

Communication of the Imaging Group of the JSRT

画像通信

2018 年 10 月

Vol.41 No.2(通巻 81)

☆ 第 84 回画像部会『優れた胸部単純 X 線写真とはどういう画像か?』

Educational Lecture

1. 「ドクター X 線はどのように読影しているのか」

滋賀医科大学呼吸器内科 長尾 大志

2. 「臨床画像評価の原点: 胸部単純 X 線像で研究しよう! 『優れた胸部単純 X 線写真とはどういう画像か? 全衛連の評価から』」

丸の内病院 平野 浩志

Intellectual Discussion

1. 「胸部単純 X 線像の評価法」

熊本大学大学院 生命科学研究部 白石 順二

2. 「胸部単純 X 線像における CAD 研究」

帝京大学福岡医療技術学部診療放射線学科 桂川 茂彦

3. 「デジタル胸部 X 線像研究の変遷」

コニカミノルタ株式会社 笠井 聡

☆ 技術紹介:

①「デジタル X 線画像診断装置『FUJIFILM DR CALNEO Dual』」

富士フイルムメディカル株式会社 武山 佳裕

②「『胸部単純 X 線 CAD アプリケーション』Bone Suppression 処理の紹介」

コニカミノルタ株式会社 勝原 慎介

☆ 読者のページ:

①「第 10 回 ROC セミナーに参加して」

NTT 東日本札幌病院 放射線科 川原 大典

②「第 10 回 ROC セミナーに参加して」

北海道社会事業協会帯広病院 小笠原 一洋

③「第 10 回 ROC セミナーを受講して」

JA 北海道厚生連 網走厚生病院 医療技術部 放射線技術科 二俣 芳浩

④「第 10 回 ROC セミナーに参加して」

NTT 東日本札幌病院 放射線科 八十嶋 伸敏

⑤「第 5 回臨床画像評価セミナーに参加して」

国立がん研究センター中央病院 武藤 千尋

⑥「第 5 回臨床画像評価セミナーを受講して」

城西放射線技術専門学校 診療放射線学科 渡邊 淳

⑦「第 5 回臨床画像評価セミナーを受講して」

帝京大学医学部附属病院 中央放射線部 成田 悠

☆ 専門部会講座(入門編): 「X 線画像の解像特性」

鈴鹿医療科学大学 東出 了

☆ 専門部会講座(入門編): 「X 線画像のノイズ特性」

東北大学病院 診療技術部放射線部門 小野寺 崇

☆ 温故知新 ~過去の教えから学ぶ~: 「その2 標準デジタル画像データベース」

画像部会長 白石 順二

☆ 大学/研究室/研究会紹介:

①「北海道支部デジタル画像専門委員会の活動紹介」

NTT 東日本札幌病院放射線科 鈴木 信昭

②「Whilhelm Camp の紹介」

東北大学大学院医学系研究科保健学専攻 佐藤 和宏

☆ 国際会議案内・報告:

①「CARS2018 参加報告」

東京大学附属病院 コンピュータ画像診断学/予防医学講座 竹永 智美

②「WC2018 参加報告」

広島国際大学 保健医療学部 山本 めぐみ

☆ 画像部会 HP「研究情報サイト」の紹介: 「画像部会『研究情報サイト』のご案内」

岐阜大学教育学部技術教育講座 福岡 大輔

☆ 標準デジタル画像データベース(胸部腫瘍陰影像)の紹介

☆ 画像部会入会案内



公益社団法人 日本放射線技術学会
画像部会

第 85 回 画像部会予告

日 時：2019 年 4 月 12 日(金)

会 場：パシフィコ横浜

テーマ「放射線技術学研究におけるディープラーニング」

Educational Course：

「ディープラーニングを始めるために必要な知識（仮題）」

Intellectual Discussion：

- 1) 環境設定（仮題）
- 2) フレームワークの選択（仮題）
- 3) 放射線技術学研究への応用例（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 範充	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	鈴鹿医療科学大学保健衛生学部	raryo@suzuka-u.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@hiroko-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 84 回画像部会プログラム

日 時：2018 年 10 月 6 日（土）8:50～11:50

会 場：仙台国際センター 第 7 会場(展示室 3)

テーマ「臨床画像評価の原点：胸部単純 X 線像で研究しよう！」

1. Educational Lecture：

「優れた胸部単純 X 線写真とはどういう画像か？」

司会 金沢大学 田中 利恵

1. 医師の立場から 滋賀医科大学 長尾 大志

2. 技師の立場から 丸の内病院 平野 浩志

2. Intellectual Discussion：

司会 北里大学メディカルセンター 柳田 智

岐阜医療科学大学 篠原 範充

1. 胸部単純 X 線像の評価法

熊本大学大学院 白石 順二

2. 胸部単純 X 線像における CAD 研究

帝京大学 桂川 茂彦

3. デジタル胸部 X 線像研究の変遷

ユニカミノルタ(株) 笠井 聡

実演コーナー -全衛連のチャンピオンデータ紹介-丸の内病院 平野 浩志

各種セミナーのご案内

・専門部会講座(画像:入門編)
「X 線画像の解像特性」

10 月 4 日(木) 14:20～15:05 第 9 会場(第 4 会議室)

鈴鹿医療科学大学 東出 了

・専門部会講座(画像:入門編)
「X 線画像のノイズ特性」

10 月 5 日(金) 15:40～16:30 第 9 会場(第 4 会議室)

東北大学病院 小野寺 崇

ドクターX 線はどのように読影しているのか

滋賀医科大学呼吸器内科 長尾 大志

『優れた胸部単純 X 線写真』とはどういう画像なのでしょう？私たち医師の立場からいうと、「異常が発見しやすい写真」ということになるでしょう。では、その発見すべき「異常」とは、どういう陰影をいうのでしょうか。「診断における胸部単純 X 線画像の様々な役割を理解し、それらの診断に役に立つ画像を提供するために、画像を構成する様々な要素をどのように管理・評価すべきかについて、学ぶ」というのが本セッションの目的です。

診断における胸部単純 X 線画像の役割には大きく分けて 2 つあり、まずは症状のある患者における異常影を見つけるということ。次に、症状のない患者における、健診スクリーニング写真において、主に早期肺癌などでみられる結節影を見逃さない、ということです。症状でいうと、最も悩ましいのは「咳」。咳の鑑別における胸部単純 X 線画像の読影は、実に多彩な鑑別診断を含んでいるため、その中でも鑑別に有用な、私たちが注目している所見をご紹介します。

1. 肺の大きさ、横隔膜の高さと形

COPD や肺線維症、それに無気肺などの診断に有用です。

2. 気管～気管分岐部～主気管支周り・縦隔

中枢気道病変によって咳症状が出てくる場合、気道周囲の腫瘍・リンパ節腫脹や気道の狭窄が見られることがあります。縦隔内の構造物（図 1）を正しく認識することで、胸部単純 X 線写真でそれらの所見を指摘することが出来ます。具体的な所見としては、図 2 の水色で示した肺門の突出、気管分岐部の角度、傍気管線の横、AP window 付近などで縦隔リンパ節腫脹所見が挙げられます。また、透過している気道（図 2 紫色）の走行、途中の狭窄がないかも確認します。それ以外には、縦隔気腫も咳の原因になります。

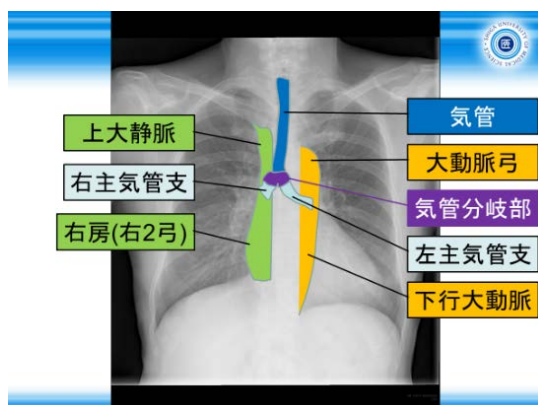


図 1 縦隔内の構造物

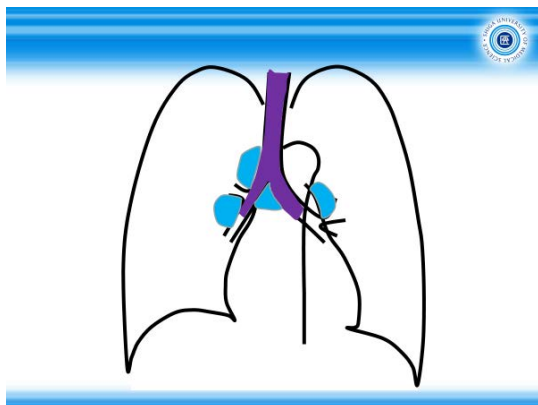


図2 胸部単純 X 線写真の所見

3. 心陰影、肋横角～毛髪線

心不全や胸膜炎といった、胸水貯留を伴うような病態を疑うときは肋横角や毛髪線を意識して読影します。心拡大や両側胸水所見があれば、血管陰影拡大やバタフライ陰影など目立つ所見がなくても心不全の存在を考えます。また、早期の肺線維症や間質性肺炎では、横隔膜のぼやけ像から気づかれることがあります。

4. 肺野

肺野に存在する陰影は比較的認識しやすいものですが、それでも淡い陰影、物陰の陰影、基礎に肺構造の変化があるような疾患（COPD、肺線維症など）のある症例では見逃す恐れもあります。

見逃しを減らすために、新たな線の出現（胸膜陷入像を示唆）に注意すること、元々ある構造物の線（心陰影・大動脈・横隔膜・毛髪線など）とのシルエットサインにも注意します。

肺野の陰影探しは、健診スクリーニングでの陰影探しにもつながりますが、左右肺野の濃度を比較すること、物陰の陰影はその辺縁と濃度差を見極められるか、というところに注意します。

私たちは X 線写真をみるときに、このようなところを意識して日々読影を行っています。皆さまのご理解にお役立て頂けましたら幸いです。

臨床画像評価の原点：胸部単純X線像で研究しよう！

「優れた胸部単純X線写真とはどういう画像か？

全衛連の評価から」

丸の内病院 平野 浩志

目的

全国労働衛生団体連合会（全衛連）は、会員施設が実施する健康診断（健診）が高品質であることを保証するため、各施設における検査技術を審査・評価する「総合精度管理事業」の1つとして、胸部X線検査の撮影技術および読影技術について評価するとともに必要な指導を行うことにより、信頼性の高い優良な健診施設を育成することを目的に胸部X線検査に関する精度管理調査を実施している。この調査内容を紹介し、全衛連の胸部X線検査専門委員会作成のデジタル画像評価基準から、求められるデジタル胸部X線画像を提示し、優れた胸部単純写真とはどういう画像か考えてみたい。

全衛連の精度管理調査

全衛連が実施する精度管理調査は、調査票による各施設における精度管理実施状況の把握、撮影条件・画像処理条件と読影モニタの品質管理に関するチェックと、実際に撮影した胸部画像を審査して評価を行い、NDD法を用いて皮膚線量の推定値またはガラスバッチ使用の実測値の線量も評価に加えている。

1. 調査票：

a. 肺がん検診の実績調査

b. 撮影条件・画像処理条件調査

X線装置種別、管電圧、管電流、撮影時間、mAs値、焦点皮膚間距離、管球の固有ろ過、付加フィルタの種類と厚さ、画像処理装置条件、表示条件（読影モニタで胸部画像を観察した時のウィンドウWL、ウィンドウ幅WW）の提示を行う。

c. 読影モニタの品質管理に関する調査

読影に使用しているモニタの種類、モニタの台数、読影環境の照度の確認の有無、モニタの最大輝度、最小輝度、輝度比、モニタの階調、輝度のキャリブレーションの実施の有無、モニタの品質管理（日常点検、定期点検）の不変性試験結果報告書の確認を行う。

2. 画像評価

米国BRHの提唱による解剖学的指標と物理的指標による評価表を基に、全衛連の胸部X線検査専門委員会で判定誤差を少なくするために表現を工夫した視覚評価を行い、医師による解剖学的指標と診療放射線技師およびメーカーの技術者による物理的指標の合計点から総合評価を行う。

