ISSN 2189-3047

Communication of the Imaging Group of the JSRT

画像通信

2017 年 10 月

Vol.40 No.2(通巻 79)

☆ 部会長挨拶　画像部会長 白石 順二
☆ 第 82 回画像部会 『放射線治療領域における画像処理研究の可能性と未来』
Educational Lecture
「放射線治療における画像処理研究の可能性」　エルピクセル株式会社 木田 智士
Intellectual Discussion
1.「放射線治療における医用画像処理の役割」　鹿児島大学病院 臨床技術部放射線部門 奥 好史
2.「放射線治療システムにおける画像情報の共有の現状と可能性」　株式会社 千代田テクノル 四方田 章裕
3.「放射線治療における画像処理を用いた呼吸性移動管理」　大阪国際がんセンター 放射線腫瘍科 上田 悦弘
4.「放射線治療 QA・QC のための画像およびデータ処理技術」　がん・感染症センター都立駒込病院 放射線物理室 木藤 哲史
5.「粒子線物理を知らなくても、画像処理から重粒子線治療へのアプローチしてみよう」　放射線医学総合研究所 森 慎一郎

☆ 技術紹介:
①「タブレット型超音波画像診断装置 SonoSite iViz」　富士フイルムメディカル株式会社 山崎 延夫
②「SOMATOM Confidence RT Pro with DirectDensity™」　シーメンスヘルスケア株式会社 谷川 光
③「「高解像・高感度・高画質」を実現するコニカミノルタの画像技術」
コニカミノルタジャパン株式会社 ヘルスケアカンパニー 丸田 裕一

☆ 読者のページ:
①「第 9 回 ROC セミナーを受講して」　産業医科大学病院 放射線部 山下 翔正
②「第 9 回 ROC セミナーを受講して」　沖縄県立八重山病院 放射線技術科 嶺井 一美
③「第 4 回臨床画像評価セミナーを受講して」　国立がん研究センター中央病院 放射線治療技術室 横山 雄一
④「第 4 回臨床画像評価セミナーを受講して」　東京大学医学部附属病院 放射線部 新川 翔太
⑤「第 18 回 DR セミナーを受講して」　豊橋市民病院 放射線技術室 澤根 康裕
⑥「第 18 回 DR セミナーを受講して」　神戸赤十字病院 放射線科部 福嶋 英人

☆ 入門講座:「視覚評価法の基礎」　日本医療科学大学 保健医療学部 小川 亙
☆ 専門講座:「医用画像で用いられている画像処理」　東海学院大学 健康福祉学部 服部 真澄
☆ 業績紹介:「小寺吉衛先生の主な業績紹介」　岐阜医療科学大学 保健科学部 放射線技術学科 安田 成臣
☆ 大学/研究室/研究会紹介:
「関西地区 CR 研究会の紹介～30 周年の軌跡とこれからの挑戦！～」
関西地区 CR 研究会 代表幹事 奈良県立医科大学附属病院 中前 光弘
☆ 新委員紹介:
①「画像部会委員に就任して」　北里大学メディカルセンター 柳田 智
②「画像部会委員に就任して」　東北大学病院 診療技術部放射線部門 小野寺 崇
③「画像部会委員に就任して」　広島国際大学 保健医療学部 山本 めぐみ
☆ 標準ディジタル画像データベース(胸部腫瘤陰影像)の紹介
☆ 画像部会入会案内

JAPANESE
SOCIETY
OF
RADIOLOGICAL
TECHNOLOGY

公益社団法人 日本放射線技術学会
画 像 部 会

第 83 回　画像部会予告

日　時：2018 年 4 月 13 日(金)

会　場：パシフィコ横浜

テーマ「散乱線除去の基礎の基礎

―グリッドと仮想グリッド処理，この似て非なるもの―」

Educational Course：

「散乱線の基礎とそれを除去するためのこれまでの取り組み（仮題)」

Intellectual Discussion：

1) グリッドと仮想グリッド処理，これだけ違う画像形成のメカニズム
2) グリッドの性能評価
3) メーカ別，仮想グリッド処理による画質改善の仕組み
4) 仮想グリッド処理の性能評価におけるこれまでの取り組み（仮題）
5) 仮想グリッド処理の臨床評価における問題点（仮題）

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
小野寺　崇	東北大学病院診療技術部放射線部門	onodera@rad.hosp.tohoku.ac.jp
篠原　範光	岐阜医療科学大学保健科学部放射線技術学科	shinohara@u-gifu-ms.ac.jp
田中　利恵	金沢大学医薬保健研究域保健学系	rie44@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp
東出　　了	名古屋市立大学病院中央放射線部	raryo@med.nagoya-cu.ac.jp
福岡　大輔	岐阜大学教育学部技術教育講座	dfukuoka@gifu-u.ac.jp
柳田　　智	北里大学メディカルセンター	yanagita@insti.kitasato-u.ac.jp
山本 めぐみ	広島国際大学保健医療学部	m-yamamo@hs.hirokoku-u.ac.jp

画像部会についてご意見やご希望等がありましたらご連絡ください.
画像部会に関する情報は，以下の web ページをご利用ください.

日本放射線技術学会：　http://www.jsrt.or.jp
画　像　部　会　：　http://imgcom.jsrt.or.jp

第 82 回画像部会プログラム

日 時：2017 年　10 月 19 日（木）13:30～16:30

会 場：広島国際会議場　第 2 会場(ダリア 1)

テーマ「放射線治療領域における画像処理研究の可能性と未来」

1. Educational Lecture：

「放射線治療領域における画像処理研究の可能性」　エルピクセル（株）木田　智士

司会　画像部会長　白石　順二

2. Intellectual Discussion：

司会　岐阜医療科学大学　篠原　範充

金沢大学　田中　利恵

1. 放射線治療領域における医用画像処理の役割　鹿児島大学病院　奥　好史

2. 放射線治療システムにおける画像情報の共有の現状と可能性

（株）千代田テクノル　四方田　章裕

3. 放射線治療における画像処理を用いた呼吸性移動管理　大阪国際がんセンター　上田　悦弘

4. 放射線治療 QA・QC のための画像およびデータ処理技術

がん・感染症センター都立駒込病院　木藤　哲史

5. 粒子線物理を知らなくても、画像処理から重粒子線治療にアプローチしてみよう

放射線医学総合研究所　森　慎一郎

6. フリーディスカッション

各種セミナーのご案内

・入門講座 1(画像)　10 月 19 日(木)　9:45～10:45　第 6 会場（ラン）

「視覚評価法の基礎」

日本医療科学大学　小川　亙

・専門講座 7(画像)　10 月 21 日(土)　13:00～13:50　第 5 会場(コスモス 2)

「医用画像で用いられている画像処理」

東海学院大学　服部　真澄

部　会　長　挨　拶

画像部会長　白石　順二

日本放射線技術学会では，理事の任期は 2 年で，2 年ごとに約 20 名の理事を選挙により改選・選出しています．この理事選挙において選挙権があるのは，全会員の中から選出された 200 名ほどの代議員です．そして，選出された約 20 名の中から代表理事が選出され，代表理事の指名により，各委員会の委員長が任命されます．一方，専門部会の部会長も任期は 2 年で，選出にあたっては，前年度までの専門部会委員が協議して新しい部会長を推薦し，それを代表理事が任命することになっています．私は平成 25 年度（2013 年）に，第 7 代画像分科会長の石田隆行先生（大阪大学）の後を受け，第 8 代画像分科会長（2015 年からは名称変更で画像部会長）を拝命しましたが，3 期目となる今期も，継続して画像部会長を務めることとなりましたので，ここにご挨拶申し上げます．

これまでの 4 年間，私ども画像部会の委員は，本学会の研究者集団のリーダーとして，会員の皆様の研究の奥行と幅を広げるために，画像という分野にとらわれず，数々のテーマを取り上げてきました．過去 4 年間の学術大会時の画像部会で取り扱ってきたテーマには，臨床画像評価のピットフォール（落とし穴）【2013 年 10 月】，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．－【2015 年 10 月】，臨床現場は，研究テーマの宝庫だ！【2016 年 4 月】，物理的画質評価と主観的診断能評価の深～い関係について語ろう【2016 年 10 月】，これだけは最低限知っておきたい！放射線技術学研究における画像評価の基礎の基礎【2017 年 4 月】，等があり，いずれの場合も会場に入りきれないほどの多くの会員の皆様にご参集いただきました．ここに深く御礼申し上げます．

現在，本学会では「専門部会に入ろう！」というキャンペーンを実施しており，できるだけ多くの会員の方に，自分の研究分野について専門性を持つということの重要性と，専門部会に入るという行動の必要性を唱えています．画像部会も他の専門部会と同様に，多くの方に入会していただきたいと思っているのですが，何人かの方から，画像部会はレベルが高すぎて，敷居が高いと言われたことがあります．しかし，画像の特性を理解することは，すべてのモダリティにおいて，医用画像診断の基礎となることです．基礎を知らずしての専門性は成り立ちません．CT や MR，そして治療，核医学といった分野の専門家を目指す方であっても，まずは画像部会で画像が何たるかをしっかり身に着けていただければと思います．

今，医療画像を含む情報の分野では AI や Deep Learning という新しい研究の波が押し寄せてきています．また，「読影の補助」という新しい研究テーマもこれからの発展が期待されます．画像分野の研究の醍醐味は，装置や施設に依存せず，自分のアイデアだけで研究を進めることができる，ということだと思います．しかし，そのためには，自分のアイデアをものにするためのツールが必要です．画像部会では，そういったツールを様々な形で皆様にお届けできたらと思っています．これが私にとって，最後の 2 年間の務めになると思いますが，今後とも，どうか皆様のご協力をよろしくお願いいたします．

Educational Lecture

放射線治療における画像処理研究の可能性

エルピクセル株式会社　木田 智士

１．はじめに

現在は，第三次 AI ブームと呼ばれており、将棋の AI ソフトが現役の名人を破り、自動運転の開発が実用化に向けて進められている等、AI が我々の生活、産業に与える影響が加速的に拡大している。医療分野においては、IBM 社のワトソン（Watson）に代表されるように、CT，MRI 等の画像情報と電子カルテの文字情報を AI に学習させることにより、個々に最適化された治療法の提案（オーダーメイド治療）に向けて研究が進められている。 特に、画像認識においては、2012 年にトロント大学のグループによって開発された、人工ニューラルネットワークの階層を深化させるディープラーニングと呼ばれる新しい機械学習の手法により、飛躍的に認識精度が向上し、医用画像においても様々な研究事例が報告されている。例えば、胸部 X 線画像、眼底画像、皮膚がん検査画像、病理画像などにおいて、病変の検出、良性・悪性の鑑別へのディープラーニングの応用が検討されはじめており[1-3]、公開データを用いて検出精度を競うコンペティションが世界的に開かれている[4]。今後ますます、様々な種類・部位の大量の医用画像を用いたディープラーニングによる解析が進められることは間違いないだろう。

このディープラーニングが、最も大きな影響を与えつつある領域の一つが、コンピューター支援診断（computer-aided diagnosis：CAD）である[5]。従来の機械学習では、人間が画像の特徴量を抽出し、それをコンピューターに機械学習の手法で分類させていたが、ディープラーニングでは、この特徴抽出と分類をコンピューターが一度に自動的に行ってくれる。人間がやるべきことは、入力画像とその正解（病変の有無・位置・形状等の情報）のペアをニューラルネットワークに与えることだけと言っても過言ではない。学習させるデータ量が増えれば増えるだけ、ディープラーニングの精度は向上するため、正解付きの「良質な」教師データを大量に収集することが認識精度の鍵となる。医用画像の場合、「良質な」教師データを大量に収集することは簡単ではないため、より良い教師データを集めつつ、前処理・後処理を工夫することが、高精度な検出率を出すためのポイントとなる。

また近年、診断機器の精度の飛躍的な向上に伴い、画像を単に診断のために読影するだけでなく、画像を定量的に解析することによって、客観的な評価指標として、つまり新しいバイオマーカーとして臨床に応用しようという試みが広がりつつある[6-9]。このような研究分野は Radiomics（ラジオミクス）と呼ばれ、定量的に解析された画像データとそれと対応づけられた臨床データや遺伝子データのセットを機械学習のアルゴリズムで学習させることより、精度よく重症度の分類や予後の予測を可能とする。実用可能性の高い分野として、乳癌やアルツハイマーの診断が挙げられる。このような研究を加速させるために、画像の定量化方法やその解析方法の標準化に向けて世界的に取り組みがなされており、RSNA（北米放射線学会）の QIBA（Quantitative Imaging Biomarkers Alliance）等が挙げられる。最近、日

本においても日本医学放射線学会を中心に QIBA-Japan がスタートした。

放射線治療分野においても、さまざまな種類の医用画像が用いられることは言うまでもなく、ディープラーニングを含む様々な機械学習の手法が、画質や治療精度の向上に向けて応用され始めている。また、放射線治療の効果を画像により定量的に評価する、上述の Radiomics 領域の研究も急速に進められている。ここでは、放射線治療分野を中心に、様々な画像処理・解析技術において機械学習がどのように応用されてきたか、その発展の歴史を振り返りながら、未来の可能性について論じたい。

２．CT 画像再構成

CT 画像再構成は、比較的新しい技術であり、1960-70 年代におけるハンスフィールドによる CT の発明以来、日進月歩で開発が進められてきた。CT 再構成とは、被写体に入射する X 線光子の分布と、被写体を透過してきた X 線光子の分布が与えられた時に、被写体の X 線減衰量の分布を求める、という逆問題を解くことを意味する。当時、まず技術者たちが考えたのは、被写体の減衰係数 X と投影データ b の関係を投影行列 A で結ぶことにより、AX=b という行列の関係式を解くことであった（図 1）。これは、被写体のボクセル個数分の解（減衰係数 X）を求めるために大規模な連立一次方程式を解くことを意味する。コンピューターによる数値計算で近似解を求めるために、AX-b の差分二乗和を最小化する、最小二乗法が試みられた（図 1）。しかし、当時はコンピューターパワーが足りず、この方法は実用化には至らなかった。

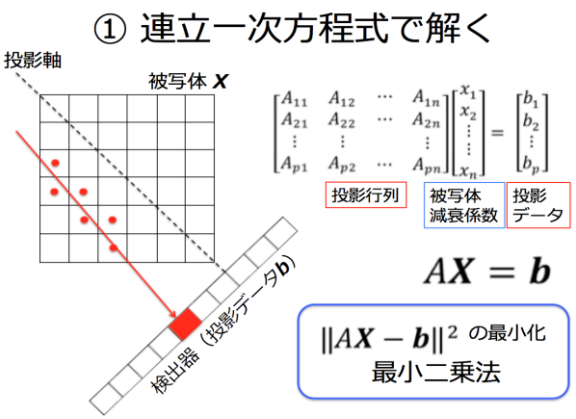


図 1. 数値計算による CT 画像再構成

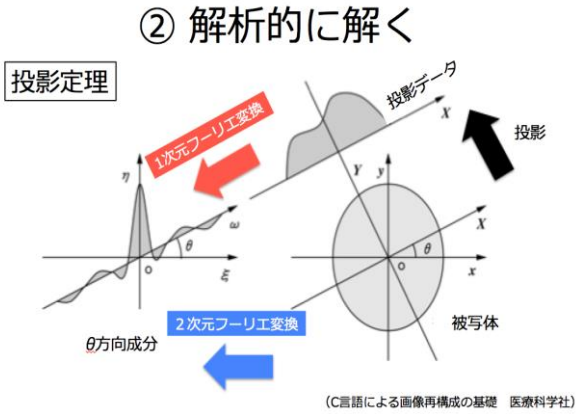


図 2. 解析的手法による CT 画像再構成

そこで、コンピューターにかける負担を減らすべく、解析的に解く手法が開発された。中でも有名な再構成アルゴリズムは、FBP（Filtered Back Projection）と呼ばれる方法で、投影定理を用いて解析的に解くため、計算時間が短縮される点が長所であった（図 2）。しかし、周波数空間を用いた理論であるため、そこでの情報の欠落や誤差が、実空間の画像に戻した時に画像全体に広がるアーチファクトを生むという欠点が残された。ただ、計算時間が短く、十分な投影枚数が得られれば高精度の画質が得られるため、実用化に適しており、現在用いられているほとんどの CT 装置でこの手法が採用されている。

解析的に解けないものを数値計算で解くために昔から用いられていた最小二乗法は、機械学習の統計的手法の一つである「最尤推定」の特別な場合（誤差がガウス分布する場合）に相当する。最尤推定とは、誤差が統計的になんらかの分布に従うと考え、その誤差関数の値を収束させる最適化方法である。

具体的にCT画像再構成において考えれば、誤差とは2次元検出面における予測光子の分布（AX）と実測光子の分布（b）との差AX-bを意味する。光子分布はポアソン分布に従うことがわかっているため、それを考慮した誤差関数を設定し、最適化を行うことで、現実に起こっている物理現象を取り込んだ再構成が行うことができる。実際の計算では、減衰係数分布Xを逐次的にアップデートすることにより、誤差関数の最小化を行い、真のXの分布を得る（図3）。また、誤差関数に加え、事前情報（隣同士の画素値の関係など）も考慮した最適化方法は、MAP推定と呼ばれる。このような手法は、逐次近似再構成法と呼ばれ、CT画像再構成アルゴリズムとして実際のCT装置に採用されることも近年増えてきた。実空間で数値計算によって解くので、FBPで見られたような周波数空間を用いることによる画質劣化は抑えられる。この手法が可能になった背景として、マシンパワーの向上があることは言うまでもない。当時考えられた、連立一次方程式を最小二乗法で解くアイデアが、機械学習による最適化法（最尤推定やMAP推定）により再解釈され、マシンパワーの向上によって現代において実用化の日の目を見たわけである。人間の頭で理論を考え、式に落とし込んだ解析的手法の方がエレガントな気がするが、今やデータだけを与えればコンピューターが数値的に高速に解いてくれる逐次近似再構成法は、AI時代の幕開けを象徴する手法であると言えよう。

放射線治療では、治療前の位置合わせに用いられる Cone Beam CT の画質改善にも逐次近似再構成法の利用が検討されている。後述する Deep Learning との組み合わせによって、今後ますます逐次近似再構成法の利用は広まっていくと予想される。

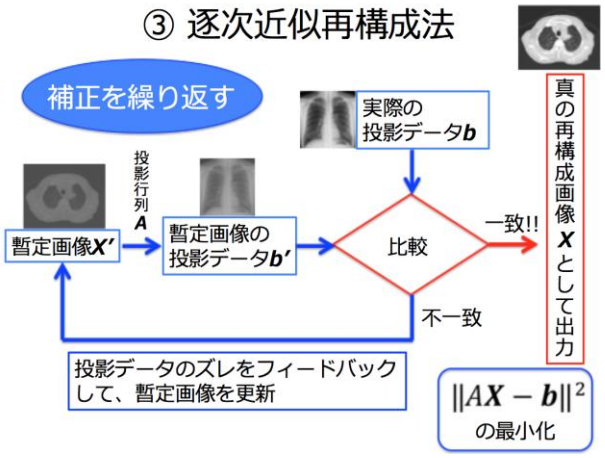


図 3. 逐次近似再構成法の概念図

３．画像位置合わせ

画像位置合わせ（Image Registration）は、画像誘導放射線治療（IGRT）において必須の技術である。この技術により、患者さんの位置を高い精度でコントロールして照射することが可能となった。既に広く用いられている技術であるが、このアルゴリズムも「パラメータを含む評価関数を設定し、その評価値を最適化する」という機械学習の考え方に基づいており、上述の逐次近似再構成と同じ思想のアルゴリズムと言える。例えば、並進、回転、拡大/縮小による位置合わせは、アフィン変換行列と呼ばれる変換行列で表されるが、この変換行列を用いた行列の関係式は、CT 画像再構成において投影行列 A を用いて表した行列の関係式（AX = B）のアナロジーで理解できる。

例として、2 次元的な位置合わせで、特徴点 4 点を用いた画像位置合わせをアフィン変換を用いて表してみる（図 4）。A の画像を B の画像に向けて位置合わせすることを考えると、4 点の特徴点の座標を行列で表すことによって、図 4 に示すような行列の関係式が成り立つ。これをコンピューターによる数値

計算で解くことで、アフィン変換行列 X を求めることができる。この場合、最適化すべき評価関数は、特徴点の位置誤差関数（AX-B の差分二乗和）であり、最適化により求められるパラメータはアフィン変換行列となる。この最適化計算の過程を分解して図で表すと図 5 のようになり、画像位置合わせも、機械学習の考え方に基づいて最適化問題の数値計算を逐次的に解いていることがわかる。

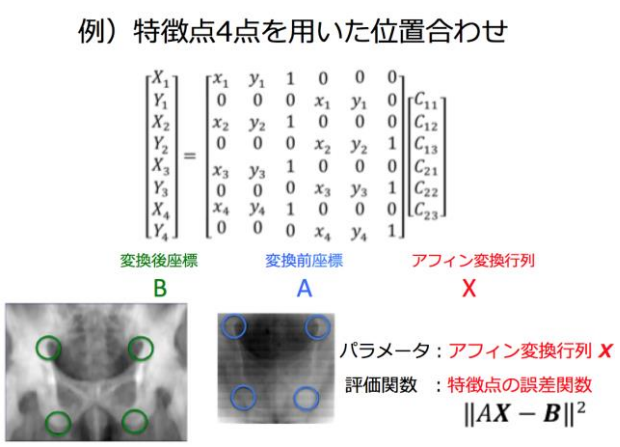


図 4. アフィン変換行列を用いた、特徴点による位置合わせ（画像は[10]より抜粋）

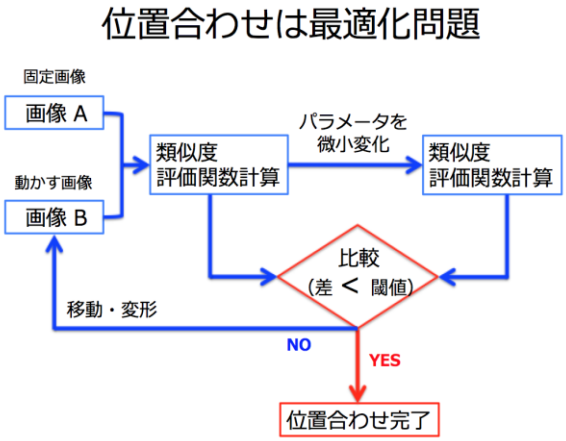


図 5. 画像位置合わせの概念図

アフィン変換のような線形変換で表される位置合わせだけでなく、非線形な変換による位置合わせ（DIR：Deformable Image Registration）も治療精度の更なる向上に応用されつつある技術である。DIR では、画像に格子点を設定し、それぞれの格子点を移動させることで変形位置合わせを行い、その他の点の移動は、補間によって求める、いわゆる B-spline 法と呼ばれる方法がよく用いられる。これにより、任意の座標で、なめらかな変形が可能となる。

放射線治療における治療経過によっては、計画を変更して線量を追加する場合がある。最初の線量計算用の CT と同じ体勢で CT がとれればよいが、現実的には難しい。そこで、最初の CT を DIR によって変形させ、画像に紐づいている線量分布も一緒に変形してしまう。これにより、同じ体勢の CT 上で線量分布を足し合わせることができ、正確な合算線量を求めることができる（図 6）。このような Adaptive radiation therapy（適応放射線治療）において DIR は今後さらに効果を発揮していくだろう。

また、別の研究例として、肺の 4DCT における最大呼気画像と最大吸気画像間で DIR を行うことによって変位ベクトル場を求め、その変位ベクトル場から肺機能画像を生成する研究も盛んに行われている[11,12]（図 7）。これまで SPECT 等を用いて得られてきた肺機能画像が、通常の CT 装置によって余計な被ばくなく取得できるインパクトは大きい。また、高い肺機能を有する肺野領域への線量をできるかぎり低減するために、肺機能に応じて領域ごとに最適化重み係数を調節して線量計算を行うことも可能になってきている。SPECT による肺機能画像に基づく線量分布と 4DCT から DIR を用いて生成された肺機能画像に基づく線量分布において、同等の肺線量低減効果があることが報告されている[13]。これまでの「物理学的な線量最適化」に加えて、肺機能などの情報も含めた「生理機能学的な最適化」が、今後の臨床にますます取り入れられていくだろう。

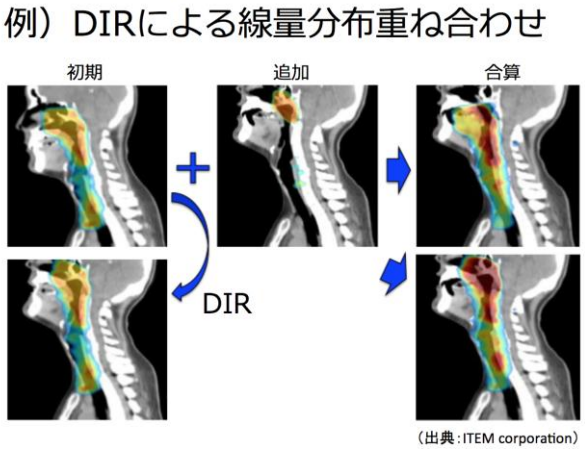


図 6. DIR を用いた線量分布の重ね合わせ[14]

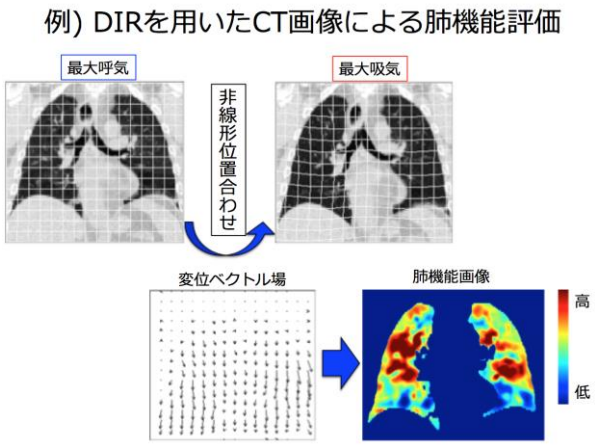


図 7. DIR を用いた CT 画像による肺機能評価
（画像：東北大学病院 放射線治療科 提供）

4. Deep Learning とその応用

Deep Learning と従来の機械学習の違いについて簡単に紹介する。Deep Learning とは、人間の脳の神経細胞のネットワークを模倣した情報処理技術で、層が深い（ディープな）ニューラルネットワークを組むことによって、画像や音声に含まれる特徴量をコンピューター自身が発見し、分類のルールを構築する。従来は、人間がまず特徴量を設定し、その後、その特徴量を元に分類アルゴリズムにかけて分類するという手法だったが、Deep Learning により、人間による特徴量の設定なく、データ分類が可能になったことは機械学習における根本的な変化である（図 8）。ただ、Deep Learning がどのような特徴抽出と分類を行っているのかは、ブラックボックスでよく分からないため、本当に安心して使えるのかと不安視する声もある。もちろん、医用画像解析を行う上で、Deep Learning のネットワークが画像の何を見て学習しているのかを人間が理解しておくことは大変重要である。その目的を果たすべく、Deep Learning のネットワークが画像のどこに注目しているかを可視化する研究も現在進行中である[15]。ただ、Deep Learning における学習方法のアルゴリズム自体は、我々が理解できるものであることは強調しておきたい。Deep Learning における学習方法は、与えられた正解データとネットワークによる予測結果とのズレ（誤差）を評価関数として、評価値を収束させるべく、その誤差をフィードバックし、ネットワークの層間の結合重み係数というパラメータを更新する、というものである。この、「パラメータを含む評価関数を設定し、その評価値を最適化すべく、パラメータを逐次更新する」という機械学習の最適化手法は、先述した逐次近似画像再構成、画像位置合わせのアルゴリズムと同様、Deep Learning においても息づいている（図 9）。

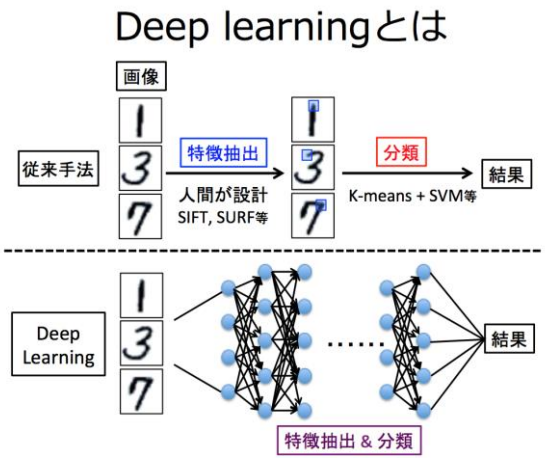


図 8. Deep Learning と従来の機械学習の相違

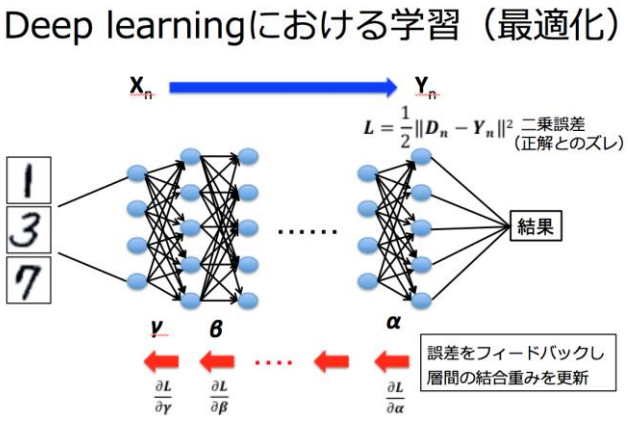


図 9. Deep Learning における学習アルゴリズム

Deep Learning の応用先は幅広い。医用画像に限っても、臓器抽出、画像変換、画質改善など様々な領域に応用されつつある。放射線治療において、臓器を正確に領域抽出することは、線量分布の計算/評価において必要不可欠である。臓器抽出においては、昔から様々な手法が提案されてきたが、2012 年に Deep Learning が、画像認識において飛躍的な精度向上を示して以来、Deep Learning を臓器抽出に対しても適用する報告が急増している[16]。臓器抽出に Deep Learning を用いる際、我々がやるべきことは、元画像と検出する対象部位のマスク画像とをペアで用意し、ネットワークに読み込ませるだけと言っても過言ではない。後は、ネットワークが自動的に対応関係を学習し、変換システムとして働いてくれる。また、一度学習させれば、学習させた変換システムを動かすのにほとんど計算時間はかからないため、実用化にも適している。

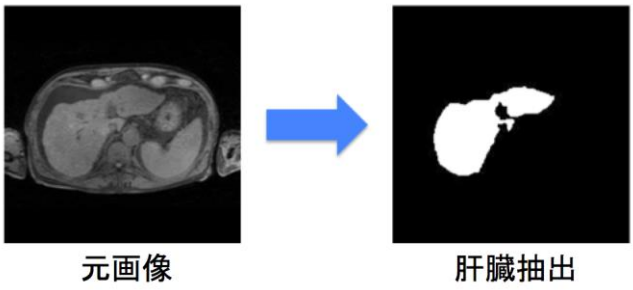


図 10. Deep Learning を用いた肝臓の抽出

但し、用いるニューラルネットワークは、一方向に層を深くしていく通常の Deep Learning のネットワーク構造とは少し異なり、途中で折り返す U 字型のネットワーク構造を用いることが多く、U-net と呼ばれる[17]（図 11）。図中の畳み込み層は、物体の局所的な特徴の抽出を担い、プーリング層は、物体の全体的な位置情報をぼかす（位置ズレを許容する）役割を担っている。このため、通常の Deep learning では、より層を深くするほど、抽出される特徴はより局所的になり、その特徴の全体的な位置情報はより曖昧になるため、画像上の物体の位置や大きさの影響をあまり受けない、頑強なパターン認識が可能となる。一方、領域抽出では、「物体の局所的特徴と全体的位置情報」の両方を元画像上で特定しなければならない。これを解決するために、ネットワークを途中で折り返し、以前の層と段階的に統合（merge）するネットワーク構造（U-net：U 字型のネットワーク）を組むことにより、局所的特徴量を保持しながら、その特徴が元の画像上のどこにあったかを再現することが可能となる。

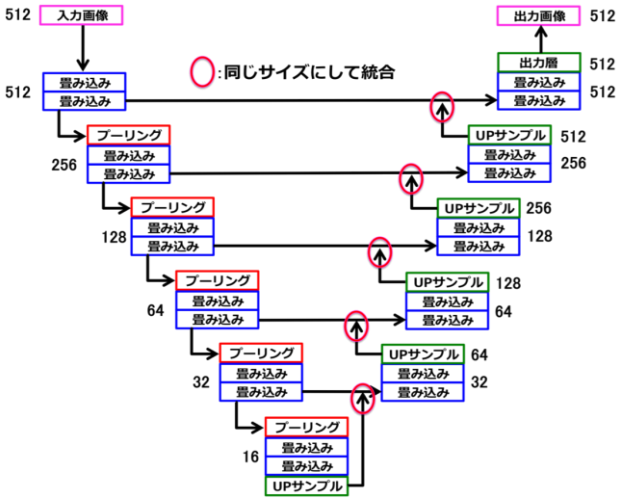


図 11. 領域抽出に用いられる U-net の構造の例。図中の数字は画像サイズを意味する。

領域抽出によく用いられる U-net は、画像の変換にも応用可能となる。U-net は、画素値や位置の対応関係を学習しているため、MRI と CT のような異なるモダリティーの画像であっても、同じ患者の位置合わせ済みのペア画像を準備すれば、ネットワークは対応関係を学習し、MRI から CT への変換システムとして働くようになる［18］（図 12)。これは、近々実用化されるであろう、MRI-Linac における活用を視野に入れている。MRI-Linac では、MRI を用いて治療中の臓器の位置や状態を観察できるため、治療中に撮影された MRI 画像を CT 画像に変換することによって、治療中の真の線量分布を計算することが可能となり、治療期間を通して、より高精度な線量制御（適応放射線治療）が可能となる。

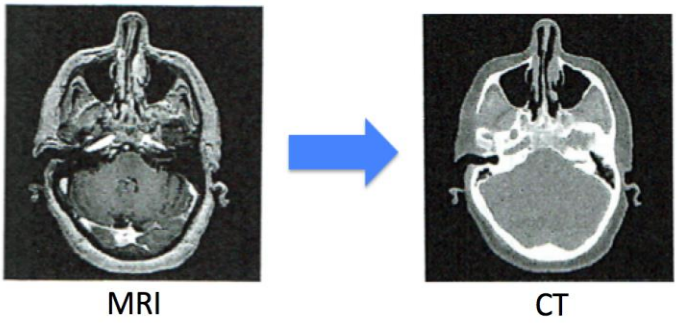


図 12. Deep Learning を用いた MRI から CT への変換[18]

また、この手法は、同様の考え方で画質改善にも応用できる。画像変換では、異なるモダリティーの画像ペアを学習データとしたが、画質改善では、例えば低線量で撮影されノイズの多い画像と高線量で撮影されたノイズの少ない画像をペアで学習させればよい。これにより、画質を改善する変換システムが出来上がる［19］（図 13）。このように、Deep Learning を画像変換や画質改善のシステムとして様々な画像に活用する可能性が広がっている。

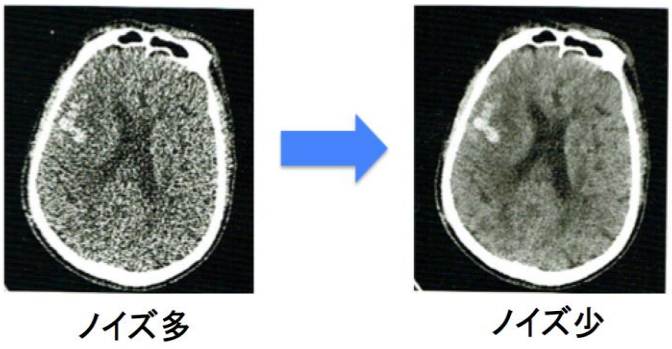


図 13. Deep Learning を用いた画質改善[19]

5. Radiomics（ラジオミクス）

Radiomics が注目されるようになってきたことの背景として、腫瘍内構造の不均一性が挙げられる。近年、腫瘍は多様な遺伝子から構成されている不均一な構造であることが分かってきた。最初は単一の遺伝子で構成されているが、腫瘍を構成している遺伝子が枝分かれして変異を起こしてサブグループをつくる。そのため、抗がん剤に強い変異が一部に現れれば、それに対しては抗がん剤が効かなくなり、また転移しやすい変異が一部に起これば、それがたとえほんの一部であっても転移してしまう。また、腫瘍内の不均一な遺伝子構成は、腫瘍内の不均一な細胞組織像に反映される。病理画像において、腫瘍内のそれぞれの領域で、分化、増殖、血管分布、炎症、侵襲性が異なっている場合、そのような不均一な組織は、不均一な腫瘍構造を作ることになる[6]（図 14）。腫瘍内の遺伝子不均一性は、予後を悪化させる方向に働いていると考えられ、不均一な構造をしている腫瘍は予後が悪いこともそれを証明している。これらを踏まえると、放射線画像と病理画像と遺伝子の情報の関連性を定量的に調べることによって、意味のある関係性が得られ、より正確な予後予測や重症度の分類に使えるのではないか、と考えられている。

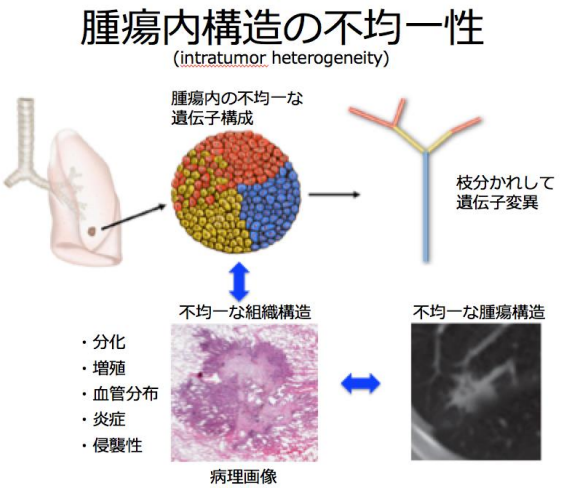


図 14. 様々なレベルでの腫瘍内構造の不均一性[6]

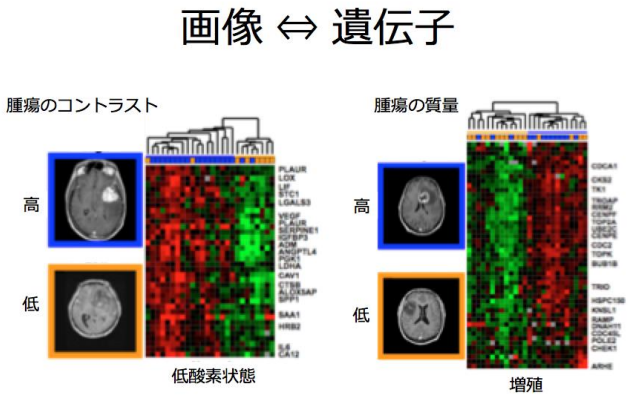


図 15. 画像の表現形と発現遺伝子の相関[7]

実際、画像の表現形と発現する遺伝子のタイプに有意な相関があるということも報告されている[7]。腫瘍のコントラストの高い部位がある画像と低い画像では、低酸素状態で過剰発現する遺伝子の多くと画像との間に有意な相関が見られた。また、腫瘍の質量が大きい画像と小さい画像では、腫瘍の増殖に関する遺伝子の多くと画像との間に有意な相関が見られた（図 15）。このように、どのような遺伝子が、治療に対する抵抗性や腫瘍の進展に関わっているのかを画像から推察できることを示唆している。

また、MRI 画像と病理画像の間の相関を示した報告もある[8]（図 16）。前立腺がん MRI 画像を様々な特徴量（Entropy, homogeneity 等）を用いて定量的に解析することによって、その特徴量の値の分布から、正常部位と病気の部位の分類が可能となる。また、MRI 画像と病理画像を対応づけて学習させ、画像

の様々な特徴量を用いて機械学習で分類させると、MRI 画像のみから、病理組織の悪性度（グリソンスコアという悪性度の指標）を 93%の精度で区別できる、ということまで可能である。これは、体に針をさして組織をとってきて顕微鏡でみるというような侵襲的な検査をしなくても、画像だけから悪性・良性の診断、悪性度のレベルまで診断できるということになり、患者さんにとって負担が少なくなる、という利点もある。

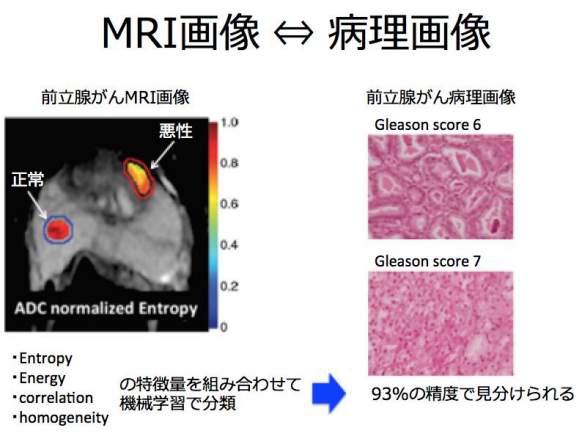


図 16. MRI 画像と病理画像の相関[8]

Radiomics 解析のプロセスは、まず画像を取得して領域抽出を自動で行い、次に抽出された領域に対して、形態、構造、組成、代謝などに関する特徴抽出を行い、それらの特徴を定量的な数値データとして置き換えることにより、radiomic なデータを得る。この radiomic なデータと対応づけられた臨床データや遺伝子データのセットを沢山集めて、機械学習のアルゴリズムで学習させ、別のデータセットで検証することによって、どの特徴量が、予後に影響を与えているのかを評価することが可能となる（図 17）。これにより、生検により悪性度を診断する必要なく、画像の解析のみから、より精度よく重症度の分類・予後の予測・治療法の選択が可能となる。

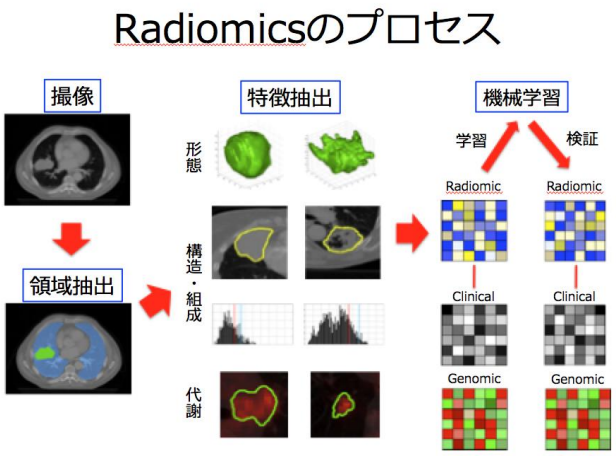


図 17. Radiomics 解析のプロセス[9]

Radiomics においては、機械学習の精度が鍵を握っており、特徴抽出方法や分類方法の組み合わせによって予後予測精度にばらつきが出ることが知られている[20]。今後、Radiomics を実用化していくためには、機械学習の手法を標準化する必要がある。また、それ以前の問題として、画像データの規格や取得方法も標準化する必要があり、それと関連して radiomic なデータと臨床データや遺伝子データの組み合わせのビッグデータをどう作っていくかという点が今後の課題である。

以上、CT 画像再構成、画像位置合わせ、Deep Learning、Radiomics の画像解析技術を総括的に紹介した。これらの技術は全て、機械学習による最適化手法が用いられており、今後ますます実用化に向けて発展していくことは間違いない。画像解析技術が、今後の AI を用いたオーダーメイド治療時代を創ると言っても過言ではないだろう。

参考文献

[1] Wang X, *et al.*, ChestX-ray8; Hospital-scale X-ray database and benchmarks on weakly-supervised classification and localization of common thorax disease, 2017. http://arxiv.org/abs/1705.02315v2

[2] Gulshan V, *et al.*, Development and validation of a deep learning algorithm for detection of diabetic retinopathy in retinal fundus photographs, JAMA, 316, 22, 2402-10, 2016.

