さなど各種パラメータの最適化を行い、原画に比べ、処理後の画像においてアーチファクトの発生を抑えつつ、線状陰影のコントラストを変えることなく、ノイズの低減に成功しました。今後は高速フレームレートとの組み合わせなども考慮しながら、更なる画質向上を目指しています。

これまでも何度か学会発表を行ってきましたが、国際学会での発表は今回で2回目ということで、英語での発表、質疑応答など、不安要素が大きかったように思います。前回の国際発表では自身の知識不足により全ての質問に上手く答えられず、指導教員の力を借りる形になったため、自身の伝えたいことが上手く英語で表現できるであろうかということが頭の片隅にありました。しかし今回の質疑応答では自身で答えようとする姿勢は見せられたのではないかと思います。その一方でやはり自身の英語表現の乏しさ、研究分野における知識不足を改めて思い知らされ、英語の大切さを痛感しました。また工学部出身ということもあり、実際の臨床現場のバックグラウンドや現場では実際にどういった問題が発生しているのかなど、そうした方面の知識が乏しいため、この機会でも多くの優れた研究発表を見聞きすることで、より一層理解深められるとともに、発表者の発表の仕方、発表スライドの構成など、こうした場は我々学生にとっては学ぶことが非常に多い良い機会であると考えています。

本研究を遂行するにあたり、有益なご助言を頂いた本田道隆教授には研究の指導だけでなく、発表練習など多くの面で学ぶことが出来ました。本当にありがとうございました。また専門医の立場からご指導、ご助言いただきました国家公務員共済組合連合会高松病院、香川大学医学部附属病院の放射線科のスタッフの皆様、ならびに徳島大学医学部保健学科の先生方に深く感謝致します。

## RSNA2014 参加報告

岐阜大学大学院 医学系研究科再生医科学専攻 知能イメージ情報分野 藤田研究室

山口 由津穂

北米放射線学会（RSNA: Radiological Society of North America）は毎年 11 月下旬から開催される世界最大の放射線医学に関する国際学会である。RSNA2014 は 11 月 30 日から 12 月 5 日にシカゴの McCormick Place にて開催され、今年の大会テーマは「A Century of Transforming Medicine」であった。今年は、100 周年を記念して、X-ray Art のブースが設けられるなどのイベントが企画されていた。今回、私たちの研究室で 4 名の学生が参加したので、まとめて報告する。

### 山口 由津穂(M1)

演題名は、“Development of Educational Suite for Image Interpretation Based on Real-time ROC Method” で、リアルタイムに ROC 曲線が表示される画像読影練習ツールのデモ展示発表を行った。これは、画像の読影練習をするためのツールであり、1 症例読影するごとに読影能の結果がリアルタイムで表示される。国際学会は私にとって初めてで、医師や企業の方などさまざまな方に興味を持っていただいたが、英語でのコミュニケーションに大変苦労した。また、自分の研究の説明だけでなく、世界中の研究発表を直接聞けたことは、非常に貴重な経験となった。シカゴは少々寒かったが、天気恵まれ、時差ぼけに悩まされることもなく、快適に過ごすことができた。シカゴの綺麗な夜景、美味しい食事に毎日胸が弾んだ。このような機会を与えてくださった先生方、また助成金を頂いた公益財団法人 NEC C&C 財団に、この場を借りて感謝申し上げます。

### 清水 美帆(B4)

“Z-score Imaging of Torso FDG-PET SUV and Computer-aided Diagnostic System based on Anatomical Standardization” という演題で、経時的変化の読影を支援するコンピュータ支援診断システム（CAD）のデモンストレーションを行った。FDG-PET 画像による診断は、がんの早期発見に有効な手段であるとされており、抗がん剤等による治療効果判定などにも用いられる。しかし、PET 画像の診断には医師の読影経験と知識が影響するといわれる。そこで私たちは、統計学的画像解析を用いることで、医師の経験や知識によらず、PET 画像を定量的に評価するための CAD の開発を行っている。今回は、それを応用した経時差分処理を行うシステムについてデモンストレーションを行い、体幹部 PET 画像における統計学的画像解析について報告した。