3. ガラスバッチによる照射線量調査

3年に1回、ガラスバッチを用いて実測値の測定を行い、照射線量を求める。実測値の測定を行わない年は、調査票を基にNDD法にて照射線量を算出する。

審査方法

モニタ審査基準に基づき画像 1 枚ごとに、医師による「解剖学的指標による評価」70 点、診療放射線技師とメーカ技術者による「物理学的指標による評価」30 点の合計 100 点とした。物理学的な指標の中には、読影モニタの品質管理体制の有無、NDD を用いての算出、ガラスパッチを用いての実測値が、0.3mGy 以下であることが盛り込まれている。

総合評価と審査点

総合評価 A（優）審査点数が 85 点以上、画像全体が鮮明で病変を容易に視認しやすい水準である。

総合評価 B（良）審査点数が 70 点以上 84 点以下、A 評価水準には達しないものの、画像は鮮明で病変を容易に視認しやすい水準である。

総合評価 C（可）審査点数が 60 点以上 69 点以下、日常 X 線診断は可能と考えられるが、画像が鮮明とまでは評価できない。

総合評価 D（不可）審査点数が 59 点以下、画像全体が不鮮明で、日常診断に適さない。

評価の推移

施設評価の推移

単位：施設

年度 総施設数	H25 288	H26 311	H27 322	H28 319	H29 326
A（優） (100～85 点)	127 44.1%	151 48.6%	209 64.9%	197 61.8%	233 71.5%
B（良） (84～70 点)	158 54.9%	160 51.5%	113 35.1%	121 37.9%	92 28.2%
C（可） (60～69 点)	3 1.0%	0 0.0%	0 0.0%	1 0.3%	1 0.3%
D（不可） (59 点以下)	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%

表－1

画像評価の推移

単位：枚

年度 総枚数	H25 864	H26 933	H27 966	H28 957	H29 978
A（優） (100～85 点)	394 45.6%	449 48.1%	607 62.8%	555 58.0%	670 68.5%
B（良） (84～70 点)	461 53.4%	475 50.9%	359 37.2%	399 41.7%	305 31.2%
C（可） (60～69 点)	9 1.0%	9 1.0%	0 0.0%	3 0.3%	3 0.3%
D（不可） (59 点以下)	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%

表－2

表－1 は、平成 25 年度から平成 29 年度の施設評価の推移（施設の評価＝3 枚の画像の平均値）

表－2 は、平成 25 年度から平成 29 年度の画像評価の推移

画像評価表を用いての実際の評価

表－3

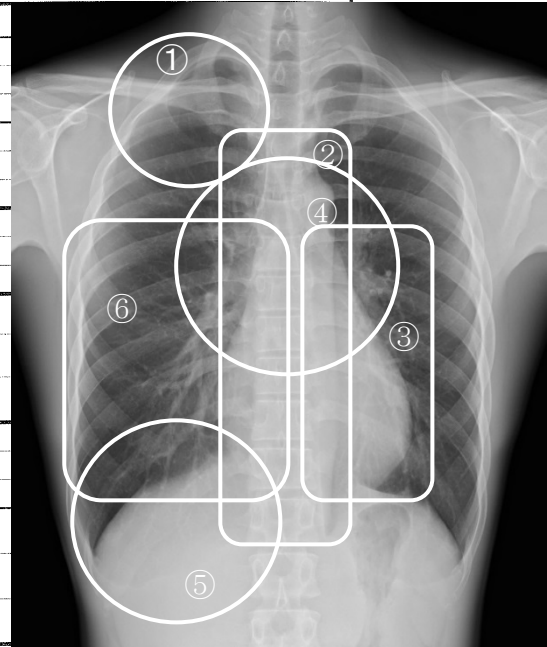
平成30年度 デジタル画像評価表

施設コード

医師氏名

A. 解剖学的指標による評価 (70 点)

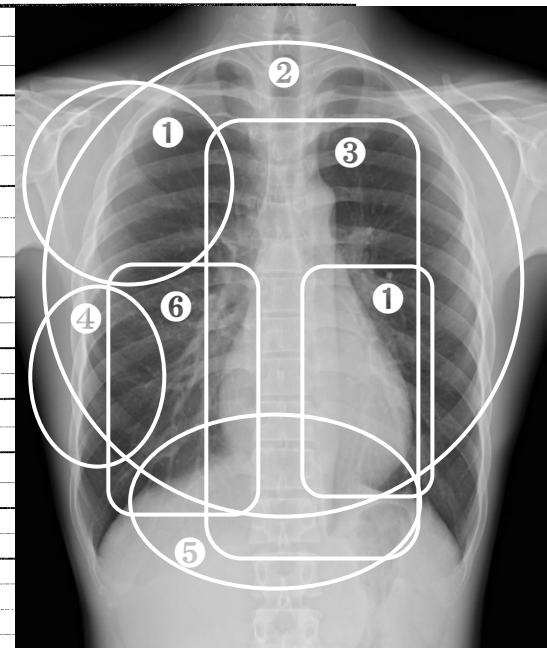
評価項目		評価摘要区分		画像 1	
骨格系 20点	① 鎖骨 肋骨 胸郭	a	良く見える	10	9
		b	見える	8	7
		c	見えにくい	6	6
	② 胸椎	a	よく見える	10	9
		b	見える	8	7
		c	見えにくい	6	6
縦隔 10点	③ 左肺動脈 下行枝	a	全体がよく見える	10	9
		b	全体が見える	8	7
		c	部分的に見える	6	6
気道系 10点	④ 気管・ 主気管支	a	左主気管支下縁まで見える	10	9
		b	分岐部・右主気管支下縁まで見える	8	7
		c	上縦隔部の気管が見える	6	6
肺実質 30点	⑤ 右横隔膜の描出	a	右肺下縁が見える	10	9
		b	肺血管が見える	8	7
		c	肺血管が見えにくい	6	6
	⑥ 肺血管	a	右下肺外側末梢血管が側枝まで見える	20	19
		b	右肺野中層部血管影の太さが分かる	18	17
		c	右下行肺動脈の辺縁が明瞭に見える	16	16



B. 物理的指標による評価 (30 点)

評価技師氏名

コントラスト 10点	① 心血管及び 肩甲骨と肋骨外縁	a	コントラストが明瞭	10	9
		b	コントラストが適切	8	7
		c	コントラストがやや不適切	6	6
肺野濃度 8点	② 肺全体及び 第6-7後肋間	a	全体が適切	8	7
		b	中肺野は適切	6	5
		c	中肺野がやや不適切	4	4
縦隔濃度 3点	③ 心臓・胸椎	a	心臓・胸椎の濃度が適正	3	3
		b	心臓・胸椎の濃度がやや足りない	2	2
		c	心臓・胸椎の濃度が不適切	1	1
粒状性 4点	④ 肺野の粒状性	a	概ね適正	2	2
		b	荒い	1	1
		c	荒い	1	1
鮮鋭度 3点	⑤ 心臓下縁の粒状性	a	概ね適正	2	2
		b	概ね良好	3	3
		c	ボケている	1	1
照射線量 1点	⑥ 右下肺血管のボケ	a	概ね適正	1	1
		b	不適正	0	0
		c	不適正	0	0
読影モニタ 1点	品質管理	a	概ね適正	1	1
		b	不適正	0	0
		c	不適正	0	0
		d	第1胸椎両側横突起の欠如	-1	-1
		e	肩甲骨排除不足	-1	-1
減点		f	肺底部欠如	-1	-1
		g	中心線からのズレ	-1	-1
		h	過処理	-1	-1



C. 総合評価

99

解剖学的指標は、骨格系 20 点、縦隔 10 点、気道系 10 点、肺実質 30 点として①から⑥のポイントで評価を行う。物理的指標は、コントラスト 10 点、肺野濃度 8 点、縦隔濃度 3 点、粒状性 4 点、鮮鋭度 3 点として①から⑥のポイントと、照射線量 1 点、読影モニタの管理 1 点で評価を行う。