[3] Estava A, *et al.*, Dermatologist-level classification of skin cancer with deep neural networks, Nature, 542, 115-8, 2017.

[4] https://grand-challenge.org/All_Challenges/

[5] Doi K, Computer-aided diagnosis in medical imaging; Historical review, current status and feature potential, Comput Med Imaging Graph, 31, 198-211, 2007.

[6] Greewon Lee, *et al.*, Radiomics and its emerging role in lung cancer research, imaging biomarkers and clinical management: State of the art, European Journal of Radiology, 86, 297-307, 2017.

[7] Maximilian Diehn et al ., Identification of noninvasive imaging surrogates for brain tumor gene-expression modules, Radiology, 105, 13, 5213-18, 2008.

[8] Robert J.Gillies, *et al.*, Images are more than pictures, they are data, 278, 2, 563-77, 2016.

[9] Philippe Lambin, *et al.*, Radiomics: Extracting more information from medical images using advanced feature analysis, European Journal of Cancer, 48, 441-6, 2012.

[10] 医学物理, 第30巻, Sup.4, p.32, 2010.

[11] Guerrero T, *et al.*, Dynamic ventilation imaging from four-dimensional computed tomography, Phys Med Biol, 51, 777-91, 2006.

[12] 木田智士, 角谷倫之 他, 4D CTによる肺機能画像を用いた生理機能学的な線量最適化の試み, 日本放射線技術学会雑誌, 第70巻, 第11号, 誌上講座, 2014.

[13] Kida S, *et al.*, CT ventilation functional image-based IMRT treatment plans are comparable to SPECT ventilation functional image-based plans, Radiotherapy and Oncology, 118, 3, 521-527, 2016.

[14] http://www.item-corp.jp/assets/パンフレット完成版itemcorp20140328.pdf

[15] Ramprasaath R *et al.*, Grad-Cam: Why did you say that?, 2017. https://arxiv.org/abs/1611.07450

[16] Zhou X *et al.*, First trial and evaluation of anatomical structure segmentation in 3D CT images based only deep learning. 医用画像情報学会誌, 33, 3, 69-74, 2016.

[17] Olaf R *et al.*, U-Net: Convolutional Networks for Biomedical Image Segmentation, 2015. https://arxiv.org/abs/1505.04597

[18] Xiao Han, MR-base synthetic CT generation using a deep convolutional neural network method, Medical Physics, 44, 4, 1408-19, 2017.

[19] 長谷川 玲, AIによるノイズ低減処理「Pixel Shine」, Innervision 32, 7, 31-34, 2017.

[20] Chintan Parmar *et al.*, Machine Learning methods for Quantitative Radiomic Biomarkers, Scientific Reports, 5, 13087, 2015.

略歴

木田　智士（キダ サトシ）

平成 17 年　東京大学工学部 物理工学科卒業
平成 19 年　東京大学大学院工学系研究科 物理工学専攻卒業
平成 26 年　東京大学大学院医学系研究科　生体物理医学専攻　卒業
平成 26 年　東北大学大学院医学系研究科　放射線腫瘍学分野　助教
平成 28 年　エルピクセル株式会社　入社

東京大学医学部附属病院　放射線科、東北大学病院　放射線治療科、William Beaumont Hospital、University of California, Davis にて CT 画像再構成・線量最適化の研究に従事。現在は、エルピクセル株式会社にて AI による医用画像診断支援システムの開発に従事。
『Radiological Physics and Technology 優秀論文土井賞』受賞（2013）。
医学物理士、第一種放射線取扱主任者、医学物理学会会員。

放射線治療における医用画像処理の役割

鹿児島大学病院 臨床技術部放射線部門　奥　好史

1. はじめに

現在の画像診断と放射線治療では，高精度の診断と治療を行うために画像処理技術が果たす役割は非常に大きい．画像処理技術は，医用画像から臨床上重要な情報を導くために必要不可欠な技術の一つとなっており，放射線治療領域において多大なる貢献している．放射線治療の目的は，腫瘍にできるだけ多くの線量を照射し，正常組織には線量を可能な限り減らすことである．Fig.1 に示すように放射線治療における医用画像は診療，治療計画，治療，経過観察のステップから成る．

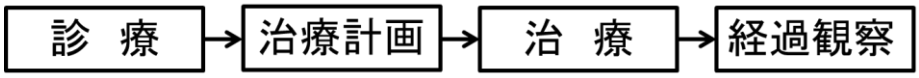


Fig.1　放射線治療における一般的な流れ

診療においては，イメージング技術が重要となっており，CT(computed tomography)画像，MR(magnetic resonance)画像，PET(positron emission tomography)画像などマルチモダリティ診断して腫瘍領域を正確に決定する．放射線治療計画では，CT 画像を撮像し，腫瘍領域と正常組織領域を決定する．また，CT 値から生体内の電子密度が求められ，治療計画に利用される．治療計画では，上記放射線治療の目的のために，放射線治療のコンピュータシュミレーションを行い，体内の線量分布を推定し，照射方法（治療ビームの本数，角度，照射野，強度等）を決定する．次に，患者セットアップでは治療計画に基づいて，患者を治療寝台に，固定具等を用いて固定する．最後に治療計画に従って照射する．このように放射線治療のそれぞれのステップに画像処理技術が重要な役割を果たしている．

(1) 治療計画 CT：CT 値-相対電子濃度変換テーブルの不変性，four-dimensional (4D)-CT の高画質化，金属アーチファクトの低減機能などを駆使して腫瘍領域と正常組織領域を正確に決定するための画質情報が必要である．
(2) 治療計画：腫瘍領域と正常組織の輪郭を高精度に決める必要がある．
(3) 治療直前：患者のセットアップや照射を行うために，治療時の腫瘍と正常組織の位置を正確に確認する必要がある．
(4) 治療後：患者の経過観察や治療予後を予測する必要がある．

2. 放射線治療計画のための医用画像処理研究

放射線治療計画には，一般的に CT 画像が用いられている．治療計画では標的腫瘍領域の決定を放射線腫瘍医または医学物理士，診療放射線技師が行う．治療計画をするには照射をする腫瘍領域の範囲，輪郭に明確にする必要がある．腫瘍領域の特定には, CT 画像では判定が困難な場合があり， そのために, MR 画像や PET 画像などの CT 画像以外の画像の位置合わせ（レジストレーション）が行われる．画像の重ね合わせには治療計画装置が提供する自動化機能（オートセグメンテーションなど）や手動のほかに，形態と機能の両方の情報に基づいてレベルセット法を適用し，標的領域の輪郭抽出を精度よく領域抽出する手法が開発されている[1)]．さらに機械学習(support vector machine)を用いて腫瘍の特徴量（PET 画像から求める SUV(standard uptake value)値）を学習し，腫瘍領域を決定する方法も提案されている[2)]．治療計画専用固定具を共通化し，各種画像を重ね合わせて, deformable registration を駆使し正確な位置把握，高精度治療を実現することが可能となる．

3. 放射線治療のための医用画像処理研究

放射線治療の目的は，腫瘍にできるだけ多くの線量を照射し，正常組織には線量を可能な限り減らすことである．この実現には腫瘍領域に対して正確に照射することが求められるが，ここで重要となるのが位置照合である[3)]．従来までは, MV X 線と EPID を用いた骨構造をランドマークとする 2 次元照合から 3 次元照合が可能な画像誘導放射線治療（image guided radiation therapy:IGRT）により，今まで認識できなかった位置誤差や体内臓器の動きが可視化できるようになった．

IGRT に必要な画像には以下に示すとおり，装置によって様々である．

1) DRR(digitally reconstructed radiography):加速器と同一の幾何学的配置の点線源から放射状に投影された beam’s eye view(BEV)画像で，治療計画 CT 画像から再構成して得られる 2 次元画像である. DRR の分解能は，治療計画 CT のスライス厚に依存するため，照合精度を上げるためには多くの画像枚数を必要とする．
2) 照合画像（portal image）:治療用 X 線を使用した画像で，従来は X 線フィルムや computed radiography(CR)などを用いて照合を行っていたが，近年はアモルファスシリコン半導体結晶を利用した EPID で取得する．治療用 X 線の高エネルギーX 線を用いるため低コントラストな画質となるため，ランドマークとなるのは主に骨構造である．
3) kV 画像（kv-image）:治療装置一体型 X 線装置または治療室内装置型の X 線発生装置および FPD を用いて得られる X 線画像である. kV であることから骨構造や基準マーカなどは鮮明に撮影できる．
4) CBCT(cone beam computed tomography):円錐状の X 線束（コーンビーム）を回転させ, 2 次元検出器により投影像を取得する装置であり, 1 回の回転で広い範囲の 3 次元画像が得られる．画像はフルスキャンまたはハーフスキャンで 2D 投影画像を収集し再構成され，治療計画 CT 画像と照合することで骨構造，基準マーカ，臓器の輪郭に対して照合が可能である．
5) 超音波画像：前立腺や乳房などの軟部組織に対し，低コントラスト描出能の高い画像が得られる．
6) 放射線治療用金属マーカ（基準マーカ, fiducial marker）：放射線治療用金属マーカは標的位置の特定を画像上で容易にするために標的近傍に留置される金属マーカで，一般に経皮的または内視鏡下で留置される．

MV または kV の 2 次元画像は短時間で画像が取得できるが，軟部組織である標的位置を特定するには金属マーカを留置して標的を可視化する必要がある.

7) 画像誘導小線源治療（image guided brachyterapy）: 小線源治療に IGRT 技術を用いた画像誘導小線源治療（image-guided brachytherapy：IGBT）は，治療室内に設置した kV-CBCT 撮像が可能な X 線シュミレータまたは CT 装置から得られた CBCT 画像または CT 画像を用いることである．従来の 2D/2D 画像では判らなかった腫瘍やリスク臓器の広がりを確認でき, dose volume histogram (DVH)で評価ができる．さらに MRI 対応のアプリケータを用いて CT/MRI fusion を行うことにより，腫瘍をはじめとする軟部組織の描出能が向上し，腫瘍制御確率や障害発生確率を考慮した治療計画が可能となる [4].

当院で主に使用している IGRT 機器として ExacTrac システムについて紹介するが，ここでも画像処理技術が重要な役割を果たしている. 2 方向 X 線撮影による画像誘導放射線治療では，リニアックの可動領域の妨げにならない位置に, X 線管球およびフラットパネル検出器が対となって 2 組配置される. 2 組の画像からステレオ視することで, 3 次元座標の検出が可能である. ExacTrac システムは，患者の動きを赤外線マーカにより追跡し, X 線を用いて重ね合わせを行うことにより，患者の位置決めが可能となる．システムコンポーネントとして赤外線カメラ，ビデオモジュール, X 線モジュール，治療室の座標系，コンポーネントの校正として，リニアックのアイソセンタを基準として実施されるため，システム上のコンポーネントに対して位置精度を保証すべく校正が必要となる.

① 必要な校正として，赤外線カメラの校正，アイソセンタの校正, X 線の校正を行う（Fig.2, 3）．ここで治療室座標系とフラットパネル座標系の関係は，次式の変換行列で表現できる.

$$\frac{p_{11}x + p_{12}y + p_{13}z + p_{14}}{p_{31}x + p_{32}y + p_{33}z + p_{34}} = u$$

$$\frac{p_{21}x + p_{22}y + p_{23}z + p_{24}}{p_{31}x + p_{32}y + p_{33}z + p_{34}} = v$$

ここで, p:未知数, x, y, z: 治療室座標系での値, u, v: フラットパネル座標系での値

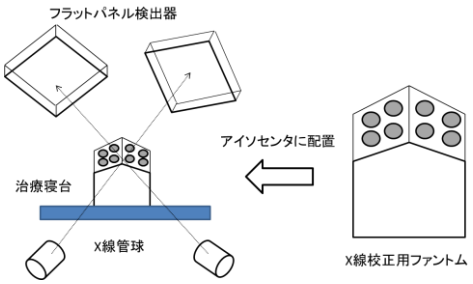


Fig. 2 X 線校正用ファントムとファントム配置図

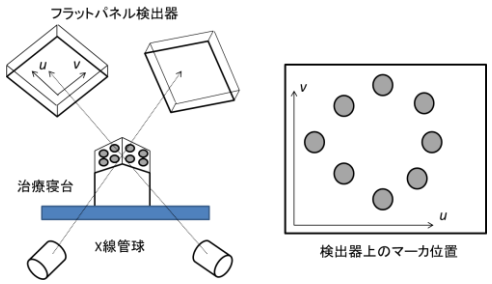


Fig. 3 マーカ位置のフラットパネル検出器へのマッピング

② 患者位置決めには，赤外線モデュールを使用するものと, X 線モデュールを使用するものとに大別できる. X 線モデュールは，治療計画 CT 画像上に設定したアイソセンタ位置を通る DRR 画像を生成する..

患者の位置決め時，患者の X 線撮像を 2 方向について行う. フラットパネル検出器に撮像された 2 枚の画像を Fig.4 に示されるアイソセンタに患者が配置された場合に得られる DRR 画像とフュージョンを行い，移動量を算出する.

Fig. 4 アイソセンタにおける DRR 画像の画面

Fig. 5 画像間のフュージョン画面

フュージョン方法は，自動的に平行移動成分のみを計算する 3D フュージョン，回転成分を加えた 6D フュージョン，ならびに手動によるフュージョンに分けられる. フュージョン方法は，フラットパネル検出器に撮像された画像のピクセル値と, DRR 画像のピクセル値を直接扱い，ピクセルサイズを大きくしたものから順に Joint Histogram の相互情報量（MI:Mutual Information）が最大になる画像を探索し，その移動量を位置誤差量として算出している [5].

IGRT においては，標的領域の中心への照合を確実かつ定量的に実施することが可能であるが，照合時の指標の設定によっては，標的中心への位置照合が実際には不十分な場合もある. セットアップエラーを減らすために，治療直前の患者セットアップにおいてセットアップエラーを検出する手法の研究では，患者セットアップエラーを減らすことが示されている [6]. 近年，機械学習の技術を用いての研究も盛んにされており，VMAT(volumetric modulated arc therapy)の MLC の計画時と治療時の位置誤差を推定している [7].

4. 経過観察のための医用画像処理研究

機械学習を用いた放射線治療の予後予測に関する可能性が検討されている [8), 9)]. 近年, Radiomics と呼ばれる医用画像から定量的なバイオマーカーを算出する新しい学問領域が注目されている. 画像を定性的に評価するだけでなく、画像処理技術を用いて定量的な数値データを解析することで，さらには予後予測に利用できる可能性が報告されています.

5. おわりに

「放射線治療における医用画像処理の役割」と題して，執筆の機会をいただきましたが，臨床現場における放射線治療の「医用画像」の実際を紹介し，その医用画像を用いての「画像処理」について現場ならではの情報

を提供しました．放射線治療における医用画像処理では，益々重要になり高精度放射線治療には必要不可欠な技術の一つである．診断と治療を担当する医療技術者同士の連携により，国際的にも有用となる情報発信ができる可能性は高く，本稿が，日本放射線技術学会の皆様の臨床と研究に少しでもお役に立てたら幸いに存じます．

参考文献

1) Naqa IE, Yang D, Apte A, et al. Concurrent multimodality image segmentation by active contours for radiotherapy treatment planning. *Med Phys*., 34(12), (2007) 4738-49.
2) Kerhet A, Small C, Quon H, et al. Application of machine learning methodology for PET-based definition of lung cancer. *Current Oncol*. 17, (2010) 41-47.
3) 日本放射線技術学会編：放射線治療における位置照合とセットアップの実際. 2015，放射線医療技術叢書（33).
4) Yoshifumi Oku, Hidetaka Arimura, Tran Thi Thao Nguyen, et al, Investigation of whether in-room CT-based adaptive intracavitary brachytherapy for uterine cervical cancer is robust against interfractional location variations of organs and/or applicators, *J Radiat Res.* 57(6), 677-683.
5) Evans PM. Anatomical imaging for radiotherapy. *Phys Med Biol*.53(12), (2008) 151-191.
6) Wang Z, Nelson JW, Yoo S, et al. Refinement of treatment setup and target localization accuracy using three-dimensional cone-beam computed tomography for stereotactic body radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 73(2), (2009) 571-7.
7) Carlson JN, Park JM, Park SY, et al.: A machine learning approach to the accurate prediction of multi-leaf collimator positional errors. *Phys. Med. Biol.* 61(2016) 2514–2531.
8) Su M, Miften M, Whiddon C, et al.: An artificial neural network for predicting the incidence of radiation pneumonitis. *Med. Phys*. 32(2005) 318–325.
9) Lee S, Ybarra N, Jeyaseelan K, et al.: Bayesian network ensemble as a multivariate strategy to predict radiation pneumonitis risk. *Med. Phys*. 42: 2421–2430, 2015

【略歴】

九州大学大学院博士後期課程修了・博士（保健学）．鹿児島大学病院，九州大学病院，2016 年 5 月より鹿児島大学病院主任診療放射線技師．資格は医学物理士，第 1 種放射線取扱主任者等．

Intellectual Discussion

放射線治療システムにおける画像情報の共有の現状と可能性

株式会社　千代田テクノル　**四方田　章裕**

１．はじめに

標的（主として腫瘍）に対してより多くの線量を投与し、健常組織への線量を可能な限り減らすことで治療を行う放射線治療では、「どこに照射を行うのか」という事と「どの程度の線量を与えているのか」という事の確認や評価が重要である。

投与する線量については別途評価検討されるが、根幹となる情報の一つが画像の取り扱いである。

従来は画像を元にして治療計画を作成して照射を行うといった関与であったが、近年では画像を基にして照射時の位置確認や位置照合を行う IGRT の普及に伴って、高精度放射線治療においては画像情報の生成、処理、伝達、保存といった事項の重要性や依存性が高まっている。

一連の照射（治療）を行うために、複数のシステムを連携して用い、時系列としても数日から数週間にまたがって行われるため、生成日時が異なる多くの画像情報が利用される。

放射線治療のワークフローの各場面で利用される画像は、画像生成、画像情報の伝達、画像の保存と二次利用のそれぞれにおいてシステム固有の取り扱いと標準規格の利用が行われており、これらを有効に活用するためには、その仕組みを把握しておくこともまた重要である。

２．放射線治療における画像の利用

放射線治療の場において、どのような画像が利用されているかについて、各 Scene を基にして検討する。

＜Scene 1 治療計画用画像取得＞

意図する治療に適した画像モダリティの設定を行った上で、治療時に用いられる固定具等を利用して取得する。治療時の体位と同等になるために治療装置の寝台と同等の天板を用いてスキャンが行われる。CT 又は CT シミュレータと治療装置とで寝台を移した際並びに日々の照射のための基本的位置決め情報としてのレーザーマーカー等を利用したマーキングを行う。体表面にマーカー等を貼り付ける場合もあり、こうした固定具やマーカー等が画像に影響を与えることもある。

CT 画像はキャリブレーションが行われていることが前提となるが、幾何学的位置関係の正確性に加えて、HU Value の信頼性が以後の行為の根幹となる。

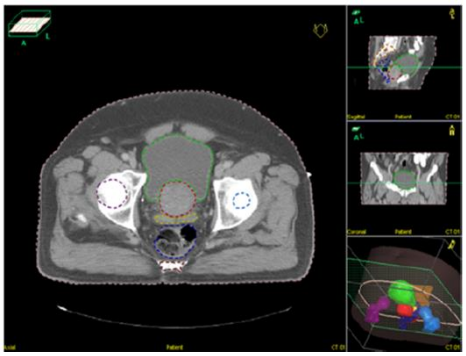
＜Scene 2　Contouring（輪郭入力）＞

CT 画像を基にして治療計画を作成することが一般的で、通常は DICOM 形式で治療計画システムに伝達される。

治療計画システム内で、画像の再構成、Series 情報からの 3D Volume の生成・表示が行われる。

医師によりマニュアル操作や入力支援機能を利用してターゲットやリスク臓器等の ROI を作成

医師によるマニュアル入力においては、定性的な評価による作業のため、画質が大きく影響する。



また閾値による領域抽出などの入力支援機能を用いる場合においても、同様に画質の影響を受ける。

この段階で画像が有する HU Value を上書きするような密度情報が ROI に対して割当てられる場合もある。（割当てられる場合には、CT Image 自体ではなく、RT Structure Set オブジェクトのタグに書き込まれる）

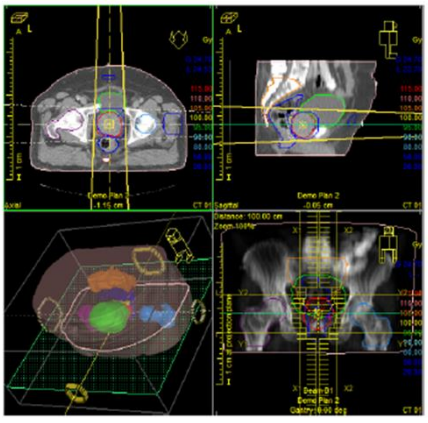
2D Slice 情報の集合体である Image Series から 3D Patient Volume が作成されるが、異なるレイヤーとしてこの ROI による 2D/3D の空間情報が重なり合って存在するように管理される。

こうした ROI 情報は DICOM RT Structure Set として、ベースとなる CT Series とともに他のシステムへ伝達して利用する状況も増えてきている。正確には CT Series と RT Structure Set は同じ Frame Of Reference を有する別 Series の別のインスタンスとして紐づく情報とともに取り扱われる。

＜Scene 3　Geometrical Planning（照射計画）＞

TPS 内で作成された BEV の DRR 画像や ROI 情報を利用して Field を決定

照射野端を決定することや照射野マージンを調節する際に画質が影響することがある



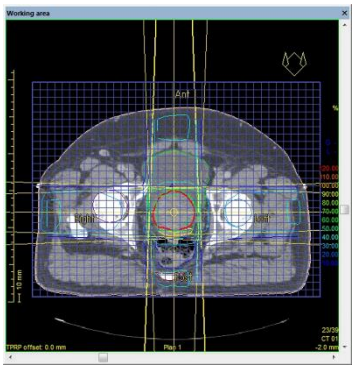
バーチャルシミュレーションを行う場合には、Gantry Angle や Collimator／Couch Angle の変更に、BEV の DRR をどの程度リアルタイムで処理できるが問われる（画質と処理時間のバランス）

BEV/DRR は DICOM RT Image として保管管理可能ではあるが、Export 作業を行うまではシステムの内部フォーマットでシステムのデータベース内に保存されるか、必要に応じて生成されている。

TPS とは独立したバーチャルシミュレーションの役割を担うシステムから TPS へは、CT Series、RT Structure Set と照射設定情報のみを有する RT Plan が送られる。受信した TPS ではそれらを全て表示させ、確認してから利用する。

DICOM のタグ情報から、各オブジェクトの位置関係が得られるので位置ずれは起きないが、表示上の問題でずれて見える場合がある。また DICOM の実装時期によって解釈が異なり、その結果ずれが生じる事例は少なからずあるが、よほど古い DICOM にあわせた実装をしているものでなければ問題の発生はほとんど起きてはいない。

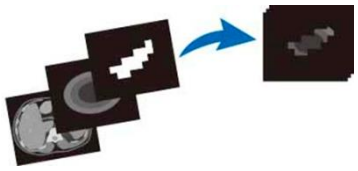
＜Scene 4　線量計算＞



不均質補正線量計算は、TPS に実装されているアルゴリズムに依存するが、CT 値（HU Value）を元にした Electron/Mass Density を利用している。（画像処理等加工をした際の信頼性が影響）
Smoothing、Artifact 除去などを行った場合、元画像から保持、置き換え、補間された情報がある事になるが TPS はそれらの情報を真の値とみなして計算で利用することに注意
計算を行った空間線量分布は、TPS 内部で処理及び保持される。

＜Scene 5　線量評価＞

他のシステムへ計算された空間線量情報を伝達する際には、DICOM RT Dose の形式で伝達される事が多い。これはマルチフレーム構造を持った画像と同等の情報として伝達されるため、概念としては、CT 画像と MR 画像の Registration と同様に、CT 画像と RT Structure Set という ROI 空間と、RT Dose といった空間的線量情報を Registration されたものを、任意の表示パラメータを指定して Fusion 表示しているようなものである。

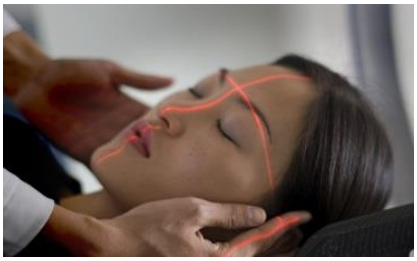


独立したプログラムで評価する場合には、それらがずれずに適正に表現されることが求められる。
同様に Axial：Transverse（横断面）／Sagittal（矢状面）／Coronal（冠状面）へのそれらの情報を重ね合わせて表示して評価を行うが、どの程度までのスムージングを行うことに意味があるかは RT Viewer の「医療機器」としての課題となる。
線量評価は絶対線量だけではなく相対線量の評価も行われる。
また画像解析プログラムを応用して線量解析を行う事も行われている。

＜Scene 6 治療計画の評価＞

任意断面の画像、その画像上に表示される Structure（ROI）、線量分布などの２D 表示、DVH 等の評価ツールによるヒストグラムやそれらから得られる指標や統計情報などから、治療計画の目的が達成されたかを判定

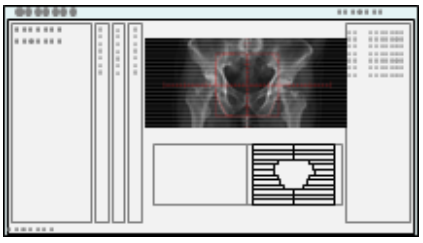
＜Scene 7　Patient Positioning（患者位置決め）＞



照射を行う前に患者を治療寝台にセットアップする。
この行程には、治療計画時の体位の再現、使用する固定具等の適切な配置が含まれる。
患者固定、事前に設定された治療計画基準点への位置調整を行った後、適正に Positioning が行われていることを確認するために、透視画像や CBCT 等の画像が利用される。

＜Scene 8　Patient Positioning Verification（照射位置照合）＞

Patient Verification / Field Verification、つまり適切な治療位置に患者及び治療装置がセットアップされていることを確認するために画像情報が利用される。



照射前／照射中に、EPID の画像と治療計画 DRR 又は事前のシミュレーション画像との位置照合（2D/2D）などがそれにあたるが、2D/2D の Registration による定性的な確認や、骨照合、マーカー照合など、画像処理技術を利用して確認が行われる。
これには 2 方向撮影透視画像を用いたマーカーや骨構造の検出の利用や、体表面のマーカーを用いた一次セットアップの後に内部臓器等の解剖構造を利用した位置調整を行うための超音波画像や CBCT、EPID の利用などがある。2D/2D マッチングや 3D/3D マッチングの利用と言われ、定性的な判定や座標等による定量的な判定が行われ、必要に応じて位置調整が行われる。

照射中のモニタリング

前述の技術の発展系として、照射中のリアルタイムな画像から、事前に指定した情報を検出して、照射タイミングへのフィードバック（ゲーティング）、照射位置補正（動態追尾）、照射続行・中止の判定などを実施。
処理のリアルタイム性、関係システムへのフィードバック情報の伝達などの連携といった、信頼性に加えて処理速度、情報伝達速度が求められる。

＜Scene 9　Multi-Image Series の利用＞

Image Registration 技術を利用

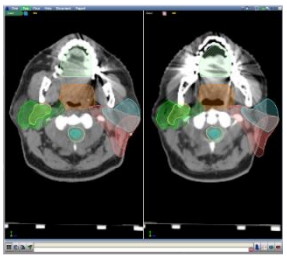
Patient Positioning、Field Verification の項では 2D Registration、3D Rigid Registration の活用のシー

ンを紹介したが、ここではその他のシーンでの利用を踏まえて紹介する
基本的には画像処理技術の性能が結果の信頼性（不確かさ）を大きく左右する。

CT-CT、CT-MR、CT-PET などを利用しての Contouring
計画 CT 上で作成された Contour（RT Structure Set）を、再計画用 CT と Registration を行った後に Resample を行って再計画用 CT へ適用（同一 Modality-Multi Series、Multi-Modality）

4D Imaging (4D CT: CT Series 情報とそれに紐づく呼吸時の位相情報の利用)
各位相の CT Series を Registration し、包括的な画像を生成し、これに対して Contouring を行う。Target の照射野内での存在状況は位相情報から提供可能。画像情報と位相情報とを連動させて利用。

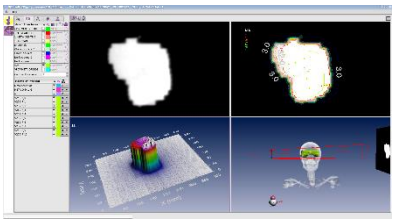
Rigid Registration と Deformable Registration
Primary Image Series（Fixed Image）に対して、Secondary Image Series（Moving Image）に紐づいている RT Structure Set や RT Dose を適用。必要に応じて Resample による新たなオブジェクト（インスタンス）の生成が行われる。



Registration 情報を有している DICOM REG モダリティを利用できるシステムであれば Image Series とあわせて利用が可能だが、汎用 Viewer やシステムで利用できるようにするためには Resample を行って新たなオブジェクトの生成及び伝達が必要。

＜Scene 10 照射記録、評価＞
照射画像による照射線量の推定・評価として以下の利用法があげられる。

- IMRT の Fluence Map（RT Image）と検証用画像との比較検証
- Gel 等に照射、Gel を MRI 等の画像取得し、画像情報から線量を推定（感度特性、画質、空間分解能、・・・）
- 照射された Gafchromic film を解析して照射線量等を評価
- 患者への治療実施時のビームの EPID で取得した情報を、RT Image 等で伝達、画像解析、照射線量の推定。同様に実際に照射した照射野の記録



また QA 系の利用としては EPID を有するシステムにおいて、DICOM RT Image 等で受け取った画像を利用して EPID の性能評価、Gafchromic Film 等を利用して照射野や装置の幾何学的性能の評価といった Machine QA のための画像の利用が行われている。

３．画像利用のまとめ

臓器の領域の特定（ROI 入力)、照射野形状の作成といった、治療計画における幾何学的設定情報の元としての利用で、画質が手動及び領域の自動抽出機能に影響

線量計算時の不均質補正のための CT 値（HU 値）情報の提供といった密度情報の根拠を提供

患者セットアップや照射野照合は、照射の品質保証として利用される。

実際に照射が行われた際の画像情報から、照射線量の評価の利用

４．画像情報の生成、保存、伝達

画像情報は、治療システムが備えている Imaging Device によって取得した Live、Superimpose、ファイル化された画像を利用するケース、他のシステムとの連携によって得られた画像を利用するケースがある

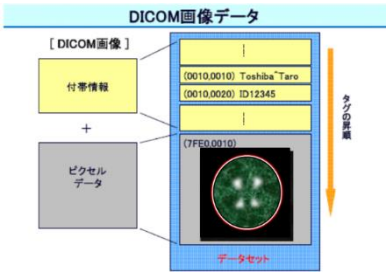
それらの画像はシステム固有のフォーマットで保存される他、JPEG、BMP 等の非 DICOM 画像形式、又は CT、MR、CR、RT Image 等の DICOM 形式として保存される。

画像の保存については、治療システム内のローカルデータベース、専用のサーバー内、ファイルシステムのフォルダー下にファイルとしてなど保存のしかたもシステムごとで異なる。

DICOM 画像として利用する場合には、画像の DICOM オブジェクトとしての利用と、非画像 DICOM オブジェクトとの連携でより有効に利用される。

具体的な例を挙げれば、CT と RT Structure Set、RT Plan、RT Dose の紐付き、REG（Rigid／Deformable Registration）情報の利用でのさらなる紐付きなどである。

＜DICOM 画像＞



DICOM オブジェクトとして取り扱う場合をここで考えてみる。

DICOM オブジェクトは基本的には１スライス１オブジェクトで、透視系であれば、１枚１オブジェクト。CT、MR 等の画像ではマルチフレーム構造の複数スライス１オブジェクトもある。

Tag 情報の集合体として構成され、画素のバイナリデータも Tag の一つ。（70EF,0010）Pixel Data

オブジェクト生成、保存、伝達の際には DICOM のルールに従って行う必要がある。

DICOM についての詳細な情報は、DICOM ホームページ（http://dicom.nema.org/）や、JIRA（日本画像医療システム工業会）のホームページから「DICOM の世界」（http://www.jira-net.or.jp/dicom/index.html）を参照されたい。

＜RT Image＞

SC、XA、CR、RT Image を例に挙げて単純な比較をすると、

いずれの画像もバイナリデータ（70EF,0010）Pixel Data の値は同じとして、

SC は Pixel Spacing の情報がないので、TPS 等のシステムでは寸法を指定しなければ、画像から距離等の情報が得られない。

XA であれば、放射線治療が前提としている BEV での表示ではなく、管球に向って画像面の裏側から見た影絵状態であるため反転処理が必要となる点と、Pixel Spacing の情報がアイソセンター面にバックプロジェクションした寸法が保存されているためにこの値が利用できない。

CR は板状の画像情報として寸法は再現できるが、空間的に治療システムの座標系のどこに位置するかがわからないため治療装置内で割り当てが必要となる。

RT Image は治療系の座標情報やどの Beam に紐づくかの情報を有する。

Image	General Image	C.7.6.1	M
	Image Pixel	C.7.6.3	M
	Contrast/Bolus	C.7.6.4	C - Required if contrast media was used in this image.
	Cine	C.7.6.5	C - Required if multi-frame image is a cine image.
	Multi-frame	C.7.6.6	C - Required if pixel data is multi-frame data.
	Device	C.7.6.12	U
	RT Image	C.8.8.2	M
	Modality LUT	C.11.1	U
	VOI LUT	C.11.2	U
	Approval	C.8.8.16	U
	SOP Common	C.12.1	M
	Common Instance Reference	C.12.2	U
	Frame Extraction	C.12.3	C - Required if the SOP Instance was created in response to a Frame-Level retrieve request

IE	Module	
Image	RT General Image/ Image Pixel/…	他の画像モダリティと同様の情報
	RT Image	Image Type （DRR/PORTAL/FLUENCE/SIMULATOR/RADIOGRAPH） のほか、生成元の Beam 関連情報
	・・・	
	Approve	Image の Approval ステータス

治療計画システムで作成した BEV、治療システムの EPID の画像は治療システムの Beam 情報を含めた RT Image でやり取りできる。また IMRT におけるフルエンスマップもこの形式で保存が出来る。RT Image は、対応する Beam 軸に対して直交しない面の定義も可能である。

【終わりに】

放射線治療領域の各場面において画像を利用するものが非常に多くなってきた。

これらは画像関連の技術が治療システムへの実装や連携されることによって実現されている。

画像処理技術や画像認識等の画像利用技術とあわせて、画像の保存と伝達についても利活用を行う上では重要となる。

DICOM 画像がシステム連携等で用いられているが、これらの連携の一部として画像処理系のプログラムやシステムを開発や利用をする場合には、DICOM のルールやマナーに従って保存や伝達を行うこともあわせて留意しなければいけない。

またこういったシステムを開発や利用する際には、プログラム医療機器に該当する可能性についてもあわせて検討しておくことも必要なことである。

放射線治療領域における画像技術の重要性は今後ますます高まっていくことになるだろう。

最後にこのような機会を与えていただいた白石部会長、構成や内容に助言を頂いた徳島大学の富永先生に、この場を借りてお礼を申し上げます。

放射線治療における画像処理を用いた呼吸性移動管理

大阪国際がんセンター　放射線腫瘍科　**上田　悦弘**

１．はじめに

放射線治療中の腫瘍の移動について把握することの重要性は増してきている。[1, 2]。治療中に腫瘍の移動はいくつかの原因があるが、その原因のひとつは呼吸性移動である。とくに胸部・腹部にある腫瘍は呼吸性移動を伴う。放射線治療において呼吸性移動に対する対策のひとつとして、治療計画時に検出された呼吸性移動を Internal target volume (ITV として定義して、照射範囲を拡張する方法がある。

治療計画時に呼吸性移動を検出する方法のひとつとして 4 次元 CT(4DCT)があげられる[3]。4DCT は CT 撮影時に患者の胸・腹部の呼吸波形と取得して、CT 画像と関連づけることで腫瘍や臓器の呼吸性移動を CT 画像上で観察できる技術である。呼吸性移動は場所によってはループ状軌跡やヒステリシス軌道曲線を呈する場合があると Seppenwoolde ら[4]は報告している。3 次元画像で呼吸性移動を観察できる 4DCT は放射線治療計画において有用であり、いくつかの論文でその有用性が報告されている[5-8]。