### 伊藤 隆晃(M1)

私は “GrabCut を利用した 3 次元 CT 画像からの臓器領域抽出ツール” についてデモンストレーショ

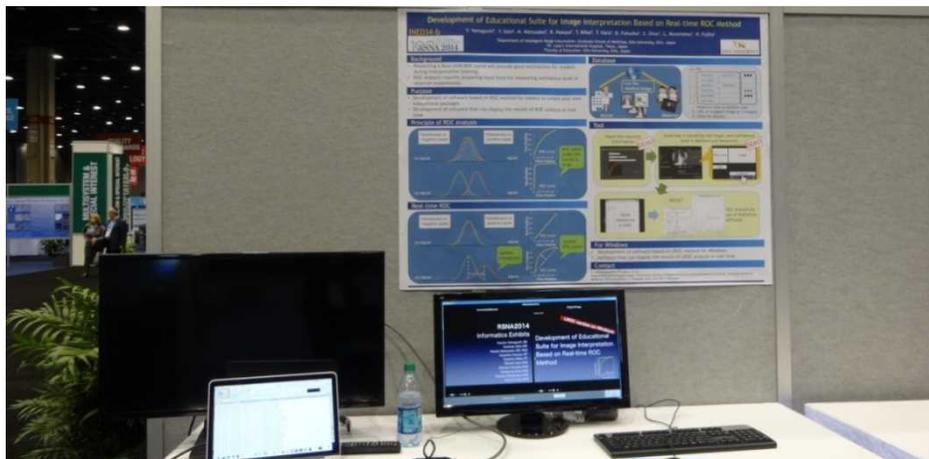
ン形式で発表させていただいた。海外へ行くのは初めてで、英語の質問が聞き取りや英語での表現がうまくできず苦労したが、それでも研究に興味を持って熱心に聴いてくださった参加者がいたことは大きな励みになった。また、博士課程、企業などで活躍している若い先生方や医工学分野で活躍されている研究者の方々のお話を伺うことができ、大変有意義な学会参加になった。

#### 守田 翔一(M1)

私は“Automatic partitioning torso CT Images based on anatomical definition and its performance evaluation by Using Large Dataset”という題目で、臓器の Bounding-Box を自動検出するシステムとそのシステムと統合した PACS のデモンストレーションを行った。発表の際には、日本人以外の方々からも質問を頂いた。英語での対応は初めてで非常に困難だったが、どの国の方も私が理解できるように言葉を変えて質問してくださったり、根気良く私の説明を聞いてくださったり、とても嬉しかった。しかし、英語で円滑に自分の研究に対して紹介・解説する為には、さらに英語力を身につけなければならないと実感した。今回学んだ経験を日々の研究に生かせるように日々邁進したいと思う。



RSNA 会場風景



デモ展示風景

## RSNA2014 に参加して

熊本大学大学院保健学教育部博士前期課程医用放射線科学分野 1 年 成田 悠

2014 年 11 月 30 日から 12 月 5 日までの 6 日間、シカゴの McCormick Place において RSNA2014 (第 100 回北米放射線学会) が開催されました。2014 年の RSNA は、100 周年という記念の年を迎え、大会テーマは「A Century of Transforming Medicine」でした。今回 RSNA に参加する機会を得たので、その体験について報告します。

私は、今回が初めての RSNA 参加でしたので、まず参加者の数や会場の大きさなど、大会の規模に驚かされました。大会 1 日目の Opening Session では、RSNA の 100 年の歩みについての話などがあり、世界中から集まった大勢の参加者が会場に所狭しと集まっていました。RSNA は、これまでの放射線医学の進歩と共にあり、これからも共に発展していくのだということを強く感じさせられました。そして、その発展の様子を見守るのではなく、発展の力になる為には、格別の努力と勉強が必要だということがわかり、身の引き締まる思いがしました。

今年の RSNA は、100 周年記念大会ということで、例年にはない様々な企画が用意されていました。企画の 1 つである Centennial Showcase では、入口でバーチャル映像のヴィルヘルム・レントゲン氏の出迎えがあり、放射線医学と RSNA の歴史を振り返る映像やパネル、歴史的な装置の数々を見ることができました。



(左) 参加者を出迎えるレントゲン氏



(下) 初の臨床用 CT「EMI スキャナ」

展示されていた装置は、初の臨床用 CT や、旧式の X 線管、島津製作所が 100 年程前に製造した医療 X 線装置など、教科書でも目にするのできないような貴重なものばかりでした。放射線医学が進展してきた歴史に触れることで、その進化の凄まじさや関わった人々の情熱に、圧倒される思いがしました。

今回、私は RSNA で発表を行うことはできませんでしたが、同大学の先輩のポスター展示を見学させてもらいました。ポスター閲覧者に対し、自身の研究の説明をおこない、質問に答える先輩はとても格好良く、大変刺激になりました。先輩をはじめ、日本人の発表者も多く、英語で他国の人と意見を交わす様子を見て、私も来年は発表者として RSNA に参加できるようになりたいと強く思いました。