全衛連の審査でA評価の画像

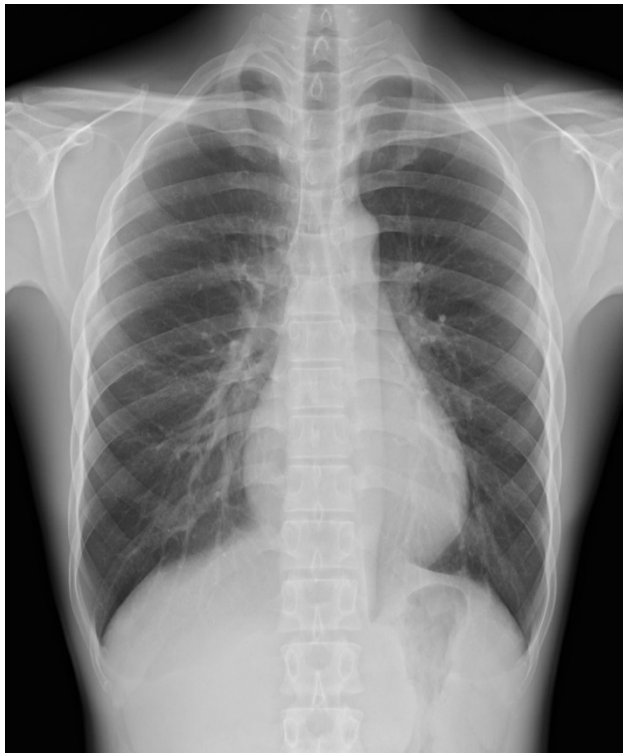


Fig-1 総合得点 99 点

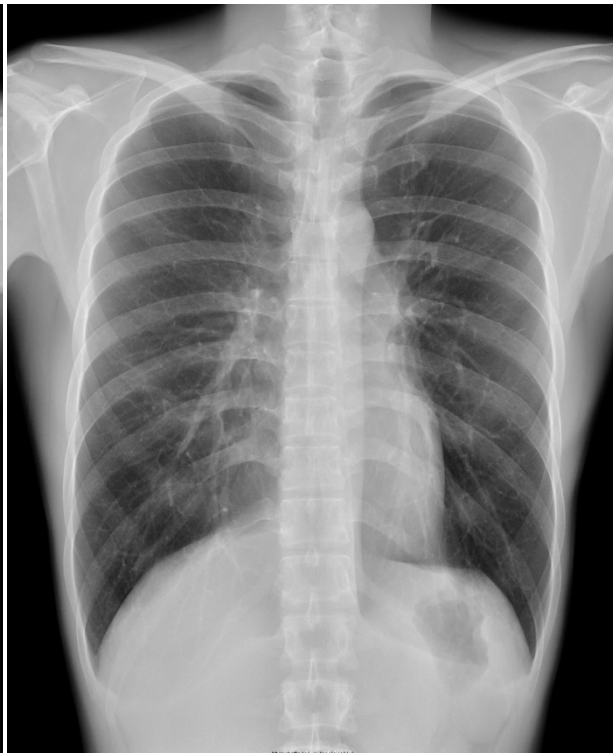


Fig-2 総合得点 97 点

全衛連の審査でB評価の画像



Fig-3 総合得点 74 点
高周波強調過多、微細構造過多

全衛連の審査でB評価の画像



Fig-4 総合得点 64 点
未処理、縦隔描出不適

最適な表示のポイント

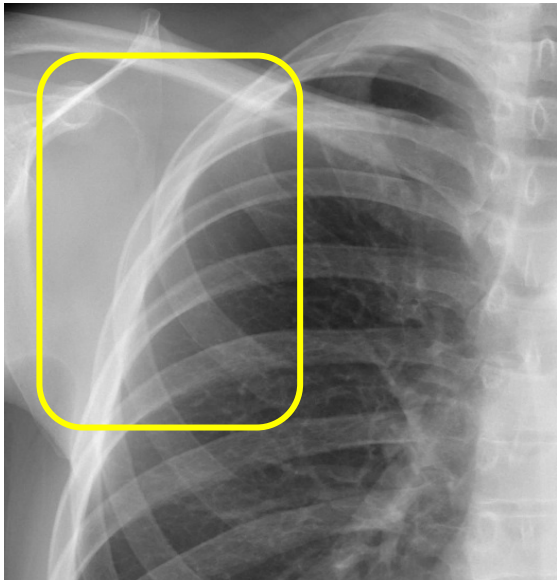


Fig-5

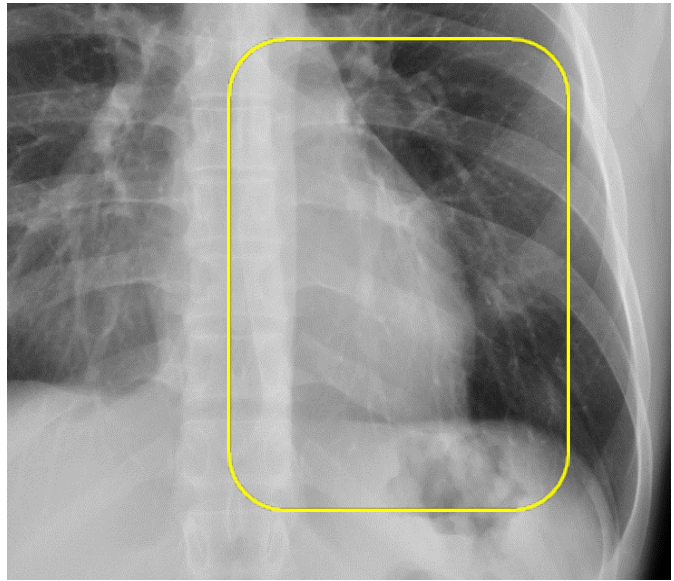


Fig-6

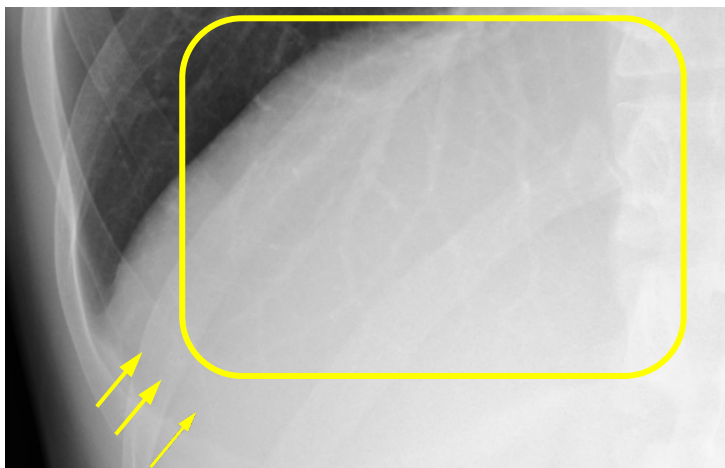


Fig-7



Fig-8

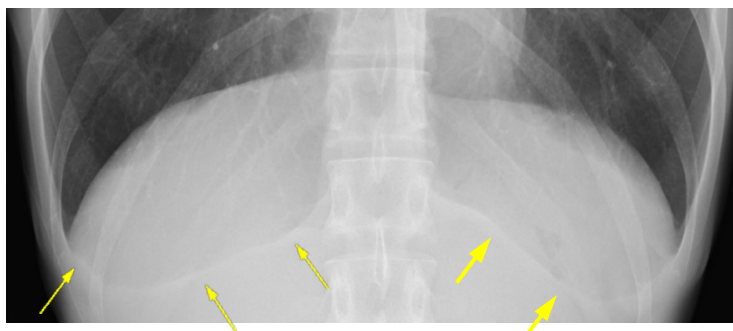


Fig-9

胸壁の描出と肋骨が重なった部分は、コントラストが付いて、菱形に見える。肩甲骨と肋骨間にもコントラストが付いていること。(Fig-5)

心臓と重なる血管影の連続性が追えること。更に血管が重なり合っても、コントラストを維持している。(Fig-6)

横隔膜下の肝臓と重なる肺血管が末梢

まで描出され、肺野の下壁が描出されれば、解剖学的指標で10点となる。(Fig-7、Fig-9)

下部胸椎の椎体の上縁、下縁が描出され、左の椎弓根が描出されれば、解剖学的指標は10点である。

右食道傍線が描出され、右肺の縦隔側の側壁の異常を発見できる。(Fig-8)



Fig-10

肺血管の見え方は、右中肺野中層部の血管影の太さが分かり、連続して血管が追え、右下肺外側末梢血管が側枝まで見える。また、右下行肺動脈の辺縁が明瞭に見える。肺血管が浮き出て見えるコントラストがあれば 20 点となる。(Fig-10)

過強調処理のため、血管影が途中から急激に細くなる。ノイズが強調されている。(Fig-11)

血管影の連続性が寸断されている。粒々とノイズが目立つ。(Fig-12)

高周波数処理が強いため、粒状性が目立つ。(Fig-13)



Fig-11



Fig-12

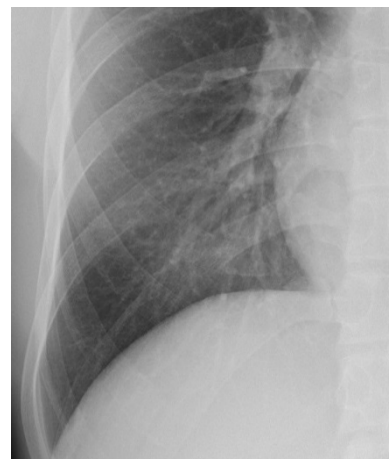


Fig-13

正規化画素値の測定

胸部X線写真がフィルムの時代、我々は黒化度を表す物理的指標として「フィルム濃度」を測定した。全衛連では評価の高い胸部X線写真の肺野、縦隔、横隔膜下、心臓の濃度を測定し適正な濃度値を求めた。現在、フィルム（アナログ画像）からデジタル画像に代わり、「濃度値」に代わるものとして画素値が利用できないか検討を行い、DICOM 画像の付帯情報を用いて、画素値をリスケール傾斜 1、リスケール切片 0、格納ビット 12Bit (4096 階調)、WL=2047、WW=4096、 MONOCHROME2 に変換した正規化画素値を求めて、胸部X線画像の各ポイントの指標に使えるか検証を行っている。この研究は、JSRT 第 70 回総会学術大会にて発表した。

まとめ

先人から「X線撮影は、胸部に始まり胸部に終わる」と教えられたように、デジタルになっても奥が深い分野だと感じている。優れた胸部X線写真とは、1 枚の画像の中で全ての肺野が観察できるものであるべきだと考える。つまり胸郭である肋骨、鎖骨と重なり、縦隔に存在する胸椎、心臓、大血管、気道と重なっても肺の輪郭、肺の血管を十分に観察できる画像だと考えている。そのためには、撮影条件を意識

して、粒状性を考慮した最適なX線量で撮影を行う。画像処理パラメータを熟知して、過度の画像処理は行わない。そしてポジショニングを大切にしたい。最後に、観察環境である読影するモニタの分解能と輝度であり、その性能を維持するための精度管理も重要な要素だと考えている。全衛連の評価項目には、線量とモニタ管理が含まれている。

略歴

平成 28 年 3 月 信州大学医学部附属病院 放射線部 診療放射線技師長 定年退職

平成 28 年 4 月～ 社会医療法人抱生会 丸の内病院 診療技術部長

平成 16 年 4 月～ 全国労働衛生団体連合会 胸部X線写真専門委員

平成 23 年 4 月～29 年 4 月 日本放射線技術学会 理事 関東部会(支部)長

平成 27 年 4 月 JRC2015 JSRT 第 71 回総会学術大会 大会長

平成 29 年 4 月～ 日本放射線技術学会関東支部 監事

胸部単純 X 線像の評価法

熊本大学大学院 生命科学研究部 白石 順二

1. はじめに

CT や MRI といった新しいモダリティが次々と開発される医用画像の世界ではあるが、2008 年に国連放射線影響科学委員会（UNSCEAR）が報告した調査結果によると、日本では、すべての診断目的の放射線検査数の 1/3 を占めているのが胸部単純 X 線検査であり、日本が世界で最も検査数が多いと言われている。CT の検査数を全部加算しても（約 20%）到底届かない[1]。これらの調査は診断目的の検査を対象としているので、検診の場合の撮影数を考慮すると、その差はもっと大きくなると思われる。

このように、胸部単純 X 線像は医用画像の中で最もポピュラーであり、また、CT や MRI に比べると検査費用が安価であるので、その胸部単純 X 線像を対象とした研究の有用性は非常に高いと考えられる。しかしながら、残念なことに、胸部単純 X 線像を対象とした研究は、他の CT や MRI に関連した研究の陰に隠れてしまい、本学会の学会発表では見かけることが少なくなってきた。

ここでは、胸部単純 X 線像を対象とした研究を行うための基礎となる、胸部単純 X 線像の評価法のうち、特に視覚評価を中心に解説する。なお、本編で解説することの一部は、2003 年 7 月に国際放射線単位測定委員会（ICRU）から出版され、その翻訳版が 2005 年に技術学会から出版された ICRU レポート 70（胸部 X 線写真の画質）[2, 3]の「5. 画質と観察者の特性」から抜粋している。この ICRU レポートは、シカゴ大学の臨床教授であった Carl J. Vyborny 先生が構想を提案し、献身的な努力で出版したもので、胸部 X 線写真の臨床における役割から、画像の形成、基本的な画質に関する詳細な考察、画質と観察者特性、画質の評価までが総合的に網羅されている。今回の画像部会で胸部単純 X 線の奥深さに興味を感じた方には、ぜひ、入手して参考にさせていただきたい。また、参考文献については、ページ数の関係から、文献 2, 3 を主に引用しているが、オリジナルの参考文献については、文献 2, 3 を参照していただきたい。

2. 胸部 X 線像の評価

2-1 物理特性の評価

胸部単純 X 線像の画質に影響を与える因子で、物理特性として、評価が可能なものには、1) 散乱 X 線に関する事、2) 入出力特性に関する事、3) 鮮鋭度に関する事、4) ノイズに関する事、5) 入出力特性、鮮鋭度、そしてノイズ特性を組み合わせた検出量子効率に関する事、そして、6) 画像の表示に関する事、である。

近年、散乱 X 線を除去するための仮想グリッド処理に関する研究が多く見受けられるが、散乱 X 線の除去処理を行わない場合、肺野部の散乱 X 線含有率は 60%を超え、縦隔領域では 90%を超える可能性がある [2, 3]。グリッドによって画像コントラストが改善される割合を示したものが、グリッドのコントラスト改善能（contrast improvement factor: CIF）で、管電圧、照射野の大きさ、そして、被写体の厚さに依存する（IEC, 1978）。胸部 X 線像の物理評価の一つとして、散乱 X 線の影響は外すことはできない。

CR や FPD といったデジタル検出器では、ダイナミックレンジが広く、露光量に対する出力値の直線性も非常に高い。被写体への入射 X 線量の多少に関係なく、感度やコントラストを調整して、出力画像のレベルを一定に保つデジタル画像処理の有用性は明らかであるが、被検者の体内で生じた経時的、かつ、わずかな変化の観察においては、生じた差を打ち消す場合もあるので、注意が必要である[4]。

胸部 X 線像の鮮鋭度を低下させる主たる因子は、ディジタル検出器のピクセルサイズおよび検出体が発光する際の光学的なボケである。ピクセルサイズに起因する鮮鋭度は、システムの MTF を測定することで評価が可能であり、1 辺が b の正方形なピクセルの MTF は、以下の式で与えられる；

$$MTF_p(\nu) = \sin(\pi \nu b) / \pi \nu b$$

ここで、 ν は空間周波数で、ピクセルサイズにより決定されるナイキスト周波数より高い周波数では、エリアシングとして知られるアーチファクトが発生する。

焦点に関するボケは、画像の拡大率（X 線管から検出器面への距離を X 線管から被写体までの距離で割って得られる比率）に依存する。胸部 X 線撮影における拡大率は、胸部の前面と後面で目立つような拡大の差が生じないようにするため、できるだけ 1.0 に近くなるように設定されているが、病室撮影の場合は、撮影距離を長く設定することが困難な場合が多いので、焦点の大きさにも注意が必要になる。X 線管から肺の中央部までの距離を 184 cm とした場合、X 線管の焦点サイズが 1.2 mm であれば、それによって生じる半影の大きさは、約 0.09 mm となる [2, 3]。この大きさは、胸部 X 線像の読影において、重要と考えられるほとんどの構造物の大きさよりもかなり小さい。

心拍や呼吸による動きによる鮮鋭度の低下も因子の一つとして考える必要があるが、心臓壁が毎秒 1 cm の速度で動くとなると、0.03 秒の撮影時間では、わずか 0.3 mm しかボケないことになり、特に最近の高出力型の撮影装置で短時間撮影を行う場合は、特に問題とする必要はない。しかし、一方で、高齢化社会に伴い、呼吸停止や体動固定が十分にできない患者が増えることを考えると、短時間撮影でも動きによるボケが生じる場合があると考えられ、今後の新しい研究テーマの一つとなるかもしれない。