しかしながら、近年、治療計画時の 4DCT 上の呼吸性移動は治療中の呼吸性移動を正しく再現できないことが報告された[9, 10]。4DCT の弱点として、検出できる呼吸性移動が 1 周期だけであることがあげられる。著者らもこの 4DCT の弱点に着目しており、4DCT の呼吸性移動と治療中の呼吸性移動の比較を行ってきた。治療中の腫瘍の呼吸性移動は治療ビーム投影されて、動画として観察できる。

動画から呼吸性移動を検出するために使用される画像処理はテンプレートマッチングがよく用いられる[10-12]。ここでは、著者らがテンプレートマッチングを用いて検出した呼吸性移動をどのように放射線治療の現場で活用してきたかを解説する。

２．テンプレートマッチングを用いた呼吸性移動と移動重心の検出

放射線治療装置には患者を透過した X 線を用いて画像を構築する Electronic portal imaging device (EPID)という装置が備わっている。当院では肺定位放射線治療の照射中に EPID を設置して、患者を透過した治療ビームから透視画像(EPID シネ画像)を取得している。シネ画像の各フレームは数 MU

照射される毎に 1 枚のフレームが構築される。1 枚のフレームに使用される MU 値は設定によって変更できるが、この MU 値が大きいと時間分解能が悪くなる。また MU 値が小さいと時間分解が良くなるが 1 回の照射で取得される画像枚数が多くなる。当院の検討では 1 フレームが 0.267 秒で取得された。

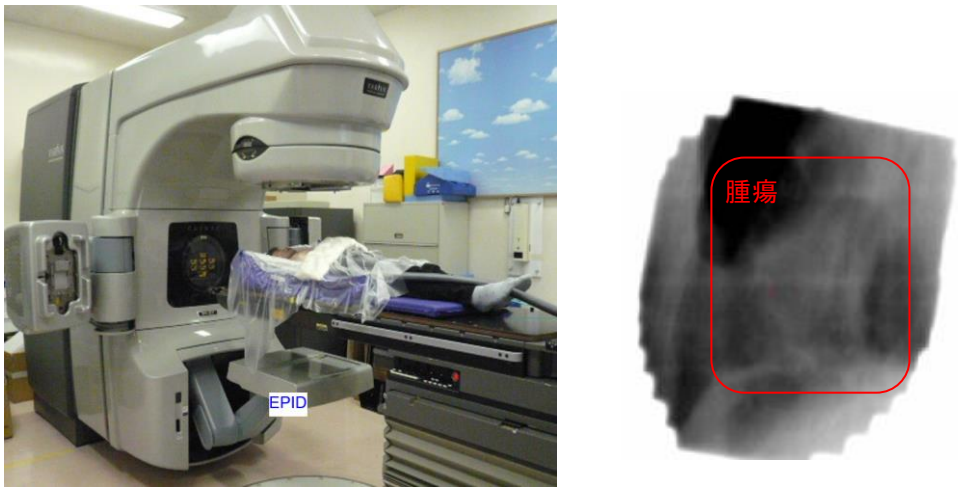


Fig. 1 肺定位放射線治療時における EPID の設置風景と取得した EPID シネ画像上に描出された肺腫瘍

EPID 画像は高エネルギーX 線を用いるため、画像のコントラストが悪いデメリットがある。ただし肺腫瘍においてはビーム角度や腫瘍の位置よっては明瞭に確認できる。著者らの調査では 38%の患者において肺腫瘍が確認できた。そこで明瞭に確認できたシネ画像を用いて肺腫瘍の呼吸性移動を検出するソフトウェアを、LabVIEW2009 を用いて構築した。

ソフトウェアに利用したアルゴリズムはテンプレートマッチングである。ソフトウェアの概略を Fig. 2 に示した。シネ画像の呼気画像から腫瘍に外接する領域をテンプレート画像と定義して、各フレームでラスタースキャンを行い Fig. 2 内の式で決定される係数分布を算出する。算出された分布で最小値の位置がテンプレートと一番類似性が高い位置であり、そのフレームにおける腫瘍の位置と定義した。これを全フレームに繰り返し行うことで、肺腫瘍の呼吸性移動を検出した。Fig.3 に検出した呼吸性移動の一例を示した。本ソフトウェアによって検出した腫瘍中心と手動で検出した腫瘍中心のズレは 0.6 ± 0.4 mm であった。ソフトウェアによって検出した呼吸性移動範囲を Peak to peak motion (PPM)と定義して、腫瘍の移動重心を、各フレームでの腫瘍位置の平均 mean tumor position (MTP)と定義した。

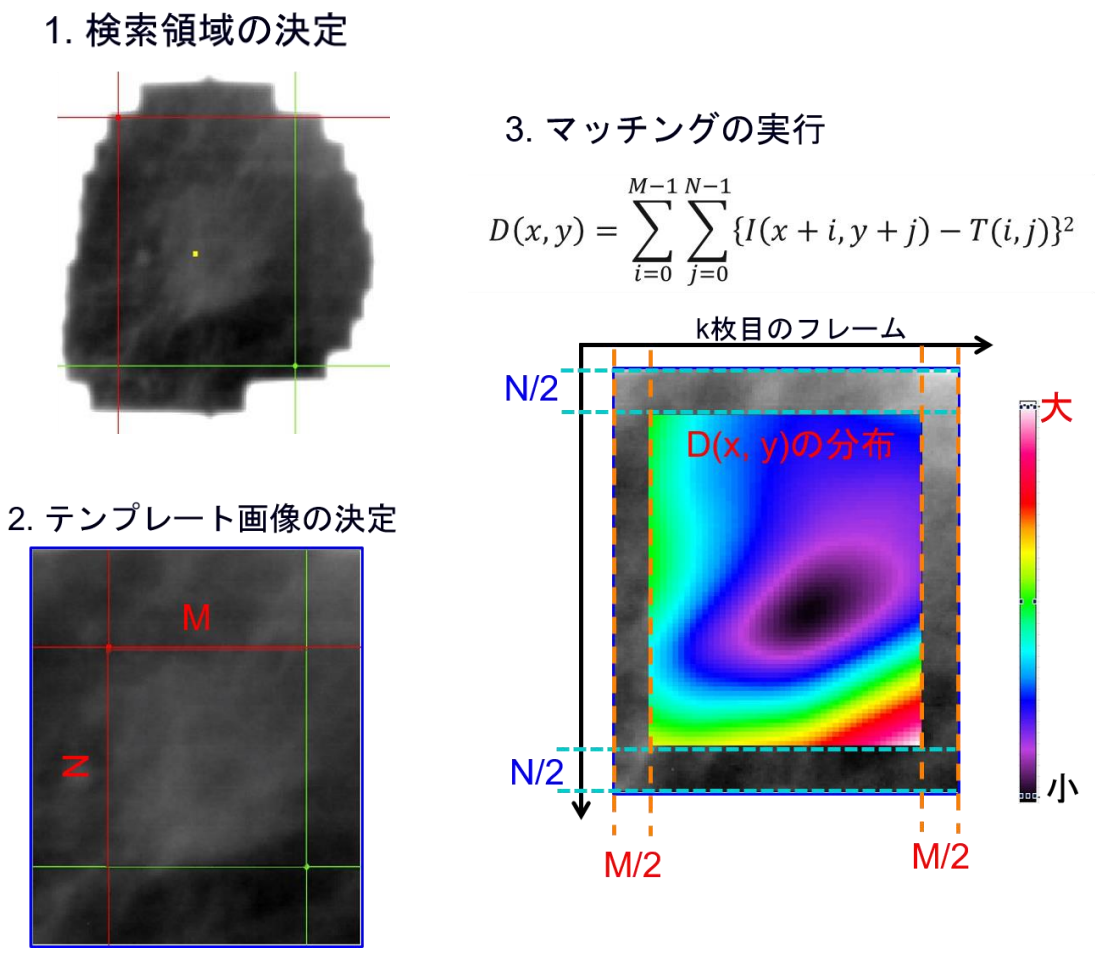


Fig. 2 自作ソフトウェアによるテンプレートマッチングの手順

1. 腫瘍の移動範囲を目視で確認して設定する。
2. 呼気時のフレームから腫瘍に外接する領域をテンプレート画像として設定する。
3. 各フレームに 2 で設定したテンプレート画像をラスタースキャンさせ、テンプレート画像との差分 D(x, y)の分布を算出する。D(x, y)の最小値をフレームにおける腫瘍の位置と定義する。

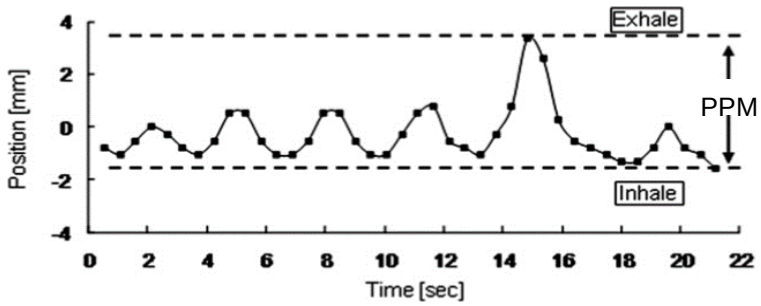


Fig. 3 検出した呼吸波形の 1 例。移動範囲を Peak to peak motion (PPM)として定義した。各フレームの平均値を Mean tumor position (MTP)とした。

当院で行っている肺定位放射線治療は照射前の位置照合は治療計画時の腫瘍位置と治療寝台上で取得する CT 画像の Fusion によって行っている。Shirai ら[13]の検討によると治療寝台上で取得する CT 画像の腫瘍陰影と 4DCT における平均値投影画像(Average intensity projection: AIP)は高い相関があるのを確認しており、当院では AIP 画像を用いて位置照合を行っている。腫瘍同士の位置照合を行っているが、治療中に取得したシネ画像から腫瘍位置の変化や日々の移動パターンが異なることが観察された。そこでシネ画像を解析することで、日々の位置変動・移動パターンの変化を検出した。

治療中に取得したシネ画像から PPM と MTP を治療計画時の 4DCT から算出した PPM と MTP と比較した(Fig. 4)。治療計画中と治療中の移動量には高い相関(R = 0.88)が確認された。PPM の差(ΔM)は 0.9 ± 1.3 mm であり、治療中の PPM の方が治療計画時よりも有意に大きかった (paired t-test: $p < 0.05$)。4DCT 撮影時に大きく乱れたひとつの症例において毎回 5 mm 以上、治療中の動きが大きかったことが確認できた。MTP の差(ΔMTP)は 0.2 ± 2.4 mm であった。

テンプレートマッチングを用いることで、シネ画像から治療中の腫瘍の移動量と移動重心を検出可能であり、さらに治療計画との設定と比較ができた。

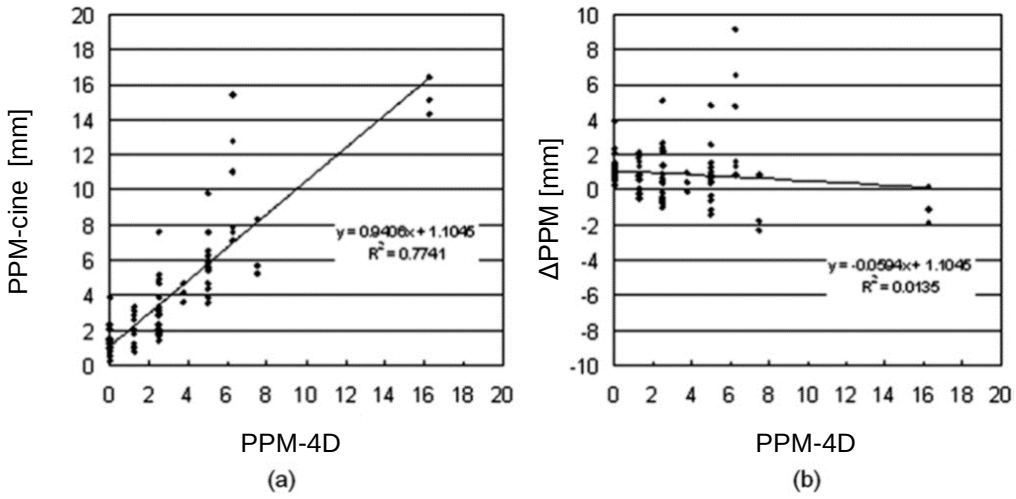


Fig. 4 (a) 治療計画 4DCT と治療時 EPID シネ画像上における PPM の比較。(b) 治療計画時 PPM と PPM の差。

PPM-4D: 治療計画時の PPM。PPM-cine: 治療時の PPM。ΔPPM:治療計画時と治療時

３．呼吸同期信号と呼吸性移動の結合

呼気から吸気の呼吸性移動をすべて ITV として含める照射方法は、患者の呼吸性移動量によっては照射範囲が拡がり正常組織に照射される範囲が増加するデメリットがある。照射範囲の拡大を抑制するため、患者の呼吸に合わせて照射を行う呼吸同期放射線治療が用いられる。呼吸同期放射線治療では患者腹壁の動きを肺腫瘍の移動の代替信号として用いて、腹壁が設定した位置に来た時だけ放射線を照射する方法である。腹壁の動きと肺腫瘍の相関性は高いと報告されている一方で、両移動波形には位相差が存在するとも報告されている[11, 14]。Korrman らは透視画像を用いて、同期照射時の腫瘍位置の変動について報告した。彼らが使用した透視装置では治療寝台上では行われておらず、取得され治療時のセットアップエラーを加味した値ではなかった。そこで著者らは治療ビームで取得する EPID シネ画像から呼吸同期照射を行う方法について検討した。

EPID シネ画像と腹壁の呼吸性移動を検出する装置(RPM; real-time position management system)は、別々のシステムであり、通常、2 つの信号を同期して表示することはできないが、呼吸同期照射をシミュレーションするために検出した腫瘍の呼吸性移動とともに腹壁の呼吸性移動を同期させなければならない。そこで著者らは RPM にて制御された治療ビームを用いてシネ画像を取得することで、両信号を同期させて、任意同期幅で腫瘍を照射したときの腫瘍の位置を検出することに成功した(Fig. 5)[15]。

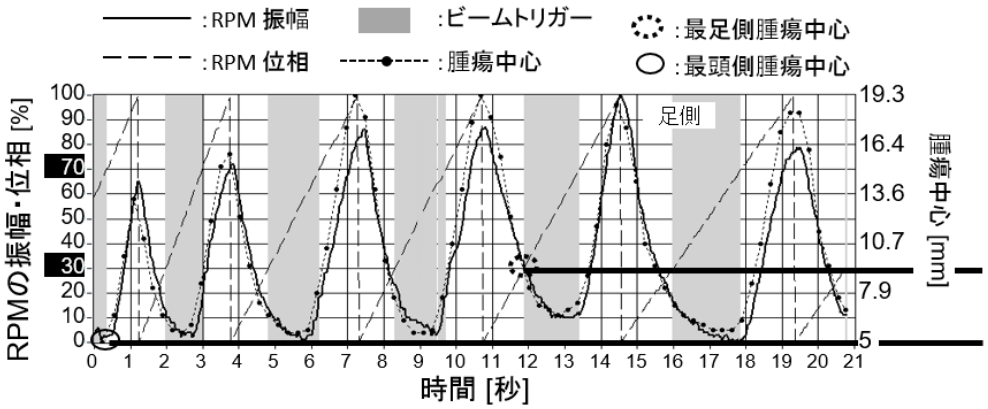


Fig.5　同一時間軸における腹壁の位置と位相情報を含んだ RPM データ(実線;　位置情報、破線;　位相情報)と EPID シネ画像上の腫瘍の呼吸性移動。位相幅 30%から 70%で同期をかけた場合のビームトリガ(■)中の腫瘍の位置を検出した。

両信号が同期させることで、任意の同期幅で照射をおこなった場合の治療中の腫瘍の動きを非同期照射で取得したシネ画像上の肺腫瘍の呼吸性移動からシミュレーションした。検討では 15 名の患者データを用いて、非同期照射時と 50%同期時、30%同期時における腫瘍の位置の変化を頭側足側に

分けて評価した。呼気相の呼吸同期放射線治療では非同期照射・同期照射において頭側の腫瘍の位置変動は同等であった。非同期照射・同期照射において足側の腫瘍位置の変動は頭側よりも有意に大きいことが分かった(paired t-test; $p < 0.05$)。また足側の位置変動が一番大きかったのは 40%同期照射を行った場合であった。

５．まとめ

テンプレートマッチングを用いて治療中に取得する透視画像から、肺腫瘍の呼吸性移動と移動中心を検出した。肺定位放射線治療における腫瘍の呼吸性移動や腫瘍位置の設定通り行われているかを確認した。また、呼吸同期放射線治療における腫瘍位置の変動を非同期放射線治療で取得したデータから算出するシステムを構築した。テンプレートマッチングを用いた呼吸性移動の検出は放射線治療の呼吸性移動を管理する上で重要であることを示した。

６．参考文献

1. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 62: Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU Report 50). Bethesda, MD: ICRU; 1999.

2. Report of AAPM Task Group 76：The Management of Respiratory Motion in Radiation Oncology

3. Keall P. 4-dimensional computed tomography imaging and treatment planning. Semin Radiat Oncol 2004;14:81-e90.

4. Seppenwoolde Y,　Precise and real-time measurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy. Int J RadiatOncolBiol Phys. 2002 Jul 15;53(4):822-34

5. Guckenberger M, Wilbert J, Meyer J, et al. Is a single respiratory correlated 4D-CT study sufficient for evaluation of breathing motion? Int J Radiat Oncol Biol Phys 2007;67:1352-1359.

6. Bissonette JP, Franks KN, Purdie TG, et al. Quantifying interfraction and intrafraction tumor motion in lung stereotactic body radiotherapy using respiration-correlated cone beam computed tomography. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2009;75:688-695.

7. Hugo G, Vargas C, Liang J, et al. Changes in the respiratory pattern during radiotherapy for cancer in the lung. Radiother Oncol 2006;78:326-331.

8. Bosmans G, van Baardwijk A, Dekker A, et al. Intra-patient variability of tumor volume and tumor motion during conventionally fractionated radiotherapy for locally advanced nonsmall-cell lung cancer: A prospective clinical study. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2006;66:748-753.

9. Jiajia Ge, Sanatnam L, Noel C et al. Planning 4-Dimensional Computed Tomography (4DCT)Cannot Adequately Represent Daily IntrafractionalMotion of Abdominal Tumors.Int J RadiatOncolBiol Phys. 2013 Mar 15;85(4):999-1005

10. Ueda Y, Miyazaki M, Nishiyma K, et al Craniocaudal Safety Margin Calculation Based on Interfractional Changes in Tumor Motion in Lung SBRT Assessed With an EPID in Cine Mode. Int J RadiatOncolBiol Phys. 2012 Jul 1;83(3):1064-9.

11. Nakamura M, Narita Y, Matsuo Y, et al. Effect of audio coaching on correlation of abdominal displacement with lung tumor motion. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2009 Oct 1;75(2):558-63.

12. Arimura H, Egashira Y, Shioyama Y et al. Computerized method for estimation of the location of a lung tumor on EPID cine images without implanted markers in stereotactic body radiotherapy. Phys Med Biol 2009 Feb 7;54(3):665-77.

13. Shirai K, Nishiyma K, Katsuda T, et al. Phantom and Clinical Study of Differences in Cone Beam Computed Tomographic Registration When Aligned to Maximum and Average Intensity Projection. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2014;88(1):189-194.

14. Korreman SS, Juhler-Nottrup T, Boyer AL. Respiratory gated beam delivery cannot facilitate margin reduction, unless combined with respiratory correlated image guidance. Radiother Oncol 2008; 86: 61–8.

15. Ueda Y, Ohira S, Isono M et al. Asymmetric margin setting at the cranial and caudal sides in respiratory gated and non-gated stereotactic body radiotherapy for lung cancer. BjR 2016;89:20150499.

Intellectual Discussion

放射線治療 QA・QC のための画像およびデータ処理技術

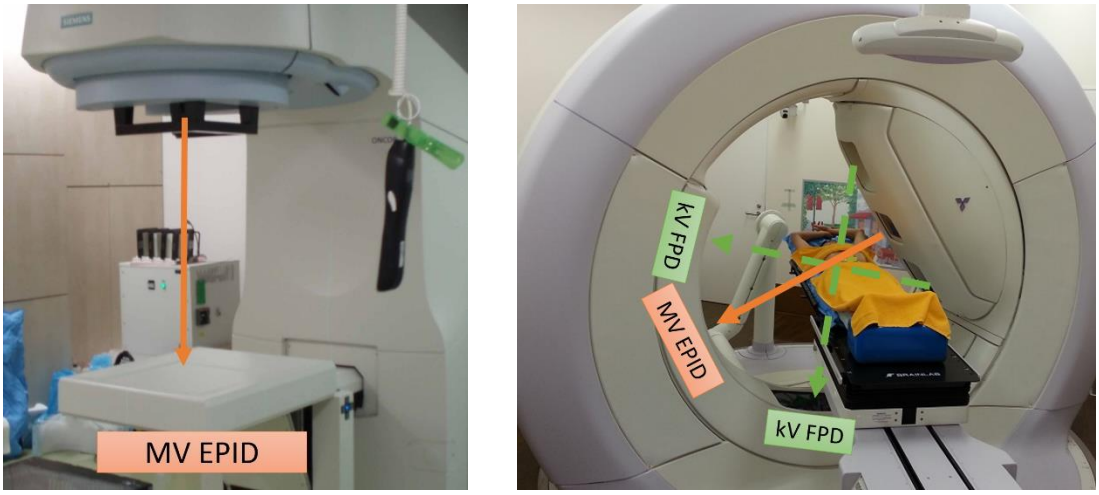
がん・感染症センター都立駒込病院　放射線物理室　**木藤　哲史**

1. はじめに

近年の放射線治療の発展は目覚ましい。特に技術面では multileaf collimator（MLC）を用いた強度変調放射線治療（Intensity Modulated Radiation Therapy; IMRT）や患者の固定精度を高めた定位放射線治療（Stereotactic Radiation Therapy; SRT）または照射前に画像を取得して位置照合する画像誘導下放射線治療（Image Guided Radiation Therapy; IGRT）による治療精度の向上が報告されている[1]。その中で，IGRT を実現するために様々な附属機器が登場しているが， MV 照射ビームを直接撮影可能な Electric Portal Imaging Device（EPID）や LINAC に附属した kV X 線照合装置および Cone beam CT（CBCT）システム等は IGRT 機器の代表である。この IGRT 機器は，患者の位置照合精度の向上を目的として LINAC に搭載可能なシステムとして設計されているため，ハードウェア自体はあまり複雑ではなく，画質の向上は画像フィルタなどのソフトウェアによることが多い。

ところで，放射線治療では治療に関わる全ての装置で品質管理（QC）を実施し，品質保証（QA）をすることが国内の放射線治療 QA ガイドラインにおいて推奨されている[2]。この QC には様々な項目があり，その試験方法も多岐に渡っているため，各施設の品質管理の責任者は精度・効率・頻度・コストを鑑み，品質管理プログラムを策定する必要がある[2, 3]。IGRT 機器は，このような QA・QC に便利なツールとしても用いることができる。

QC の試験には，定規や角度計等の器具からファントムと電離箱やフィルムまたは多次元検出器等を用いるものまで様々であるが，使用機器によっては設置の手間またはコストの問題でその試験を頻回に実施できないことがある。このような問題に対し，EPID，kV X 線照合装置（CBCT システムを含む）等は，LINAC に取り付けられているために設置の手間もかからず簡便で，フィルム測定に比べて少ない MU で実施できる利点があり，上記のような測定機器の代用になる。EPID の利用については，Elmpt らによってレビューがまとめられており，大いに参考になる[4]。本稿では，放射線治療の QA・QC のための画像およびデータ処理に関する技術について，今後の展望を踏まえて紹介する。



(a) (b)

Fig.1　照射装置に搭載されている IGRT 機器。左図は MV ビーム用 EPID を搭載した LINAC（ONCOR impression plus，東芝），右図は MV ビーム用 EPID，kV X 線撮影および CBCT を搭載した LINAC（Vero4DRT，日立製作所）。

2.　放射線治療 QA・QC のためのディジタル画像技術

EPID を QC に用いる場合，まずその特性を把握しなければならない。例えば，筆者の施設で使用している LINAC（ONCOR Impression Plus，東芝）の EPID（OPTIVUE 1000ST）は，検出器サイズが 0.4 mm×0.4 mm で縦横に 1024 個検出器が並んだ構造である。この EPID の収集フレームレートは約 0.3 sec/frame であり，撮影フレームの平均が画像データとなる。この EPID の撮影フレーム数は MU（照射時間）や制御系で異なるが，毎回一定のフレーム数を得ることが難しく，加算値または平均値である画像の再現性は状況によって様々である。そのため，EPID で得られる画像の信号値は相対的な値として利用されることが多い。また，Fig.2 に示すように，EPID の信号値プロファイルは電離箱で測定したアイソセンタ面での線量プロファイルと異なる。更に 1 度目に EPID に照射されたときの電荷情報を消去しきれないまま次の照射を行ったときに，2 度目の画像に 1 度目の信号情報の一部が移りこんでしまう Ghost Effect というアーチファクトが生じることがある。McDermott らによれば，この影響は画像信号に対しておよそ 1～2%程度である[5]。

幾何学的な問題について，画像中心が放射線中心と異なる場合，QC の結果に系統誤差を生じてしまうことに注意が必要である。Samant らは，ガントリ角度によって EPID のパネル位置が変位することを報告している[6]。もっとも，最近の IGRT 対応 LINAC の場合は，これらの誤差を補正することで良好な画像照合精度を有することも多い。

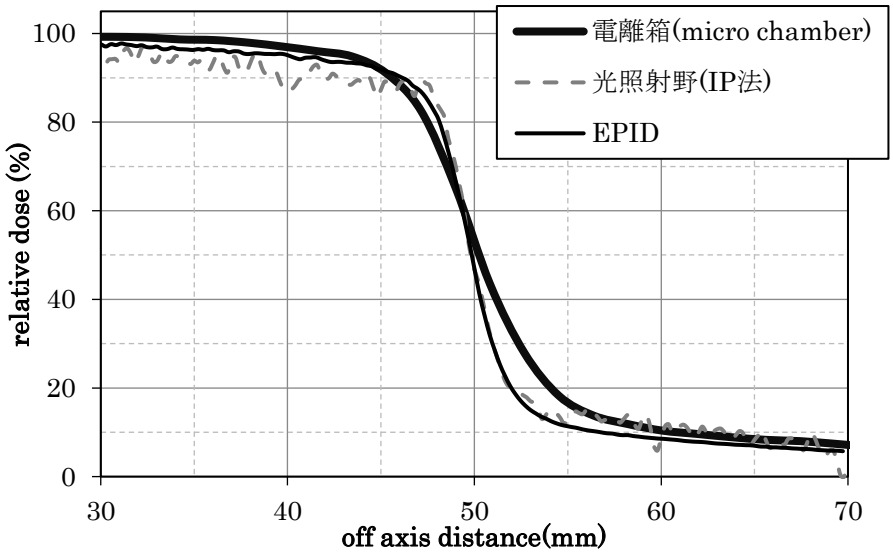


Fig.2　照射野 10 cm × 10 cm の 6MV X 線について，各測定方法で得られた Lateral 方向の軸外プロファイルの違い。EPID のプロファイルは，線源-フラットパネル間の距離を 146 cm にして撮影した画像をアイソセンタ面相当に縮小している。

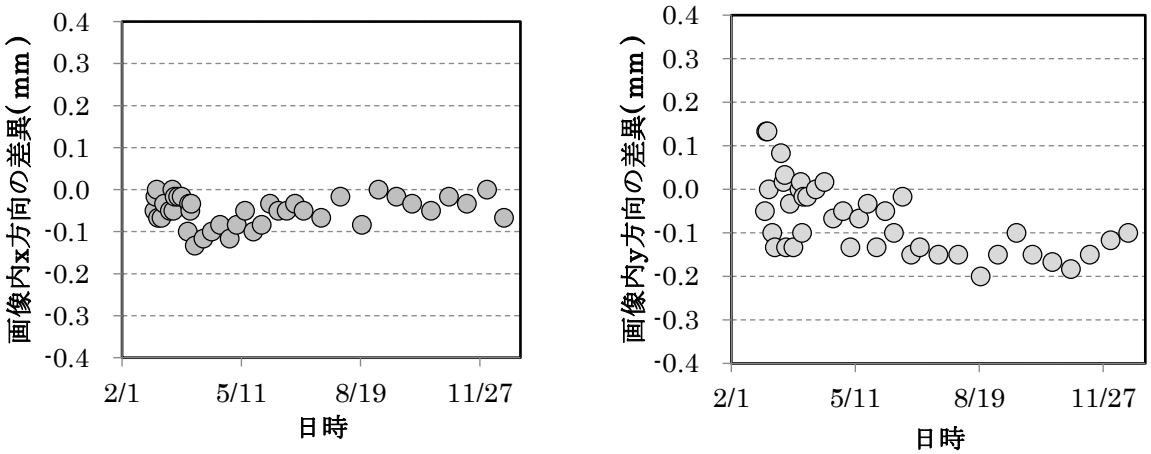
3.　放射線治療の幾何学的 QA・QC のためのデータ処理技術

EPID の幾何学的な QC に対する利用では，放射線照射野中心の確認や MLC の静止位置精度の検証などによく利用されている。本項目ではこれらの QC について述べる。

放射線照射中心位置精度の確認

放射線治療画像の最も基本的な利用法の一つとして，放射線照射野の確認が挙げられる。通常，放射線照射野はフィルムや 2 次元検出器または 3 次元水槽測定機器が用いられるが，その際に並行して EPID で基準とする照射野画像を取得しておけば, その画像と日々の EPID 画像を比較することができるため, EPID のみ使用する簡便な QC 方法を確立することができる。

次に EPID によって放射線中心を計測する方法が挙げられる。LINAC で SRT を実施するにあたり，ガントリや寝台の回転精度を評価する方法として Lutz らによって提案された Winston-Lutz テスト（WL テスト）が知られている[7]。これはアイソセンタに位置した微小球と照射野の位置関係を様々な照射角度から調べる方法であり，測定にはフィルムが主に用いられているが，現在は EPID 画像に対応したアプリケーションが開発されている。Tatsumi らは，定位放射線治療のための QC プログラムとして EPID による WL テストを実施し，29 週間 72 回の計測結果から放射線照射野中心の経時的なズレを確認できたと報告している[8]。また，Vero4DRT では EPID を用いた WL テストと同様のアプリケーションがシステムに搭載されており，ファントムを設置すれば後は照射から解析までを自動で実施できる。この LIANAC の場合は，照射業務開始前には必ず実施し，結果が 0.5 mm 以内に収まっていなければ患者の治療モードに進めない。Fig.3 に Vero4DRT における放射線中心の日々の変化を示す。



(a) (b)

Fig.3　EPID で解析した Vero4DRT における放射線照射中心の日々の変化。(a)は画像内 x 方向，(b)は y 方向の変化。

MLC の静止位置精度の検証

MLC の位置精度は，IMRT の出力や線量分布の精度に大きな影響を及ぼす[2, 9]。従って，IMRT を実施する施設は，定期的に MLC の位置精度の検証をすべきである[2, 3]。MLC の位置精度の検証は，動的に MLC を動かす Dynamic MLC 式の IMRT（VMAT も含む）か，照射中は MLC を静止させる Static MLC 式の IMRT を用いるかで検証法が多少異なるが[3]，どちらの方式でも直接的な計測方法として EPID が利用可能である[6, 10-15]。もっとも，Dynamic MLC 式の場合は MLC の位置情報ログに基づく方法も提案されており[16]，こちらの方法が簡便でより詳細な情報が得られる。

MLC の静止位置精度を EPID で評価する QC 手法の一例として，当院が保有する LINAC（ONCOR Impression Plus, MLC 1 cm 幅 41 対仕様）における EPID（OPTIVUE 1000ST）を用いた MLC QC の方法を紹介する。

まず，横 1 cm×27 cm に MLC でコリメートしたスリット状の照射野を作り，1 cm 間隔をあけて 11 枚撮影し，オリジナルソフトウェア（Visual C++）で解析した。ソフトウェアは EPID で取得したスリット画像を加算し，バックグラウンド成分を差し引いたうえで各 MLC 対プロファイルの各ピークの FWHM を求めることができる。ソフトウェアの画像解析の外観を Fig.4 に示す。更に EPID で解析した日々の MLC の位置精度の変化を Fig.5 に示す。この LINAC の MLC は，ほぼ全ての MLC 対が照射野の狭くなる方向へ変化しており，その変化率は一か月あたりおよそ 0.4 mm と見積もられる。解析値が定期的に急激に変化した日は，MLC の位置のキャリブレーションをメーカサービスに依頼しためである。なお，ビームデータを測定した当時の MLC の FWHM の平均値は 0.970±0.022 cm であった。

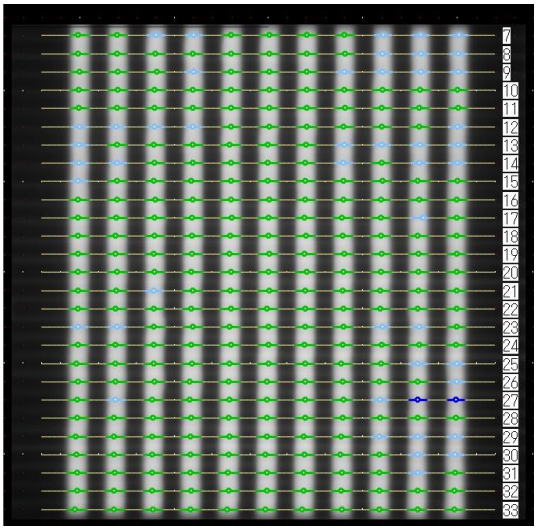


Fig.4 MLC の静止位置精度解析ソフトウェアの外観. 各位置で FWHM に応じて表示色を変えている（青: < 0.9 cm, 水色: 0.9 cm～0.95 cm, 緑:1.0±0.05 cm, 淡赤: 1.0 cm～1.05 cm, 赤: >1.05 cm ）.

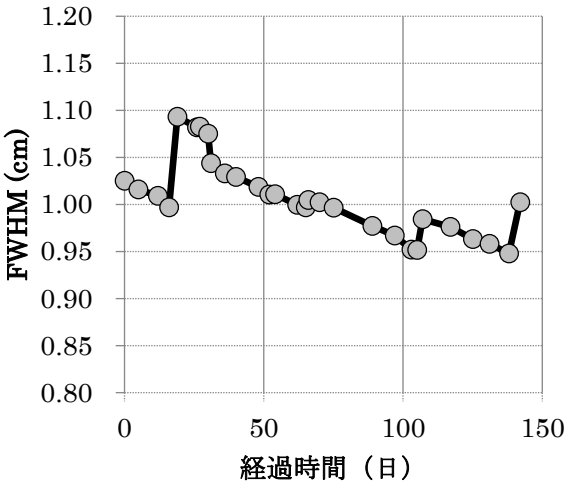


Fig.5　EPID で解析した MLC によるスリットビームの平均 FWHM の日々の変化。

4.　放射線治療の線量計測 QA・QC のためのデータ処理技術

放射線治療の QC における画像の別の利用方法に線量計測が挙げられる[5, 17]。例えば EPIDose（Sun Nuclear 社製）というアプリケーションでは，EPID 画像から高分解能の 2 次元の線量分布検証が可能である。但し，EPID で取得されるデータは吸収線量分布ではなくフルエンスの分布と考えられている[17, 18]。そのため，EPIDose では EPID 画像に幾何学的な修正を施し，EPID 用の照射野係数を荷重し，更にフルエンス分布と吸収線量分布の違いを補正する処理を他の 2 次元検出器の測定値を利用することで行っている。Elmpt らは，この EPID のフルエンス分布と吸収線量分布の違いを補正する重畳積分に必要なカーネルをモンテカルロ計算から求めることで精度が向上すると述べている[19]。

更にこのコンセプトを発展させ，計算によって 3 次元線量分布を再構成することも可能である[4]。例えば Fig.6 に示すように治療計画装置で計算した IMRT の線量分布の検証について，LINAC にファントムを設置して IMRT ビームを EPID で取得し，ファントムによる X 線の減弱を考慮した上で画像をバックプロジェクションすれば 3 次元の線量分布が再構成される。この分布と治療計画装置で計算したファントム内の吸収線量分布と比較することで，電離箱やフィルムまたは多次元検出器を用いなくても患者個々のプランの線量検証が可能である。一方で，この方法で得られた 3 次元線量分布はかなり計算に依存していることから，これで真に患者プランの線量検証となり得るのかという指摘もあり，その是非は意見の別れるところである[18]。

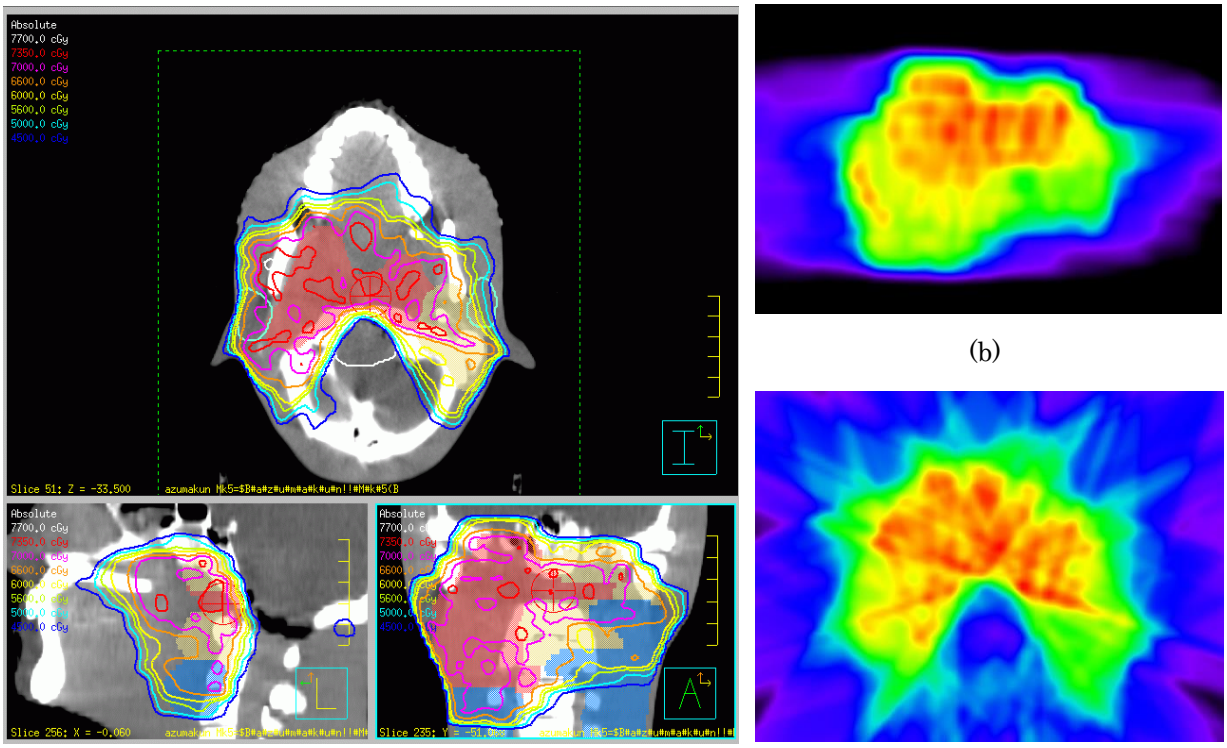


Fig.6　EPID 画像データから再構成した SMLC IMRT (6MV X 線，77 セグメント，9 門)の 3 次元線量分布再構成の例。(a)は治療計画装置（Pinnacle³, Philips 社）の画像，(b)は EPID 画像から再構成した Coronal 面線量分布，(c)は EPID 画像から再構成した Axial 面線量分布。

5.　In-vivo Dosimetry

前述のとおり EPID を用いた検証法には是非の議論があるが，In-vivo dosimetry において重要な役割を果たす可能性がある[18]。In-vivo dosimetry とは，生体内の線量計測のことであるが，これを直接実施するためには実治療中に患者体内に線量計を設置していなければならないため，現状では現実的ではない。そこで，EPID を用いた 3 次元線量分布検証法はこの in-vivo 線量評価の代用になる。また，In-vivo 線量分布をより正しく評価するためには，その日の患者の人体密度情報やセットアップ位置等の情報が必要となるが，これには LINAC に附属されている kV X 線照合装置による cone beam CT（CBCT）を利用することができる。CBCT は画質面で通常の CT 画像に劣るが，適切な画像処理を施すことにより，線量計算に用いる人体密度情報の推定には問題ない程度の精度がある[20-22]。Rozendaal らは，強度変調回転照治療法（Volumetric Arc Therapy; VMAT）を施行した頭頸部患者 20 例について，日々の照合に用いた CBCT と治療ビームの EPID 画像から再構成された 3 次元線量分布を評価し，PTV への日々の線量投与の変化の標準偏差は 2.5%程度と計算した[21]。

6. 終わりに

本稿では，放射線治療の QA・QC のための画像の利用について述べた。放射線治療のおける画像や画像取得装置は，患者の位置を見るだけでなく治療の安全を保証するための測定機器の役割もあることをご理解いただけたら幸いである。特に in-vivo dosimetry は，IMRT，SRT，IGRT に並ぶ次代の重要技術となると筆者は考えている。従って，間接的ながらも EPID によって in-vivo dosimetry の実現可能性が見えたことの意義は大きく，今後の発展が期待される研究分野である。

参考文献

[1] Z.X. Liao, R.R. Komaki, H.D. Thames, Jr.*, et al.*, Influence of technologic advances on outcomes in patients with unresectable, locally advanced non-small-cell lung cancer receiving concomitant chemoradiotherapy, Int J Radiat Oncol Biol Phys, 76 (2010) 775-781.