今回、RSNA2014 に参加して、多くの優れた研究発表を見聞きし、これまでの放射線医学の歴史に触れるなどという貴重な経験、体験ができました。さらに放射線医学について日々研鑽を積む大勢の人々を目の当たりにし、私もより一層頑張らなければと奮い立たされました。RSNA に挑戦するためには、研究を進めることはもちろん、英語力、発表力の向上など、やるべきことは山積みですが、今回の経験を糧にして、一つ一つ頑張っていきたいと思います。

## 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

# 平成 26 年度 画像分科会事業報告

## 1) 第 70 回総会学術大会時

日 時：平成 26 年 4 月 13 日 (土)

会 場：パシフィコ横浜 (横浜市)

### (1) 教育講演：「Breast imaging performance evaluation」

Duke University Medical Center, Prof. Ehsan Samei, Ph.D.

司会 熊本大学大学院 白石 順二

### (2) 第 75 回画像分科会プログラム

画像について語ろう「乳がんの臨床画像評価」

司会	徳島文理大学	石井 里枝
	JA 広島総合病院	小濱 千幸
	亀田総合病院	戸崎 光宏
・総論		
・MRI 臨床画像評価	北里大学病院	ウッドハムス 玲子
・MRI 画質特性	北里大学病院	秦 博文
・ROC	岐阜大学大学院	村松 千左子
・Echo	聖マリアンナ医科大学	桜井 正児

## 2) 第 42 回秋季学術大会時

日 時：平成 26 年 10 月 9 日 (木)

会 場：札幌コンベンションセンター (札幌市)

### (1) 教育講演：「バーチャルエデュケーション 実際に大学や研究会で行われている講義を体験」

群馬県立県民健康科学大学 小倉 敏裕

司会 熊本大学大学院 白石 順二

### (2) 第 76 回画像分科会プログラム

「バーチャル画像セミナー」

司会	大阪市立大学病院	岸本 健治
	熊本大学大学院	内山 良一
・バーチャル CAD セミナー	岐阜大学大学院	原 武史
・バーチャル DR セミナー	名古屋市立大学病院	國友 博史
・バーチャル ROC セミナー	金沢大学大学院	田中 利恵
・バーチャル臨床画像評価セミナー	熊本大学大学院	白石 順二

## 3) コンピュータ支援診断 (CAD) セミナーの開催 (教育委員会、中部部会共催)

### (1) 第 35 回 CAD セミナー (C プログラミング習得のための通信講座+実習編)

通信講座 平成 26 年 7 月 15 日～9 月 26 日

実習編 平成 26 年 9 月 27 日(土), 28 日(日)

会 場 岐阜大学サテライトキャンパス

参加者 40 名

4) DR (デジタルラジオグラフィ) セミナーの開催 (教育委員会、中部部会共催)

(1) 第15回 DR セミナー 平成26年8月30日(土), 31日(日)

会場: 名古屋市立大学病院 参加者: 39名

5) ROC セミナーの開催 (教育委員会、地方部会共催)

(1) 第5回 ROC セミナー 平成26年7月19日(土), 20日(日)

会場: 大阪市立大学病院 参加者: 22名

(2) 第6回 ROC セミナー 平成26年9月20日(土), 21日(日)

会場: 広島国際大学広島キャンパス 参加者: 17名

6) グループ活動・Metz's ROC Software Users Group

ユーザーズグループのホームページの維持・管理, ならびに最新情報の提供を行った.

7) 分科会誌 (画像通信) を以下の通り発行した.

Vol.37 No.1 (通巻72号) (平成26年3月), Vol.37No.2 (通巻73号) (平成26年10月)

8) 分科会委員会を以下の通り開催した.

第1回委員会 4月12日 (横浜)

第2回委員会 5月8日 (京都)

第3回委員会 10月9日 (札幌)

第4回委員会 12月21日 (京都)