胸部 X 線像の鮮鋭度がシステムに依存して固有であると考えた場合、胸部 X 線像の画質を大きく左右するのは、線量の大小によって変化するノイズである。画像ノイズの評価には、X 線を一様に照射した領域における画素値の標準偏差で表される RMS 粒状度、もしくは画素値の強度分布の自己相関関数をフーリエ変換して求めるウィナースペクトル (WS) が一般的に用いられる。画像がディジタル化に移行して後は、WS ではなく NNPS (Normalized Noise Power Spectrum) の名称が用いられる場合が多く、画像部会が開催している DR セミナーにおいても、NNPS によるノイズ特性の測定を実施している。

胸部 X 線像の物理的な個々の画質は、前述のような方法で測定が可能であるが、その個々の特性が直接、胸部 X 線像における病変の抽出能に関係する場合は少なく、すべての物理特性を総合的に判断する必要がある。検出量子効率 (DQE) は雑音等価量子数 (Noise equivalent quanta: NEQ) と入射 X 線の単位面積当たりの平均量子数との比で求められ、物理特性の総合的な評価値としての価値は高い。

2-2 観察者の特性による評価

胸部 X 線像を用いて行われる最終的な診断は、前述のような物理的な画質と、その画像を読影する観察者（放射線科医）に依存する。観察者に提示する画像はファントムで作成したものや、臨床で実際に診断に用いられたもの、または、正常な臨床画像に異常陰影を擬似的に付加したものが考えられる。また、視覚評価法の中には、ファントムを用いた評価法や、胸部 X 線像の全体的な情報量の程度を精度管理するための BRH (Bureau of Radiological Health, FDA) 法、全国労働衛生団体連合会（全衛連）評価法、そして、京都大学（胸部疾患研究所）評価法があり [5-7]、さらに、特定の疾患に関連した異常所見の検出能を評価する Receiver Operating Characteristic (ROC) 解析や Free response ROC (FROC) 解析、直接に異常所見の検出能を評価することはないが、特定の条件に関して、画質を比較評価することでシステムの優劣を統計的に決定することが可能な一対比較法がある。

いずれの視覚評価法の場合でも、観察者は理想的には最高の検出能を示すことが望ましいが、経験や読影対象によって結果が変動することがわかっている。それゆえに、観察者の特性を用いた評価の場合は統

計的な検証が必要である。

2-2-1 ファントム実験

胸部 X 線像の評価に使用されるファントムは、アクリル板等に円筒形の穴の径と、その深さを変化させて信号の強度を変化させる単純なファントムから、人体を模した非常に精巧な作りの人体ファントムまで、多岐にわたる。このことは、人間の胸部が本質的に持っている複雑さと、胸部 X 線像の画質を向上させるための試みが長年にわたって行われてきたことの証であると思われる。

図 1 に示したのは、従来から用いられている CD (Contrast-Detail) ファントムを改良して作成された CDRAD 2.0 ファントムである。大角サイズをカバーしているので、胸部 X 線撮影システムの評価を簡便に行うのに便利である[9]。

人体ファントムにも多くの種類があるが、京都科学標本社が販売している胸部ファントムは、人体と近似の吸収率をもつ軟組織等価材及び人工骨が使用されていて、縦隔、肺野構造などを解剖学的に正確に再現している。さらに、このファントムは肺野内部の任意の位置に模擬腫瘍をセットできるので、異常陰影の検出を目的とした観察者実験も行うことが可能である[10]。

前述のように模擬腫瘍を人体ファントムに取り付けて行う観察者実験も古くから行われている[2, 3]。模擬腫瘍の素材としては、作成が簡便で、形状が自在に設定できるという点から、現像済みの X 線フィルムを任意の形に切って張り合わせたものが良く用いられていたが[11]、X 線フィルムが使われなくなった現在では、実験者が工夫して様々な素材（粘土、鶏肉、アクリル板等）を模擬腫瘍等のファントムに用いている[12]。

デジタル画像が主流となった現在においては、模擬腫瘍を人体ファントムに張り付けて異常陰影を作り出すよりも、正常と診断された臨床写真もしくは、人体ファントム像に、デジタル処理で作成された模擬陰影を、重ねることによって、観察者実験用の試料を作成することも可能である[2, 3]。

2-2-2 精度管理評価

じん肺の健康診断における胸部 X 線像の精度管理を目的として、行われている胸部 X 線像の評価法の代表的なものは、米国の BRH 法と、その BRH 方が提唱する解剖学的指標と物理学的指導を加味した評価表を基本として、その後も独自の進化を遂げている全衛連評価法、そして、全衛連評価法と類似の京都大学（胸部疾患研究所）評価法がある[6-8]。これらの評価法については、教育講演をお願いしている平野浩志先生の講演の中に含まれると思われるので、ここでは、名称だけの説明にとどめるが、これらの評価

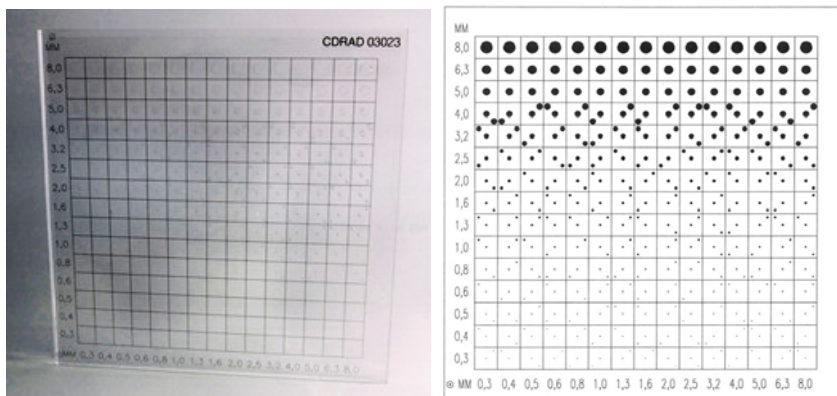


図 1 CDRAD 2.0 ファントム（実物, 信号配置図）



図 2 胸部ファントム N-1 "ラングマン"

法で重要なことは、この評価を行う観察者は、個々の項目についての判断基準について、十分なトレーニングと経験を積む必要がある、ということである。判断基準が曖昧な観察者が、評価項目だけを模して、これらの評価を行っても、真に有用な評価結果を得ることはできないので、安易な利用は勧められない。

2-2-3 ROC 解析と FROC 解析

アナログシステムがデジタルシステムに置き換わった 1990 年代や、コンピュータ支援診断 (CAD) の有用性が注目を浴びた 2000 年代前半の頃から、胸部 X 線像の診断能の評価に ROC 解析や FROC 解析が頻繁に用いられるようになった。ROC・FROC 解析による評価は、診断能に直接的に結びつくため、その評価結果がすぐに臨床現場に反映されることも少なくないが、対象とする病変によって、実験方法や評価結果の利用価値が限定されるため、例えば胸部単純 X 線像の場合では、結節影検出のための ROC 解析と、間質性疾患の鑑別診断のための ROC 解析とでは、システムの優劣が逆転する場合もあり得る。

図 3 は、胸部単純 X 線像における肺結節影の鑑別診断について、CAD を用いない場合と用いた場合の診断能の変化を、ROC 解析で評価した結果を示す[13]。本来、放射線科医は胸部単純 X 線像での所見だけで結節影の良悪性の鑑別を行わないので、ROC 解析による放射線科医単独の評価は決して高くなかった (AUC=0.74)。そのため、性能が高い (AUC = 0.89) CAD を利用することによって、大幅な診断能の向上が期待されたが、実際に CAD を提示して観察者実験を行ってみると、CAD ありの読影の方がわずかに診断能は向上したものの (AUC=0.82)、CAD による診断能改善の効果はそれほど高くなかった。この結果から、CAD の性能は単に高いだけではだめで、それを利用する観察者 (放射線科医) に信頼される必要があるということが考察された。このように、CAD の有用性評価においては、観察者実験による評価が非常に重要である。

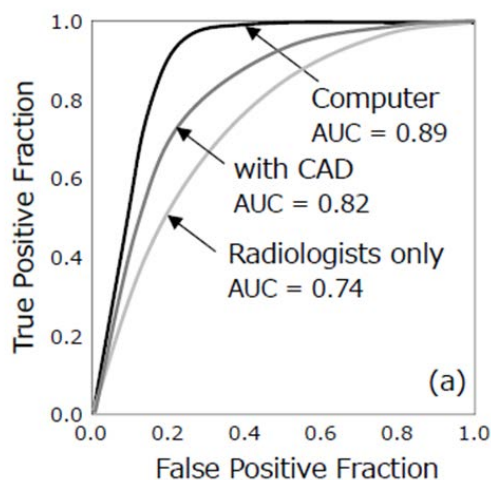


図 3 胸部単純 X 線像における肺結節影の良悪性鑑別の CAD の有用性を評価するために実施された ROC 実験の結果[11]

2-2-4 一対比較法

ROC・FROC 解析を実施するためには、見えるか見えないかの信号 (異常所見) を画像上に存在させる必要があるが、いくら撮影枚数が多い胸部単純 X 線像であっても、ROC 解析に適当な試料画像を収集・選択することは非常に大変な作業となる。後述するように、公開されている画像データベースを利用することも一つの方法であるが、何段階にも撮影線量を変化させて、その診断能を比較するといった評価は ROC 解析では現実的ではない。一対比較法は、一般的には、比較対象となる複数枚の試料を用意し、その全体の中から 2 画像ずつ取り出して比較し、すべての試料対の組み合わせの結果を総合して全体の試料を評価する方法で[14, 15]、ROC 解析・FROC 解析のように、病変の検出や鑑別といった診断の正確さを直接的に評価することはできないが、2 つ以上のシステムから作成された画像を比較し、それらのある特定の判断基準において統計的に順位付けすることが可能である。

3. 胸部 X 線像の画像データベース

前述のように、ROC や FROC 解析といった診断能を評価するために観察者実験を行う際に、もっとも大変な作業となるのは、観察者実験に使用することが可能な程度の難易度の病変を含む症例画像を収集することである。また、最近の流行の深層学習を診断評価に応用する場合においても、多大な量の画像データが必要となる。本学会では、1995 年に ROC 観察者実験に利用が可能な大規模な画像データベースを構築する班を結成し、その 2 年後に ROC 観察者実験や CAD 研究等に活用することを目的とした胸部単純 X

線像の標準デジタル画像データベース (JSRT-DB) を公開した[16]. そして、その2年後には、この標準デジタル画像データベースを用いて、全国の4施設において、9名の胸部放射線科医と11名の放射線科医の計20名が観察者として参加したROC観察者実験が実施され、そのROC観察者実験の結果から、データベースの構築にあたり3名の胸部放射線科医が判定した病変検出の難易度の正当性が証明された[17]. この標準デジタル画像データベースは、今日でも世界中の研究者によって幅広く利用されており、このデータベースを引用した論文の数は、現在では100篇を優に超えている。

JSRT-DBの公開から20年近くたった2017年に、米国のNIHから大規模な胸部単純X線像の画像データベース (NIH-DB) が公開された[18]. NIH-DBには32,717名の患者から得られた108,948枚の胸部単純X線正面像が含まれていて、すべての画像データが無料でダウンロード可能となっている[19]. 私もこのデータベースをダウンロードしてみたが、ダウンロードサイトにはデータベースの説明や症例データのエクセルファイルも入手可能ようになっていて、非常に使い勝手が良くなっている。ただし、画像を全部ダウンロードするには、全体の容量が42GBになるので、少し早めのネットワークと時間が必要である。

4. おわりに

最初にも書いたが、胸部単純X線像は、最も頻繁に撮影されている放射線検査であり、何か診断に関する有用で新しい発見をすることができた場合には、世界中の患者に恩恵を与える可能性が一番高い検査でもある。胸部X線撮影は、X線検査の中でも一番簡単な撮影と思われがちだが、私は決してそうではないと思う。常に最適な胸部X線像を診療放射線技師として提供するためには、まだまだ工夫改善すべきことがある。今回のシンポジウムで一人でも多くの方が胸部単純X線像を用いた研究に興味を持ち、研究を始めてくれることを切に願う。