[2] 日本放射線腫瘍学会, 外部放射線治療における QA システムガイドライン 2016 年度版, 金原出版株式会社, DOI (2016).

[3] E.E. Klein, J. Hanley, J. Bayouth*, et al.*, Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators, Medical physics, 36 (2009) 4197-4212.

[4] W. van Elmpt, L. McDermott, S. Nijsten*, et al.*, A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry, Radiotherapy and oncology : journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, 88 (2008) 289-309.

[5] L.N. McDermott, R.J. Louwe, J.J. Sonke*, et al.*, Dose-response and ghosting effects of an amorphous silicon electronic portal imaging device, Medical physics, 31 (2004) 285-295.

[6] S.S. Samant, W. Zheng, N.A. Parra*, et al.*, Verification of multileaf collimator leaf positions using an electronic portal imaging device, Medical physics, 29 (2002) 2900-2912.

[7] W. Lutz, K.R. Winston, N. Maleki, A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator, International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics, 14 (1988) 373-381.

[8] D. Tatsumi, A. Ienaga, R. Nakada*, et al.*, Quality assurance procedure for assessing mechanical accuracy of a radiation field center in stereotactic radiotherapy, Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai zasshi, 68 (2012) 1333-1339.

[9] T. Losasso, IMRT delivery performance with a varian multileaf collimator, International journal of radiation oncology, biology, physics, 71 (2008) S85-88.

[10] J. Chang, C.H. Obcemea, J. Sillanpaa*, et al.*, Use of EPID for leaf position accuracy QA of dynamic multi-leaf collimator (DMLC) treatment, Medical physics, 31 (2004) 2091-2096.

[11] Y. Yang, L. Xing, Quantitative measurement of MLC leaf displacements using an electronic portal image device, Physics in medicine and biology, 49 (2004) 1521-1533.

[12] G.J. Budgell, Q. Zhang, R.J. Trouncer*, et al.*, Improving IMRT quality control efficiency using an amorphous silicon electronic portal imager, Medical physics, 32 (2005) 3267-3278.

[13] S.J. Baker, G.J. Budgell, R.I. MacKay, Use of an amorphous silicon electronic portal imaging device for multileaf collimator quality control and calibration, Physics in medicine and biology, 50 (2005) 1377-1392.
[14] M.F. Clarke, G.J. Budgell, Use of an amorphous silicon EPID for measuring MLC calibration at varying gantry angle, Physics in medicine and biology, 53 (2008) 473-485.
[15] Y. Li, L. Chen, J. Zhu, *et al.*, A quantitative method to the analysis of MLC leaf position and speed based on EPID and EBT3 film for dynamic IMRT treatment with different types of MLC, Journal of applied clinical medical physics, 18 (2017) 106-115.
[16] A.M. Stell, J.G. Li, O.A. Zeidan, *et al.*, An extensive log-file analysis of step-and-shoot intensity modulated radiation therapy segment delivery errors, Medical physics, 31 (2004) 1593-1602.
[17] C. Lee, F. Menk, P. Cadman, *et al.*, A simple approach to using an amorphous silicon EPID to verify IMRT planar dose maps, Medical physics, 36 (2009) 984-992.
[18] W. van Elmpt, G.A. Ezzell, C.G. Orton, Point/Counterpoint. EPID dosimetry must soon become an essential component of IMRT quality assurance, Medical physics, 36 (2009) 4325-4327.
[19] W.J. van Elmpt, S.M. Nijsten, R.F. Schiffeleers, *et al.*, A Monte Carlo based three-dimensional dose reconstruction method derived from portal dose images, Medical physics, 33 (2006) 2426-2434.
[20] I. Yohannes, H. Prasetio, K. Kallis, *et al.*, Dosimetric accuracy of the cone-beam CT-based treatment planning of the Vero system: a phantom study, Journal of applied clinical medical physics, 17 (2016) 6194.
[21] R.A. Rozendaal, B.J. Mijnheer, O. Hamming-Vrieze, *et al.*, Impact of daily anatomical changes on EPID-based in vivo dosimetry of VMAT treatments of head-and-neck cancer, Radiotherapy and oncology : journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, 116 (2015) 70-74.
[22] R.A. Rozendaal, B.J. Mijnheer, M. van Herk, *et al.*, In vivo portal dosimetry for head-and-neck VMAT and lung IMRT: linking gamma-analysis with differences in dose-volume histograms of the PTV, Radiotherapy and oncology : journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, 112 (2014) 396-401.

Intellectual Discussion

粒子線物理を知らなくても、画像処理から重粒子線治療へのアプローチしてみよう

放射線医学総合研究所　森　慎一郎

放射線治療、粒子線治療技術は、治療計画、線量測定、照射技術、医療情報、画像取得など、多岐にわたる分野が関与している。特に、近年は画像誘導治療(IGRT)が商用治療装置に導入され、臨床現場で使用されることが通常となっている。国内外とわず、放射線治療施設が増加している。それよりも規模は小さいが粒子線治療施設も増加している。世界中で 70 を超える粒子線治療施設が稼働しており、日本だけでも 15 施設を超えている。医療装置の価格と稼働装置数は比例関係を示す傾向があり、診断装置のほうが治療装置よりも稼働数が多い理由にも関係しているとも考えられる。それ故、画像診断機器メーカは、多くの人件費と開発費を投資することで技術競争が活発となり、その結果、より性能が高くユーザフレンドリな製品を世の中に流通することができた。一方、一昔の治療領域は、照射技術と治療計画が花形であり、他分野からは敷居が高い固着観念が存在していた。それ故、診断領域から治療領域への関与が少なかったのではないかと、個人的には感じている。

しかし、放射線治療の最初のプロセスは、治療計画用の画像取得である。2 次元治療計画の場合は X 線画像であり、3 次元治療計画の場合は CT 画像である。治療計画は、その治療が終了するまで参照される基準情報を含んでおり、その重要性はとても大きい。

また、画像の画素値自体は単純な数値の羅列であるが、これを 2 次元以上の配列に並べることで、大きな意味をもたらすことができる。良い例ではないかもしれないが、一般に CT 画像は、512x512pixel に並べられることで 2 次元画像と言われているが、画像情報学では、262144 次元という言い方をする。しかし、無意味な画素もあるため、そのままこの膨大な情報量を人が得られると言うことではない。医療スタッフが、医療画像を注視してもそこから得られる情報量には限界がある。これにより患者が不利益を被る可能性もある。

治療で用いる医療画像から、医療スタッフが気づかない、または、医療スタッフが必要としている情報を提示する技術が、治療領域における画像処理である。これは、診断領域でも同じことが言えるであろう。私が診断領域から治療領域へ移った経験からも、画像処理技術は、治療領域と診断領域では大きな差はないと感じている。

これらを踏まえ、第 82 回画像部会シンポジウムでは、粒子線治療のワークフローにそって、粒子線物理を述べずに、各治療プロセスでどのような画像処理技術が用いられているかを紹介する。

技術紹介

タブレット型超音波画像診断装置　SonoSite iViz

富士フイルムメディカル株式会社　超音波事業推進部　**山崎　延夫**

【はじめに】

超音波画像診断装置が小型化され、小型の装置でも十分な性能が得られるようになった、2000 年ころからベッドサイドでの超音波診断が広まっていった。Bed-sided Ultrasonograhy と呼ばれていた。2011 年に New England Journal of Medicine 誌へ投稿されたレビュー論文で、Point-of-Care Ultrasonography という言葉が使われ、この呼び方が世界中に広まった。POCUS と略称される。
Point-of-Care という言葉は、1980 年ごろより患者記録や血糖値などの検査を、ベッドサイドで施行する意味で用いられてきた。POCUS の概念は、患者のベッドサイドで医師が自ら施行する目的指向型の超音波診断である。患者状態が不安定なときの確認や、治療の方向性を決定するために施行するため、超音波診断を専門にしない臨床医が、短時間に検査して結論を出すことが求められる。
このため、ベッドサイドに携帯できる小型の超音波画像診断装置といえども、高い画像性能、特に超音波診断の初心者にも見やすい画像が要求される。
ここでは、タブレット型超音波画像診断装置　SonoSite iViz に採用されている高画質イメージング技術について紹介する。

【富士フイルムソノサイトと POCUS】

1999 年、ソノサイト（米国ワシントン州）が携帯型超音波画像診断装置の製品化に成功した。SonoSite 180 である。B モード、パワードプラが撮れて、バッテリで駆動できる。重さは 2.4 kg。
1990 年代の終わりといえば、超音波メーカー各社は、新しいイメージング技術、新しい機能の開発に躍起になっていた。その技術が搭載される超音波機器は 200 kg を超えていた。
そんな時代に、ソノサイトは各社がしのぎを削っていた新技術・新機能開発競争には参戦せず、超音波機器を徹底的に小型化する技術の開発に舵を切った。他社とは 180 度異なる、真逆の方向に開発を進めて誕生させた、SonoSite 180。そのネーミングには、「他社とは違う」という当時の開発者の熱い思いが込められていた。ソノサイトは、その後も携帯型の超音波画像診断装置を次々と製品化してきた。
ソノサイトが牽引して超音波機器が小型化され、小型の機器でも十分な性能が得られるようになると、2000 年ころからベッドサイドでの超音波診断が広まっていった。
麻酔科医が行う超音波ガイド下末梢神経ブロックは、1990 年代に欧州で応用が始まり、2000 年以降から世界規模でこの手技の認知と普及が進んだ。その教育のお手伝いを続けてきたのがソノサイトである。
救急医療の現場では、外傷、内因性を問わず、ショックの原因を系統的に超音波で検索する“RUSH”プロトコールが普及してきている。この手技を提唱した救急科の医師、Diku Mandavia は、ソノサイトの上席副社長兼チーフメディカルオフィサーを務めている。
このようにソノサイトは POCUS の発展と共に歩んできた。POCUS 発展の歴史はソノサイトの歴史と言っても過言ではない。ソノサイトは、2012 年に社名が富士フイルムソノサイトに変わった。

図 1　SonoSite 180（左）と、POC の現場で活躍する携帯型超音波画像診断装置（右）

【超音波プローブの構造】
超音波画像診断装置の性能に大きく影響を及ぼす超音波プローブの音響特性を向上させることが、画質を改善する有効な手段であることは明白である。超音波プローブの基本構造は、「圧電素子（振動子)」・「バッキング材」・「音響整合層」・「音響レンズ」から 成り立っている。
1) 圧電素子（振動子）の役割
超音波プローブは、トランスデューサ（変換器）とも呼ばれる通り，圧電現象を利用して電気エネルギーと超音波エネルギーを相互に変換するデバイスである。圧電素子は、超音波を発生する重要な部分である。圧電素子の両側に電極を貼り付けて、電圧を加えると素子が伸縮を繰り返して振動し、超音波が発生する。一方で圧電素子に外部から振動（超音波）が加わると電圧が発生する。圧電素子には圧電セラミック（PZT：チタン酸ジルコン酸鉛）が広く利用されている。
2) バッキング材の役割
圧電素子の後方にバッキング材（吸音材）を入れて、余分な振動を抑えることにより、超音波のパルス幅が短くなり、画像の距離分解能が向上する。
3) 音響整合層の役割
圧電素子の音響インピーダンスは約 30 MRayls、生体の音響インピーダンスは約 1.5 MRayls と大きな差があり、超音波を生体に効率良く伝達させるには、電気回路同様に、あいだに中間的物質を入れて音響的な整合をとる必要がある。そのために、従来プローブの多くは 1～2 層の音響整合層を設けてギャップを解消している。音響整合層の材料としては、さまざまな樹脂材料を工夫して、音響インピーダンス値を調整し、整合を取っている。
4) 音響レンズの役割
音響レンズはプローブ先端についているグレー色のゴムのような部分である。プローブから出力された超音波は、光のように広がって進んでしまう。広がってしまう超音波をスライス方向に集束させ、分解能を向上させる、いわばレンズの役割をする。音響レンズには、生体適合性があり、音響インピーダンスが生体に近い、シリコーンゴム材が多く用いられている。

【超音波プローブの音響特性を向上させる技術、DirectClear】
その 1：3 層音響整合層
富士フイルムソノサイトは、音響整合層間の超音波の透過効率をさらに高めるため、これまで 2 層であった音響整合層を 3 層に増やす技術を開発した。製品化には音響インピーダンスを 3 段階に徐々に下げていく樹脂材料の開発に加えて、接着技術の開発がキーとなった。音響整合層の材料層間にあるのは、厚さ 1μm にも満たない接着層である。接着層はその厚みのばらつきが、音響特性に大きく影響を与えるため、均一でかつ薄い層を形成することが重要である。接着技術のブレークスルーが 3 層音響整合層の実現を可能にしたといっても過言ではない。
3 層音響整合層により、従来の超音波プローブと比較して、より広帯域、より高分解能が実現した。

その 2：デマッチング層
一般的な超音波プローブは、余分な振動を抑えて、超音波のパルス幅を短くするために、圧電素子の後方にバッキング材を入れて、後方に発生する不要な超音波を吸収、減衰させている。しかしこれは，電気から超音波へ変換されたエネルギーのほぼ半分が、バッキング材により抑制、減衰されられてしまうことを意味する。富士フイルムソノサイトは、圧電素子とバッキング材との間にデマッチング層を挿入する技術を開発した。デマッチング層は、これまでとは正反対の発想で、後方への超音波エネルギーを生体方向にはね返して、有効に利用することを意図した技術である。
デマッチング層の追加により、従来の超音波プローブと比較して、ペネトレーションの向上が実現した。

超音波プローブの構造の模式図を図 2 に示す。左は従来のプローブ、右は、SonoSite iViz のセクタプローブ P21v で採用されている新技術を示す模式図である。我々はこの新技術を、「DirectClear」と総称している。
図 3 は、パルスエコー法により測定した平板からの反射波である。左は時間領域表示、右は周波数領域表示。黒線は従来技術で構成されたセクタプローブ P21x、赤線は、DirectClear を採用した SonoSite iViz のセクタプローブ P21v である。
P21v では、従来の P21x と比較して受信波形の振幅が顕著に増大している。臨床画像ではペネトレーシ

ョンが向上することが示唆される結果である。実際には、従来の P21x でもペネトレーションは十分に確保できているため、P21v で P21x と同等のペネトレーションを得るのに、送信電圧を下げて消費電力を低減させることができた。これは、タブレット型の SonoSite iViz にとってとても都合がよいことである。さらに、周波数応答（図右）において、−6 dB 比帯域は、従来プローブ P21x の 75%に対して、SonoSite iViz の P21v では 106%に向上している。臨床画像では距離分解能が顕著に向上することが示唆される結果である。

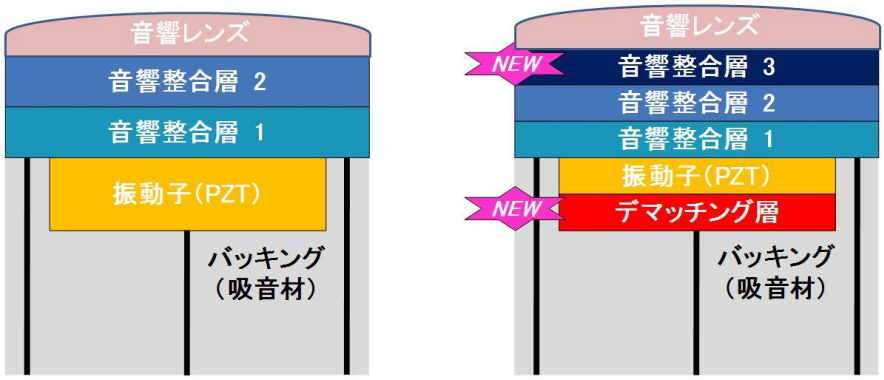


図 2　超音波プローブの構造の模式図。左は従来のプローブ、右は、DirectClear プローブ

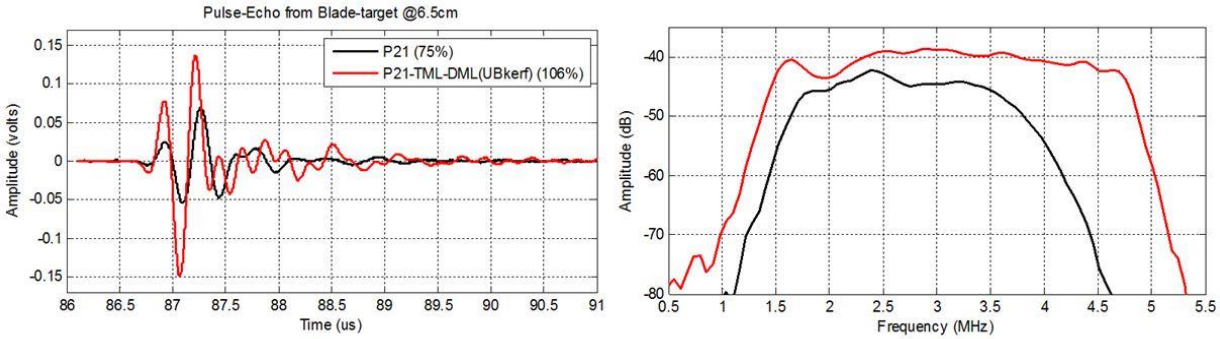


図 3　パルスエコー法により測定した平板からの反射波。左は時間領域表示、右は周波数領域表示
黒線：従来技術のセクタプローブ P21x、赤線：　SonoSite iViz のセクタプローブ P21v

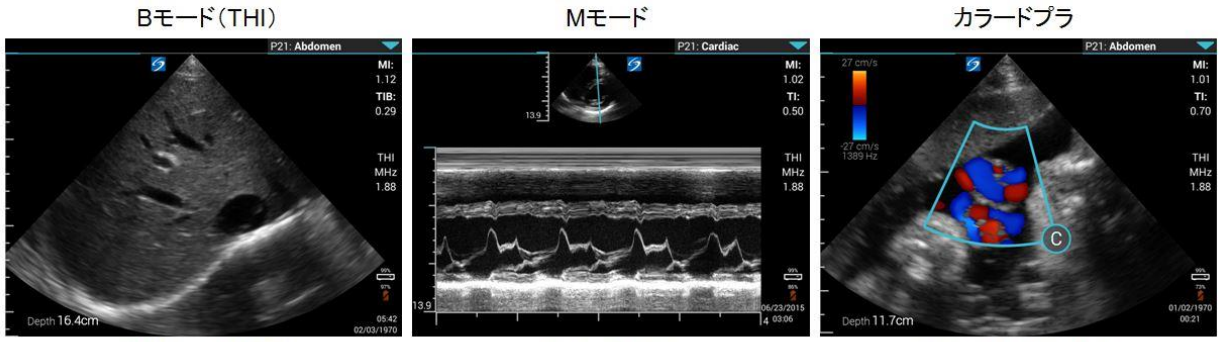


図 4　SonoSite iViz のセクタプローブ P21v で取得された画像例

【スペックルノイズを低減させる技術、SonoHD3】
超音波の画像にはスペックルと呼ばれるノイズが重畳されている。スペックルは散乱体からの散乱信号の位相干渉が原因で発生することが知られている。スペックルは散乱体の空間分布の情報を間接的に反

映してはいるが、形態学的な観点からはノイズと言ってよい。スペックルノイズは、超音波の干渉によって、実際には存在しない粒状または黒抜けのパターンとして画像全域に生じるため、超音波画像に不慣れな人にとっては画像の視認性を大きく損なう要因となる。このことは、超音波診断を専門としない臨床医が、短時間に検査して結論を出すことが求められる、POCUS の現場で特に問題である。
これまで超音波の画像からスペックルノイズを低減する試みはいろいろ行われてきたが、実用化された例は少ない。スペックルノイズは微小（0.数 mm～2mm 程度）なため、一般的画像処理技術でスペックルを除去しようとすると、小血管や組織の境界まで除去してしまったり、実際の構造物を強調する過程でスペックルまで強調されてしまうこともある。
富士フイルムは、X 線画像で培った画像処理技術（マルチ周波数処理）を応用して、超音波画像に特化させた高度な画像処理アルゴリズム「Clear Visualization」（図 5）を開発した。ラップトップ型超音波画像診断装置 FUJIFILM FC1-X は、本アルゴリズムを持つ超並列 MPU を搭載し、コンパクト機ながら、①組織の境界、小さな構造物を損なうことなく、スペックルノイズを低減し、②大きな構造物、組織間のコントラストを効果的に強調、③画像のムラを低減して組織の均一性の向上することで、より鮮明な画像を得ることができる（図 6）。

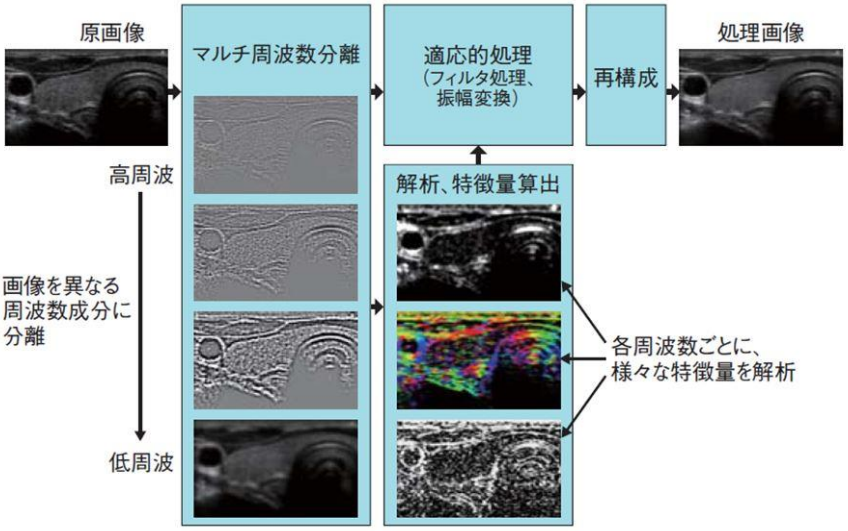


図 5　画像処理アルゴリズム「Clear Visualization」

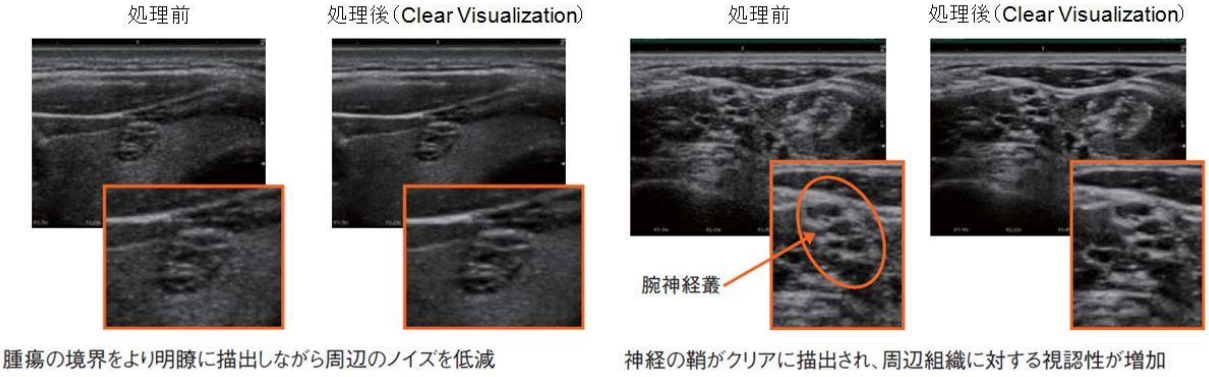


図 6　Clear Visualization によるスペックルノイズ低減効果

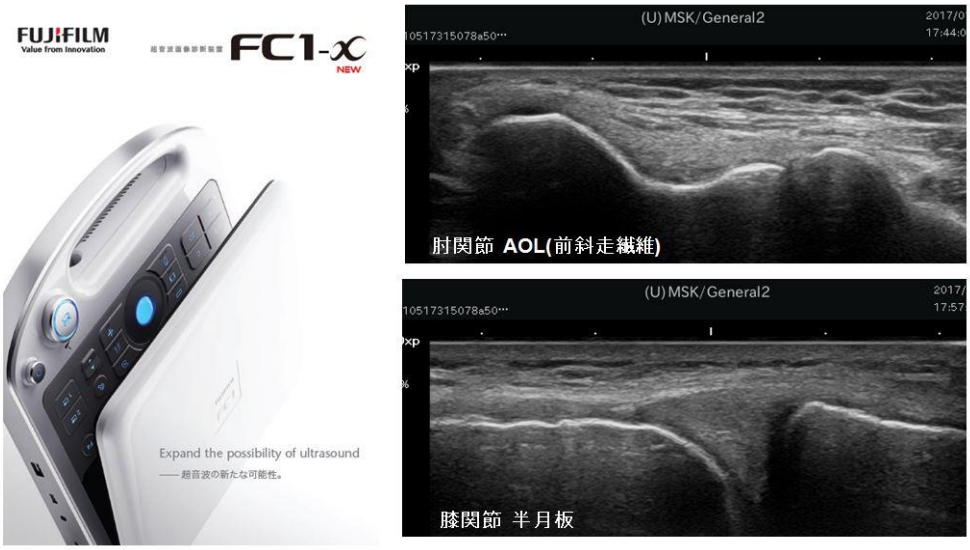


図 7　ラップトップ型超音波画像診断装置 FUJIFILM FC1-X

SonoSite iViz では、FC1-X に搭載されているスペックルノイズ低減アルゴリズム「Clear Visualization」と同種の処理である「SonoHD3」を搭載している。この SonoHD3 は、FC1-X よりもっと小さな筐体の中で、さらに低消費電力でリアルタイム処理できるように、一部機能を制限しつつも、軽量化に工夫されたアルゴリズムとなっている。SonoHD3 アルゴリズムによるスペックルノイズ低減の効果の一例を図 8 に示す。なお、ここに示した画像は、SonoHD3 の効果を検証するためのシミュレーション画像で、実際に SonoSite iViz で取得された画像ではない。

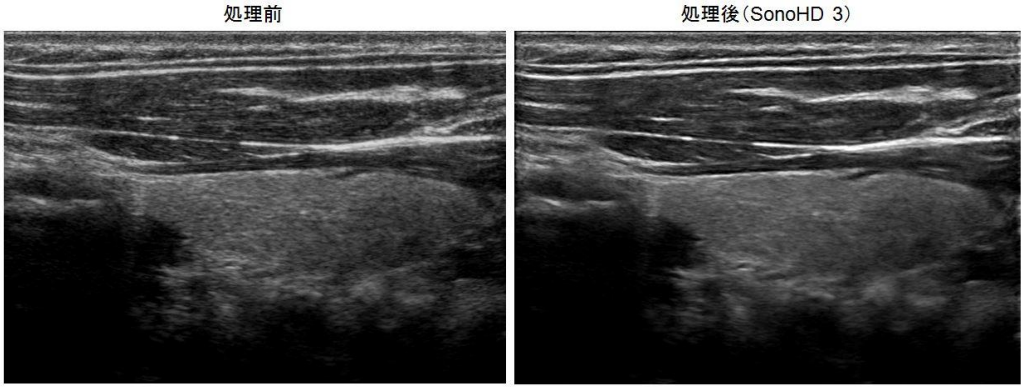


図 8　SonoHD3 によるスペックルノイズ低減効果

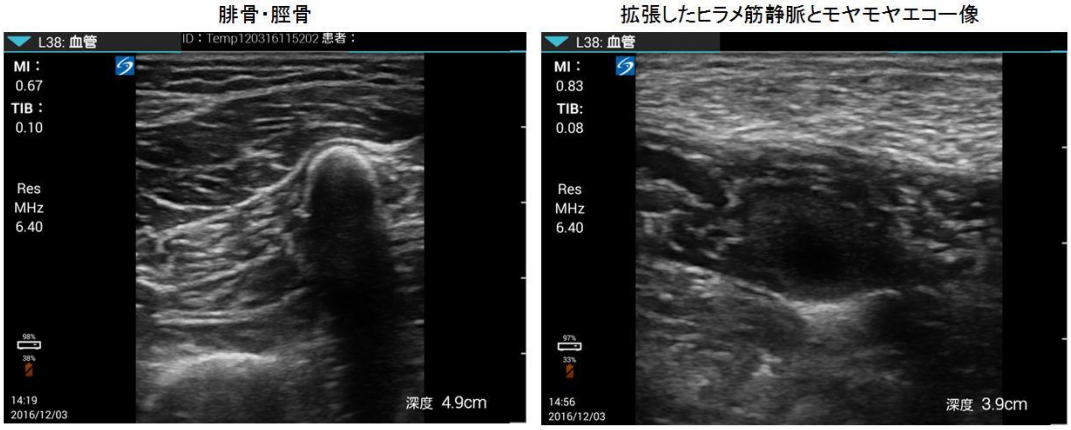


図 9　SonoSite iViz で得られた症例画像

SonoSite iViz を用いた膝下の深部静脈超音波検査で実際に取得された画像例を図 9 に示す。スペックルノイズが効果的に低減されている、一方で組織の境界、小さな構造物は高分解能で描出されている。さらに、B モードで血流がうっ滞している様子が鮮明に観察でき、もっと大型の超音波画像診断装置の画像と比較しても遜色のない画質が得られた。

【SonoSite iViz】

SonoSite iViz は、本体の重さが約 585g（バッテリ含む）の小型・軽量なタブレットタイプの超音波画像診断装置である。病院内では医療従事者が病棟および外来診察室などに手軽に持ち運ぶことができるほか、在宅医療、救命救急、僻地・災害医療においても優れた携帯性を発揮する一方で、診断しやすい 7 インチの画面サイズを両立させている。検査時には、本体を片手で保持しながら親指だけで画像の調整ができ、ピンチやスワイプなど直感的な操作で検査を進めることもできる。画像の良さ、見やすい画質が追求されていて、富士フイルムソノサイトが新開発した、DirectClear 技術を採用したプローブ、およびスペックルノイズを低減する画像処理回路 SonoHD3 が適用されている。

超音波検査で最も汎用される B モードに加えて、心臓の弁や壁など動きのある部位を時系列で観察できる M モード、血流の異常の有無と程度を観察できるカラードプラモードに対応。対象物の距離や容積の計測機能など、豊富な機能を備えており、幅広い診療科で活用いただける。

また、SonoSite iViz には、カメラ機能が標準搭載されている。救急や在宅診療の現場で患者の意識状態や外傷の状況、病状などを静止画や動画で撮影することができ、超音波画像を用いた診断だけでなく、医療の現場で求められるニーズに広く応えることができる。さらに WiFi 接続機能を搭載しており、セキュアなネットワーク環境下で検査画像を送信する機能を有している。

この製品の外観と主な仕様を図 10 に示す。

名称	SonoSite iViz
認証番号	227ADBZ100208000
外形寸法・重量	183mm x 117mm x 27mm／585g（バッテリ含む）
モニター	7インチ／178mm　1920 x 1200 ピクセル　タッチスクリーン
アーキテクチャ	Android OS、SonoHD3
走査方式	電子セクター走査、電子リニア走査
表示モード	Bモード、Mモード、カラードプラモード
電源	充電式交換可能リチウムイオンバッテリ
バッテリ駆動時間	スタンバイ状態：約8時間／連続使用時：約1時間

名称	SonoSite iViz P21vプローブ
周波数帯域	5～1MHz
用途	腹部、心臓、肺、産科
	DirectClear

名称	SonoSite iViz L38vプローブ
周波数帯域	10～5MHz
用途	筋骨格、神経、表在、血管、乳腺

図 10　SonoSite iViz 本体、プローブの外観および主な仕様

【おわりに】

軽量・コンパクトで携帯性に優れ、操作が簡単で、診断しやすい高画質を提供し、カメラ機能や WiFi 接続機能まで搭載した、タブレット型超音波画像診断装置　SonoSite iViz に採用されている高画質イメージング技術の中から、超音波プローブの音響特性を向上させる DirectClear、およびスペックルノイズを低減して超音波画像に不慣れな人にも見やすい画像を提供する SonoHD3 について紹介した。

技術紹介

SOMATOM Confidence RT Pro with DirectDensity™

シーメンスヘルスケア株式会社　アドバンスドセラピー事業本部放射線治療事業部

プロダクトマネージャー　谷川　光

図 1. SOMATOM Confidence RT Pro

シーメンスヘルスケアでは、平成 29 年 4 月より SOMATOM Confidence RT Pro の販売を開始した。図 1.

シーメンスヘルスケアは、医療機器のリーディングカンパニーとしての責務を果たすべく先進的かつ積極的な製品開発を進めており、同時にユーザーからの多様なニーズに応えるべく製品ラインナップの充実に努めている。

放射線治療分野においては、バリアンメディカルシステムズ社とのパートナーシップの元、イメージングの力で放射線治療の高精度化に貢献すべく積極的な製品開発を進めている。

本稿を記すにあたり頂いた命題である放射線治療計画用途の CT へのニーズについては、平成 29 年 4 月時点での販売 CT 機種の全てに AAPM（American Association of Physics of Medicine：米国医学物理学会）Task Group 66 による精度基準をクリアする高精度テーブルを組み合わせ可能として

おり、中でも先行機種である SOMATOM Definition AS Open は、80cm 開口径かつ 80cm FOV の基本ディメンション、フレキシブルかつ信頼度が高い呼吸同期撮影機能などにより、特に高い評価と実績を獲得している。

SOMATOM Confidence RT Pro は、SOMATOM Definition AS Open の上位機種として位置付けるべく開発された All New Brand のマルチスライス CT であり、20 スライス/64 スライスから選択可能なラインナップを持つ。

また、診断、放射線治療計画、IVR（Interventional Radiology ）など、それぞれの目的に対応する豊富なオプションをそろえるほか、それらの兼用機としての運用ニーズにもフレキシブルに対応可能である。

外観上はシーメンスヘルスケアの最新機種に共通した、直観的な操作を可能とするタッチパネルをガントリー前面左右に備え、さらにオプションでガントリー背面左右への追加が可能である。ガントリー背面側で操作が多い放射線治療計画用撮影時にも特に有用であると考えている。

内部コンポーネントの特長としては、デジタル技術を高度に適用した検出器である Stellar RT Detector（図 2.）を搭載したことが挙げられる。これは新開発の放射線治療計画用画像再構成技術である DirectDensity™（詳細は後述）の動作において必須なものであり、かつ放射線治療計画用の新たな CT 画像の可能性を切り開くキーデバイスである。

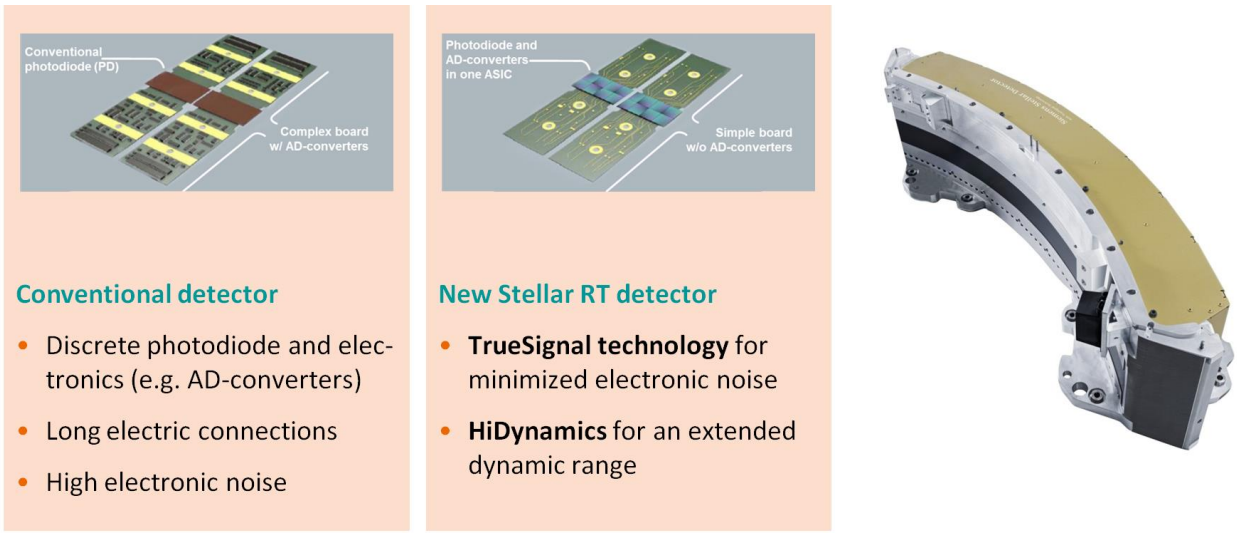


図 2. Stellar RT Detector

以下、SOMATOM Confidence RT Pro の開発経緯、特長について述べる。

1. 放射線治療の変遷

放射線治療は、近年、著しい進化を果たしている。図 3.

MLC (Multi-Leaf Collimator)の登場、進化により、腫瘍形状と高度に一致した線量分布を作成するとともに、周辺正常組織の線量を低減することが可能になった。バリアンメディカルシステムズ社の TrueBeam (図 4.）では SRT/SBRT（Stereotactic Radiation Therapy/ Stereotactic Body

Radiation Therapy：定位放射線治療/定位体幹部放射線治療）を高度に実施可能な高い機械的精度、ガントリー、テーブルの高精度な制御による多様な照射方法を実現している。

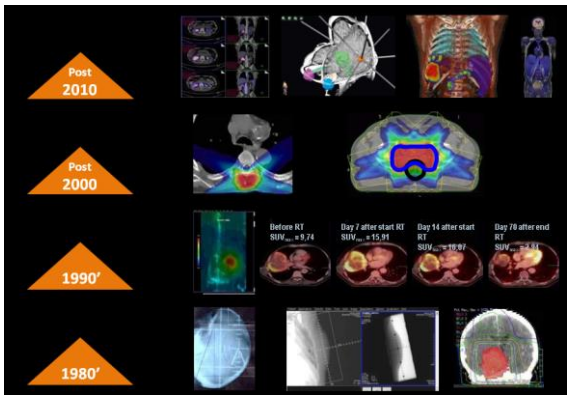


図 3. 放射線治療の変遷

図 4. バリアンメディカルシステムズ　TrueBeam™

Copyright ©2007, Varian Medical Systems, Inc. All rights reserved.