# 平成 27 年度 画像部会事業計画

## 1) 第 77 回画像部会の開催 (第 71 回総会学術大会時)

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

### (1) 教育講演 「拡がるトモシンセシスの世界 ～原理と応用～」

(株)島津製作所 医用機器事業部 グローバルマーケティング部 アプリケーショングループ

塩見 剛

司会 徳島文理大学

石井 里枝

### (2) 第 77 回画像部会プログラム

「トモシンセシス徹底理解 -基礎技術から臨床画像評価まで-」

司会 大阪市立大学医学部附属病院 岸本 健治

社会保険群馬中央病院 新井 敏子

・トモシンセシスにおける物理評価 鳥取大学医学部附属病院 福井 亮平

・トモシンセシスの撮影パラメータ 東京女子医大東医療センター 油原 俊之

・乳腺トモシンセシスの臨床 聖路加国際病院附属クリニック・予防医療センター

秋山 忍

・整形外科領域におけるトモシンセシス画像の臨床研究

札幌医科大学附属病院

高島 弘幸

## 2) 第 78 回画像部会の開催 (第 43 回秋季学術大会時)

日 時：平成 27 年 10 月 会 場：金沢市

### (1) 教育講演 「ファントムのすべて」(仮題) 講師(未定)

### (2) 第 78 回画像部会プログラム

「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. - (仮題)」

## 3) コンピュータ支援診断 (CAD) セミナーの開催 (教育委員会, 中部支部共催)

(1) 第 36 回 CAD セミナー (通信講座+実習編) 平成 27 年 9 月 26 日 (土), 27 日 (日)

会 場：岐阜大学サテライトキャンパス

定員：30 名

## 4) 臨床画像評価セミナーの開催 (教育委員会, 地方支部共催)

(1) 第 1 回臨床画像評価セミナー 平成 27 年 7 月 4 日 (土), 5 日 (日)

会 場：国立がんセンター病院

定員：20 名

(2) 第 2 回臨床画像評価セミナー 平成 27 年 7 月 11 日 (土), 12 日 (日)

会 場：九州大学医学部保健学科

定員：20 名

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

- (1) 第16回DRセミナー 平成27年8月29日(土),30日(日)  
会 場：弘前大学医学部附属病院 定員：30名
- 6) ROCセミナーの開催(教育委員会、関東支部共催)
- (1) 第7回ROCセミナー 平成27年8月22日(土),23日(日)  
会 場：駒澤大学医療健康科学部診療放射線技術科学学科 定員：30名
- 7) グループ活動・Metz's ROC Software Users Group  
ユーザーズグループのホームページの維持・管理，ならびに最新情報の提供を行う。
- 8) 部会誌(画像通信)の発行  
Vol.38 No.1(通巻74号)(平成27年3月), Vol.38 No.2(通巻75号)(平成27年10月)
- 9) 部会委員会の開催 年5回(横浜, 京都, 金沢, 京都, Web開催)

## 画像部会入会のご案内

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

春と秋に開催される学術大会においては、話題性が高く学術的価値の高い教育講演とシンポジウムを開催しています。このシンポジウムでは、企画されたテーマの第一線の研究者らに問題提起や話題提供をして頂いた上で、会員の皆さんを交えた討論を行い、新しい知識や技術の有用性や問題点を共有しています。その他、地方部会の協力を得ながら、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

画像部会では、これまで、デジタル画像の物理特性評価法習得のための「DR セミナー」、ROC・FROC 解析による主観的評価法習得のための「ROC セミナー」、そして、CAD の要素技術である画像処理や画像認識、統計処理に関して幅広く知識を獲得するための「CAD セミナー」を開催してきました。いずれのセミナーも、帰宅してからも自身で実践できるよう、厳選された課題を演習形式で行うため、何を学べばよいのかさえ分からない初学者にとっては、スキルアップの最短ルートとなりえると思います。そして、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」が開講されます。「臨床画像評価セミナー」では、共通の題材と評価試料を対象に、物理特性の評価と主観的評価の両方を行うことで、「画質+診断における有用性」の評価のために必要なプロセスを学びます。ファントムデータで物理評価をしたけど、その結果の臨床的意味を考察できなかった、とか、物理評価と視覚評価の結果が一致しなかった、というモヤモヤした経験はないでしょうか？そんな経験のある方は、この「臨床画像評価セミナー」で解決の糸口を見つけられるかもしれませんので、是非、ご活用ください。巻頭のセミナー開催案内に示したように、今年は東京（7/4-5）と福岡（7/18-19）での開催が決定しています。詳細は近日中に画像部会 HP にて案内されますので、お見逃しのないよう！皆様のご参加をお待ちしています。

(RT 記)

---

### 画像通信 Vol.38 No.1(通巻'74)

発行日 2015 年 3 月 1 日

発行所 公益社団法人 日本放射線技術学会

〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鋸屋町 167

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

発行者 公益社団法人 日本放射線技術学会 画像部会 部会長 白石 順 二

---

画 像 通 信 通 卷 七 四 号

VOL. 38 No. 1 MARCH 2015