参考文献

1. UNSCEAR. UNSCEAR 2008. Report to the General Assembly with Scientific Annexes. New York: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation.; 2008.
2. International Commission on Radiation Units and Measurements (2003). Image quality in chest radiography. ICRU Report 70, ISBN 1473-6691, 2003.
3. 翻訳監修:土井邦雄, 翻訳編集:桂川茂彦, 杜下淳次, 胸部X線写真の画質. ICRUレポート70(日本語翻訳), 日本放射線技術学会, 2005.
4. 平野浩志. (1)デジタル胸部X線画像に求められる至適度(ワークショップ-より良い撮影技術を求めて(その99)『デジタル化のわな』-胸部デジタル画像-, テーマA:デジタル化のわな-胸部デジタル画像-). 日本放射線技術学会, 放射線撮影分科会誌, 54:4-7, 2010.
5. Vyborny CJ. Should chest radiography and chest radiography for the early detection of lung cancer be the same examination? ICRU News 2, 8-11, 1999.
6. 日本放射線技術学会. 臨床放射線実験ハンドブック(上), p228-255, 通商産業研究社, 東京, 1996.
7. 伊勢孝雄, 阿部正己, 遠藤裕二, 他. 日常的X線検査の撮影条件検討班報告, 日本放射線技術学会誌, 53(12), 1826-1849, 1997.
8. 萩原 明. 胸部エックス線検査と予防医学への取り組み. 日本放射線技術学会誌, 63(2), 209-223, 2007.
9. <http://capintec.com/product/contrast-detail-phantom-cd-rad-2-0/>
10. http://www.kyotokagaku.jp/appli2/contents.php?action_record&code=41337-100
11. 白石順二, 小堀和久, 畑川政勝, 東田満治, 渡辺晋一: FROC 解析によるデータ収集簡略化の試み. 日本放射線技術学会誌, 47(4):620-626, 1991.
12. 田畑信幸, 赤澤史生, 井手口忠光, 他. 胸部CR画像における経時的差分処理法を用いたびまん性肺疾

- 患の評価 ー模擬病変を用いた検出能と認識能の比較ー. 日本放射線技術学会誌, 57(10): 1218-1224, 2001.
13. Shiraishi J, Abe H, Engelmann R, Aoyama M, MacMahon H, Doi K: Computer-aided diagnosis for distinction between benign and malignant solitary pulmonary nodules in chest radiographs: ROC analysis of radiologists' performance. *Radiology* 227: 469-474, 2003.
 14. 中前光弘, 田畑洋二, 大賀泰文, 他. Scheffé の一対比較法による主観的評価法. *日放技学誌* 1996; 52(11): 1561-1565.
 15. 中前光弘. 統計的官能検査法の理論と放射線技術科学への応用 ーScheffé(シェッフエ)の一対比較法を中心にー. *日放技学誌* 2010; 66(11): 1502-1507.
 16. 白石順二, 土井邦雄, 桂川茂彦, 小松研一, 松井美楯, 他: 標準デジタル画像データベースの構築. *日本放射線技術学会誌*, 54(3), 439-445, 1998.
 17. Shiraishi J, Katsuragawa S, Ikezoe J, Matsumoto T, Kobayashi T, Komatsu K, Matsui M, Fujita H, Kodera Y, Doi K: Development of a digital image database for chest radiographs with and without a lung nodule: Receiver operating characteristic analysis of radiologists' detection of pulmonary nodules. *AJR* 174:71-74, 2000.
 18. Wang X, Peng Y, Lu L, Lu Z, Bagheri M, Summers RM. ChestX-ray8: Hospital-scale Chest X-ray Database and Benchmarks on Weakly-Supervised Classification and Localization of Common Thorax Diseases. *IEEE CVPR*, 2097-2106, 2017.
 19. <https://nihcc.app.box.com/v/ChestXray-NIHCC>

胸部単純 X 線像における CAD 研究

帝京大学福岡医療技術学部診療放射線学科 桂川 茂彦

1. はじめに

ほとんどの臨床現場で CT が通常の画像検査として利用が可能になったにもかかわらず、経済性と簡便性の理由から、胸部疾患の一次検査としての胸部単純画像は臨床的な重要性を失っていない。しかし、コントラストの低い陰影や正常構造（肺血管や肋骨など）と重なる病巣陰影は検出が困難であり、胸部単純画像に対する診断の正確さを向上させるために多くのコンピュータ支援診断（Computer-Aided Diagnosis, CAD）技術が研究開発されてきた[1, 2]。

CAD は「コンピュータの画像解析で得られた出力を第 2 の意見として利用する放射線科医による診断」と定義され、コンピュータが診断を行う自動診断とは異なることに注意を払うべきである。したがって、CAD の研究には画像解析のためのコンピュータアルゴリズムの開発だけでなく、コンピュータ出力の放射線科医の診断に及ぼす影響も検討しなければならない。

本稿では、米国シカゴ大学カートロスマン研究所（当時は土井邦雄所長）に著者が客員研究員として 1986 年～2002 年の間に在籍していたときに開発された胸部単純画像を対象とした主な CAD 研究の概要について述べる。具体的には、結節状陰影、間質性肺疾患、経時的変化の検出、および結節状陰影の良悪性の鑑別と間質性肺疾患の鑑別を目的とした CAD が含まれる。

2. 結節状陰影の検出

結節状陰影を読影医師が見落とす確率は約 30%近くになるという報告もあり[3]、さらに、見落とされた陰影の多くは、後日その存在が指摘されると、ほとんどが認識できる陰影であることも知られている。したがって、結節状陰影の検出に関する CAD の目的は、コンピュータが結節状陰影と疑われる位置を自動検出して表示し、読影医師の注意を喚起することである。最終的には医師が真の結節状陰影か否かを判断するが、注意を喚起されることによって、見落としを減少させることが可能となる。

結節状陰影の候補は、以下に述べるような過程で自動検出される[4, 6, 10]。まず、マッチドフィルタにより円形状陰影を強調した画像からリングフィルタで平滑化した画像を差分することで結節状陰影だけを強調する。次に、結節状陰影のコン

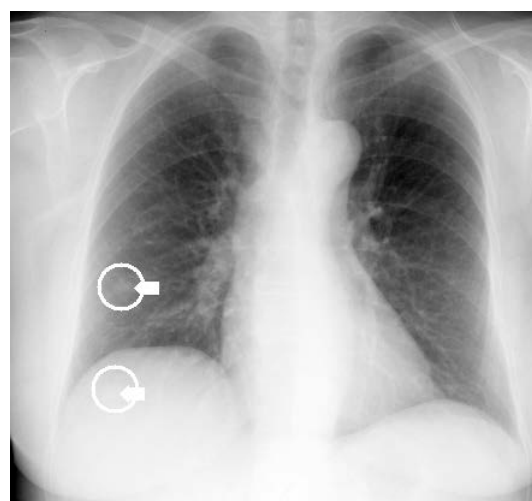


図 1 結節状陰影検出のためのコンピュータ出力

トラストが強調された画像から、多重しきい値処理によって、できるだけ真の結節状陰影を落とさないように初期候補陰影を拾い上げる。しかし、ここで拾い上げられた初期候補陰影の中には、肋骨や血管の一部などの多数の偽陽性陰影が含まれている。したがって、初期候補陰影の特徴量の分析によって、偽陽性陰影を除去して、真の結節状陰影を残すように候補陰影を絞り込んでいく。最終的に、オリジナル画像の上で矢印などを使って、最後まで残った候補陰影の位置を表示する。

コンピュータによって検出された結節状陰影を図1に示す。矢印はコンピュータが検出した位置を、また、サークルはCTで確認された結節状陰影の正しい位置を示している。したがって、この症例では、偽陽性陰影なしで、右肺にある結節状陰影2個を正しく検出していることになる。100例の結節状陰影を含む症例と100例の正常例、合計200例に対する、コンピュータによる結節状陰影の検出率は、感度75%、平均偽陽性数1.5個／画像が得られている。しかし、コンピュータによる高い検出率も重要であるが、CADの目的は医師による読影の支援にあるので、医師がCADシステムを利用したときに、診断の正確さが改善され

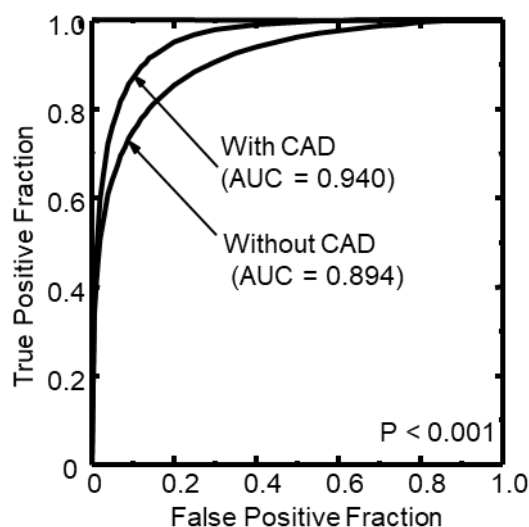


図2 結節状陰影の検出に関するROC曲線

たのかどうかを調べる有効性の評価はより重要である。

そこで、結節状陰影の読影に対する、CADの有効性を検討するためのROC読影実験を行った[5, 7-9]。読影対象の画像は孤立性の結節状陰影を含む60枚の胸部単純画像と、結節状陰影を含まない60枚の胸部画像、合計120枚を用いた。16人の放射線科医が2つの方法で読影を行った。一つは、フィルムだけで読影を行い、他はコンピュータが検出した候補陰影を参考にしながらフィルムで読影を行った。平均のROC曲線を図2に示す。コンピュータの出力結果を参考にしながら読影を行うCADありの方が、画像だけによる読影よりも、統計的有意差を持って結節状陰影の検出精度が増大していることが分かる。したがって、このROC読影実験結果から、CADは放射線科医の結節状陰影の画像診断に有用であることが示された。

3. 間質性肺疾患の検出

間質性肺疾患の病巣陰影はコントラストが低く、パターンが複雑なために画像診断が困難であると云われている。そこで、もし肺野テクスチャーを客観的に定量化できる方法があれば、主観性が減少し、画像診断の正確さおよび再現性が改善できる可能性がある。したがって、間質性肺疾患の検出に関するCADの目的は、間質性浸潤影の特徴を定量的尺度(テクスチャー尺度)で表現し、読影医師に画像診断のための客観的材料として提供することである。ここで述べる間質性浸潤影の定量化では、関心領域(region of interest, ROI)画像のフーリエ変換から求まるrms (root mean square) 変動値とパワースペクトルの1次モーメントをテクスチャー尺度として求めている[11-15, 17]。

まず、解析の対象となる1辺約6mmの正方形

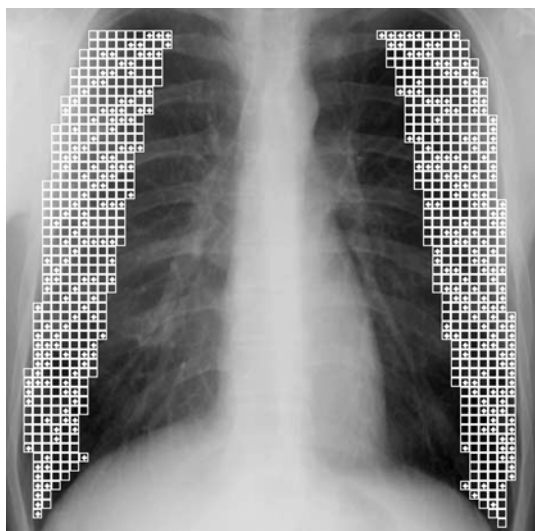


図3 間質性肺疾患のテクスチャー解析のためのROI

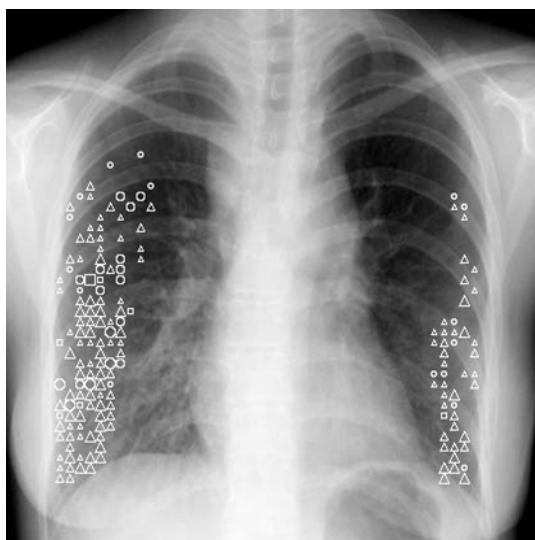


図4 間質性肺疾患のテクスチャー解析結果

ROI を、図 3 に示すように両肺野の外側に出来るだけ数多く設定する。しかし、肋骨の鋭いエッジを含んだ ROI は、肋間や肋骨と重なる ROI とは明らかに異なるテクスチャーを有するので、濃度勾配のヒストグラムを分析することにより除外する。次に、残された約 300 個の ROI に対して、間質性浸潤影に関係のある微細なテクスチャーを抽出するため、2次元多項式関数によるバックグラウンド補正を行う。最後に、眼のレスポンス関数を用いてフィルタリングされたパワースペクトルから、テクスチャー尺度として rms 変動値および 1