2. CT の進化と放射線治療計画への適用

CT は待機的に行われる診断目的の撮影、救急救命における緊急撮影、外科的手術の支援など、その能力の進歩とともに適用範囲を広げ、医療におけるポジションを確立してきた。

また、近年ではハードウェア、ソフトウェアの進歩により低被ばくでの撮影が可能になったことから、検診などへも積極的に用いられるようになってきている。

一方、放射線治療計画への利用は CT の臨床機の登場から間もない時期から試みられ、放射線治療計画装置(Radiation Treatment Planning System：RTPS)によって CT 画像を用いた 3 次元的な線量分布計算が可能となったことと併せ、1980 年代後半から広く普及した。

前述の CT の高速化は、放射線治療計画への利用においても、1 つの治療計画における対象の広範囲化、定義輪郭の高精細化などの要求に対応してきた。

放射線治療計画において、CT 画像は 2 つの目的に供される。(図.5)

1. 放射線治療の対象となる部位、病変や守るべき重要臓器、周辺組織を 3 次元的に把握し、それぞれの輪郭を定義する Contouring。
2. CT 画像のボクセルが持つ CT 値を電子密度に変換し、体内での放射線量分布を計算する Dose Calculation。

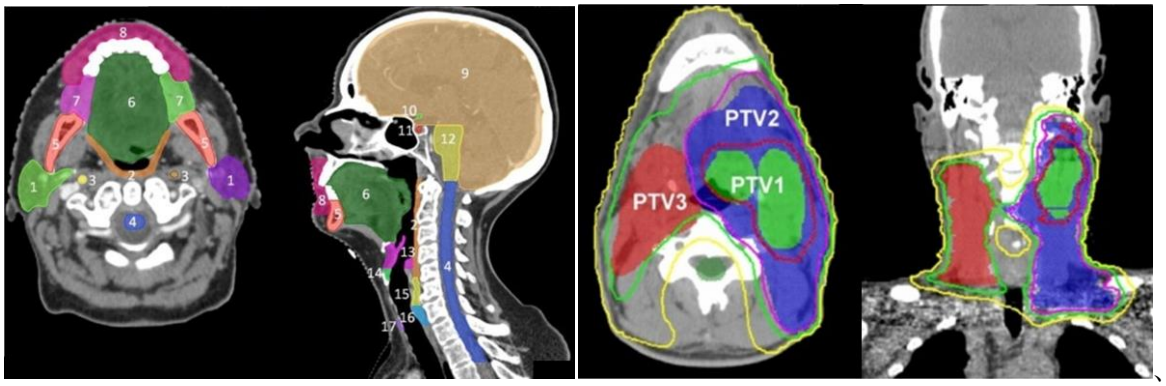


図 5. 放射線治療計画における CT 画像の使用目的

3. 放射線治療計画用画像に対するニーズの多様化

図 6 は 2006 年から 2012 年にかけて米国内で行われた放射線治療計画において CT,MR,PET/CT の利用率を示したものである。CT の利用率は 100%に近い数値を保っているものの、MR,PET/CT は近年それぞれ大幅な増加傾向にある。

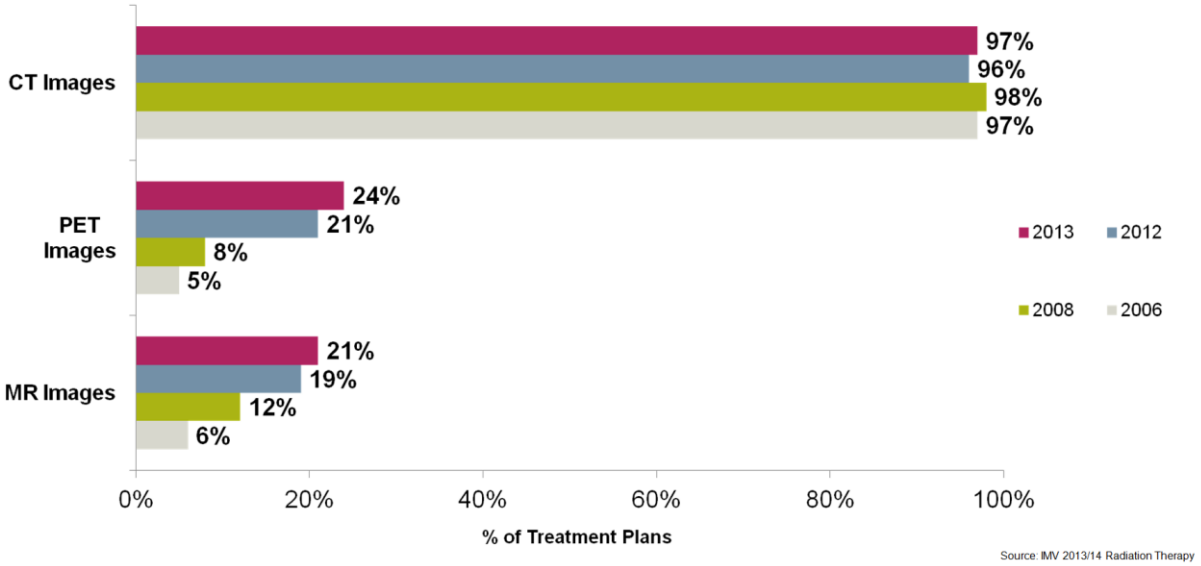


図 6. 放射線治療計画における画像機器利用の変化

MR であれば T2 強調画像、Diffusion 強調画像などによって非造影 CT 画像では得られない鮮明な腫瘍コントラストが得られる。つまり「Second Contrast」としての位置づけであろう。

また Diffusion を基に定量解析を行う ADCmap も注目されている。

FDG を用いた PET においては SUV（Standardized Uptake Value）値を基に、定量値に基づく標的輪郭定義の手法も普及しつつあると考えられる。

これらが悪性腫瘍をはじめとする生物学的な変化を画像化、定量評価するものと考えると、現在の放射線治療計画は Biological な情報を必要としており、BGRT（Biologically Guided Radiation Therapy：生物学的評価を基にした放射線治療）が今後のトレンドとなりつつあると考えられる。

また、前述の照射技術、治療装置の進化によって自由度を増した線量分布の形成は、定義された標的輪郭の付近での線量勾配が急峻となることが多く、標的輪郭の定義の妥当性を担保するために、より高いエビデンスを必要としているという解釈も可能である。

4. 高精度放射線治療のパートナーとして求められる CT の機械的精度

前述の通り、放射線治療は高精度化を実現しており、それは放射線治療が外科的手術と比較して語られる場合の「低侵襲」から、さらに「放射線治療の対象部位外への低侵襲」へ進化していることも見逃せない。

SOMATOM Definition AS Open のユーザーである方から伺った、緩和治療における放射線治療計画に関する「緩和だからこそ低侵襲が重要」「日常生活に制限を生じさせないように、皮膚線量の評価には特に力を入れている」というお言葉を、CT を放射線治療計画用として提案する我々メーカ

一の人間は忘れてはならない。皮膚線量を評価するために、体表から数 mm の位置へリング ROI を作成し線量評価を行っているユーザーへ提供する CT のテーブルは、それに応える機械的精度を持たなければならないのである。

現在、これはシーメンスヘルスケアで Radiation Oncology 向け製品を担当する開発陣へも伝え、共有しており、製品開発における強いモチベーションの一つとなっている。

前述の通り、シーメンスヘルスケアの CT は、AAPM TG66 に定義されたテーブル精度をクリアしている。AAPM TG66 ではテーブルトップのたわみ量の他、図 7.のごとく再構成後の画像に対し 4 つの角度が 0.1°以内であることを求めており、これらもクリアしている。

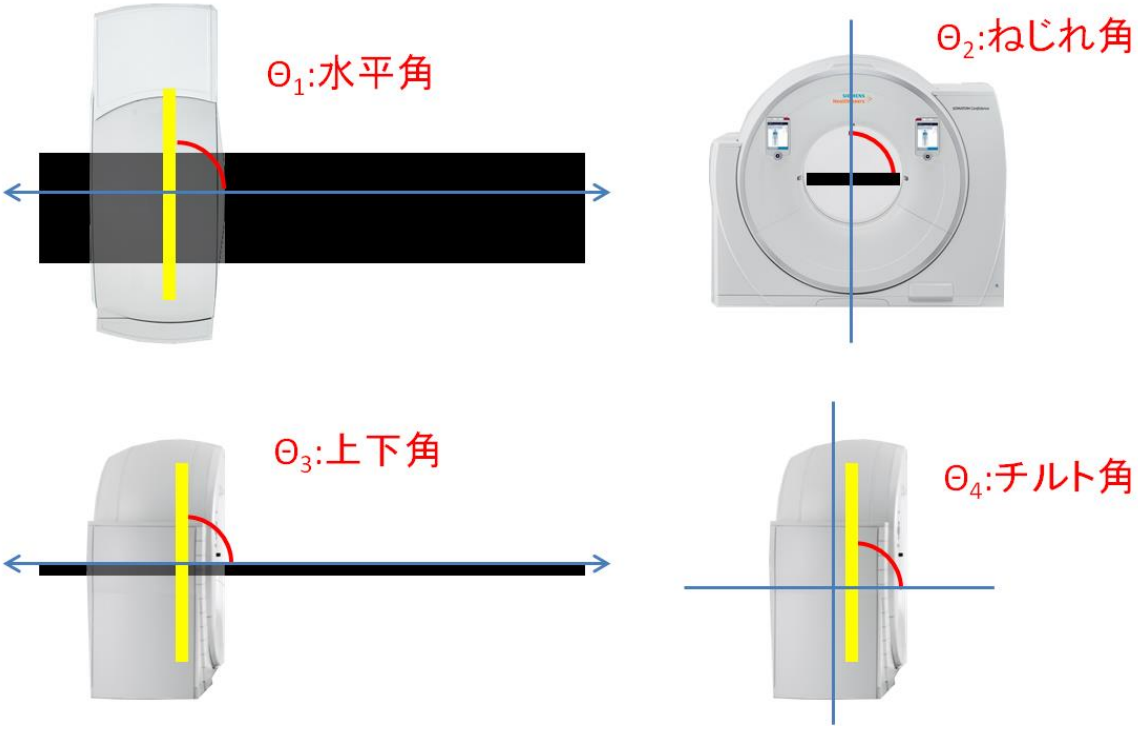


図 7. AAPM TG66 に規定された 0.1°以内であることが求められる角度

＊Θ1~3 は対ディテクターではなく画像に対する角度　Θ4 は地磁気に対する角度

この数値を臨床供用時における精度として担保するためには、製品の設計のみではなく設置調整も含めた取り組みが必要となる。弊社では以前から、ガントリーとテーブルを固定するボルト位置決定のために、大型の T 型専用冶具を用いてきた。さらに 2015 年からは図 8.に示す設置調整用ファントムと精度確認用ソフトウェアを開発し、効率的かつ効果的に上記精度を確保した設置調整を行ったのちに製品引き渡しを行っている。

図 8.に示す専用ファントムを天板上に固定し、精度確認用ソフトウェアによってスキャンと解析を行う。ファントムに設けたスリットをソフトウェアは自動的に認識し、それぞれがなす角を自動的に測定するとともにテーブル固定用スクリューの調整を指示する。

現在では 3~4 回の測定、調整によって上記基準を満たす精度を確保して引き渡しが可能である。

計測値は装置内にファイルとして保存するほか、引き渡し時に報告書としてお渡しする。

また、このファントムとソフトウェアは臨床使用においてもお使いいただける。ソフトウェアはレポート機能を持ち、AAPM TG66 の内容に準拠した項目を記録するため、QC/QA ツールとして有用であると考えている。

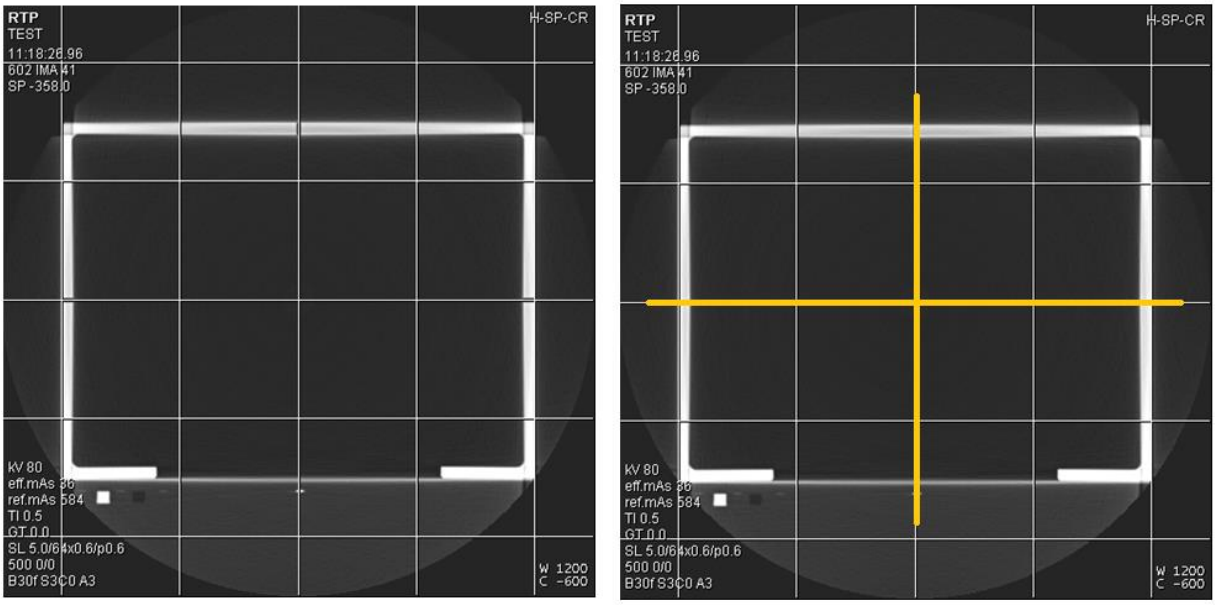


図 8. 精度検証用ファントムの Axl 画像（左）とスリットを結んだ線の概念図（右）
ファントムは 50×50×50cm の立方体であり角度測定は 3 次元で行われる。

5. 診断用 CT 撮影におけるトレンドと放射線治療計画用 CT 撮影の現状

近年の診断用 CT 撮影においては、撮影部位、目的、体格などを考慮し、積極的に撮影管電圧を変更して画像の最適化を行うことがトレンドとして広がりをみせている。

図 9.は SOMATOM Confidence RT Pro が搭載する撮影管電圧最適化支援ソフトウェア CARE kV のユーザーインターフェイスおよび概念図である。

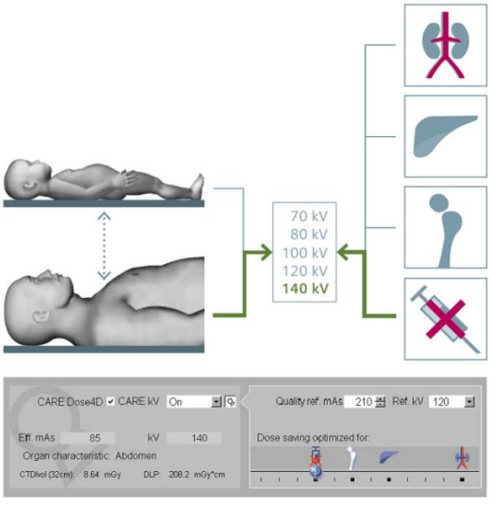


図 9. CARE kV

Straton X 線管を搭載した SOMATOM Confidence RT Pro では、70/80/100/120/140kV の 5 種類から最適な撮影管電圧が選択できる。

図 10.は撮影管電圧 120kV と 100kV での比較であり、画像再構成 Kernel は同一のものを用いている。診断目的の場合に、わずかな Intensity の変化である Early CT Sign などは、100kV を用いていたほうが鋭敏に検出可能であり、CARE kV はこのような撮影管電圧の最適化を支援する。

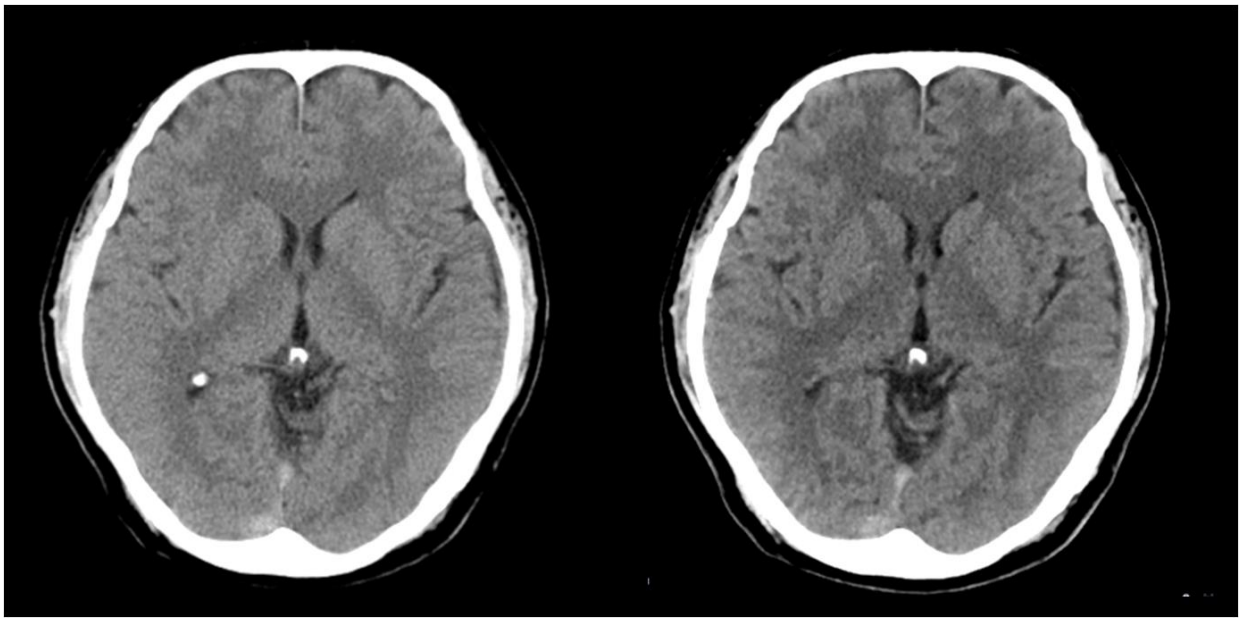


図 10. 撮影管電圧 120kV（左）撮影管電圧 100KV（右）の比較

放射線治療計画における CT 画像の利用目的の一つである Contouring では、このようなコントラストを改善する手法は歓迎されるはずである。

しかしながら、従来はこのような撮影管電圧の変更による画像特性の個別最適化を用いることは困難であり、放射線治療計画用の撮影プロトコールにおいては CARE kV は Off で使用していただかざるを得なかった。もうひとつの利用目的である Dose Calculation のためには、CT 値を電子密度に変換するため、あらかじめ電子密度ファントムを撮影し RTPS に CT-ED 変換テーブルを登録しておかなければならない。CT 値は撮影管電圧依存性があり、臨床撮影においては部位や体格によらず常に CT-ED 変換テーブル作成時と同じ管電圧を用いなくてはならないためである。(図 11.)

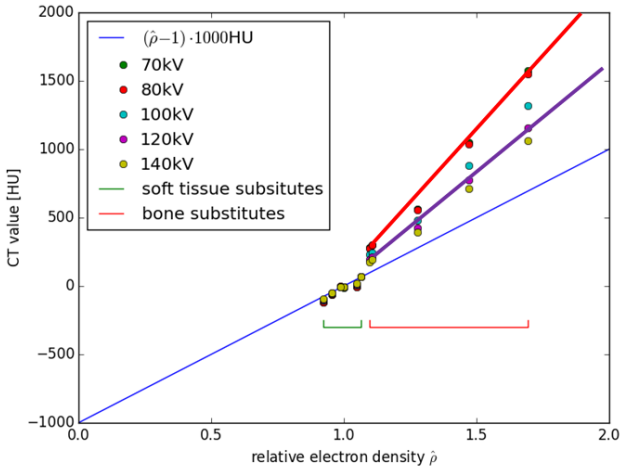


図 11. 管電圧依存性

また、従来型の検出器では、低管電圧使用時の画像特性、特にストリークアーチファクトの発生などが懸念されるため、撮影管電圧のデフォルトを例えば100kVなどに設定することには不安が残る。したがって、多くの場合には「最も無難な」管電圧として120kVなどが用いられてきた。基本的には同じハードウェアを用いながら、放射線治療計画目的においては診断目的と比較して、このような制限のもとに運用されてきたのである。

続いて、診断用CT撮影におけるトレンドとして、Dual Energy Imagingを取り上げる。

2005年にシーメンスが世界初のDual Source CT であるSOMATOM Definitionを製品化するとともに、異なる2種類の撮影管電圧を用いることによって得られる2つのデータセットを基に、従来とは全く異なる効果を獲得できるDual Energy Imagingが実践的な製品として登場したことは、当時、大きなインパクトを医療画像の世界へ与えた。

図12.~14.はDual Energy処理の例である。

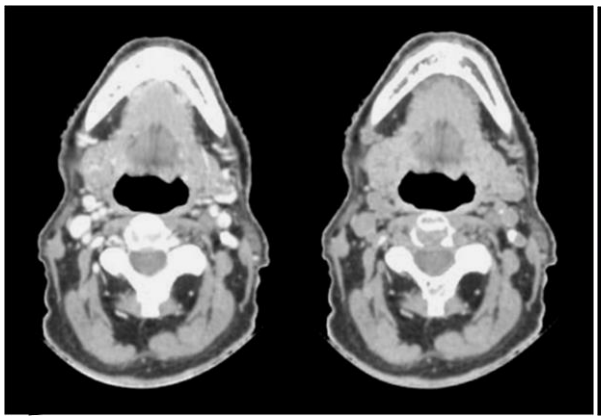


図 12. DE Virtual Non-contrast

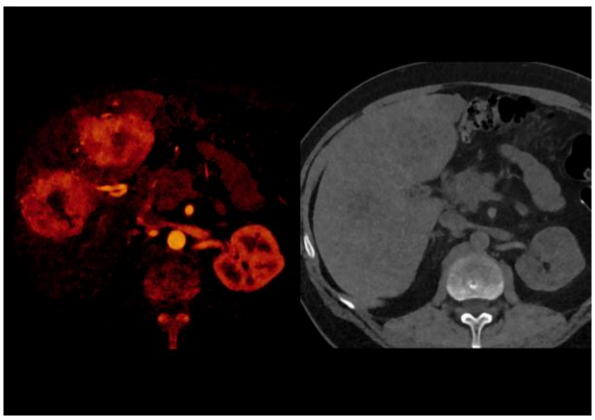


図 13. DE Liver VNC

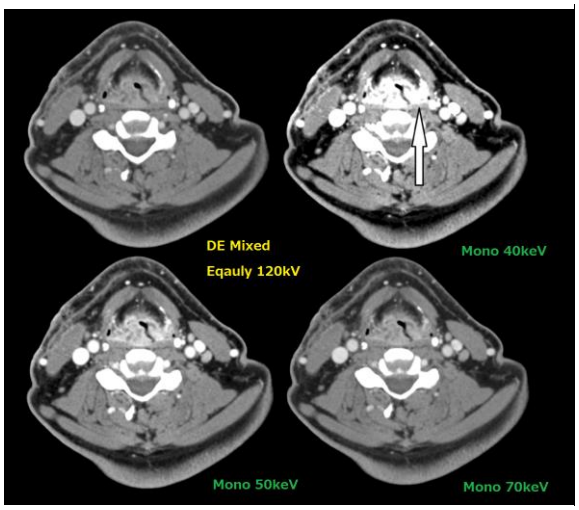


図 14. DE Monoenergetic Plus

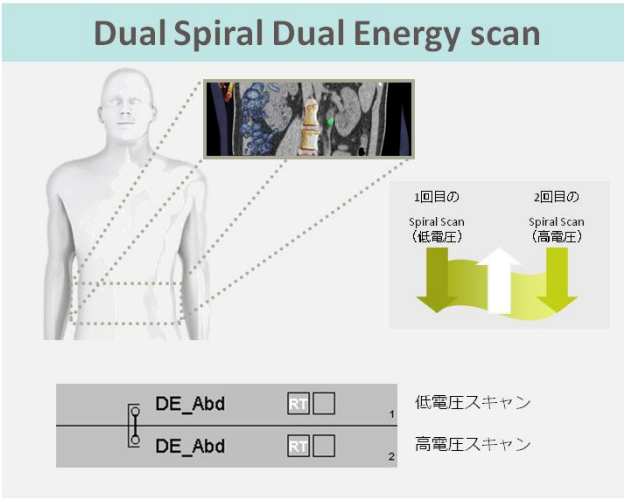


図 15. Dual Spiral Dual Energy

Dual Energy Imagingでは、従来の「一種類のX線の線源弱係数を基にしたコントラスト」とは全く異なる情報が提供できる。図12.13.はともに一度のDual Energyによる造影撮影のデータを基にした処理によって、仮想的に非造影の画像を提供でき、かつサブトラクションとは異なり骨や石灰化は残すVNC（Virtual Non Contrast：仮想非造影）の例である。

Liver VNC ではさらに、造影剤成分を選択的に極めて強く増強した Iodine Map (ヨードマップ) も行っている。いずれもヨード造影剤の存在を画像コントラストとして認識するのではなく、物質を弁別してヨードによるシグナルを固有のものとして認識したうえで、特異的にシグナルの増減を行ったものである。

図 14.は Monoenergetic Plus アプリケーションによって、仮想的に単色 X 線画像を作成したものである。X 線のエネルギー（keV）を可変することで全く異なるコントラストの画像を得ることが可能である。

前述のように SOMATOM Confidence RT Pro は、Stellar RT Detector を搭載している。

本検出器は Photo Diode と AD Converter (Analog to Digital Converter)を蒸着によって一体化しており、信号伝送系におけるノイズにタフな特性を持ち「低管電圧を用いた場合のノイズ特性・直線性に優れる」などの特長がある。一方を 140kV としても対になる低管電圧側に 80kV という低い値を用いる Dual Energy 撮影においても有効である。

これらの特性を生かし、SOMATOM Confidence RT Pro では、往復で 2 種類の撮影管電圧を用いる Dual Spiral Dual Energy をオプションとして設定した。(図 15.)

さらに図 12~14 の Dual Energy Imaging ソフトウェアをパッケージ化した FAST DE Results を組み合わせることができる。

では、直ちにこの Dual Energy Imaging の成果を放射線治療計画へ適用できるか？という問いには残念ながら従来の Dual Energy 処理後の画像は Dose Calculation には適さないと言わざるを得ない。＊理論上可能な手法は存在するが、あまりに煩雑かつエビデンスに乏しいため本稿での言及は控える。

6. 放射線治療計画用画像再構成技術　DirectDensity™

DirectDensity™ は、SOMATOM Confidence RT Pro に搭載できる新たな放射線治療計画用画像再構成技術である。図 16.に **DirectDensity™** のアルゴリズムを示す。

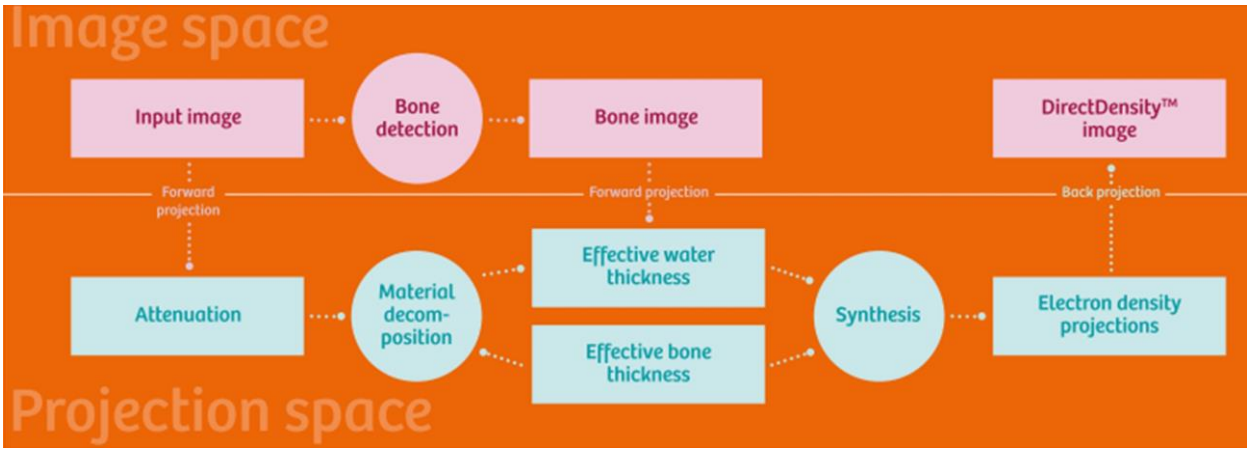


図 16. **DirectDensity™** のアルゴリズム

注意すべきは Back Projection と Forward Projection をそれぞれ複数回行うものの、反復（ループ）する計算項がないことである。また、最終的な画素値は 1 回の Back Projection によって決定される。したがって、本法はいわゆる IR（Iterative Reconstruction：逐次近似画像再構

成法）にはカテゴライズされない。

Material Decomposition については前述の Dual Energy　Imaging の手法を用いているものではなく、**DirectDensity™** は Single Energy のスキャンによるデータセットで動作する再構成法である。したがって、呼吸同期撮影などにも対応できる。

一方、このようなアルゴリズムを考えたとき、Material Decomposition は Single Energy では理想的な結果が得られないのではないか？という疑念を持つかもしれない。

しかし、それは「1 回の処理でただちに理想的な結果を得ることができない」ということである。

複数の物質をおおまかなグループとして扱うなど弁別精度を緩める、複数のパラメーターを与えた処理を行い、結果を判定して尤もらしさを競わせる、といった手法で「期待値に近い」結果を得ることは可能である。ただし、ここで行う Material Decomposition は以後の計算を始めるための初期値を得るためのものであり、厳密である必要がないものでもある。

以下、**DirectDensity™** の計算過程を解説する。

1. Back Projection で得られた画像から、骨と軟部組織を分離し 2 つの Image を得る。
2. Bone Image の骨の CT 値を「硬骨の電子密度」に一様に置き換える。同様に Soft Tissue Image を「水の電子密度」に一様に置き換える。このとき、各電子密度は撮影管電圧を考慮した値を用いるため、撮影管電圧への依存性が除外される。
3. 2 つの Image を Forward Projection し、2 つの Sinogram (Projection Data)を得る
4. 2 つの Sinogram を加算する割合を全ての View について検討する。このときオリジナルの Sinogram を参照（Lookup）する。オリジナルの Sinogram は Attenuation を反映しており、計算対象の Sinogram は電子密度を反映するものであるので、2 つを加算してもオリジナルの Sinogram とイコールにはならない。しかし、たとえば高吸収領域を反映する成分の位置、範囲は求める結果と一致するなど、形状で考えると「似ている」という現実がある。また、真の画素値は「硬骨と水の電子密度の中間の値である」という 2 つ目の現実がある。これらを考慮するためオリジナルの Sinogram を参照する手法が有効である。
5. View ごとに算出された加算割合で 2 つの Sinogram を加算し Synthetic Sinogram を得る。
6. Synthetic Sinogram を Back Projection して DirectDensity Image を得る。

以上の過程で、初期値として硬骨の電子密度に一様な値とされていた各ピクセルは、たとえば髄質の値に復元され、水の電子密度に一様となっていたピクセルは脂肪や筋肉などの値に復元される。(図 17.)

なお、**DirectDensity™** は逐次近似画像再構成 SAFIRE、金属アーチファクト低減画像再構成 iMAR と併用することも可能であることを付記する。

図 17. **DirectDensity™**　Image

DirectDensity™ の画像は Conventional Reconstruction 画像と等しい空間解像度を持つ。また、画素は電子密度に依った成分であるが、いくつかの物質の電子密度にまとめることなく連続的な変化として画像化していることが分かる。また、図 18.の示す通り撮影管電圧に依存せず、常に一定の電子密度が得られている。したがって、撮影管電圧を従来よりも低い値を用い、Conventional Reconstruction を行った画像のコントラストを向上させ Contouring に使用し、**DirectDensity™** の画像で Dose Calculation を行うことで、従来課題となっていた放射線治療計画用の CT 画像の使用目的による相反が解消可能となる。さらに、**DirectDensity™** は撮影管電圧の違い=X 線スペクトラムの違いを吸収し、同じ値の画素値を算出できるため、Dual Energy 処理画像であっても Dose Calculation に使用することが可能となる。（図 19.20.）

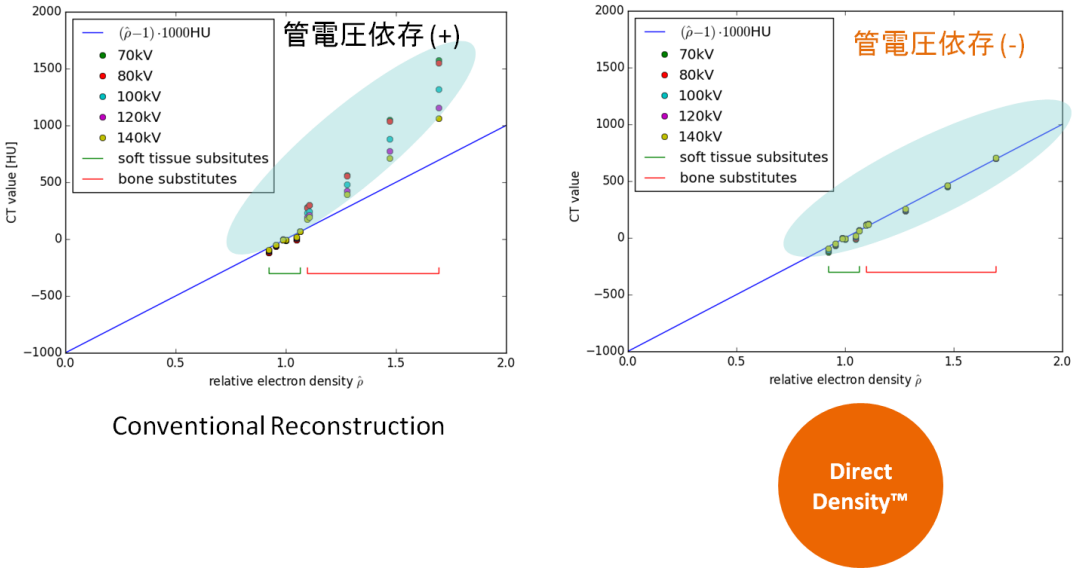


図 18.　管電圧依存性

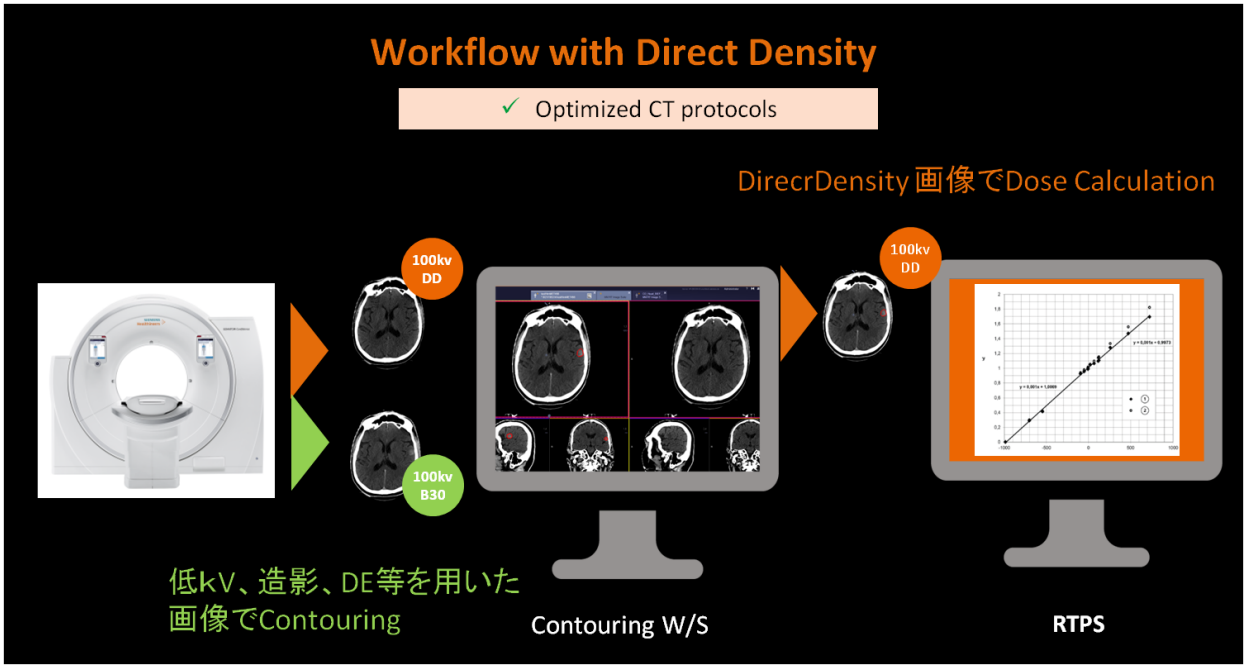


図 19. Contouring と Dose Calculation の相反を解消

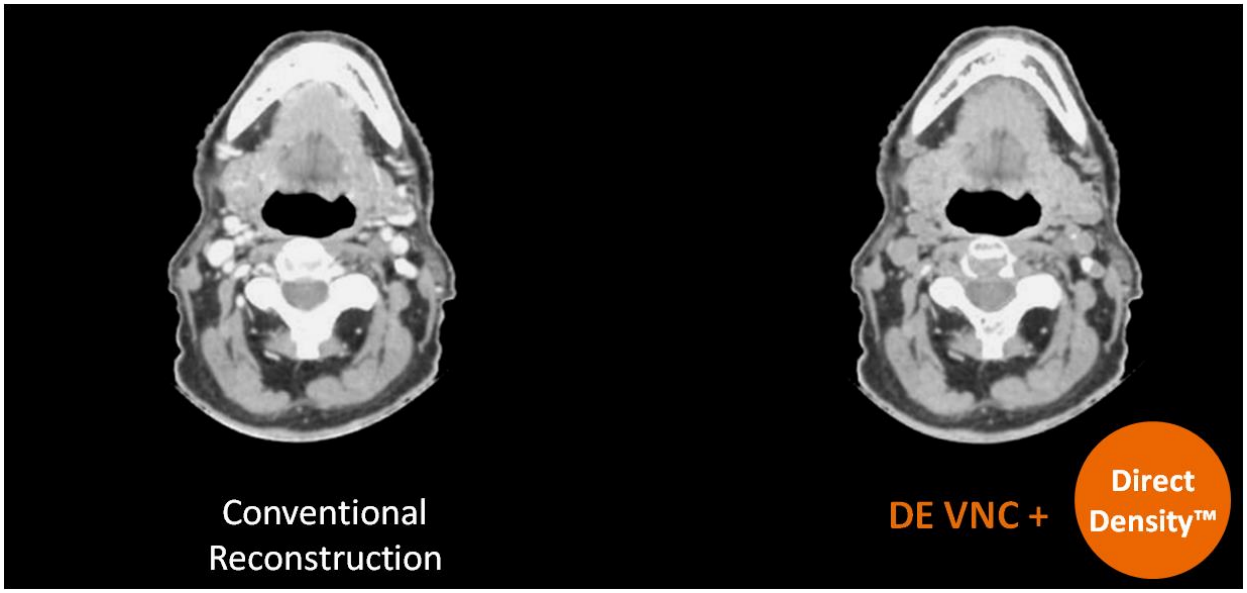


図 20. 140/80kV を用いた Dual Energy によって造影撮影を行い VNC アプリケーションによって仮想的な非造影画像を得た例。**DirectDensity™** と組み合わせることで造影剤の成分を除いた Dose Calculation が可能となる。

図 21 **DirectDensity™** による脊椎画像（拡大）

図 21.に脊椎画像を示す。従来の手法では、Dose Calculation のために軟部組織のコントラストが必要であるため低周波強調型の画像再構成 Kernel を用いる必要があった。診断目的であるならば、骨に注目した場合には高周波強調 Kernel を用いるのが常であるのに対し、視覚的にもやはり制限を受けていることになる。さらに、低周波強調画像の骨部分は、いわゆる Blooming が発生し、高周波強調画像と比較して「厚く再構成される」「細かな構造が再現できないために複数の小さく独立した物体同士を分離できず、一体として表現される」などの特性がある。