次モーメントが決定される。rms 変動値はピクセル値の変動の大きさ、すなわち、肺野テクスチャーの濃度変動の大きさに対応し、また、1次モーメントはピクセル値の変動の平均周波数、すなわち、肺野テクスチャーの粗さ（または細かさ）に対応する物理量である。

テクスチャー解析から得られた2つの尺度は、正常肺と間質性肺疾患を持った異常肺に自動分類するために使用される。まず、2つのテクスチャー尺度を用いて、データベースに含まれる正常肺の平均値からの距離に対応する単一尺度を求める。次に、単一尺度をルールベース法により正常肺もしくは異常肺として分類する。テクスチャー解析の結果は図 4 のようにモニター上の胸部画像に重ねたシンボルで表わされる。円、四角および三角形のシンボルは、それぞれ粒状、網状および網粒状陰影に対応し、シンボルの大きさは重症度を表わしている。シンボルの種類とサイズは個々のROIのテクスチャー尺度とデータベースとの比較によって決定している。

CAD の間質性肺疾患の読影に対する有効性を検討するために、ここでも ROC 読影実験を行っている[16]。読影対象の画像は間質性浸潤影を含

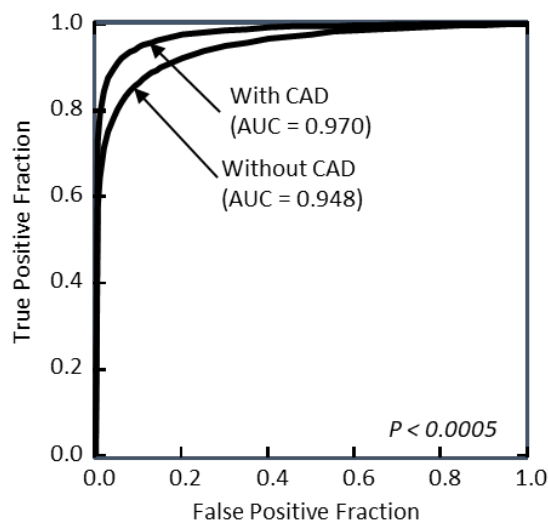


図5 間質性肺疾患の検出に関するROC曲線

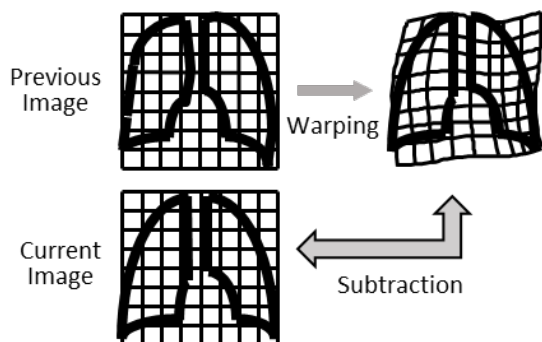


図6 経時的サブトラクションに用いる非線形画像変形

む 20 枚の胸部単純画像と、正常肺の 20 枚の胸部画像、合計 40 症例を用いた。16 人の放射線科医が 2 つの方法で読影を行った。一つは、フィルムだけで読影を行い、他はコンピュータの分析結果を参考にしながらフィルムで読影を行った。平均の ROC 曲線を図 5 に示す。コンピュータの分析結果を参考にして読影を行う CAD の方が、統計的有意差を持って、間質性肺疾患の読影精度が増大していることが示されている。

4. 経時変化の検出

過去に撮影された胸部単純画像が存在する場合には、今回撮影された現在画像との期間内に発生した新しい病巣や、過去画像にも存在する病巣の増悪や改善などの、いわゆる経時変化を評価するために、比較読影が一般に行われている。しかし、

病巣が低コントラストの場合や、あるいは肋骨や肺血管などの正常構造と重なっている場合には、病巣を発見できない場合もある。また、既存の間質性肺疾患に肺がんを併発した場合のように、複数の病巣が存在するときには、一つの病巣だけに注目して、新しい病巣を見落とすことがあることも報告されている。そこで、現在画像から過去画像を引き算して、経時変化を強調する手法である経時的サブトラクション画像技術を開発した [18, 20, 21]。

過去画像と現在画像の間では、一般に患者撮影体位に変動がある。したがって、肺野が常に画像の同じ位置に撮影されているとは限らず、また、側屈のために肺野の正中線が垂直となっていない場合も多く経験する。そのため、肺野の大体の位置を同じくするために、まず、過去画像の回転を行い、次に、画像の平行移動を行う。さらに、患者撮影体位の変動に前屈や斜位が含まれる場合や、撮影時の息止めの位相が異なる場合には、肺野の形状も変化する。そのために、図 6 に示すように局所的に非線形な画像変形（ワーピング）を行って、過去と現在画像における肺野の形状を揃えなければ、引き算したときに大きなアーチファクトが発生する。したがって、テンプレートマッチング法で局所の変形量を推定して、画像変形を行う

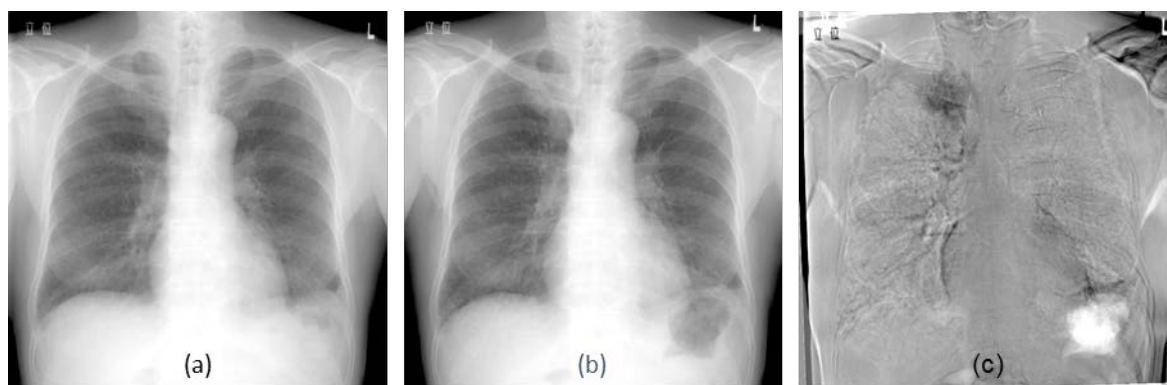


図7 経時的サブトラクション。(a)過去画像、(b)現在画像、(c)サブトラクション画像。

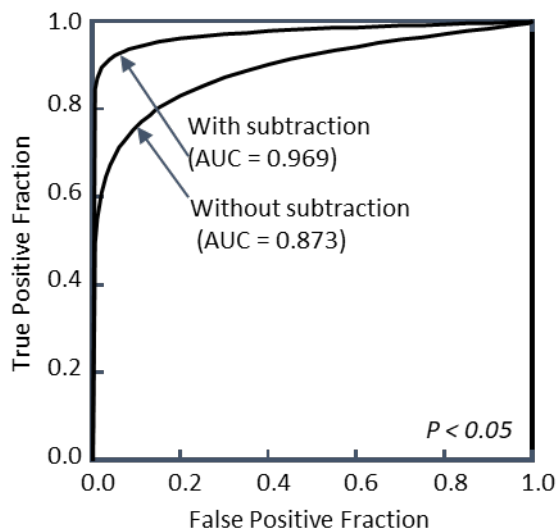


図8 経時変化の検出に関するROC曲線

ことを2回繰り返した後に、現在画像から変形された過去画像を引き算して、経時的サブトラクション画像を作成している。

図7の過去画像(図7a)には結節状陰影は存在しないが、現在画像(図7b)では、右上肺野に直径約1 cmの大きさの結節状陰影が見られる。しかし、この結節状陰影は右鎖骨と重なっているために、陰影の存在を指摘することは困難である。ところが、サブトラクション画像(図7c)では、鎖骨などの正常構造が消去されているために、右上肺野の結節状陰影が明瞭に描出されている。

経時変化の読影に対する、経時的サブトラクション画像の有効性を検討するためのROC読影実験も行った[19, 22]。読影対象には、現在画像で新たに出現した局所的な病巣陰影(結節状陰影や間質性陰影など)を含む25症例と、経時変化の無い25症例、合計50症例の過去画像と現在画像を用いた。11人の放射線科医が2つの方法で読影を行った。一つは過去および現在画像だけで読影を行い、他はサブトラクション画像をさらに追加して読影を行った。平均のROC曲線を図8に示す。サブトラクション画像を併用して読影を行う方が、

過去および現在画像だけの読影よりも、統計的有意差を持って経時変化の検出精度が大きく増大していることが分かる。したがって、このROC読影実験結果から、サブトラクション画像は読影医師の経時変化の画像診断に有用であることが示唆された。

5. 結節状陰影の良悪性の鑑別

胸部単純画像で結節状陰影を検出した後、その陰影が良性であるか悪性であるかの鑑別は読影医師にとって重要であるが困難を伴う。したがって、結節状陰影の良悪性の鑑別のためのCADの目的は、コンピュータが悪性らしさの尺度(尤度)を出力して読影医師による鑑別診断をサポートすることである。

良悪性の鑑別アルゴリズムは多くの画像特徴量を用いた線形判別分析(Linear Discriminant Analysis, LDA)に基づいている[23]。まず、検出された結節状陰影の濃度分布を利用したセグメンテーションにより陰影境界を決定した。次に、図9に示すように、結節状陰影の内側および外側の領域から7個の画像特徴量を算出した。最後に、得られた特徴量に対してLDAを適用して悪性度

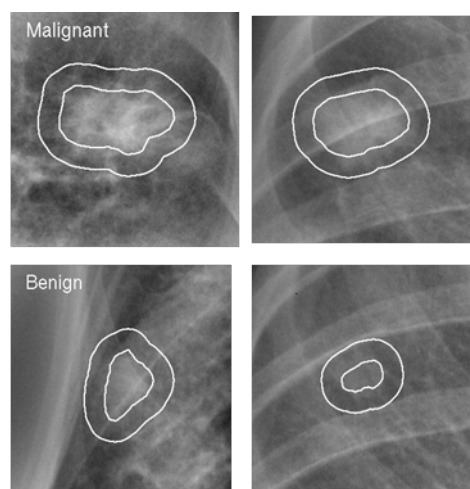


図9 良悪性鑑別のための結節状陰影のセグメンテーション

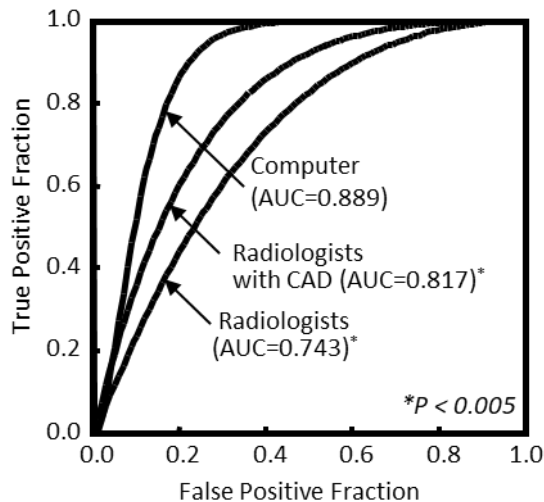


図10 結節状陰影の良悪性鑑別に関するROC曲線

の尤度を決定した。

良悪性の鑑別に関する開発した CAD の有効性を検討するための ROC 読影実験も行った[24]。悪性 31 症例、良性 22 症例、合計 53 症例の胸部単純画像を使用した。16 人の放射線科医が 2 つの方法で読影を行った。一つは、フィルムだけで読影を行い、他はコンピュータの出力を参考にしながらフィルムで読影を行った。平均の ROC 曲線を図 10 に示す。コンピュータの出力を参考にして読

影を行う CAD の方が、統計的有意差を持って、良悪性の鑑別の正確さが増大していることが示されている。しかし、CAD の結果 (AUC=0.817) はコンピュータ (AUC=0.889) よりも劣っている。このことは、コンピュータ出力の利用経験が放射線科医に不足していることに原因があると考えられる。