したがって、従来の手法では骨の体積・CT 値が過剰に見積もられていると考えることもできることから、放射線治療のビームパス上に骨が存在する場合には、骨による Attenuation が過大に評価されていた可能性が示唆される。

一方、図 21.の通り **DirectDensity™ Image** の骨部分は高周波強調画像に近い特性が得られている。皮質の Blooming は少なく、椎体内に存在する高吸収領域もそれぞれが分離され、適切な画素値が得られている。**DirectDensity™** によって Dose Calculation をより適正に行える可能性が示唆され、今後の基礎研究、臨床研究に期待する。

以上、**DirectDensity™** は放射線治療計画における CT の可能性を高め、BGRT 時代において存在感をキープし続けるためのキーテクノロジーとなるものと考えられる。

7.結語

シーメンスヘルスケアが開発した、高精度・低侵襲放射線治療に貢献する最新のイメージング製品の代表例として SOMATOM Confidence RT Pro、新たな放射線治療計画用画像再構成技術である **DirectDensity™** について解説した。

本稿執筆にあたり、貴重な機会を与えていただいた日本放射線技術学会画像部会の諸先生方、資料のご提供をいただいたバリアンメディカルシステムズ社様、日夜製品開発に奮闘するシーメンスヘルスケア諸氏に深く感謝いたします。

技術紹介

「高解像・高感度・高画質」を実現するコニカミノルタの画像技術

コニカミノルタジャパン株式会社　ヘルスケアカンパニー
営業統括部　営業推進部　X 線営業部

丸田　裕一

1. はじめに

当社は、これまで可搬型 DR にとって最も重要な軽くて壊れにくいという顧客価値を提供し続けてきたが、可搬型 DR に対する要求や課題はまだまだ多い。例えば、ある病院施設では胸部撮影などでは DR を使用するが、手指骨などの撮影では DR(175μm)を使用せず、CR(87.5μm)を使用しているなど、整形領域では DR の高解像化が求められるシーンが存在する。また画質面では、被ばく線量を低減可能な高感度化への期待も大きい。これらの課題や要求に対して、主に整形分野などで要求される画素サイズの高解像度化、および、さらなる被ばく低減・診断精度につながる基本画質性能の向上を追求して開発した、「AeroDR シリーズ」の新たなフラッグシップモデルとなるワイヤレスタイプの可搬型 DR「AeroDR fine*[1]」について本稿の前半で紹介する。

Fig.1　AeroDR fine 概観

一方で、DR の普及に伴い、デジタル画像に対する期待は過去に比べ飛躍的に上がっており、従来の画像処理のパラメータ調整だけでは実現が困難な課題が増えてきている。例えば、肺野内の描出を上げようとすると、肺野内コントラストは良いが横隔膜下・縦隔の描出は不足し、逆に縦隔部分の描出を上げようとすると、横隔膜下・縦隔の描出は良いが肺野内コントラストが悪くなるという課題である。すなわち、X線吸収に大きな差がある部位を撮影した際、画像中に白とびや黒つぶれの領域が発生する場合があるというものだ。白とびや黒つぶれの領域は視認性が悪いため、ソフトコピー診断では、濃度やコントラストを調整し、視認性を改善しているが、白とびや黒つぶれを抑制し、初期表示から全領域が視認可能な画像を提供できれば、見逃しの減少による診断精度の向上や、濃度・コントラストを調整する負荷の減少による診断効率の向上が期待できる。本稿の後半では、視認領域を拡張しつつも個々の構造物は分離よく描出する、新しい画像処理技術「REALISM」について紹介する。

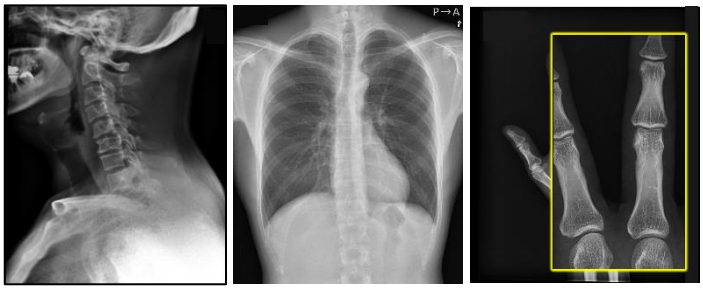


Fig.2　新画像処理エンジン「REALISM」処理

2. AeroDR fine の基本画質向上(高精細化/高画質化)と低被ばく化への取り組み

X線診断における被ばく量は、患者のために少しでも低減することが常に要求されており、高精細化を実現しても画質性能指標であるDQEのさらなる向上は常に期待されている。一般的に高精細化する場合、信号線/ゲート線の幅、TFT素子サイズを同等のまま画素サイズを小さくすると、相対的に単位面積当たりのフォトダイオードの開口率が低下するため光電変換効率が低下する。また、電気ノイズと同等のまま画素サイズを小さくすると、単位面積当たりの電気ノイズは増加する。この2つの影響によりTFTセンサーパネルのS/N比が低下し、DQEが大幅に低下する。これに対し、AeroDR fineではシンチレータの厚膜化、TFT/フォトダイオードの構造改善、新型低ノイズ読み出しIC採用などの新規技術を採用することでセンサーの感度向上とノイズ低減を行い、画素サイズをAeroDR PREMIUM*[2](以降、従来機と呼ぶ)の175μmから100μmと高精細化し、画素面積が従来の約1/3倍となっても、従来機に対して全線量領域でのDQE向上を実現した。特に低線量側のDQE向上が大きく、Fig.3の線量対雑音指数であるNEQで示す通り、従来機と比較して約20%の線量低減とし、患者への被ばく量を抑えている。

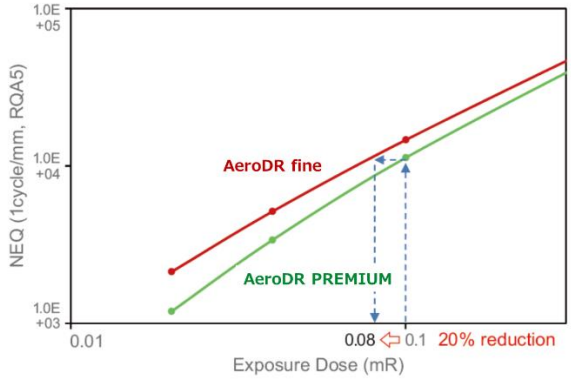


Fig.3 従来機との NEQ 比較

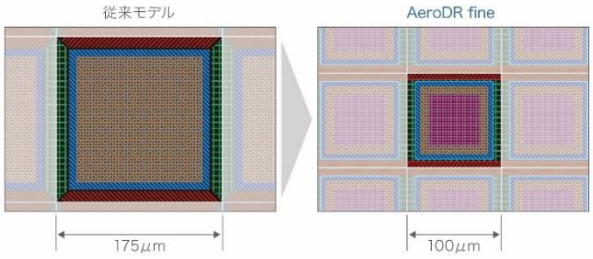


Fig.4 画素サイズ 100μm

2. 1. シンチレータ厚膜化

高精細化によるフォトダイオードの開口率の低下によって光電変換効率が低下するため、この対策としてCsIシンチレータを厚膜化している。シンチレータ厚膜化は、重量や MTF とトレードオフの関係にある。AeroDR fine では、高精細・高画質・重量・コスト等のバランスを考慮したうえで、従来機より膜厚を約 20%増とし、これにより、X 線吸収率は従来機の＋10%を実現した。

MTF はこのバランス設計により、以下に記載の通り、従来機とほぼ変わらない特性となるように設計しているが、鮮鋭性の向上という観点では新しい画像処理である「REALISM」が寄与しており、特に 2-3cycle/mm の周波数領域に対して、鮮鋭性を向上する画像処理設計とすることで 100μm の解像力を効果的に引き出している。DQE については、シンチレータ厚膜化に加え、後述する低ノイズ化技術により向上させる設計としている。

＜物理評価＞

Fig.5にPre-sampled MTFの測定結果を記載する。Fig.5に示す通り、従来機とAeroDR fineでは、画素サイズの違いはあるがMTFに大きな差はなく、AeroDR fineの100μmでは従来機では表現できなかった5cycle/mmまで表現できることが特徴である。

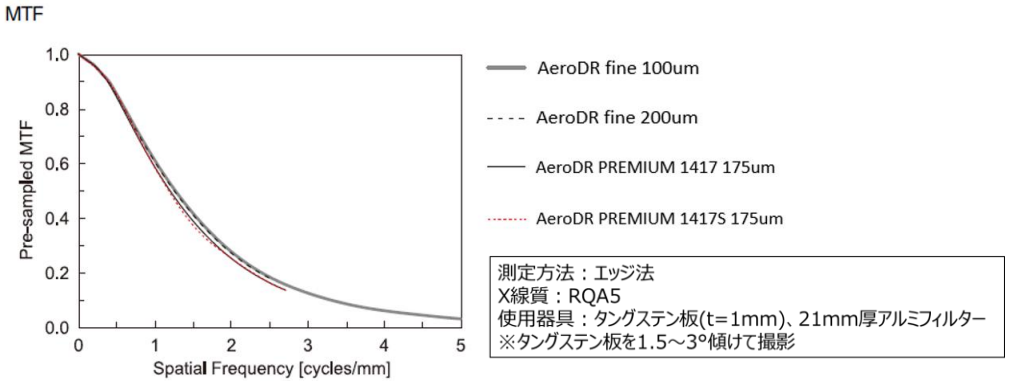


Fig.5 各製品の MTF データ

2. 2. TFT 素子の高性能化とフォトダイオードの高感度化

フォトダイオードの光電変換効率のアップ、信号線の寄生容量低減によるノイズ低減、を実現するには、1画素当たりのTFT素子のサイズを小さくし、フォトダイオードの面積を確保することが重要である。今回、TFT素子の半導体層の性能改善により、駆動性能を確保しつつTFT素子サイズを小さくすることに成功した。また、光電変換効率アップのためにはフォトダイオードに到達する電荷量を増やす必要がある。シンチレータが発行した光は、フォトダイオードに到達する前にアモルファスシリコン層や電極、素子の保護を目的とした透明層を通過することで、光の減衰が生じている。今回、これらを光学的に最適化し、光の減衰量を最小限に抑えることで、総合的にフォトダイオードへ到達する電荷量を増加させた。これらの設計により、従来機に比べ光電変換効率1.4倍向上、電気ノイズの10%低減を実現した。

2. 3. 低ノイズ読み出し IC の採用と設計最適化

電気ノイズの低減には新型の低ノイズ読み出しICを採用し、読み出しICとTFTセンサーパネルの電気特性の整合の最適化を実施した。これにより従来機に対し、40%の電気ノイズ低減を実現した。

これらの新規技術の組み合わせにより、X線吸収率アップ、光の減衰量低減、光電変換効率アップ、電気ノイズ低減を行うことで、100μmの高精細化を実現しながら、画質性能指標であるDQE（1mR、1cycle/mm）を従来機の51%から56%へ向上させることに成功した(Fig.6)。

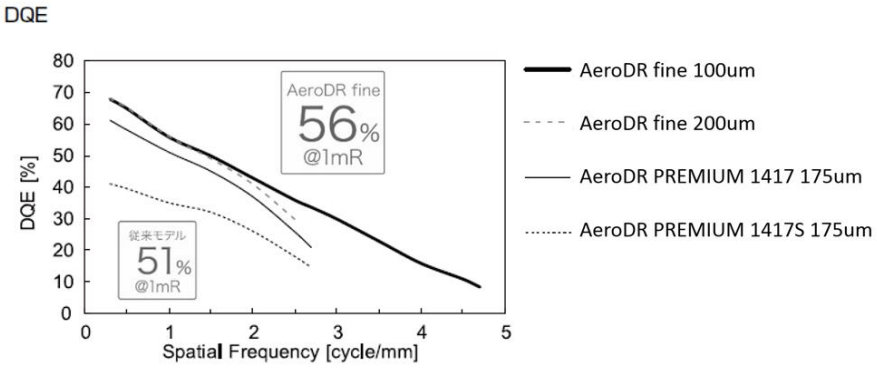


Fig.6 従来機との DQE 比較

3. AeroDR fine の高精細読み取り 100 μm と標準読み取り 200 μm の使い分け

AeroDR fineでは、画素サイズを従来の175μmから100μmにすることで、DRを使用できるシーンの拡大が期待されている。一方で、画素数は従来の3倍（扱うデータ量が3倍）となるため、データ量増加に伴い消費電力が増加し、フル充電からの撮影可能な枚数への影響がある。また、撮影画像の読み出し時間やデータ転送時間の影響により、サイクルタイムへの影響がある。そこでAeroDR fineでは、ビニング処理による200μm画像の取得を可能とし、100μm/200μmの撮影プロトコル切替を実現している。以降では、その価値と100μm/200μm読み取りの使い分けについて説明する。

3. 1. ビニング処理による200 μm画素サイズの実現とその価値

ビニング処理とは、縦横2x2の画素を1画素として扱う処理である。この画素サイズ選択機能により、撮影プロトコルに応じて100μm(高精細)と、200μm(標準)を選択とし、100μm読み取りで課題となる撮影可能枚数やサイクルタイムへの影響を回避している。更に、200μm読み取りでのデータサイズは従来機（175μm）に比べて76%と少なくなるため、従来機よりもサイクルタイムは短くなる。画像性能に関してもFig.6のDQEに示す通り、AeroDR fineの200μmは従来機（175μm）と同等以上の画質性能を実現している。このように100μm高精細と高画質の価値を提供しつつ、胸部などの代表的な撮影には従来機以上の使い勝手を提供した。

3. 2. 100 μm/200 μm読み取りの使い分け

例えば手指骨や四肢部などの撮影画像ではその解像度に満足されないケースが存在する。このような整形領域の微細な構造物は 100μm 読み取りが効果的である。一方で、前述の通り、胸部撮影などでは 175μm や 200μm でも十分な診断価値が提供できると考えている。部位毎に初期解像度は設定可能であるため、画像の好みや撮影ワークフロー（フル充電からの撮影可能枚数やサイクルタイム）への影響を考慮しながら、施設毎に決めてもらうのが好ましい。なお、頭部撮影におけるシャントバルブ等の微細構造の描出に対する 100μm への期待はあるため、継続して診断価値の拡大に向けた追及をしていく。

4. 新画像処理エンジン「REALISM」

AeroDR fine によって粒状性の大幅改善かつ高精細化を実現した。この高精細化の効果を最大限に高めるとともに、AeroDR fine 画質の遡及ポイントである低線量域での画質および高解像を最大化するため、ダイナミックレンジ圧縮処理、周波数強調処理、ノイズ低減処理の新規開発を行った。以降では、線量低減、全信号域での人体構造の立体表現および微細構造の正確な描出が可能とする新画像処理エンジン「REALISM」について紹介する。

4. 1. ダイナミックレンジ圧縮処理の改良による画像全体の描出とコントラスト維持の両立

画像中の白とび・黒つぶれの領域は、双方の領域を中間濃度域に近づけることで視認性が向上するが、単純に信号値を圧縮すると、人体の構造物を構成する中周波域も圧縮してしまいコントラストが低下する。このため、中周波域の圧縮を抑え、ノイズ成分となる低周波域に限定して圧縮することで、人体の構造物のコントラスト低下を抑制したまま、黒つぶれ・白とびの濃度域の視認性向上を実現した(Fig.7)。

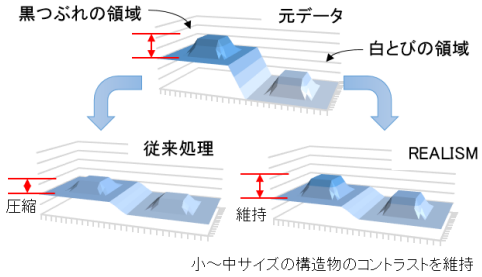


Fig.7　ダイナミックレンジ圧縮処理の（イメージ図）

Fig.8 は、頸椎側面の画像である。頭部や肩部の高濃度領域の白とびの領域、椎体付近の黒とびの領域は、構造物のコントラストを維持したまま自然な濃度の描出に改善している。椎体はコントラスト良く、かつ、立体感を持った描出としている。従来視認しづらかった第 7 頸椎まで視認しやすくなっており、診断に役立つと期待している。Fig.9 は、胸部正面の画像である。肺野内のコントラストは保持したまま、縦隔や心臓と重なる領域の視認性が向上し、病変部の見逃し低減への貢献が期待される。

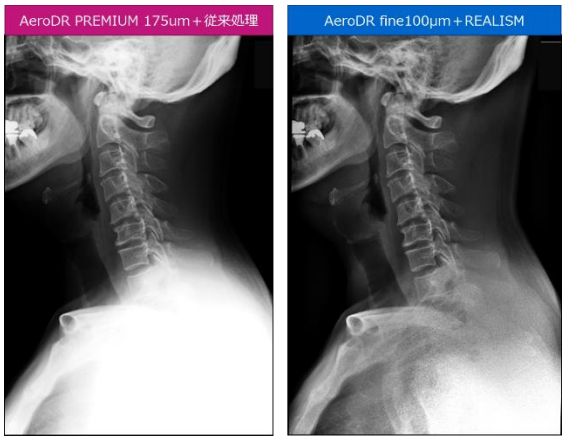


Fig.8　頸椎側面

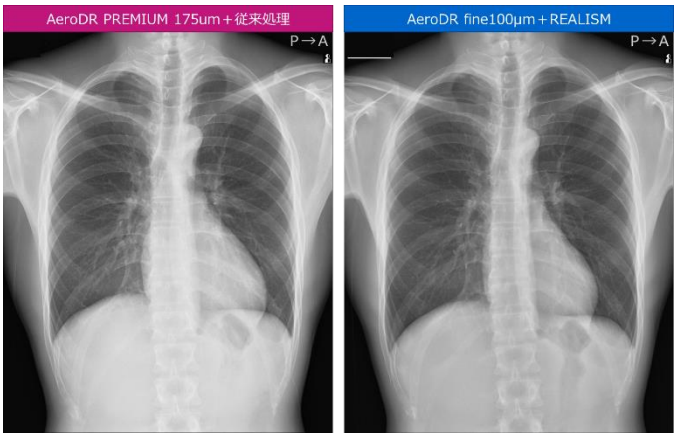


Fig.9　胸部正面

4. 2. 周波数強調処理の改良による高鮮鋭化

従来の周波数強調処理は、最高周波数以外の高周波域まで強調されていたため、少し大きめの構造物まで一緒に強調されていた。「REALISM」では、100μm の高解像力を最大化するため、最高解像度域をピンポイントで強調するように鮮鋭性強調処理を改良した。これにより、微細な構造物をより鮮明に描出可能となる。（Fig.10）。

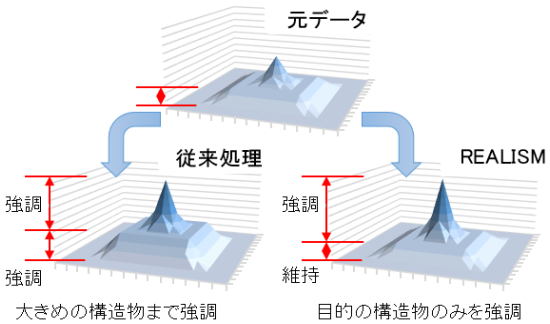


Fig.10　周波数強調処理の改良（イメージ図）

Fig.11 は、手指骨正面の画像である。周波数強調処理の改善により、微細な構造物のみが強調されることにより、従来処理と比べて、「REALISM」では骨の辺縁や骨梁を鮮明に描出している。骨の変形や微小な骨折の診断精度向上が期待できる。

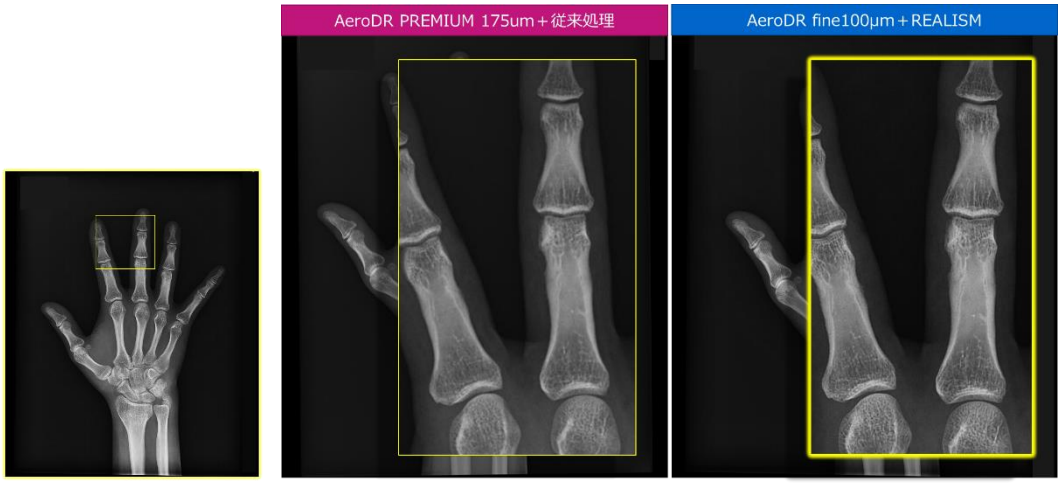


Fig.11　手指骨正面　拡大

4. 3. 粒状性改善の実現

ダイナミックレンジ圧縮処理や周波数強調処理の改良により、低線量領域の可視化や、強い鮮鋭性強調をしたことにより、一般的には低線量領域のノイズは目立ちやすくなる。「REALISM」では、構造物のエッジ部やエッジ付近はほとんど平滑化せず、エッジ以外の部分を強く平滑化するために、空間フィルタを改良したノイズ抑制処理を搭載した。この新しいノイズ抑制処理は、信号値の圧縮処理や鮮鋭性の強調処理による画質悪化を抑えるだけでなく、被ばく量の低減にも寄与できると期待する。

5. まとめ

ワイヤレスタイプの可搬型 DR「AeroDR fine」では、100μm の高精細化に加え、高感度フォトダイオードや高性能 TFT センサーパネル、低ノイズ読み出し IC の採用や電気ノイズ低減など、低ノイズ化設計に拘り、高感度化による線量低減を実現した。また、AeroDR fine の画質設計を最大限に活かすべく、新たに開発した新画像処理エンジン「REALISM」により、従来視認できなかった線量域の描出や微細な構造物の視認が可能となり、さらなる高画質化を実現した。100μm の高精細化により新たな診断価値も期待されるため、今後も多くのご意見をいただきながら、患者への負担軽減や医療用画像の画質向上に取り組んでいきたい。

【AeroDR fine 主な仕様】

製品タイプ	ワイヤレスタイプ可搬型DR
シンチレーター(蛍光体)	CsI(ヨウ化セシウム)
外形寸法	384(W) x 460(D) x 15 mm(H)
重量	2.6kg
画素サイズ	100μm/200μm
使用可能なグリッド	34 本/40 本/60 本
DQE	56%(1mR、1cycle/mm)　72%(1mR、0cycle/mm)
耐衝撃*[3]	落下 120cm
耐荷重*[4]	点荷重:180kg@40mmΦ 面荷重:400kg@有効画像領域全面 2 辺支持荷重:130kg
防水性能*[5]	IPX6
サイクルタイム*[6]	約 4 秒(無線/有線接続時)
バッテリー種類/バッテリー形態	リチウムイオンキャパシタ/内蔵式
バッテリーフル充電所要時間	30 分以内

*[1] AeroDR fine は、「デジタルラジオグラフィー SKR 3000(製造販売認証番号:228ABBZX00115000)」の呼称です。

*[2] AeroDR PREMIUM は、「デジタルラジオグラフィー AeroDR SYSTEM2(製造販売認証番号:226ABBZX00050000)」の呼称です。

*[3] パネル 4 角 4 辺 2 面方向に計 10 回落下。測定方法は当社基準による。本製品の耐衝撃性能は、無破損・無故障を保証するものではありません。

*[4] パネルに負荷されても画像及びパネルに影響しない静荷重(有効画像領域全面)。測定方法は当社基準による。本製品の耐荷重性能は、無破損・無故障を保証するものではありません。

*[5] 本製品の防水性能は、完全防水、無破損、無故障を保証するものではありません。

*[6] 機器構成、及び使用環境により性能は異なる可能性があります。記載の性能は、画素サイズ 200μm 選択時、及び X 線発生装置との曝射連動時。

第９回　ROC セミナーを受講して

産業医科大学病院　放射線部　　山下　翔正

この度、平成２９年 6 月 10 日、11 日に沖縄船員会館で開催された第９回 ROC セミナーに参加させていただきました。今回参加させていただいた理由は、セミナーの内容に一対比較法の実験方法、評価方法について講義があったからです。私が今進めている研究に視覚評価の一対比較法を用いたいと考えており、実験方法について詳しく質問したいと思い参加を決めました。

1 日目の講義は ROC 解析から始まりました。ROC 解析は学生時に講義、実習を受けた経験ほどの知識しかなかったのですが、基礎から丁寧に講義を進めてくださり理解を深めることができました。手計算による ROC 曲線の作成では、80 枚の画像を自ら視覚評価し、得られた結果から Excel を用い ROC 曲線を作成しました。手計算から ROC 曲線を作成することにより、ROC 曲線がどのような過程を経て作成されていくのかがより理解できました。また 80 枚の画像を自ら観察者となり視覚評価することで、観察者の疲労度などを知ることができました。一対比較法の講義では、ROC Viewer を用いて浦の変法により、シミュレーションの総線量のみを変化させた CT 画像の評価を行いました。講義は一対比較法の基礎から始まり、ROC Viewer での一対比較法の設定方法から結果の出力まで丁寧に講義してくださいました。また、これから私自身で一対比較法を用いて観察実験をするにあたって、予備実験から本実験にかけての準備、ROC 解析でも同じですが、観察者に説明する内容の重要さは大変重要であると感じました。２日目は LROC、FROC 解析について講義があり、こちらも基礎の講義、手計算による曲線の作成と初歩的なことから丁寧に講義していただきました。

1 日目の講義終了後は情報交換会に参加しました。沖縄の海の幸を美味しくいただきました。情報交換会では、地元沖縄県から遠いところは和歌山県から、様々な地方から来られた方と話をでき刺激を受けました。また、研究に用いたいと考えている一対比較法の質問もでき、これからの道筋を立てることができました。大変有意義な時間を過ごさせていただきました。

最後になりますが、このような貴重なご講義を準備してくださった、白石順二先生、福岡大輔先生、田中利恵先生、その他スタッフの皆様に深く感謝申し上げます。

読者のページ

第９回ＲＯＣセミナーを受講して

沖縄県立八重山病院　放射線技術科　嶺井　一美

今回、沖縄県内でROCセミナーの講習会の開催とのがあると知り、沖縄県内ではこのような画像情報関係の講習会は少ないため受講を試みたわけですが、学生時代の授業・国家試験以来に勉強する内容であったため事前に気持ちばかり復習をして臨みました。

講習会当日はまず手計算によるROC曲線・FROC曲線作成を行いました。その行為も学生時代の授業を思い出し懐かしく感じ、楽しみながら作成することが出来ました。しかし楽しみながらできたのもそこまでで白石先生のROC解析の基礎講義の内容はなんとか理解できたものの、解析用ソフトウエアの使用方法では講義内容に付いていくことが出来ず、入力内容・実行結果の見方などは私にとってはハイレベルな内容でした。しかし若い卒業したての後輩などは簡単に理解できていたようで、世代の差を感じ、ショックを受けたことと、しかしただの勉強不足であることを痛感し、反省しました。ただ、ROC曲線解析はこのようなファイルを使用して行うことが可能なことを知ることが出来ました。実験開始までの流れを整えること・予備実験の重要性、そしてその具体的な流れを教えて頂けたことで自施設においても実験が可能であると感じました。

現在病院で診療放射線技師として複数のモダリティを担当し毎日画像を扱う業務している中、画像の撮影条件の変更時、例えばMRIにおいてプロトコル内容の見直し、X線装置では被曝線量を見直すための条件検討時など、画像解析を行わなければならない機会は多くあったにも関わらず、今まで画像評価をしていなかったことを恥ずかしく思いました。私の施設は来年度新病院への移転を予定しております。その際、新装置導入予定のモダリティも複数あるため、導入時の条件が適正であるか、また既存装置との比較評価などに今回の講習会の内容を活かしていきたいと考えております。今後もこのような講習会の開催を希望いたします。

最後に遠い沖縄まではるばるお越し頂きまして白石順二先生、福岡大輔先生、田中利恵先生には感謝申し上げます。田中先生とは金沢大学卒業以来の再会であったため楽しい時間を過ごさせていただきました。同級生の活躍からの良い刺激も頂き、重ねて感謝申し上げます。

第 4 回臨床画像評価セミナーを受講して

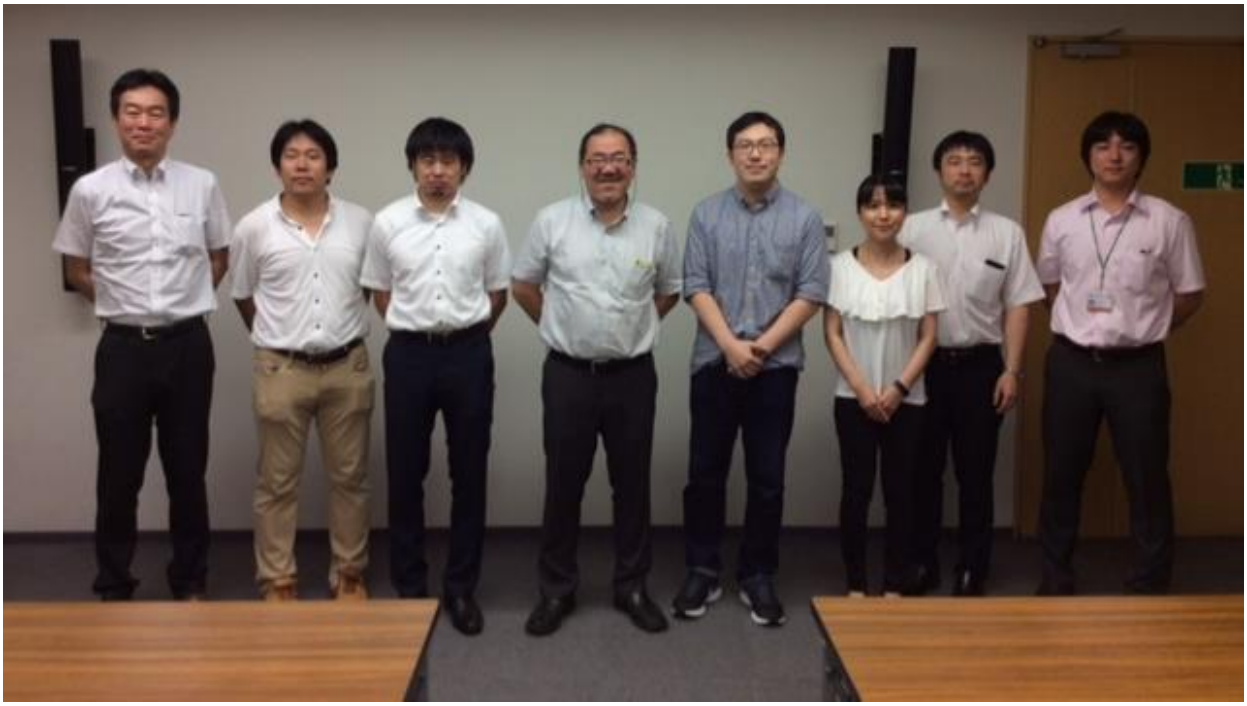
国立がん研究センター中央病院　放射線治療技術室　**横山　雄一**

平成 29 年 7 月 8 日、9 日に国立がん研究センター中央病院で開催された、第 4 回臨床画像評価セミナーに参加させていただきました。これまで自身の研究でほとんど行ったことの無い観察者実験、そして理解不十分であった物理評価を一度に学べる絶好の機会であると考え、参加を決意しました。

セミナーは白石先生による臨床画像評価概論の講義から始まりました。講義冒頭での「システムの性能≠診断の正確さ」という言葉を聴き、「システムの性能＝診断の正確さ」という短絡的な考えがあった自分が恥ずかしくなりました。それと同時に、このセミナーでしっかり勉強しなければ！と、気合を入れなおしました。そして物理評価に関する講義へと移り、まず評価項目に関する講義があり、その後 Excel を用いた演習を行いました。講義で学んだ算出の流れを、直後の演習で自分の手を動かしながら辿ることでより深い理解につなげることができました。観察者実験に関する講義では、準備していただいた試料を自分が観察者となり実験を行い、結果を手計算とソフトウェアを用いて求めました。まずは自分の手を動かし苦労することでソフトウェアの有り難さと内部でどのような処理が行われているのかが分かりました。また数多くの試料を観察する大変さ、白石先生が始めに仰っていた、診断の正確さに影響する因子の理解を深めることができ、今後自身が実験を計画する際の参考にしたいと思いました。1 日目のセミナー終了後は会場を移し、懇親会（夜の臨床画像セミナー）が開催され、講師の方々と受講生は色々な話題で大いに盛り上がりました。他の受講生の参加動機や病院での取り組みの話や田中先生が仰った、このセミナーで学んだことをしっかり身に付けると世界に通用する研究発表ができる、というお言葉にはとても刺激を受けました。私は今放射線治療に従事していますが、田中先生と放射線治療の分野でこのセミナーの内容が活用できないかとアイデアを考えたり、白石先生、田中先生に今後の相談に乗っていただいたりと、とても有意義な時間を過ごせました。

今回のセミナーは 1.5 日では短いと感じるほど濃い内容でしたが、セミナー中は手を上げるとすぐにサポートしていただける体制が整っており、とても効率的に受講させていただきました。また詳細な手順書も用意されており、アフターフォローも万全に感じました。今後の研究のツールとして扱えるようにしっかり復習したいと思います。そして画像部会のセミナーには他に ROC セミナー、DR セミナーという観察者実験、物理評価に特化したセミナーもありますので機会があればそちらにもぜひ参加させていただきたいと思います。

最後になりましたが、臨床画像評価セミナーを企画、運営して頂いた日本放射線技術学会画像部会および東京支部の皆様に心より感謝申し上げます。



臨床画像評価セミナーの講師の方々と（筆者：右から 4 人目）

読者のページ

第 4 回臨床画像評価セミナーを受講して

東京大学医学部附属病院　放射線部　新川　翔太

2017 年 7 月 8, 9 日に国立がん研究センター中央病院で開催された第 4 回臨床画像評価セミナーに参加させていただきました。このセミナーに参加した理由は，画像評価に関する研究発表に対して強い意欲があったからです。私は以前，散乱線補正技術を用いた物理評価の発表を行いました。発表当時に独学で勉強はしましたが，画像評価についてわからない部分が多々あり，一から勉強し直したいと以前から思っていました。また，近年のディテクタや画像処理技術の進歩は目覚ましく，自施設においても定期的に機器更新が行われています。新たな装置導入に伴って適切な評価を行い，その有用性を臨床現場で活用することが最も重要であると考えています。これまでは正しい方法がわからず，自施設において物理評価や視覚評価はあまり行われていませんでした。今後は，自施設においても物理評価などの実験を積極的に行っていく必要があると感じたため，今回のセミナーを受講しました。

セミナーは 1 日目が 9:00～17:30，2 日目が 9:00～13:00 という日程で行われました。1 日目は入出力特性，NNPS，MTF，NEQ および DQE といった物理評価の測定法に関する内容でした。まずそれぞれの項目に関して講義を受けた後，個人が持参した PC を用いて演習を行いました。講義ではある程度手法について理解することができましたが，いざ演習が始まると講師の先生方の指示についていくだけで精一杯であり，各々の解析手順の意味について深く理解はできませんでした。ただ演習の途中で不明な点があれば，講師の先生方に丁寧に教えていただけたので非常に心強かったです。2 日目は，ROC や FROC 解析といった視覚評価に関する内容でした。演習では実際に観察者実験を行い，実験による観察者の負担の大きさを体験することができました。配布された EXCEL シートやソフトウェアなどの資料は非常にわかりやすく精巧であり，講師の先生方に大変感銘を受けました。1 日目終了後には懇親会があり，ご高名な先生方に疑問に思っていたことや研究に対する悩みなどのお話をさせていただき，非常に有意義な時間となりました。また，モチベーションの高い他の参加者の方々とも交流することができ，大きな刺激を受けました。

このセミナーを通じて，画像評価の重要性について改めて再認識することができました。労力は必要ですが，頂いた資料を用いてすぐに自施設で実験を始めたいと思います。内容が盛りだくさんで個人的には少しハードなスケジュールであると感じましたが，これほど参加して有意義なセミナーは間違いなく他にありません。画像評価に興味がある方は参加することを強くおすすめします！！

最後になりましたが，今回のセミナーを企画，開催していただきました日本放射線技術学会画像部会および東京支部の関係者の皆様に心より感謝申し上げます。

読者のページ

第 18 回 DR セミナーを受講して

豊橋市民病院　放射線技術室　**澤根　康裕**

私は、名古屋で 2 日間にわたって開催された第 18 回 DR セミナーに参加してきました。実際に講習を受け、感じたことを書いていきます

まず、私がこのセミナーに参加した理由です。昨年から一般撮影部署に配属になったことに伴い、画質評価の必要性を感じていました。そのためには、システムの物理評価からスタートかな・・・と思っていました。そこで目にしたのが、画像部会が開催している DR セミナー・・・ドはまりなセミナーがあるな！！参加は即決でした。発表や論文を書きたいというよりは、まず日常使用している装置の性能を測定する術を知りたい、画質評価方法を知りたい。あたり前なことですね。

セミナーの参加人数は 20 人程度で、講習される先生、私たちをバックアップしてくれる先生が 5 人程度いました。セミナー通して、講習生すべての人に気を配れる講師の数、丁度いいです。セミナーの予定人数と参加人数が同数だったため、申し込んで漏れてしまった方がいるかもしれません。参加登録はお早めに。

早速、セミナーの内容ですが、1 日目は、13:00-18:00 で物理評価の総論、入出力測定の講義・演習、MTF（エッジ・チャート法）の講義・演習をおこない、2 日目は、9:00-14:50 で NPPS の講義・演習、DQE の講義・演習、RAW Data の定義や取り出し方などの講義や演習を行いました。2 日間にわたって開催されたセミナーだったため、ホテルで疑問点が整理でき、2 日目に質問できます。1 日で詰め込んで行う講習と違って時間に余裕があり、内容・質問等を整理しやすく非常によかったと思います。時間配分ですが、遅れる人がないように講師の先生、バックアップの先生が気を配りながら進行してくれます。非常に丁寧で優しいです。セミナーの進行ですが、基本は放射線技術学会監修の標準デジタル X 線画像計測学に沿って、講習を行っていきます。非常にくわしく、丁寧に測定法・評価法が記載されている本ですが、本を読むだけだと理解できない部分が必ず出てきます。職場で解決できずに悩んでいる人は少なくないはずです。これから講習を受けようと思って、記事を読んでいる皆さん、本を買って、読んで、疑問点を先生方に質問してみるといいと思います。疑問点を整理してセミナーに臨むと解決でき、より理解が深まると思います。今回、測定方法の講習はありましたが、前回あった測定の実習がありませんでした。事前に本を読んで測定してみると疑問点ができ、このセミナーで解決できるはずです。

今回セミナーを受講した生徒は様々な目的を持っていたと思います。レベルも様々だと思いますが。講習の内容に沿ったものならばその都度、日常研究の悩みなどは、休憩時間等、疑問を先生方に投げかければ、解決又は、アドバイスをくれるはずです。この講習は、画像評価初心者から幅広い生徒に有用なセミナーだと感じました。ぜひ皆さん参加してみてください。

最後に１日目のセミナー後に行われた、懇親会ですが、参加するとよいと思います。講習をおこなってくれた先生はもちろん、今回セミナーに参加した生徒いろいろお話しできてもおもしろい！日常共通した悩みや、疑問点を生徒間で話すだけでもとても楽しいです。もちろんお酒が入っているので、仕事以外の話題でも盛り上がりました。このような、つながりはとても大切だと思います。