6. 間質性肺疾患の鑑別

胸部単純画像における間質性肺疾患の陰影が複雑でかつ類似している場合が多いために、放射線科医にとって鑑別診断は困難であると云われている。したがって、間質性肺疾患の鑑別のための CAD の目的は、多くの疾患の中から、最も可能性の高い疾患の確率 (尤度) を読影医師に提示して鑑別診断の正確さを向上させることである。

鑑別のためのコンピュータアルゴリズムとして入力層、中間層、出力層の 3 層から成る人工ニューラルネットワーク (Artificial Neural Network, ANN) を用いた[25]。この ANN は 11 の疾患 (サルコイドーシス、粟粒結核、ガン性リンパ管症、間

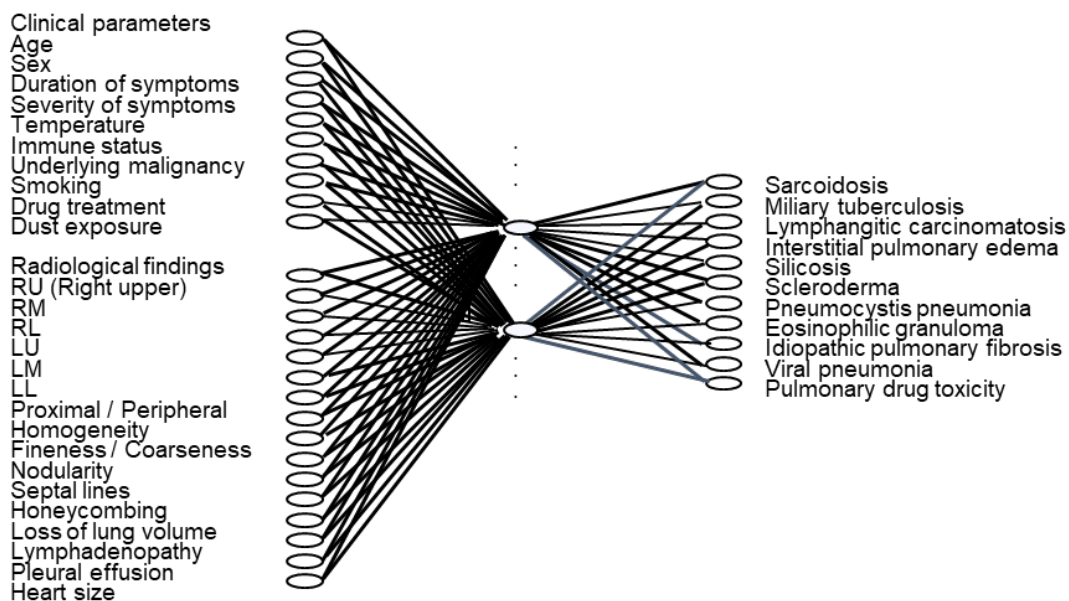


図11 間質性肺疾患の鑑別のためのANN

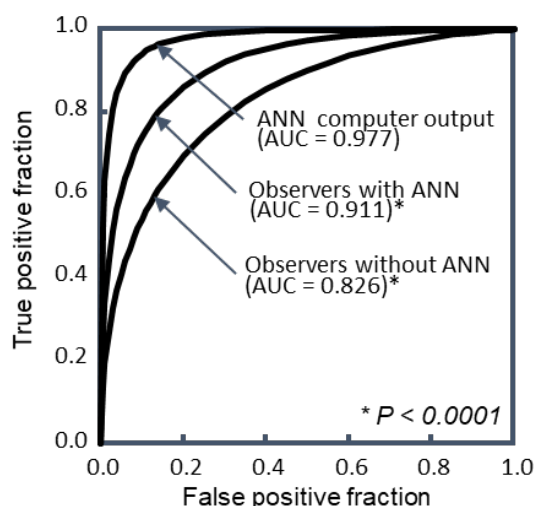


図12 間質性肺疾患の鑑別に関するROC曲線

質性肺浮腫、珪肺、強皮症、ニューモシチス肺炎、好酸球性肉芽腫、特発性肺線維症、ウイルス性肺炎、薬物毒性肺）それぞれの確率を 0.0～1.0 の範囲で出力する。また、入力として図 11 に示す 10 個の臨床情報と 16 項目の胸部単純画像の読影所見を用いた。ANN の学習は実際の 150 症例、書籍など出版物で示されている 110 症例、さらに仮想的な 110 症例を用いた。また、ANN のテストには学習に使用されていない実際の 33 症例を使用している。

間質性肺疾患の鑑別に関する ANN の有効性を検討するための ROC 読影実験も行った[26, 27]。11 疾患のそれぞれ 3 症例、合計 33 症例の胸部単純画像を使用した。8 人の放射線科医が 2 つの方法で読影を行った。一つは、フィルムだけで読影を行い、他は ANN の出力を参考にしながらフィルムで読影を行った。平均の ROC 曲線を図 12 に示す。ANN の出力を参考にした読影を行う方がフィルム単独よりも、統計的有意差を持って、間質性肺疾患の鑑別診断の正確さが増大していることが示されている。また、前述した結節状陰影の良悪性の鑑別の場合と同じく、ANN 出力の利用経験

が放射線科医に不足しているために、CAD の結果（AUC = 0.911）は ANN だけ（AUC = 0.977）よりもかなり劣っていることも示されている。

7. おわりに

本稿で述べた CAD の研究は増感紙—フィルム系の画像をディジタイザーでデジタル化した胸部単純画像を利用している。実用的な PACS も導入されていない時代で、現在の環境と比べると、フィルムの収集と保管には人的および物理的に非常に多くのコストを必要とした。それでも、シカゴ大学では胸部画像だけでなく、乳房画像、血管造影画像における CAD の研究で世界をリードする多くの成果を挙げてきた。このような研究に少しでも関与できたことは著者にとって幸せでした。最近では深層学習（ディープラーニング）が様々な分野で成功を収めており、今後、CAD の分野でも新しい展開と飛躍的な発展があることを期待したい。

【参考文献】

- [1] Doi K, MacMahon H, Katsuragawa S, Nishikawa RM, Jiang Y. Computer-aided diagnosis in radiology: potential and pitfalls. *Eur J Radiol* 1999;31:97-109.
- [2] Doi K. Current status and future potential of computer-aided diagnosis in medical imaging. *British J Radiol* 2005;78:S3-S19.
- [3] Forrest JV, Friedman PJ. Radiologic errors in patients with lung cancer. *West J Med* 1981;134:485-490.
- [4] Giger ML, Doi K, MacMahon H. Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography. 3. Automated detection of nodules in

- peripheral lung fields. *Med Phys* 1988;15:158-166.
- [5] Matsumoto T, Yoshimura H, Doi K, Giger ML, et al. Image feature analysis of false positives produced by an automated computerized scheme for the detection of lung nodules in digital chest radiographs. *Invest Radiol* 1992;27:587-597.
- [6] Xu XW, Doi K. Image feature analysis for computer-aided diagnosis: Accurate determination of ribcage boundary in chest radiographs. *Med Phys* 1995;22: 617-626.
- [7] Kobayashi T, Xu XW, MacMahon H et al. Effect of a computer-aided diagnosis scheme on radiologists' performance in detection of lung nodules on radiographs. *Radiology* 1996;199:843-848.
- [8] Xu XW, Doi K, Kobayashi T, MacMahon H, Giger ML. Development of an improved CAD scheme for automated detection of lung nodules in digital chest images. *Med Phys* 1997;24:1395-1403.
- [9] Kakeda S, Moriya J, Sato H, Aoki T, H. Watanabe, et al. Improved detection of lung nodules on chest radiographs using a commercial computer-aided diagnosis system. *AJR* 2004;182:505-510.
- [10] Shiraishi J, Li Q, Suzuki K, Engelmann R, Doi K. Computer-aided diagnostic scheme for the detection of lung nodules on chest radiographs: Localized search method based on anatomical classification. *Med Phys* 2006;33:2642-2653.
- [11] Katsuragawa S, Doi K, MacMahon H. Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: Detection and characterization of interstitial lung disease in digital chest radiographs. *Med Phys* 1988;15:311-319.
- [12] Katsuragawa S, Doi K, MacMahon H. Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: Classification of normal and abnormal lungs with interstitial disease in chest images. *Med Phys* 1989;16: 38-44.
- [13] Katsuragawa S, Doi K, Nakamori N, MacMahon H. Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: Effect of digital parameters on the accuracy of computerized analysis of interstitial disease in digital chest radiographs. *Med Phys* 1990;17:72-78.
- [14] Morishita J, Doi K, Katsuragawa S, et al. Computer-aided diagnosis for interstitial infiltrates in chest radiographs: Analysis of optical-density dependence on texture measures. *Med Phys* 1995;22:1515-1522.
- [15] Ishida T, Katsuragawa S, Kobayashi T, MacMahon H, Doi K. Computerized analysis of interstitial disease in chest radiographs: Improvement of geometric-pattern feature analysis. *Med Phys* 1997;24:915-924.
- [16] Monnier-Cholley L, MacMahon H, Katsuragawa S, et al. Computer aided diagnosis for detection of interstitial infiltrates in chest radiographs: Evaluation by means of ROC analysis. *AJR* 1998;171:1651-1656.
- [17] Van Ginneken B, Katsuragawa S, ter Haar Romeny B, et al. Automatic detection of abnormalities in chest radiographs using local texture analysis. *IEEE Trans Med Imaging* 2002;21:139-149.

- [18] Kano A, Doi K, MacMahon H, Hassell DD, Giger ML. Digital image subtraction of temporally sequential chest images for detection of interval change. *Med Phys* 1994;21:453-461.
- [19] Difazio MC, MacMahon H, Xu XW, Tsai P, Shiraishi J, et al. Effect of time interval difference images on detection accuracy in digital chest radiography. *Radiology* 1997;202:447-452.
- [20] Ishida T, Ashizawa K, Engelmann R, Katsuragawa S, et al. Application of temporal subtraction for detection of interval change in chest radiographs: Improvement of subtraction image using automated initial matching. *J Digital Imaging* 1999;12: 77-86.
- [21] Ishida T, Katsuragawa S, Nakamura K, MacMahon H, Doi K. Iterative image warping technique for temporal subtraction of sequential chest radiographs to detect interval change. *Med Phys* 1999;26:1320-1329.
- [22] Kakeda S, Nakamura K, Kamada K, Watanabe H, et al. Improved detection of lung nodules by using a temporal subtraction technique. *Radiology* 2002;224: 145-151.
- [23] Aoyama M, Li Q, Katsuragawa S, MacMahon H, Doi K. Automated computerized scheme for distinction between benign and malignant solitary pulmonary nodules on chest images. *Med Phys* 2002;29:701-708.
- [24] Shiraishi J, Abe H, Engelmann R, Aoyama M, et al. Computer-aided diagnosis for distinction between benign and malignant solitary pulmonary nodules in chest radiographs: ROC analysis of radiologists' performance. *Radiology* 2003;227: 469-474.
- [25] Asada N, Doi K, MacMahon H, Montner S, Giger ML, Abe C, Wu Y. Potential usefulness of artificial neural network for differential diagnosis of interstitial lung diseases: A pilot study. *Radiology* 1990;177:857-860.
- [26] Ashizawa K, Ishida T, MacMahon H, Vyborny CJ, et al. Artificial neural networks in chest radiographs: Application to differential diagnosis of interstitial lung disease. *Acad Radiol* 1999;6:2-9.
- [27] Ashizawa K, MacMahon H, Ishida T, Nakamura K, et al. Effect of an artificial neural network on radiologists' performance of differential diagnoses of interstitial lung disease using chest radiographs. *AJR* 1999;172:1311-1315.