第 18 回 DR セミナーを受講して

神戸赤十字病院　放射線科部　　福嶋 英人

神戸赤十字病院の福嶋英人と申します。この度、第 18 回 DR セミナーに参加させて頂きました。当病院にも新しい FPD が導入され、ここ 1,2 年で複数のメーカーの FPD を使用することになりました。実際に使用してみると、画像処理や撮影線量が異なり、画像の見え方も各メーカー様々です。そこで、まず FPD の性能評価方法を習得しようと思ったことが、当セミナー参加のきっかけでした。

真夏の暑い時期に 3 連休内 2 日間のセミナーというだけで気落ちしそうになりましたが、実際にセミナーを受講し終えて、多くの知識を習得できました。 今回の参加者は 20 名程で、講師と受講生の距離が近く、分からないことはその場で教えてもらえることが当セミナーの一番のメリットかなと感じました。また、これまで参加した勉強会と違って、受講した内容をその場で実演できるので、習熟度が高かった印象があります。加えて、パソコン実習の前に講義があるため、予習と復習がセミナーの中で完結できる内容となっていました。さらに、ImageJ のマクロで解析可能なソフトが使用できたので、解析時間の短縮が可能となりました。Raw data の抽出など注意すべき点はありますが、これから当施設で解析等を行っていきたいと思っています。

また、講演後の飲み会にも参加させて頂きました。私は近畿圏に在住ですので、中部圏の施設の方々と話す機会を頂いて、とても新鮮でした。話をしてくうちに、いきなりビールしか飲まない宣言が始まったり、自衛隊との富士山登頂談に聞き入ったりして、お酒を飲み交わしながら楽しい時間を過ごしました。

今回のセミナーを通して得た知識をこれから生かしていきたいと思います。最後になりましたが、当セミナー開催に尽力された世話人の先生方に改めて、感謝申し上げます。ありがとうございました。

入門講座

視覚評価法の基礎　－視覚評価を始める前に－

日本医療科学大学　保健医療学部　小川　亙

視覚の特性を知ろう

診断の正確さや画質を主観的に評価する場合、個人差が大きいという壁にぶつかります。そもそも同じ画像を見ているのに、その画像の中に病変が見える人と見えない人が出てきます。また病変が見つかりやすい画像ではこの割合が変化します。このようなことは、病変に限らず、正常の解剖においても見られる現象です。

このことは、視覚が明るさを感じるだけの単なる検出器ではないことを示しています。人が病変のある画像から病変ありとするまでの過程には、認知と認識という知的データベースのフィルタにより濾過される過程が介在します。

定数測定法と尺度構成法

画像診断の正確さを図るには、定数測定法の一つである信号検出理論が ROC 解析という手法と組み合わされて使用されてきました。また画質の良し悪しを評価するには、尺度構成法の一つである一対比較法が使用されてきました。これらは、臨床画像を取り扱ううえで優れた方法であるといえます。

ROC 解析

ROC 解析は、臨床画像を観察し、その中に病変があるのか（それとも病変がないのか）を、観察者の視覚による検出能力と、知的データベースによる判断能力の両面から解析します。したがって、観察者が判断基準を変化させても得られた結果に影響を与えないという特徴があります。ただし ROC 解析では病変のありなしのみで、正しく病変を見ているのかどうかが明らかではありませんでした。この欠点を補う目的で、近年 FROC 解析や LROC 解析といった手法が考案されています。

一対比較法

画質の微妙な差を 1 枚ずつ提示される臨床画像から判断することは至難の業であるといえます。しかし画質の異なる 2 枚の画像の画質の差を答えるのであれば、比較的容易に答えることができます。この方法は一対比較法と呼ばれ、数種類の画質の異なる画像の画質の優劣を決定するのに優れた方法です。

専門講座

医用画像で用いられている画像処理

Image Processing to use by Medical Imaging

東海学院大学　健康福祉学部　**服部　真澄**

X 線画像は，アナログの時代からディジタル化によりコンピュータを用いる CR（computed radiogaraphy）が開発され，近年では FPD(flat panel detector)が開発され日常診療で使用されている．そして，ディジタル化とコンピュータ技術の進歩や FPD の進化によるクオリティの高い画像データを得られるようになったことから，画像処理アルゴリズムが進歩し画像処理の適用範囲も広がっている．しかし，その一方でディジタルシステムがブラックボックス化していると言われている．画像処理技術を活用するにはユーザーがその処理アルゴリズムの特徴を理解して利用できるかがポイントである．また，撮影された画像は、画像処理により臨床現場での好みによって変えることができるが，オリジナル画像の中にある診断に必要な情報が担保されているかを考えて使うことが重要と考える．

本講座では、鮮鋭度を調整する周波数処理、濃淡陰影および形状陰影をより自然な強調で表現するマルチ周波数処理、白飛びや黒つぶれを改善するダイナミックレンジ圧縮処理、粒状性を改善するノイズ抑制処理などの臨床でよく使う画像処理を中心に解説する．さらに，ディジタル特有のモアレを補正するグリッド除去処理、病棟撮影などの撮影業務を支援するための散乱線補正処理や CAD 技術を使った Bone Suppression 処理、経時差分処理についても概説する．

小寺吉衞先生の主な業績紹介

岐阜医療科学大学 保健科学部 放射線技術学科　**安田 成臣**

画像部会では，主に部会長を経験された先生方の退職時等に業績を紹介することになっているそうで，今年（平成 29 年）3 月 31 日付で 19 年間に亘り教鞭を執られた名古屋大学を定年退職された小寺吉衞先生の業績の執筆依頼がありました．

小寺先生は 1992 年 4 月から 1996 年 3 月まで第 3 代画像部会部会長（画像分科会分科会長）を，また，2007 年 4 月から 2011 年 4 月までは学会長（2011 年 2 月 18 日から公益社団法人化に伴い代表理事に名称変更）を務められ，医用放射線画像の分野並びに本学会に多大な貢献をされております．定年退職にあたっては，3 月 8 日（水）に名大にて「医用放射線画像の評価とその変遷」という題目で最終講義が行われ，3 月 11 日（土）には名古屋マリオットアソシアホテルにて退職祝賀会が開催されました．祝賀会には多方面から約 150 名の来席者があり，小寺先生の人脈の広さに改めて驚かされます．

惜しまれながらも定年退職された小寺先生ですが，寡聞浅学な門弟の身ながら，先生の業績をご紹介できることを大変光栄に思います．今後も種々の活動を通して医用画像分野の発展振興や後進の教育に取り組まれることと思いますが，名大の退職をひとつの区切りとして小寺先生の経歴及び主要な業績等を以下にまとめます．

Ⅰ．経歴

氏名: 小寺 吉衞（こでら よしえ）

1951 年（昭和 26 年）12 月　兵庫県生まれ
1974 年（昭和 49 年）3 月　宮崎大学工学部応用物理学科 卒業
1975 年（昭和 50 年）3 月　宮崎大学工学専攻科応用物理学専攻 修了
1978 年（昭和 53 年）10 月　広島大学歯学部歯科放射線学教室 助手
1980 年（昭和 55 年）3 月　シカゴ大学放射線科カート・ロスマン放射線像研究所 研究員（1983 年 2 月まで）
1990 年（平成 2 年）6 月　工学博士（広島大学）
1990 年（平成 2 年）9 月　広島大学歯学部附属病院歯科放射線科 講師
1993 年（平成 5 年）4 月　近畿大学工学部電子情報工学科 助教授
1998 年（平成 10 年）4 月　名古屋大学医学部保健学科 教授
2012 年（平成 24 年）4 月　名古屋大学大学院医学系研究科 教授
2017 年（平成 29 年）4 月　名古屋大学 名誉教授，京都医療科学大学 特任研究員

写真: 小寺吉衞先生．退職祝賀会にて．

Ⅱ．主な表彰

2006 年 6 月　医用画像情報学会賞
2015 年 4 月　日本放射線技術学会賞

Ⅲ．社会活動歴

ⅰ．JSRT 関係 － 役員

1988 年 4 月–1992 年 3 月　画像部会委員
1991 年 4 月–1993 年 3 月　将来構想委員会委員
1992 年 4 月–1994 年 3 月　専門委員会委員
1992 年 4 月–1994 年 3 月　研究奨励選考委員会委員
1992 年 4 月–1994 年 3 月　画像部会部会長
1993 年 4 月–1994 年 3 月　理事
1994 年 4 月–1996 年 3 月　画像分科会分科会長
1994 年 4 月–1995 年 3 月　調査研究小委員会委員長
1994 年 4 月–2007 年 3 月　企画委員会委員
1994 年 4 月–1995 年 3 月　表彰委員会委員
1995 年 4 月–1996 年 3 月　表彰委員会委員長
1995 年 4 月–1996 年 3 月　学会誌編集業務の外部委託に関する特別委員会委員
1995 年 4 月–1996 年 3 月　編集委員会副委員長
1995 年 4 月–2003 年 3 月　学術委員会委員
1995 年 4 月–2005 年 3 月　出版委員会委員
1995 年 4 月–2007 年 3 月　常務理事
1996 年 4 月–2001 年 3 月　表彰委員会委員
1996 年 4 月–2003 年 3 月　編集委員会委員長
1997 年 4 月–2002 年 3 月　医療情報システム小委員会委員
1999 年 4 月–2001 年 3 月　大会開催委員会委員
1999 年 4 月–2007 年 3 月　出版委員会教科書刊行班班長
2000 年 4 月–2001 年 3 月　表彰委員会委員
2000 年 4 月–2001 年 3 月　企画委員会臨床教授問題検討会議座長
2000 年 4 月–2003 年 3 月　将来構想特別委員会委員
2002 年 4 月–2003 年 3 月　医療情報委員会委員
2002 年 4 月–2007 年 3 月　スーパーテクノロジスト認定制度委員会委員長
2003 年 4 月–2005 年 3 月　医療安全対策小委員会委員

2003 年 4 月–2005 年 3 月　学術委員会委員長
2005 年 4 月–2007 年 3 月　大会開催委員会委員
2005 年 4 月–2007 年 3 月　学術委員会委員
2006 年 4 月–2007 年 3 月　医療機器と画像技術評価小委員会副委員長
2006 年 4 月–2007 年 3 月　広報委員会委員長
2007 年 4 月–2011 年 4 月　学会長（※平成 23 年 2 月 18 日から公益社団法人に移行したことにより代表理事に名称変更）
2011 年 4 月–2013 年 3 月　総務委員会委員
2011 年 4 月–　英語論文誌編集委員会副委員長
2016 年 4 月–　教育委員会 ミャンマー医療支援活動に対応するためのワーキンググループ委員

ⅱ. JSRT 関係 – 学術大会
2000 年度 第 57 回総会学術大会実行委員会（大会長）
2011 年度 第 1 回国際シンポジウム実行委員会（大会長）

ⅲ. JSRT 以外 – 役員
1998 年 6 月–2003 年 6 月　ISO/TC215（医療情報）国内対策委員
1998 年 4 月–2002 年 3 月　JMCP 理事
2001 年 5 月–2005 年 3 月　医療情報標準化推進（HELICS）協議会理事
2002 年 4 月–2005 年 8 月　JRC 理事
2002 年 6 月–2005 年 6 月　医用画像情報学会（MII）会長
2005 年 8 月–2011 年 6 月　JRC 副理事長
2006 年 6 月–2008 年 7 月　国際原子力機関（IAEA）専門委員

Ⅳ. 業績

ⅰ. 主な著書

1. 岡部哲夫, 藤田広志 編著, 小寺吉衛 分担執筆; 新・医用放射線科学講座 医用画像工学, 医歯薬出版, 2010
2. 奥田保男, 小笠原克彦, 小寺吉衛 編著, 小寺吉衛 共編者; 放射線技術学シリーズ 放射線システム情報学 – 医用画像情報の基礎と応用 –, オーム社, 2010
3. 東村享治 編集, 小寺吉衛 分担執筆; 診療放射線技師プロフェッショナルガイド, 文光堂, 2008
4. 土井邦雄 監訳, 桂川茂彦, 杜下淳次 編訳, 小寺吉衛 分担執筆; 胸部 X 線画像の生成, ICRU レポート 70 胸部 X 線写真の画質, 日本放射線技術学会出版委員会, 2005
5. 内田 勝 監修, 小寺吉衛, 藤田広志 編集; 基礎放射線画像工学, オーム社, 1998
6. 内田 勝 監修, 小寺吉衛, 藤田広志 編集; ディジタル放射線画像, オーム社, 1998
7. 日本放射線技術学会 編集, 小寺吉衛 分担執筆; 臨床放射線技術実験ハンドブック（上）, 通商産業研究社, 1996
8. 小寺吉衛 編著; 放射線受光系の特性曲線, 医療科学社, 1994
9. 大塚昭義, 小寺吉衛, 砂屋敷忠 編集; 実験画像評価 – 初学者のための実験入門書, 日本アクセル・シュプリンガー出版, 1994
10. 太田光雄 編集, 小寺吉衛 分担執筆; 基礎情報音響工学, 朝倉書店, 1992
11. 小寺吉衛 訳; 増感紙フィルム系の MTF とウィナースペクトル, 日本放射線技術学会出版委員会, 1987
12. Doi K, Kodera Y, Loo LN, et al.; MTF's and Wiener spectra of radiographic screen-film systems volume II (including speeds of screens, films, and screen-film systems), HHS Publication DRH, FDA86-8257, 1986

ⅱ. 主な論文

1. Ai Nakajima, Akiko Ihori, Hiroko Nishide, Shuji Koyama, Tsutomu Yamakawa, Shuichiro Yamamoto, Masahiro Okada, Yoshie Kodera; Detection of microcalcification and tumor tissue in mammography using a CdTe-series photon-counting detector, Proc. of SPIE Medical Imaging 2017: Physics of Medical Imaging, 10132, 1013247-1–1013247-8, 2017
2. Akiko Ihori, Chizuru Okamoto, Tsutomu Yamakawa, Shuichiro Yamamoto, Masahiro Okada, Ai Nakajima, Misa Kato, Yoshie Kodera,; Estimation of mammary gland composition using CdTe series detector developed for photon-counting mammography, Proc. of SPIE Medical Imaging 2016: Physics of Medical Imaging, 9783, 97832F-1–97832F-6, 2016
3. Chizuru Okamoto, Akiko Ihori, Tsutomu Yamakawa, Shuichiro Yamamoto, Masahiro Okada, Misa Kato, Ai Nakajima, Yoshie Kodera; Discrimination between normal breast tissue and tumor tissue using CdTe series detector developed for photon-counting mammography, Proc. of SPIE Medical Imaging 2016: Physics of Medical Imaging, 9783, 97832G-1–97832G-6, 2016
4. Ai Nakajima, Misa Kato, Chizuru Okamoto, Akiko Ihori, Tsutomu Yamakawa, Shuichiro Yamamoto, Masahiro Okada, Yoshie Kodera; Mammography Using the CdTe-Series Photon Counting Detector, IWDM 2016 Breast Imaging, LNCS 9699, 98–106, 2016
5. Hiroko Nishide, Kouji Ohta, Kaori Murata, Yoshie Kodera; Exposure Conditions According to Breast Thickness and Glandularity in Japanese Women, IWDM 2016 Breast Imaging, LNCS 9699, 408–414, 2016
6. Naoko Niwa, Misaki Yamazaki, Yoshie Kodera, Mika Yamamuro, Kanako Yamada, Yoshiyuki Asai, Koji Yamada; Exposure dose reduction for the high energy spectrum in the photon counting mammography: simulation study based on Japanese breast glandularity and thickness, Proc. of SPIE Medical Imaging 2015: Physics of Medical Imaging, 9412, 94124B-1–94124B-6, 2015
7. Shohei Okubo, Takayuki Shibata, Yoshie Kodera; The quantitative evaluation of the correlation between the magnification and the visibility-contrast value, Proc. of SPIE Medical Imaging 2015: Physics of Medical Imaging, 9412, 941256-1–941256-7, 2015
8. Takayuki Shibata, Shohei Okubo, Yoshie Kodera; Statistical estimation of the directional dependency of subject in visibility-contrast imaging with the x-ray

Talbot-Lau interferometer, Proc. of SPIE Medical Imaging 2015: Physics of Medical Imaging, 9412, 941255-1-941255-7, 2015
9. Hiroko Nishide, Yoshie Kodera; Relationship between radiation dose and reduced X-ray sensitivity surrounding breast region using CR stimulable phosphor plate for mammography, Proc. of SPIE Medical Imaging 2015: Physics of Medical Imaging, 9412, 94125K-1-94125K-6, 2015
10. Asumi Yamazaki, Cecilia Marini-Bettolo, Yoshie Kodera, Aldo Badano; Sharpness and noise characteristics of a half-mirror stereoscopic display, J. Society for Information Display, 1-7, Article first published online: 28 AUG, 2014
11. Sho Maruyama, Naoko Niwa, Misaki Yamazaki, Tsutomu Yamakawa, Tatsuya Nagano, Yoshie Kodera; Development of mammography system using CdTe photon counting detector for the exposure dose reduction, Proc. of SPIE Medical Imaging 2014: Physics of Medical Imaging, 9033, 903345-1-903345-9, 2014
12. Yuuki Houno, Toshimitsu Hishikawa, Ken-ichi Gotoh, Munetaka Naitoh, Eiichiro Ariji, Yoshie Kodera; Evaluation of the resolving potency of a novel reconstruction filter on periodontal ligament space with dental cone-beam CT: a quantitative phantom study, Proc. of SPIE Medical Imaging 2014: Physics of Medical Imaging, 9033, 90334O-1-90334O-8, 2014
13. Naoko Niwa, Misaki Yamazaki, Sho Maruyama, Yoshie Kodera; Development of Mammography System Using CdTe Photon Counting Detector for Exposure Dose Reduction - Study of Effectiveness of the Spectrum by Simulation -, IWDM 2014 Brest Imaging, LNCS 8539, 468-474, 2014
14. Misaki Yamazaki, Niwa Naoko, Sho Maruyama, Yoshie Kodera; Development of Mammography System Using CdTe Photon-Counting Detector for Exposure Dose Reduction - Evaluation of Image Quality in the Prototype System -, IWDM 2014 Brest Imaging, LNCS 8539, 475-481, 2014
15. Takayuki Shibata, Shohei Okubo, Daiki Iwai, Junko Kiyohara, Sumiya Nagatsuka, Yoshie Kodera; Investigation of Dependence on the Object Orientation in Visibility-Contrast Imaging with the X-Ray Talbot-Lau Interferometer, IWDM 2014 Brest Imaging, LNCS 8539, 482?487, 2014
16. Asumi Yamazaki, Katsuhiro Ichikawa, Yoshie Kodera, Masao Funahashi; Overall noise characteristics of reduced images on liquid crystal display and advantages of independent subpixel driving technology, Medical Physics, 40, 021901-1-021901-8, 2013
17. Akiko Ihori, Naotoshi Fujita, Akihiro Sugiura, Naruomi Yasuda, Yoshie Kodera; Phantom-based comparison of conventional versus phase-contrast mammography for LCD soft-copy diagnosis, Int. Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 8, 621-633, 2013
18. Yuki Saito, Maki Sakai, Naotoshi Fujita, Yoshie Kodera; Reduction of patient dose in digital mammography: simulation of low-dose image using computed radiography system and flat panel detector system, Proc. of SPIE Medical Imaging 2013: Physics of Medical Imaging, 8668, 86684K-1-86684K-6, 2013
19. Takamitsu Morikawa, Yoshie Kodera; Identification of depth information with stereoscopic mammography using different display methods, Proc. of SPIE Medical Imaging 2013: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment, 8673, 86730M-1-86730M-16, 2013
20. Masaki Asahara, Yoshie Kodera; Computerized scheme for evaluating mammographic phantom images, Medical Physics, 39, 1609-1617, 2012
21. Asumi Yamazaki, Katsuhiro Ichikawa, Masao Funahashi, Yoshie Kodera; Theoretical demonstration of image characteristics and image formation process depending on image displaying conditions on liquid crystal display, Proc. of SPIE Medical Imaging 2012: Physics of Medical Imaging, 8313, 83181R-1-83181R-13, 2012
22. Yuki Saito, Aya Kawai, Naotoshi Fujita, Maki Yamada, Yoshie Kodera; Reduction of patient dose in digital mammography: simulation of low-dose image from a routine dose, IWDM'12 Proc. of the 11th international conference on Breast Imaging, 611-618, 2012
23. Maki Yamada, Yuri Kato, Naotoshi Fujita, Yoshie Kodera; Evaluation of the quality of image for various breast composition and exposure conditions in digital mammography, Proc. of SPIE Medical Imaging 2011: Physics of Medical Imaging, 7961, 79615D-1-79615D-9, 2011
24. Akiko Horii, Chihiro Kataoka, Daigo Yokoyama, Naotoshi Fujita, Naruomi Yasuda, Akihiro Sugiura, Yoshie Kodera; Comparison of the detection rates in reduced image by difference of interpolation method, Proc. of SPIE Medical Imaging 2011: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment, 7966, 2011
25. Yui Hayashi, Maki Yamada, Yukiyoshi Kimura, Naotoshi Fujita, Yoshie Kodera; Study of signal-to-noise ratios considered human visual characteristics, Proc. of SPIE Medical Imaging 2011: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment, 7966, 79661S-1-79661S-7, 2011
26. Yukiyoshi Kimura, Daigo Yokoyama, Naotoshi Fujita, Yoshie Kodera; Evaluation of image quality characteristics of reduction image in high resolution liquid crystal display, Proc. of SPIE Medical Imaging 2011: Biomedical Applications in Molecular, Structural, and Functional Imaging, 7965, 796526-1-796526-8, 2011
27. Rieko Ito, Naotoshi Fujita, Yoshie Kodera; Examination of the dental cone-beam CT equipped with flat-panel-detector (FPD), Proc. of SPIE Medical Imaging 2011: Physics of Medical Imaging, 7961, 79615Q-1-79615Q-12, 2011
28. Yuri Kato, Naotoshi Fujita, Yoshie Kodera; A consideration of the signal-to-noise ratio in phase contrast mammography, Proc. of SPIE Medical Imaging 2010: Physics of Medical Imaging, 7622, 762247-1-

762247-12, 2010
29. Maki Yamada, Yuri Kato, Naotoshi Fujita, Yoshie Kodera; Optimization of the exposure parameters with signal-to-noise ratios considering human visual characteristics in digital mammography, Proc. of SPIE Medical Imaging 2010: Physics of Medical Imaging, 7622, 762244-1-762244-10, 2010
30. Daigo Yokoyama, Yukiyoshi Kimura, Yasuhiro Imanishi, Naotoshi Fujita, Yoshie Kodera; Noise characteristics of the reduction image displayed on liquid crystal display in digital mammography, Proc. of SPIE Medical Imaging 2010: Physics of Medical Imaging, 7622, 762248-1-762248-8, 2010
31. Maki Yamada, Yuri Kato, Naotoshi Fujita, Yoshie Kodera; Optimization of the exposure parameters with signal-to-noise ratios considering human visual characteristics in digital mammography, 10th International Workshop on Digital Mammography (IWDM) 2010 Proc., LNCS 6136, pp.583-590, 2010
32. 安田成臣, 小寺吉衛; X 線 CT における検出器の標本化間隔に対する投影データ値の応答解析, 岐阜医療科学大学紀要, 3, 177-183, 2009
33. Yuichiro Tsuchiya, Yoshie Kodera, Rie Tanaka, Shigeru Sanada; Quantitative kinetic analysis of lung nodules using the temporal subtraction technique in dynamic chest radiographies performed with a flat panel detector, Journal of Digital Imaging, 22(2), 126-135, 2009
34. Yuri Kato, Naotoshi Fujita, Yoshie Kodera; Study of signal-to-noise ratio in digital mammography, Proc. of SPIE Medical Imaging 2009: Physics of Medical Imaging, 7258, 72582Z-1-72582Z-10, 2009
35. Naotoshi Fujita, Asumi Yamazaki, Katsuhiro Ichikawa, Yoshie Kodera; A Simple Method for Evaluating Image Quality of Screen-Film System Using A High-Performance Digital Camera, Proc. of SPIE Medical Imaging 2009: Physics of Medical Imaging, 7258, 72584Z-1-72584Z-9, 2009
36. Asumi Yamazaki, Katsuhiro Ichikawa, Yoshie Kodera; Investigation of physical image characteristics and phenomenon of edge enhancement by phase contrast using equipment typical for mammography, Medical Physics, 35(11), 5134-5150, 2008
37. Katsuhiro Ichikawa, Mikio Hasegawa, Naohiro Kimura, Hiroko Kawashima, Yoshie Kodera; A new resolution enhancement technology using the independent sub-pixel driving for the medical liquid crystal displays, IEEE Journal of Display Technology, 4(4), 377-382, 2008
38. Katsuhiro Ichikawa, Yoshie Kodera, Aya Nishimura, Mikio Hasegawa, Naohiro Kimura, Akihiro Takemura, Kosuke Matsubara; Analysis method of noise power spectrum for medical monochrome liquid crystal displays, Radiological Physics and Technology, 1, 201-207, 2008
39. Naotoshi Fujita, Katsuhiro Ichikawa, Takanori Hara, Yoshie Kodera; Comparison of MTFs in X-ray CT images between measured by current method and considered linearity in low contrast, Proc. of SPIE Medical Imaging 2008: Physics of Medical Imaging, 6913, 69133O-1-69133O-8, 2008
40. Katsuhiro Ichikawa, Yoshikazu Nishi, Shigeo Hayashi, Mikio Hasegawa, Yoshie Kodera; Noise reduction effect in super-high resolution LCDs using independent sub-pixel driving technology, Proc. of SPIE Medical Imaging 2008: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment, 6917, 69171F-1-69171F-8, 2008
41. Naruomi Yasuda, Yoko Ishikawa, Yoshie Kodera; Improvement of edge response in multi-detector row CT by high-spatial-frequency sampling of projection data, International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 1, 311-320, 2007
42. Masumi Hattori, Shuji Koyama, Yoshie Kodera, Yosuke Kogure, Yasushi Ido, Hirofumi Asano; Automated measurement of medical temporal lobe atrophy by computed tomography, International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 1, 321-330, 2007
43. Katsuhiro Ichikawa, Yoshie Kodera, Yoshikazu Nishi, Sigeo Hayashi, Mikio Hasegawa; Development of a new resolution enhancement technology for medical liquid crystal displays, Proc. of SPIE Medical Imaging 2007: PACS and Imaging Informatics, 6516, 65160W-1-65160W-8, 2007
44. Naruomi Yasuda, Yoko Ishikawa, Yoshie Kodera; Enhancement of edge response in same matrix size of X-ray CT image without special image processing, Proc. of SPIE Medical Imaging 2007: Physics of Medical Imaging, 6510, 65102O-1-65102O-12, 2007
45. Asumi Yamazaki, Katushiro Ichikawa, Yoshie Kodera; Evaluation of physical image characteristics of phase contrast mammography, Proc. of SPIE Medical Imaging 2007: Physics of Medical Imaging, 6510, 65103A-1-65103A-12, 2007
46. Yuichiro Tsuchiya, Yoshie Kodera, Rie Tanaka, Shigeru Sanada; Quantitative kinetic analysis of lung nodules by temporal subtraction technique in dynamic chest radiography with a flat panel detector, Proc. of SPIE Medical Imaging 2007: Computer-Aided Diagnosis, 6514, 65143H-1-65143H-10, 2007
47. 服部真澄, 小山修司, 小寺吉衛; 動的輪郭モデルを用いた側脳室下角領域抽出法の改良, 日本放射線技術学会雑誌, 63(8), 862-870, 2007
48. Katsuhiro Ichikawa, Yoshie Kodera, Hiroshi Fujita; MTF measurement method for medical displays by using a bar-pattern image, Journal of the Society for Information Display, 14(10), 831-837, 2006
49. Akira Iwasaki, Yoshie Kodera, Junichi Hirota, Mamoru Kubota, Hitoshi Kimura, Tsunemi Osanai, Sukehiro Kudo, Yoshinao Abe; Theoretical considerations for evaluating the degree of random-periodicity of radiographic noise, Applied Radiation and, Isotopes, 54(1), 19-26, 2006
50. Naruomi Yasuda, Yoko Ishikawa, Yoshie Kodera; Improvement of image quality in MDCT by high-frequency sampling of x-, y- and z-direction, Proc. of SPIE Medical Imaging 2006: Image Processing, 6144, 61446C-1-61446C-8, 2006

51. Yuichiro Tsuchiya, Yoshie Kodera; Development of patient collation system by kinetic analysis for chest dynamic radiogram with flat panel detector, Proc. of SPIE Medical Imaging 2006: PACS and Imaging Informatics, 6145, 61451A-1-61451A-9, 2006
52. Akiko Horii, Miho Takamura, Katsuhiro Ichikawa, Yoshie Kodera, Mitsuru Ikeda, Takeo Ishigaki; Measurement of MTFs for monochrome and color liquid crystal displays, Proc. of SPIE Medical Imaging 2006: Visualization, Image-Guided Procedures, and Display, 6141, 61411P-1-61411P-8, 2006
53. Katsuhiro Ichikawa, Yoshie Kodera, Akiko Horii; Novel NPS measurement method for medical liquid crystal displays, Proc. of SPIE Medical Imaging 2006: Physics of Medical Imaging, 6142, 61423H-1-61423H-8, 2006
54. 市川勝弘, 小寺吉衛, 大橋一也, 杉山雅之, 宮地利明, 藤田広志; 等解像度画像を用いたCTの性能評価, 日本放射線技術学会雑誌, 62(4), 522-528, 2006
55. Yoko Ishikawa, Naruomi Yasuda, Yoshie Kodera; Examination of threshold value in wavelet noise processing for chest X-ray CT image, Igaku Buturi (Jpn J Med Phys) , 25(Sup 3-1): 236-239, 2005
56. 岩崎 晃, 小寺吉衛, 廣田淳一, 久保田 護, 木村 均, 長内恒美, 工藤亮裕, 阿部由直; 画像ノイズの不規則性・周期性の程度を評価することに関する理論的考察, 医学物理, 25 (2), 49-58, 2005
57. Takekazu Ando, Yuichiro Tsuchiya, Yoshie Kodera; Fundamental Study of Compression for Movie Files of Coronary Angiography, Proc. of SPIE Medical Imaging 2005: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment, 5749, 425-435, 2005
58. Miho Takamura, Akiko Higaki, Yoshie Kodera; Analysis of Factors that Affect DQE in Digital Mammography, Proc. of SPIE Medical Imaging 2005: Physics of Medical Imaging, 5745, 1217-1228, 2005
59. Yuichiro Tsuchiya, Yoshie Kodera; Development of Kinetic Analysis Technique for PACS Management and Screening Examination in Dynamic Radiography, Proc. of SPIE Medical Imaging 2005: PACS and Imaging Informatics, 5748, 256-266, 2005
60. 土屋裕一郎, 小寺吉衛, 渡辺一夫, 大川剛史, 岩崎照夫, 中村真也, 法橋一生, 伊藤生也; 時系列スペクトロスコピーによる生理運動の分離と解析および時系列ベクトル解析による呼吸位相検出, 静岡県立総合病院医学雑誌, 19, 135-142, 2005
61. Yuichiro Tsuchiya, Yoshie Kodera; Development of a kinetic analysis technique for PACS management and a screening examination in dynamic radiography, 日本放射線技術学会雑誌, 61, 1666-1674, 2005
62. Akiko Horii, Aya Chihara, Katsuhiro Ichikawa, Yoshie Kodera, Mitsuru Ikeda, Takeo Ishigaki; Measurement of Modulation Transfer Functions for Liquid Crystal Displays by Rectangular Waveform Analysis , 日本放射線技術学会雑誌, 61, 1651-1655, 2005
63. Naruomi Yasuda, Yoshie Ishikawa, Yoshie Kodera; Improvement of image quality in chest MDCT using nonlinear wavelet shrinkage with trimmed-thresholding, 日本放射線技術学会雑誌, 61, 1599-1608, 2005
64. Yoshie Kodera, Miho Takamura, Emi Tsuboi, Masahisa Ogawa, Rie Suzuki, Aya Chihara, Akiko Horii, Masamitsu Shima, Yoshihito Machida; Determination of imaging performance of a digital mammography, Proc. of SPIE Medical Imaging 2004: Physics of Medical Imaging, 5368, 743-750, 2004
65. Ikeda, M., Ishigaki, T., Shimamoto, K., Kodera, Y., Koyama, S., Usami, H., Kato, K.; Influence of monitor luminance change on observer performance for detection of abnormalities depicted on chest radiographs, Investigative Radiology, 38(1), 57-63, 2003
66. 吉田 彰, 朝原正喜, 岡田弘治, 東田善治, 本田 貢, 西原貞光, 村上康則, 小寺吉衛, 大塚昭義; 最近の感材の特性と評価, 日本放射線技術学会雑誌, 58, 251-257, 2002
67. 吉田 彰, 朝原正喜, 大塚昌彦, 隅田博臣, 東田善治, 村上康則, 杜下淳次, 吉田堅一, 小寺吉衛, 大塚昭義; 増感紙/フィルム系の画質因子の経年的測定, 日本放射線技術学会雑誌, 58, 322-329, 2002
68. Takeo Ishigaki, Mitsuru Ikeda, Hisashi Usami, Satoshi Hidano, Kazuhiro Shimamoto, Yoshie Kodera; Verification of clinical test objects for diagnostic quality-guaranteed CRT monitor based on the visual evaluation, Proc. of SPIE Medical Imaging 2002: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment, 4686, 347-355, 2002
69. Junji Shiraishi, Sigehiko Katsuragawa, Junpei Ikezoe, Tsuneo Matsumoto, Takeshi Kobayashi, Kenichi Konatsu, Mitate Matsui, Hiroshi Fujita, Yoshie Kodera, Kunio Doi; 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, American Journal of Roentgenology, 174(1), 71-74, 2000
70. 西原貞光, 藤田広志, 大塚昭義, 滝川 厚, 小寺吉衛, 山内秀一; ドライタイプ・レーザイメージャの入出力特性の測定に関する問題点, 日本写真学会誌, 61(5), 296-299, 1998
71. 隅田博臣, 大塚昭義, 吉田賢一, 東田善治, 勝田昇, 肥合康弘, 吉田 彰, 朝原正喜, 小寺吉衛, 大塚昌彦, 砂屋敷忠; 増感紙の発光量と相対感度に関する研究, 日本放射線技術学会雑誌, 52(4), 505-510, 1996
72. Miyata, S., Ohta, M., Ito, K., Hayami, K., Naito, K., Kodera, Y.; A study on the statistical characteristics of speckle in ultrasonic B-mode imaging, Acustica, 81, 84-89, 1995
73. Ikuta, A., Ohta, M., Kodera, Y., Fujita, M., Wada, T.; An improved stochastic restoration method using digital filter for medical x-ray images contaminated by quantum mottles, MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, 13(1), 22-29, 1995
74. Kodera, Y., Higashida, Y., Yoshida, A., Asahara, M., Hiai, Y., Hujimura, Y.; A relationship between physical evaluation for image qualities of medical x-ray images and visual impression for chest phantom x-ray images, 近畿大学工学部研究報告, 28, 33-43, 1994
75. 大塚昌彦, 砂屋敷忠, 藤田 實, 小寺吉衛, 谷本啓二, 和田卓郎; 頭部X線規格撮影法へのair gap法を併用

したCRシステムの応用，歯科放射線，34(4)，264-271，1994
76. Hatakeyama，K.，Ohta，M.，Kodera，Y.，Fujita，M.，Wada，T.；A state estimation method for stochastic systems by using a wide-sense digital filter with a smoother in a hierarchical form and its applications to the actual problems in acoustics and medical x-ray images，Proceedings of International Symposium on Information Theory and Its Applications '94，1-6，1994
77. Hatakeyama，K.，Ohta，M.，Kodera，Y.，Fujita，M.，Wada，T.；A state estimation method for stochastic systems by using a wide-sense digital filter with smoother in a hierarchical form and its applications to the restoration of degraded medical x-ray images，Proceedings of the 26th ISCIE International Symposium on Stochastic Systems Theory and Its Applications，39-44，1994
78. 東田善治，肥合康弘，高田卓雄，高橋睦正，朝原正喜，稲津 博，岡田弘治，菊地 務，小寺吉衛，中村光夫，畑川政勝，藤村良夫，山下一也，吉田 彰；わが国における増感紙 - フィルム系のMTFの測定精度の比較（全ての測定過程における相互比較），医用画像情報学会雑誌，11(2)，73-80，1994
79. 東田善治，肥合康弘，高田卓雄，高橋睦正，朝原正喜，稲津 博，岡田弘治，菊地 務，小寺吉衛，中村光夫，畑川政勝，藤田広志，藤村良夫，山下一也，吉田 彰，若松孝司；わが国における増感紙 - フィルム系のMTFの測定精度の比較（スキャニング過程における相互比較），医用画像情報学会雑誌，11(1)，22-29，1994
80. Ikuta，A.，Ohta，M.，Kodera，Y.，Fujita，M.，Wada，T.；An improved stochastic restoration method using digital filter for medical x-ray images contaminated by quantum mottles with varying variance，Proceedings of the second Asian/Pacific international symposium on instrumentation，measurement and automatic control，1297-1300，1993
81. Kodera，Y.，Higashida，Y.，Yoshida，A.，Asahara，M.，Hiai，Y.，Hujimura，Y.；A correlation between visual impression and physical evaluation for image qualities of medical x-ray images，Proceedings of the second Asian/Pacific international symposium on instrumentation，measurement and automatic control，370-374，1993
82. Higashida，Y.，Moribe，N.，Hiai，Y.，Katsuda，N.，Dodanuki，S.，Hatemura，M.，Takada，T.，Kodera，Y.，Fujimura，Y.；Speed，resolution，and noise properties of radiographic screen-film systems，熊本大学医療技術短期大学部紀要，3，23-34，1993
83. 丸石博文，砂屋敷忠，藤田 實，小寺吉衛，和田卓郎；モンテカルロ計算による非平衡電子領域の検討（水と鉛の境界），日本放射線技術学会雑誌，48(6)，867-874，1992
84. Ogawa，M.，Tanimoto，K.，Kodera，Y.，Suei，Y.，Taguchi，A.，Tomita，S.，Furuki，Y.，Fujita，M.，Wada，T.；Image salvage in panoramic radiography using histogram optimization，Dentomaxillofacial Radiology，20，83-92，1991
85. 太田光雄，生田 顯，三谷康夫，小寺吉衛，小川正晃，藤田 實，和田卓郎；拡張した回帰分析法による医用X線画像の一復元，電子情報通信学会論文誌 D-II，J74-D-II(3)，442-452，1991
86. 太田光雄，畠山一達，生田 顕，小寺吉衛；カルマン・フィルタの階層的拡張における一方法論的試みと室内音場における状態推定，システム制御情報学会雑誌，3(11)，339-348，1990
87. 橋田昌弘，大塚昭義，杜下淳次，小寺吉衛，山内秀一，上田克彦，迎 英紀，中西 敬；CRT観察系における低コントラスト物質の検出能 - CT画像について -，日本放射線技術学会雑誌，46(7)，890-895，1990
88. 砂屋敷忠，小寺吉衛，山根由美子，池尻美知子，小川正晃，藤田 實，和田卓郎，上村修三郎；同時7層断層撮影法の画質特性，歯科放射線，30(1)，15-22，1990
89. 小寺吉衛；医用X線画像の画質改善に関する計測とディジタル処理の研究〔学位論文〕，広島大学，1-175，1990
90. Ohta，M.，Miyata，S.，Kodera，Y.；A probabilistic method for the evaluation of sound intensity fluctuations in an absorbent reverberation room，Acustica，71(3)，147-151，1990
91. Ohta，M.，Ikuta，A.，Mitani，Y.，Kodera，Y.，Ogawa，M.，Fujita，M.，Wada，T.；A new restoration method for medical x-ray images with optical blurs and quantum mottles，Trans. of IEICE，E73(5)，670-678，1990
92. 太田光雄，肖業貴，小寺吉衛；入力暗騒音に汚された任意楽音入力下の遮音システムに関する一同定理論と実験，日本音響学会誌，46(5)，376-382，1990
93. 小川正晃，砂屋敷忠，山根由美子，小寺吉衛，和田卓郎；ディジタル画像処理によるグリッド像の除去，日本放射線技術学会雑誌，46(1)，1-6，1990
94. 藤田 實，小寺吉衛，安富慶昌，砂屋敷忠，山田 純，谷本啓二，和田卓郎；パノラマX線写真の解像力，広島大学歯学雑誌，21(2)，346-351，1989
95. 太田光雄，佐藤 和，小寺吉衛；多次元ガウス場の多点観測に基づく相関あるエネルギー確率分布特性と拡散音場の揺らぎ評価，第12回情報理論とその応用シンポジウム予稿集，775-780，1989
96. 太田光雄，生田 顯，三谷康夫，小寺吉衛，小川正晃，藤田 實，和田卓郎；X線画像におけるボケ・雑音処理の新たな改善法と医療診断への適用，第12回情報理論とその応用シンポジウム予稿集，407-412，1989
97. 太田光雄，生田 顯，三谷康夫，小寺吉衛，小川正晃，藤田 實，和田卓郎；X線画像におけるボケ・雑音処理の新たな改善法と医療診断への適用，第4回ディジタル信号処理シンポジウム講演論文集，237-242，1989
98. 太田光雄，生田 顯，三谷康夫，小寺吉衛，小川正晃，藤田 實，和田卓郎；X線画像におけるボケ・雑音処理の新たな改善法と医療診断への適用，工学・生物学における不規則現象解析の諸問題，統計数理研究所共同研究レポート，20，100-105，1989
99. Ogawa，M.，Kodera，Y.，Tomita，S.，Wada，T.；A filter for use in lateral cephalography，Oral Surgery Oral Medicine and Oral Pathology，68(5)，666-669，1989
100. 生田 顯，太田光雄，小寺吉衛，小川正晃，藤田 實，和田卓郎；広義ディジタル・フィルタに基づくX線画

像の新たな雑音処理法と医療診断への適用，第 21 回確率システムシンポジウム，119-122，1989
101. 太田光雄，生田 顯，三谷康夫，小寺吉衛，小川正晃，藤田 實，和田卓郎；医用Ｘ線画像のボケ・雑音処理における回帰モデルからの一改善法，第21回確率システムシンポジウム，115-118，1989
102. 田口 明，藤田 實，末井良和，池尻美知子，小川正晃，小寺吉衛，砂屋敷忠，上村修三郎，和田卓郎；顎関節特殊撮影に伴う患者被曝線量の測定 － X 線断層撮影及び CT 撮影について －，歯科放射線，29(3)，363-374，1989
103. Chang, B., Ohta, M., Ikuta, A., Kodera, Y.; A regression analysis matched to the prediction of response probability distribution under the existence of additional noise and its application to acoustic environment, Proceedings of the 1st China-Japan International Symposium on Instrumentation, Measurement and Automatic Control, 415-422, 1989
104. Ikuta, A., Ohta, M., Kodera, Y.; A state estimation method based on a digital filter with hierarchical algorithm form for acoustic systems under existence of additional noise, Proceedings of the 1st China-Japan International Symposium on Instrumentation, Measurement and Automatic Control, 400-407, 1989
105. 肥合康弘，東田善治，勝田 昇，高橋睦正，小寺吉衛，藤村良夫；クロスオーバ減少増感紙の画像特性，日本放射線技術学会雑誌，45(7)，854-866，1989
106. 太田光雄，高木尚光，小寺吉衛；任意非定常入力下における線形確率システムの動的パラメータ推定法．ディジタル・フィルターによる一信号処理と残響計測，第 3 回ディジタル信号処理シンポジウム講演論文集，315-320，1988
107. 安富慶昌，小川正晃，小寺吉衛，藤田 實，砂屋敷忠，和田卓郎；回転パノラマ X 線写真撮影における被写体投影像 － 断層域周辺での変化 －，歯科放射線，28(4)，472-480，1988
108. 小川正晃，小寺吉衛，藤田 實，安富慶昌，砂屋敷忠，谷本啓二，和田卓郎；医用 X 線画像処理システムの開発と口腔領域への応用，歯科放射線，28(3)，292-301，1988
109. 池原菜穂子，小寺吉衛，谷本啓二，山根由美子，砂屋敷忠，小川正晃，和田卓郎；歯科用自動現像機の品質管理，歯科放射線，28(3)，259-266，1988
110. 東田善治，勝田 昇，同田貫誠志，肥合康弘，平田幸徳，守部伸幸，高橋睦正，小寺吉衛；増感紙-フィルム系の感度の測定 2. 相対感度および絶対感度の測定，日本放射線技術学会雑誌，44(4)，435-448，1988
111. 東田善治，勝田 昇，同田貫誠志，肥合康弘，平田幸徳，守部伸幸，高橋睦正，小寺吉衛；増感紙-フィルム系の感度の測定 1. 絶対感度の測定，日本放射線技術学会雑誌，44(4)，425-434，1988
112. Fujita, M., Kodera, Y., Ogawa, M., Wada, T., Doi, K.; Digital image processing of periapical radiographs, Oral Surgery Oral Medicine and Oral Pathology, 65(4), 490-494, 1988
113. 藤田 實，安富慶昌，小川正晃，小寺吉衛，砂屋敷忠，富田真一，古木良彦，谷本啓二，和田卓郎；口内法Ｘ線写真撮影における防護前掛の効果，歯科放射線，28(1)，32-38，1988
114. 藤田 實，安富慶昌，小川正晃，砂屋敷忠，小寺吉衛，山根由美子，池原菜穂子，定成 隆，和田卓郎；口内法 X 線写真撮影における甲状腺防護カバーの効果，歯科放射線，28(1)，26-31，1988
115. 小寺吉衛，小川正晃，砂屋敷忠，池原菜穂子，山根由美子，吉田 彰，和田卓郎；歯科用Ｘ線フィルムの粒状性，歯科放射線，28(1)，16-25，1988
116. 小川正晃，小寺吉衛，藤田 實，砂屋敷忠，谷本啓二，和田卓郎；医用画像処理システムの開発，第 18 回画像工学コンファレンス論文集，119-122，1987
117. Fujita, M., Kodera, Y., Ogawa, M., Tanimoto, K., Sunayashiki, T., Wada, T., Doi, K.; Digital image processing of dentomaxillofacial radiographs, Oral Surgery Oral Medicine and Oral Pathology, 64(4), 485-493, 1987
118. 小川正晃，谷本啓二，砂屋敷忠，青山正幸，富田真一，古木良彦，小寺吉衛，藤田 實，和田卓郎；口腔領域単純Ｘ線撮影に伴う被曝線量の測定，歯科放射線，27(3)，329-336，1987
119. 安富慶昌，小川正晃，砂屋敷忠，小寺吉衛，藤田實，和田卓郎；回転パノラマ X 線写真撮影時における装置周囲の空間線量分布，広島大学歯学雑誌，19(1)，442-445，1987
120. 藤田 實，安富慶昌，小川正晃，小寺吉衛，砂屋敷忠，安田 純，青山正幸，今川裕敏，和田卓郎；口内法 X 線写真撮影における X 線防護前掛の最適鉛当量に関する検討，広島大学歯学雑誌，19(1)，429-432，1987
121. 青山正幸，安富慶昌，安田 純，徳嶺秀美，良知直美，富田真一，古木良彦，小川正晃，小寺吉衛，藤田 實，谷本啓二，砂屋敷忠，和田卓郎；口内法 X 線規格撮影の再現性，広島大学歯学雑誌，19(1)，231-236，1987
122. Higashida, Y., Moribe, N., Hiai, Y., Dodanuki, S., Katsuta, N., Kodera, Y.; Interlaboratory comparison of experimental results on MTF for screen-film systems, Japanese Journal of Radiological Technology, 6, 45-48, 1987
123. 東田善治，守部伸幸，肥合康弘，洞田貫誠志，勝田昇，小寺吉衛；二つの施設における増感紙-フィルム系の MTF の測定精度の比較，日本放射線技術学会雑誌，43(4)，460-466，1987
124. 小川正晃，小寺吉衛，古木良彦，藤田 實，谷本啓二，砂屋敷忠，和田卓郎；X 線映画における画像処理の試み，歯科放射線，26(4)，287-295，1986
125. 谷本啓二，山田建二郎，小寺吉衛，今川裕敏，米田尚登，砂屋敷忠，小川正晃，和田卓郎，山内和夫；片面増感紙・片面乳剤フィルムによるセファログラムの画質改善に関する臨床的検討，日本矯正歯科学会雑誌，45(1)，48-55，1986
126. 小寺吉衛，谷本啓二，砂屋敷忠，池原菜穂子，山根由美子，富田真一，小川正晃，藤田 實，和田卓郎；頭部Ｘ線規格写真における増感紙フィルム系の評価，歯科放射線，26(1)，23-30，1986
127. 小寺吉衛，谷本啓二，小川正晃，池原菜穂子，山根由美子，砂屋敷忠，藤田 實，定成 隆，和田卓郎；

歯科領域における新しいグリッドとカセッテの応用，歯科放射線，25(4)，267-274，1985
128. Kodera, Y., Doi, K., Chan, H.P.; Absolute speeds of screen-film systems and their absorbed-energy constants, Radiology, 151(1), 229-236, 1984
129. Kodera, Y., Schmidt, R.A., Chan, H.P., Doi, K.; Backscatter from metal surfaces in diagnostic radiology, Radiology, 150(1), 231-234, 1984
130. Kodera, Y., Chan, H.P., Doi, K.; Effect of collimators on the measurement of diagnostic x-ray spectra, Physics in Medicine and Biology, 28(7), 841-852, 1983
131. Schmidt, R.A., Chan, H.P., Kodera, Y., Doi, K., Chen, C.T.; Evaluation of cassette performance: physical factors affecting patient exposure and image contrast, Radiology, 146(3), 801-806, 1983
132. Leh-Nien D. Loo, Kunio Doi, Masamitsu Ishida, Charles E. Metz, Heang-Ping Chan, Yoshiharu Higashida, Yoshie Kodera; An Empirical Investigation Of Variability In Contrast-Detail Diagram Measurements, Proc. of SPIE Application of Optical Instrumentation in Medicine XI, 0419, 68-76, 1983
133. 小寺吉衛，藤田 實，谷本啓二，和田卓郎；歯科用 X 線フィルムの特性と診断的評価，広島大学歯学雑誌，12，63-67，1980
134. 小寺吉衛；高感度増感紙フィルム系の S/N 比による粒状性の評価，日本放射線技術学会雑誌，36，386-388，1980
135. 小寺吉衛，藤田 實，谷本啓二，和田卓郎，山根由美子，竹内知行；Intraoral X-Ray Tube の焦点の Modulation Transfer Function，歯科放射線，20(2)，112-120，1980
136. Suguru Uchida, Yoshie Kodera, Hiroshi Inatsu; Image quality of reversal-developed x-ray film with reference to density, Japanese Journal of Applied Physics, 18(19), 1951-1957, 1979
137. 小寺吉衛，上村修三郎，速水昭宗，角田 明；歯科領域における反転現像の応用，歯科放射線，19(1)，47-5，1979
138. 西原平八，朴 昌植，角田 明，上村修三郎，淵端 孟，小寺吉衛；いわゆるオルソパントモグラフィーの像成立原理に関する研究，歯科放射線，19(1)，39-46，1979
139. 藤田広志，浜島一夫，堀口和裕，小寺吉衛，内田 勝；放射線受光系における相反則不軌特性，放射線像研究，7，18-23，1977
140. 御前博澄，広井芳紀，小寺吉衛，田中嘉津夫，内田 勝，稲津 博；Negative X-ray film と Reversal X-ray film の粒状性の比較，放射線像研究，7，13-17，1977
141. 山下一也，若松孝司，長畑 弘，内田 勝，田中嘉津夫，小寺吉衛；ROC 曲線によるフィルム-増感紙系の評価，放射線像研究，6，30-35，1976
142. 内田 勝，稲津 博，小寺吉衛；反転現像による X 線写真像の画質改良，応用物理，45(5)，417-423，1976
143. 内田 勝，稲津 博，小寺吉衛；反転 X 線フィルムの空間周波数特性，放射線像研究，5，62-67，1975
144. Suguru Uchida, Hiroshi Inatsu, Yoshie Kodera; Spatial frequency characteristics of reversal x-ray films, Japanese Journal of Applied Physics, 14(11), 1827-1828, 1975

ⅲ．主な解説等

1. 小寺吉衛；合理的なモニタ配置を考える － 臨床的、経営的な視点からの高精細モニタ配列を中心に，新医療，405，115-118，2008
2. 小寺吉衛；超音波画像の仕組み － 音で見る体の組織 －，Views Radiology，9(2)，53-57，2007
3. 小寺吉衛；医用画像のディジタル化の特徴，日本放射線技術学会雑誌，61，660-665，2005
4. 小寺吉衛 訳；ICRU レポート 70 胸部 X 線写真の画質 第 3 章 胸部 X 線画像の生成，ICRU レポート 70 胸部 X 線写真の画質，70，39-50，2005
5. 小寺吉衛；ISO 知っておくべき新しい診療理念，日本医師会雑誌付録，133，121-123，2005
6. 小寺吉衛；デジタル mammography の評価と品質管理，Views Radiology，5(2)，22-26，2003
7. 小寺吉衛；医療機関における ISO，日本医師会雑誌，129，1617-1619，2003
8. 丸橋一夫，隅田博臣，角田 明，船橋逸雄，遠藤 敦，三島 章，小寺吉衛，早川吉彦，大塚昭義；歯牙のディジタル画像表示システム検討，日本放射線技術学会雑誌，59，927-931，2003
9. 倉西 誠，飯山清美，伊藤 一，大石茂雄，大山永昭，小寺吉衛，谷内田益義；放射線検査におけるオーダリングの実態調査班報告，日本放射線技術学会雑誌，59，360-368，2003
10. 前越 久，松本満臣，池添潤平，石山 忍，小寺吉衛，冨吉 司，藤田 透，藤田広志，堀田勝平，森 克彦，土井邦雄；日本放射線技術学会将来構想特別委員会・答申「教育制度変革に伴う本学会の将来ビジョン」，日本放射線技術学会雑誌，59，66-84，2003
11. 小寺吉衛；ECR における IHE の動き，Views Radiology，4(2)，18-19，2002
12. 片渕哲朗，塚越伸介，宮地利明，村松禎久，山本智朗，真田 茂，藤田広志，小寺吉衛；社会人としての大学院 － 職場と大学 －，日本放射線技術学会雑誌，58，1-13，2002
13. 小寺吉衛；モニタの現状と課題 － 液晶を含めて，新医療，29(9)，119-121，2002
14. 小寺吉衛；評価する，JIRA テクニカルレポート，11(1)，1，2001
15. 小寺吉衛；保健医療情報と国際化 －ISO/TC215 の動向，日本放射線技術学会雑誌，57(3)，319-324，2001
16. 小寺吉衛；画像評価の話，健康文化振興財団紀要，27，35-38，2000
17. 小寺吉衛；CRT 診断はどこまで可能か，新医療，292，92-94，1999
18. 煎本正博，宮崎 茂，江口陽一，酒井幸雄，小寺吉衛；21 世紀の Digital Imaging － 最先端医療の現場リポート座談会：X 線平面検出器をめぐって，日本放射線技術学会雑誌，55(9 号付録)，2-9，1999
19. 小寺吉衛；医療情報と国際化，歯科放射線，38(2)，85-86，1998
20. 小寺吉衛，大塚昭義，西村貞光，吉田 彰，朝原正喜，隅田博臣，東田善治；ディジタル X 線画像系の感度に対する一提案，日本放射線技術学会雑誌，52(11)，1589-1592，1996

21. 小寺吉衛; 特集「画像評価の周辺」2. Exposure – 露光量 or 照射線量 –, JAMP ニュース, 11(2), 2, 1995
22. 小寺吉衛; 特集「画像評価の周辺」1. 画像の評価 – 画像系の評価 –, JAMP ニュース, 11(2), 1-2, 1995
23. 小寺吉衛; 医学と工学の間, JIRA テクニカルレポート, 5(2), 65, 1995
24. 小寺吉衛; 非対称増感紙フィルム系の信号伝達特性, 放射線医学物理, 15(1), 23-29, 1995
25. 小寺吉衛; 増感紙-フィルム系の特性と画質に与える効果・影響 粒状性, INNERVISION, 9(4)別冊, 24-31, 1994
26. 小寺吉衛; 画像評価法 [5] 8. まとめ, 日本放射線技術学会雑誌, 49(4), 627-629, 1993
27. 小寺吉衛, 和田卓郎, 藤田 實, 伊藤勝陽, 内藤久美子, 生田 顯, 太田光雄; がん初期微小病変と検出のための X 線画像処理法の開発, 平成 3 年度科学研究費補助金 一般研究(B)研究成果報告書 研究課題番号: 02454458, 1-116, 1992
28. 東田善治, 朝原正喜, 小寺吉衛, 肥合康弘, 藤村良夫, 吉田 彰, 山下一也; 物理特性と視覚特性の対応について, 日本放射線技術学会雑誌, 48(12), 2127-2135, 1992
29. 小寺吉衛; 画像評価法 [1] 1. 総論, 日本放射線技術学会雑誌, 48(10), 1845-1847, 1992
30. 小寺吉衛; 画質評価の ABC (7) 視覚特性から見た光量の定義, 広島県放射線技師会誌, 7, 27-32, 1991
31. 小寺吉衛; 画質評価の ABC (6) X 線画像の粒状性, 広島県放射線技師会誌, 6, 15-19, 1991
32. 小寺吉衛, 宮崎泰一, 湯野川靖章, 大塚昭義, 砂屋敷忠; 第 4 回メディカルイメージングフォーラム ディジタル画像の臨床応用, 映像情報 MEDICAL, 22, 1409-1426, 1990
33. 小寺吉衛; 画質評価の ABC (5) 雑音について, 広島県放射線技師会誌, 5, 25-27, 1990
34. 小寺吉衛; 画質評価の ABC (4) MTF の意味, 広島県放射線技師会誌, 4, 24-27, 1990
35. 小寺吉衛; 画質評価の ABC (3), 広島県放射線技師会誌, 3, 5-9, 1989
36. 小寺吉衛; 画質評価の ABC (2), 広島県放射線技師会誌, 2, 7-11, 1989
37. 小寺吉衛; 検出量子効率 (DQE) と雑音等価量子数 (NEQ), 画像通信, 12, 3-16, 1989
38. 大塚昭義, 小寺吉衛, 砂屋敷忠, 中野 務, 東田善治, 吉本政弘, 橋田昌弘, 松本 健, 山下一也; 医療被曝低減班報告, 日本放射線技術学会雑誌, 45(6), 767-791, 1989
39. 小寺吉衛, 大久敏弘, 田中 勲, 岡田弘治, 近藤 隆司, 藤村良夫, 升屋亮三, 山下一也; 放射線画像系の粒状性の測定法 (Ⅱ), 日本放射線技術学会雑誌, 44(1), 44-62, 1988
40. 小川正晃, 小寺吉衛, 藤田 實, 砂屋敷忠, 谷本啓二, 和田卓郎; ワークステーションを用いた医用 X 線画像処理システムの開発, 映像情報 MEDICAL, 20, 1311-1317, 1988
41. 小寺吉衛; 画質評価の ABC (1), 広島県放射線技師会誌, 1, 9-11, 1988
42. 小寺吉衛; 〈特集〉非線形世界のものさし – 放射線受光系の特性曲線, INNERVISION, 3(11), 50-51, 1988
43. 小寺吉衛; 画質のものさし – 放射線で描く画像の世界 (最終回) Ⅲ. MTF の測定における注意点, INNERVISION, 3(8), 48-51, 1988
44. 小寺吉衛; 画質のものさし – 放射線で描く画像の世界 8 Ⅲ. MTF の測定 – スリット法, INNERVISION, 3(7), 60-64, 1988
45. 小寺吉衛; 画質のものさし – 放射線で描く画像の世界 7 Ⅲ. MTF の測定 – 矩形波チャート法, INNERVISION, 3(5), 52-56, 1988
46. 小寺吉衛; 画質のものさし – 放射線で描く画像の世界 6 Ⅲ. MTF の測定 – フィルム特性曲線, INNERVISION, 3(3), 69-71, 1988
47. 小寺吉衛; 画質のものさし – 放射線で描く画像の世界 5 Ⅲ. MTF の定義, INNERVISION, 3(2), 66-68, 1988
48. 小寺吉衛; 画質のものさし – 放射線で描く画像の世界 4 Ⅱ. 画像の結像論 – 放射線画像系の結像, INNERVISION, 3(1), 58-60, 1988
49. 小寺吉衛; 画質のものさし – 放射線で描く画像の世界 Ⅱ. 画像の結像論 – 重畳積分, INNERVISION, 2(12), 54-55, 1987
50. 小寺吉衛; 画質のものさし – 放射線で描く画像の世界 Ⅱ. 画像の結像論 – フーリエ変換, INNERVISION, 2(11), 58-60, 1987
51. 小寺吉衛, 小川正晃, 藤田 實, 和田卓郎; 高精細デジタル画像処理システム, INNERVISION, 2(10), 45-48, 1987
52. 小寺吉衛; 画質のものさし – 放射線で描く画像の世界 Ⅰ. 画質評価とは, INNERVISION, 2(10), 37-39, 1987
53. 小寺吉衛, 大久敏弘, 田中 勲, 岡田弘治, 近藤隆司, 藤村良夫, 升屋亮三, 山下一也; 放射線画像系の粒状性の測定法 (Ⅰ), 日本放射線技術学会雑誌, 43(12), 1743-1768, 1987
54. 小寺吉衛, 土井邦雄, 陳衡萍; シカゴ大学における医用画像研究について – 増感紙フィルム系の感度と X 線吸収特性 –, 日本放射線技術学会雑誌, 41, 516-531, 1985
55. 浅田修市, 平田俊文, 柴山麿樹, 土井偉誉, 森内 巌, 小寺吉衛; EMI-1000 における基礎的研究 – 半価値について –, 映像情報 MEDICAL, 10, 489-494, 1978

(2017 年 7 月現在)

大学/研究室/研究会紹介

関西地区 CR 研究会の紹介
～30 周年の軌跡とこれからの挑戦！～

関西地区 CR 研究会　代表幹事　**中前光弘**
（奈良県立医科大学附属病院）

はじめに

平成 29 年 4 月日本放射線技術学会総会において，平成 28 年度「梅谷賞」の表彰が行われた．研究会創立 30 周年を記念する年に素晴らしい勲章をいただいた．この場をお借りして幹事一同，深謝の意を表する．

写真１：小倉代表理事から表彰を受け取る著者

写真２：左から船橋 前代表幹事、著者、西池 幹事、樫山 副代表幹事と表彰状を手に喜ぶ(総会会場にて)

研究会発足からの軌跡

昭和 61(1986)年 11 月に発起人会が発足し，62 年 2 月 13 日に記念すべき第 1 回関西地区 CR 研究会が開催され（主な研究会の開催を表に示した），今年で 31 年の歴史を持つ研究会である．当時，Fuji Computed Radiography(FCR)が普及していない時代に一般撮影におけるディジタルシステムにスポットを当てた勉強会は，先人たちの“挑戦”でもあった．

「発表抄録集 No.1」(平成元年 1 月 28 日発行)の「はじめに」で，発起人のひとり事務局担当の伊藤　博先生（兵庫医科大学病院）が『医用画像の様変わりがあっても，技術の果たすべき役割は変わるものではないと考えますが，旧態然とした技術像では「たかが技師」であり，この研究会がはたす技師の役目は「されど技師」とならねばならないと考えます』と記している．この精神を初代代表幹事の佐野晃誠先生（松下記念病院），二代目の船橋正夫先生（大阪府立病院：

当時)，三代目の著者へと引き継ぎ，当研究会を長年支えてきた原動力になっている．

FCR の普及と共に各地で同様の研究会が催されるようになり，2000 年頃には平面検出器(FPD: flat panel detector)の登場で，多くの研究会がDR(digital radiography)研究会と改称していく中でも「関西地区 CR 研究会」は，CR を名乗り続けてきた．これは，FCR のユーザー会として活動していた経緯や画像理論から臨床応用の創意工夫まで“一般撮影”の臨床現場に則した情報発信を強く意識しているためである．

当研究会の活動は，年間４回の定例会で，最新技術の紹介などを中心に，また不定期な超基礎講座や画像処理セミナーで，初学者を対象とした基礎知識の普及に力を入れて開催している．その一環として，書籍「CR 超基礎講座」と「超基礎講座　CR の実践」を発行している．前者は，画像処理のブラックボックス化への挑戦の書であり，技術の果たす役割を十分に理解していただける初学者の入門書である．また後者は，フリーソフト Image J を使って日常診療で使用している CR の画像処理を実践するというコンセプトで行ったセミナーを体験できる内容である．

詳しくは，研究会のホームページ(http://kansai-crken.kenkyuukai.jp)　でも紹介している．

記念すべき 31 年目の第 74 回定例会は，6 月 24 日に開催された．テーマは「ダイナミック処理」で，これは新しい発想で開発された画像処理の技術であり，開発側の講演とユーザーの使用報告があった．（写真３，４）

表　主な研究会の開催日時と参加者数

1987.2.13	第１回研究会	不明
1988.6.17	第５回研究会	58 名
1990.2.3	第 10 回研究会	84 名
1991.11.8	第 15 回研究会	102 名
1993.6.11	第 20 回研究会	120 名
1995.10.13	第 25 回研究会	93 名
1997.5.31	CR 教育セミナー	不明
1997.2.21	第 30 回研究会	87 名
1998.11.13	第 35 回研究会	125 名
2000.2.25	第 40 回研究会	81 名
2001.11.30	第 45 回研究会	111 名
2002.9.28	関西画像研究会との合同勉強会	不明
2004.4.16	第 50 回研究会	115 名
2004.6.26	基礎セミナー	278 名
2007.4.26	第 55 回研究会	91 名
2008.3.8	関西画像研究会との合同研究会（JSRT 近畿部会助成事業）	93 名
2008.6.21	超基礎講座	386 名
2009.11.6	第 60 回研究会	53 名
2010.6.26	関西地区ＣＲ研究会特別編（一般撮影を極める）	216 名
2012.6.9	超基礎講座	274 名
2013.10.25	第 65 回研究会	106 名
2015.2.11	特別企画　画像処理セミナー	42 名
2015.12.11	第 70 回研究会	65 名
2016.6.19	超基礎講座	345 名
2016.7.29	第 72 回研究会	114 名
2017.6.24	第 74 回研究会	148 名
	記念祝賀会	68 名

写真３：第 74 回定例会の様子

写真４：パネルディスカッション

記念祝賀会

第 74 回定例会終了後に創立 30 周年と梅谷賞受賞を記念して祝賀会が催された．幹事や名誉幹事を中心に 70 名程度の参加者が集まり，初代代表幹事　佐野先生や元富士フイルムメディカル　朝比氏など研究会に貢献された先人たちと昔話に花を咲かせ，今後の夢を語り合った．

写真：創立 30 周年ならびに梅谷賞受賞記念祝賀会

最後に（これからの挑戦）

診療放射線技師なら誰でもできると思われていた「一般撮影」も画像処理や検出器の多様化に伴い「ディジタル一般撮影」という誰にでも簡単に使いこなせない新しいモダリティになったと感じている.

一方で 2015 年 J-RIME が「最新の国内実態調査に基づく診断参考レベルの設定(DRLs2015)」を発表した. これによって, 各施設が適正な線量で画像を提供できているのか？国民から注目をあびる時代がやって来た.

本研究会は, 活動拠点を関西地区に置いているが, 書籍の発行やホームページの活用で, より多くの方々に, 引き続き「ディジタル一般撮影」における臨床現場で役立つ情報を発信していきたい. お声がかかれば全国どこでも講演会を開催する覚悟はできている.

関西地区 CR 研究会の存在価値は, 診療放射線技師の皆さまが「たかが技師」では無く「されど技師」であるためのお手伝いだと信じているからである.

新委員紹介

画像部会委員に就任して

北里大学メディカルセンター　**柳田　智**

本年度より，画像部会の委員を務めさせていただきます北里大学メディカルセンターの柳田智です．画像部会長の白石先生をはじめ諸先輩の部会委員の先生方の指導を仰ぎながら，会員の皆様の臨床や研究に少しでもお役に立てるように務めてまいりたいと思います．

私は，これまで関東支部傘下の関東 DR 研究会の幹事として研究会設立時より 10 年来活動して参りました．関東 DR 研究会では年２回の講演会と年２回のセミナーを開催しています．その活動の中で，多くの会員から画像領域の研究についての疑問点の問い合わせを研究会にいただきます．研究を行う上では，多くの疑問点が出てくるのは当然だと思います．その疑問点を自身で調べて解決するのも良いのですが，同じ領域の研究をしている人たちが集まる集会に参加することが最短の近道です．私自身も画像部会の集まりで，研究の疑問点を白石先生に相談することをきっかけに，自分の研究を論文にまとめることができました．会員の皆様方におかれましても，是非画像部会の各種セミナーやシンポジウムにご参加いただき，ディスカッションを通して研究の疑問点を解決し，画像の研究領域から多くの論文が投稿されることを期待いたします．その一助が担えるよう，私自身も努力しますのでよろしくお願い申し上げます．

新委員紹介

画像部会委員に就任して

東北大学病院　診療技術部放射線部門　**小野寺　崇**

今年度より画像部会委員を務めさせていただくことになりました東北大学病院の小野寺崇です。歴史の長い画像部会の委員として活動していくことに不安はありますが、白石部会長はじめ諸先輩方の指導を仰ぎながら職務を全うする所存です。

私は卒業以降、ずっと大学病院に勤務してきたため様々な装置や症例を扱ってまいりました。臨床現場は研究テーマの宝庫であるとよくいわれますが、まさにそのとおりだと感じております。現場で感じた疑問は、当事者が実験や測定をとおして解決することでそのまま研究テーマに移行することができます。私に与えられた任務の一つは会員の皆様にこの事実を周知し、研究そのものが医療への貢献であると認識してもらうことだと思っております。

現部会長が就任して以来、画像部会では「臨床に役立つ画像の評価」をメインテーマとして活動しております。現在、各モダリティにおいて様々な技術が開発され、臨床の現場では様々な画像が提出されていますが、その全てが有用かといえばその限りではないと考えます。本当に医療に貢献する技術なのかどうか吟味していく必要性を感じています。

画像部会では様々なセミナーを開催しております。その全てが「臨床に役立つ画像の評価」を行うためのツールです。会員の皆様にはぜひ積極的にセミナーに参加していただき、技術を習得していただければと思います。私自身もセミナーや画像部会をとおして皆様とディスカッションすることで知見を深めていければと思います。何卒よろしくお願い致します。

新委員紹介

画像部会委員に就任して

広島国際大学　保健医療学部　診療放放射線学科　**山本　めぐみ**

今年度より画像部会委員会を担当させて頂くことになりました．主なお仕事は「画像通信」の編集です．よろしくお願いいたします．自己紹介ですが，大学＆近隣の病院で技師として働いています.画像部会(当時は画像分科会)との初めての出会いは画像の研究を始めた学生時代になります．その頃よりずっと医用画像に関する研究を行っております．近年は機械学習を用いた画像処理をメインとした研究をしており，特に DSA(Digital Subtraction Angiography)法の開発を行っています．造影前のマスク像の撮影を不要にし，ライブ画像から直接マスク像を生成することで，検査時間の短縮や被ばくの軽減を目標としています．

これから白石部会長の下で「臨床で役立つ評価」をテーマとした活動を通じて，急速に進化し続ける画像処理技術に対応できる基礎,そして応用できる知識を会員の皆様と一緒に勉強をして参りたいと思います。また，会員の皆様が画像部会の企画や画像通信の発行を楽しみにして頂けるよう努めて参ります．どうぞよろしくお願いいたします．

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

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

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

【標準ディジタル画像データベース[胸部腫瘤陰影像] DICOM 版 ダウンロード入手先】
URL: http://imgcom.jsrt.or.jp/download/ （画像部会 HP → ダウンロード）

【内容および仕様】 腫瘤陰影像 154 画像，非腫瘍陰影像 93 画像
1 画像容量約 8MB，Dicom データ，2048 x 2048 マトリクス，
0.175mm ピクセルサイズ，4096(l2bit)グレイスケール

【参考文献】

1) Shiraishi J，Katsuragawa S，lkezoe J，Matsumoto T，Kobayashi T，Komatsu K，Matsui M，Fujita H，Kodera Y，Doi K: Development of a digital image database for chest radiographs with and without a lung nodule: Receiver operating characteristic analysis of radiologists' detection of pulmonary nodules. A jR 174:71-74，2 000.

【標準ディジタル画像データベースを用いた，または関連した研究】

１．引用文献の概要（全 174 編，Scopus 調べ，2016 年 1 月現在）
Academic Radiology:6　AJR(American Journal of Roentgenology): 4，　EJR: 4，
IEEE Trand. Med. Img: 7, J Dig Img:4　Medical Image Analysis: 4, Medical Physics: 7, Radiology: 4, その他海外論文:17, その他国内論文: 2, Proceedings: 38

２．主な海外論文

1) Li Q, Katsuragawa S, Doi K: Improved contralateral subtraction images by use of elastic matching technique. Medical Physics, 27: 1934-42, 2000
2) van Ginneken B, Ter Haar Romeny BM, Viergever MA: Computer-aided diagnosis in chest radiography: A survey. IEEE Transactions on Medical Imaging, 20: 1228-41, 2001
3) Baydush AH, Catarious Jr DM, Lo JY, et al.: Computerized classification of suspicious regions in chest radiographs using subregion Hotelling observers. Medical Physics, 28: 2403-09, 2001
4) Li Q, Katsuragawa S, Doi K: Computer-aided diagnostic scheme for lung nodule detection in digital chest radiographs by use of a multiple-template matching technique. Medical Physics, 28: 2070-76, 2001
5) Arimura H, Katsuragawa S, Li Q, Ishida T, Doi K: Development of a computerized method for identifying the posteroanterior and lateral views of chest radiographs by use of a template matching technique. Medical Physics, 29: 1556-61, 2002
6) Tsukuda S, Heshiki A., Katsuragawa S,et al.: Detection of lung nodules on digital chest radiographs: Potential usefulness of a new contralateral subtraction technique. Radiology, 223: 199-203, 2002
7) Shiraishi J, Abe H, Engelmann R, Doi K: Effect of High Sensitivity in a Computerized Scheme for Detecting Extremely Subtle Solitary Pulmonary Nodules in Chest Radiographs: Observer Performance Study. Academic Radiology, 10: 1302-11, 2003
8) Rapp-Bernhardt U, Roehl FW, Gibbs RC, et al.: Flat-panel X-ray detector based on amorphous silicon versus asymmetric screen-film system: Phantom study of dose reduction and depiction of simulated findings. Radiology, 227: 484-492, 2003
9) Kakeda S, Moriya J, Sato H, et al.: Improved Detection of Lung Nodules on Chest Radiographs Using a Commercial Computer-Aided Diagnosis System. AJR, 182: 505-510, 2004
10) Suzuki, K, Shiraishi, J, Abe H, et al.: False-positive reduction in computer-aided diagnostic scheme for detecting nodules in chest radiographs by means of massive training artificial neural network. Academic Radiology, 12: 191-201, 2005
11) Shiraishi J, Abe H, Li F,et al.: Computer-aided Diagnosis for the Detection and Classification of Lung Cancers on Chest Radiographs. ROC Analysis of Radiologists' Performance. Academic Radiology, 13: 995-1003, 2006

12) Usami H Ikeda M, Ishigakil T, Fukushima H, Shimamoto K: The influence of liquid crystal display (LCD) monitors on observer performance for the detection of nodular lesions on chest radiographs. European Radiology, 16: 726-732, 2006
13) Campadelli P, Casiraghi E, Artioli D: A fully automated method for lung nodule detection from postero-anterior chest radiographs. IEEE Transactions on Medical Imaging, 25: 1588-1603, 2006
14) Loog M, Van Ginneken B: Segmentation of the posterior ribs in chest radiographs using iterated contextual pixel classification. IEEE Transactions on Medical Imaging, 25: 602-611, 2006
15) Shiraishi J, Li Q, Suzuki K,et al.: Computer-aided diagnostic scheme for the detection of lung nodules on chest radiographs: Localized search method based on anatomical classification. Medical Physics, 33: 2642-2653, 2006
16) Pesce LL, Metz CE: Reliable and Computationally Efficient Maximum-Likelihood Estimation of "Proper" Binormal ROC Curves. Academic Radiology, 14: 814-829, 2007
17) Shi Y, Qi F, Xue Z.,et al.: Segmenting lung fields in serial chest radiographs using both population-based and patient-specific shape statistics. IEEE Transactions on Medical Imaging, 27: 481-494, 2008
18) Bessho Y, Yamaguchi M, Fujita H., Azuma M: Usefulness of Reduced Image Display Size in Softcopy Reading. Evaluation of Lung Nodules in Chest Screening. Academic Radiology, 16: 940-946, 2009
19) Aoki T, Oda N, Yamashita Y, Yamamoto K, Korogi Y: Usefulness of Computerized Method for Lung Nodule Detection in Digital Chest Radiographs Using Temporal Subtraction Images. Academic Radiology, 18: 1000-1005, 2011
20) Armato III SG, McLennan G, Bidaut L, et al.: The Lung Image Database Consortium (LIDC) and Image Database Resource Initiative (IDRI): A completed reference database of lung nodules on CT scans.

このデータベースの問い合わせ先;
白石順二(熊本大学)　j2s@kumamoto-u.ac.jp

画像部会入会のご案内

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

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

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

［入会資格］日本放射線技術学会の会員であること．

［入会方法］Web 上（https://www.jsrt.or.jp/data/procedure/bunka-01/）から，お申し込み下さい．

［年会費と会員特典について］

1．専門部会の会員登録システムと年会費の変更について

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

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

2．専門部会誌の電子化について

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

3．専門部会員の特典について

（1）セミナーおよび講習会への参加費の割引

平成 27 年度より，登録されている専門部会が開催するセミナーや講習会の参加費を割引します．割引額および対象となるセミナーや講習会は各専門部会で決定されますが，基本的には会員（該当する専門部会員でない正会員）参加費から 2,000 円程度の割引となります．ただし，他団体との共催分については割引は適用されません．

（2）専門部会誌の優先閲覧

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

編集後記

これまで，自分自身は，「若手！」と感じながら業務に，研究に勤しんで参りました．しかし，自分としては“身に余る責任ある仕事”が多く舞い込んできます．画像部会委員としての活動も，その“身に余る責任ある仕事”の一つです．大先輩たちが行う研究活動をぼんやり眺める立場より，中堅として牽引しなくてはいけない立場になったのかもしれません．

一方で，ご存知のように技術は日進月歩進んでおり，専門としている画像領域では，人工知能の革命といわれる Deep Learning（深層学習）が主役となっている．日本放射線技術学会秋季学術大会，総会などにおいても少しずつ Deep Learning を使用した研究が散見されるようになってきた．このような新技術の前では，私も「牽引する研究者」どころか，まさに「初学者」に戻り，多くの研究者とともに学ぶ立場になってしまう．そのように考えると，中堅，ベテランに関わらず牽引する・先頭に立つという肩の荷を下ろし，自分が楽しいと思うテーマや学びたいテーマを提案できる立場でいいのではないかと感じている．それは業務でも同じであり，自分が楽しい・苦労した出来事でないと，魅力的に伝えられないのかも知れない．

近年，Radiomics や Radiogenomics といった用語を耳にするようになってきた．Radiomics とは画像やデータをもとに解析，学習を行う．さらに，Radiogenomics とは，さらに一歩踏み込んで医用画像に遺伝子情報を組み込んで解析，学習を行う．これらの考え方は，放射治療分野より広がってきた概念であり，CAD 技術の大きなトレンドとなりつつある．そのような観点からも第 82 回画像部会では，放射線治療部会との共催で「放射線治療領域における画像処理研究の可能性と未来」を開催する．このように，画像部会，本学会においても新たな研究分野への挑戦を　中堅として　初学者として　真摯に心躍らしていきたい．

（NS 記）

画像通信　Vol.40 No.2(通巻'79)
発行日　2017 年 10 月 1 日
発行所　公益社団法人 日本放射線技術学会
〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東錺屋町 167
TEL075-354-8989 FAX075-352-2556　e-mail：office@jsrt.or.jp
発行者 公益社団法人 日本放射線技術学会 画像部会 部会長 白 石 順 二

画　像　通　信　　通巻七九号　　VOL.40 No2　AUTUMN 2017