著者略歴



桂川茂彦

帝京大学福岡医療技術学部診療放射線学科 教授。1973年3月九州大学工学部大学院修士課程修了, 1989年1月岩手医科大学にて医学

博士号取得。岩手医科大学医学部放射線医学講座(1981年1月~2000年3月)。熊本大学医学部保健学科教授(2004年1月~2011年3月)。日本放射線技術学会画像部会長(2001年~2005年)。

デジタル胸部 X 線像研究の変遷

コニカミノルタ株式会社 笠井 聡

1. はじめに

2000 年代に、医療領域にもたらされたデジタル化の波とともに広がりを見せたコンピュータ支援診断 (CAD) の研究は、専門家 (医師) の知識をコンピュータが理解できる言語 (特徴量) に研究者が変換するという考えのもと、多くおこなわれてきた。一方、2018 年現在では、世の中は、Deep Learning の登場もあり、第 3 次 AI ブームを迎えており、医用画像の領域にも AI 活用の機運が高まっている。Deep Learning は、従来、画像解析の研究者が多くの時間を費やしていた特徴量抽出を不要とする一方、一般的に従来の機械学習より多くの学習データが必要と言われており、データベースの重要性が増している。この流れの中、世界で最も多く撮影される胸部単純 X 線画像の画像解析の研究は、近年、再度、注目を集めている。そこで、本報告では、胸部単純 X 線画像を中心に 2000 年代の CAD 研究のコンセプトの広がりを紹介した後、近年の AI ブームの中での胸部単純 X 線画像を用いた画像解析について紹介する。

2. 第二次 AI ブームの中のコンピュータ支援診断 (CAD) の研究

一般的に、第二次 AI ブームは、エキスパートシステムの時代と言われ、画像解析の分野では専門家の知識を特徴量という形で、研究者が一つ一つコンピュータが理解できる言葉に変換することで、コンピュータが知識を得て、特定の対象の判別や尤度を出力する研究が行われてきた。2000 年代に入り、医用画像の世界にもデジタル化の波が押し寄せてきたこと、また、本邦では、2008 年度の診療報酬の改定に伴い、画像診断管理加算が大幅に加点され、PACS や WS が飛躍的に普及したことにより、集積された医用画像データを元に、付加価値を与える CAD の研究が加速した。この中で、胸部単純 X 線画像は、常に中心的な対象として研究され、様々なコンセプトが胸部単純 X 線画像の研究から生まれてきた。

2-1 “不要な成分の減弱”をコンセプトとした研究

胸部単純 X 線画像は、同時に多くの種類の病変の検出を対象にできるが、複数の構造が重畳されて表現されることにより、専門家にとっても容易に読影できる対象ではない。一方、特定の画像所見を検出する CAD を開発した場合、複数の CAD を研究開発する必要があるため、期間もかかり、また、誤って正常組織を指摘する False Positive (FP) の問題も大きい。このため、胸部単純 X 線画像に付加価値を与える解析処理の場合、特定の画像所見を検出するという考え方より、不要な成分を減弱するというコンセプトで解析された画像を提示するほうが、臨床上、有用な場合がある。いわば、引き算の考え方で医師に有用な付加価値画像を提供するという考え方になる。経時的な変化がない部分を減弱し、変化がある領域のみ強調する経時差分処理 [1, 2] はこの代表格だが、この他、病変にオーバーラップして、しばしば見落としの原因 [3, 4] となる鎖骨や肋骨を減弱する Bone Suppression 処理 (図 1) もこのコンセプトから生まれた研究に分類されると考えられる [5, 6]。Bone Suppression 処理では、肺がんの検出に対する有効性 [7, 8] だけでなく、肺炎、結核、気胸など複数の病気が示す画像所見に対する有効性も報告されている [9, 10, 11]。さらに、不要成分を減弱するというコンセプトの研究では、医師を支援するという考え方のみならず、技師による画像撮影を支援するという考え方のもと、散乱線成分を推定して除去する散乱線除去処理が提案

されており(コニカミノルタからは, Intelligent-Grid として製品化[12]), グリッドをなくした撮影を可能とし, 撮影ワークフローの改善に大きく貢献している。

2-2 “撮影目的以外の異常を検知”することをコンセプトとした研究

多くの胸部の画像所見を検出できる胸部単純 X 線画像は, 検診などを含め, プライマリケアで撮影されることが主な対象の一つとなっている。

このような環境で撮影された胸部単純 X 線画像上では, 撮影目的以外の病気が描写されることがある。しかし, 特定の対象の検出を目的とする場合, 対象以外の病気は, レポートされない(アンダーレポート)ことがあるため, これを CAD により検出し, 医師にレポートを促すことができれば, 早期発見に大きな効果があると期待される。

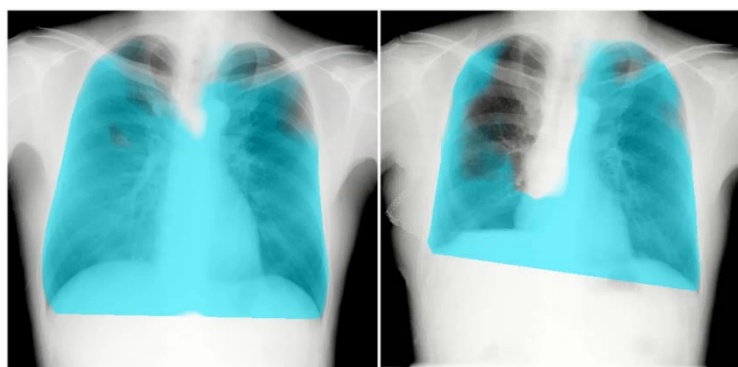
このことに注目した研究として, 胸部側面画像上の圧迫骨折を検出する研究がある[13, 14]。この研究では, 胸部側面画像を用いた圧迫骨折を自動検出するアルゴリズムと, 胸部正面画像および胸部側面画像上のノジュールを検出するアルゴリズムの評価を同時に行っており, 複数の病変を検出する CAD に対して, 同時に観察者実験を行った研究としても位置付けられる。

2-3 “簡便な撮影を進化させる”ことをコンセプトとした研究

ここまでに紹介した研究は, 胸部単純 X 線画像上の解剖学的な構造を解析することに着目した研究であったが, 胸部単純 X 線画像を短時間に複数枚撮影することにより動画を作成し, その画像を解析することで, 動きや, さらに, 機能までを可視化し, 定量化する研究がある[15-17]。動きの表現は, 肺野内の硬さや横隔膜の移動の滑らかさを可視化・定量化することが可能となり[15], COPD などの病状の定量的な把握や, 術後



図1 Bone Suppression 画像の効果があつた症例. 右肺外胸郭付近のノジュールの視認性が向上している。



Control case COPD patient
(a) 換気情報の可視化による正常症例と COPD 患者の比較



Control case COPD patient
(b) 血流情報の可視化による正常症例と COPD 患者の比較

図2 動画像上の信号変化をとらえ, 換気や血流といった機能と相關ある成分を可視化している。

の回復度合いの客観的な評価に効果を発揮することが期待される。また、信号値の変化量や心臓の拍動と同期した信号を抽出することにより、胸部単純X線像のような簡便な撮影で、呼吸機能や循環器機能が評価できる可能性があり、注目を集めている。呼吸機能の評価では、呼吸に伴う肺組織密度の変化によって生じる画素値の変動に着目し、換気機能と関連する情報として可視化する研究[16, 17]がおこなわれている。また、循環器機能の評価のため、左心室領域の拍動周期と関連がある信号成分を抽出することにより、血流の変化量をとらえる研究[16, 17]も進められている（図2）。

2-4 その他

これらの研究以外にも、誤って保存した症例を画像解析によって、自動で正しい患者を特定する研究[18]や、PACSに蓄積された画像を有効利用することをコンセプトとして、過去症例がなく、経時差分処理が行えない患者のために、すでに正常と診断された画像から対象患者に合った偽の正常画像を作成し、診断対象の画像との差分を強調することで、異常陰影の検出を支援する研究[19]など様々なコンセプトで研究が進められてきた。

3. 第3次AIブームの中の胸部単純X線画像の研究

Deep Learningの時代と言われる第3次AIブームでは、大量の画像を学習するアプローチがとられる。このため、世界で最も多く撮影される胸部単純X線画像は、再度、注目を集めている。Deep Learningは、研究者が専門家の知識を特徴量としてコンピュータが理解できる数値に変換することになり、画素値そのままを入力とする。これは、Deep Learningは、機械学習の一部ではあるが、その範囲にとどまらず、特徴量を自動で抽出する特徴量自動抽出器としての役割も担っている（図3）。つまり、従来では、複数の病気を検出したい場合、それぞれの病気に対するアルゴリズムを順次、研究開発する必要があったが、データとその正解情報さえあれば、同時に学習して検出することが可能となり、研究の加速が期待される。一方、これまでより多くの時間やコストが、データ収集や識別のためのモデルの構築・最適化に費やされるようになったことも事実である。このような、データ数重視で複数の画像所見を同時に検

出可能なDeep Learningの流れは、胸部単純X線画像と非常に相性が良いと考えられ、2017年のNIHの大規模データベースの公開[20]もあり、再度、注目される一つの要因となっている。このデータベースを使った研究では、14種類の病変を同時にDeep Learningで学習し、一部の病気に関しては医師に匹敵する検出精度が得られたという結果[21]も出てきている。将来的には、胸部単純X線画像において検出可能なすべての異常を対象としたAIの開発が期待され、これは、逆に言うと、正常症例を正常と判断できるAIが開発される可能性を示唆している。これが可能になると、不要なCT数の削減による医療費の削減や、医師の読影負担を減らすことが期待される。

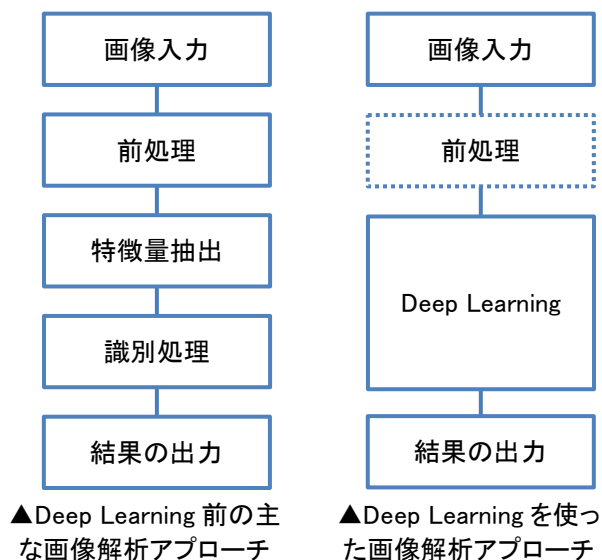


図3 Deep Learning を使った画像解析アプローチでは、セグメンテーションなどの前処理も Deep Learning で対応されることがあり、画像入力後、一部の前処理だけが行われ、Deep Learning 処理を行い、結果を出力する。

第3次AIブームの昨今では、Deep Learning の導入や多くの新たな研究者やスタートアップ企業が医用画像領域に参入していることもあり、性能向上や新たなAIの使い方も提案され始めている。例えば、乳がんの診断では、ホールスキャンの超音波を使用した乳がんの検出では、AI をセカンドオピニオンではなく、医師が同時に使用する Concurrent 型の AI を FDA が認めている。また、眼底写真を用いた糖尿病網膜症の検出では、重度の網膜症に限られるようだが、専門医がいない中、AI の結果を利用可能とするような、1st Reader としての使用も FDA は認可し始めている(図4)。一方、従来のセカンドオピニオンとしての使用の中でも、コンピュータが異常と判断する領域にマークを付加するだけでなく、新たな考え方が生まれている。画像撮影後、即座に AI による解析を行い、専門医に連絡することにより、専門医が画像の撮影から異常がある症例までのアクセス時間を大幅に短縮するような考え方(図5 トリアージ型(a))や、AI によって何らかの基準で優先順位を決めて、読影する医師を振り分けるトリアージ型AIの考え方(図5 トリアージ型(b))などである。一方、診断性能の Quality Assurance(QA)の目的で AI を使用する考え方は、従来から存在したが、画像解析と自然言語解析の精度が上がってきたことにより、現実味を帯びてきた。ここでは、撮影された画像を医師と AI に同時に送付し、医師は通常の読影としてレポートを作成する。医師によって作成されたレポートは、言語解析により異常の有無が判断され、AI による画像解析結果と相違が発見された場合にのみ、別の(もしくは同じ)医師に再度読影を促す(図5 QA 型)。

胸部単純 X 線画像では、まだ、このような使用方法での認可の話はないようだが、デジタル化が加速する中で発生する医用画像数が膨大となっており、医師不足が深刻な中、胸部単純 X 線こそ Concurrent 型や 1st Reader 型の AI の効果が大きいと考えられ、使用シーンや対象の慎重な検討は必要であるものの、研究や製品化が進むことが予想される。また、アカデミアでは、病気の検出だけでなく、良悪性の鑑別などの診断や、最適な治療方針を提案するために予測や処方支援するような研究が進められており、Radiomics や遺伝子情報と組み合わせられることにより Radiogenomics と呼ばれる研究分野となっている。現在は、このような研究では、CT や MR が解析対

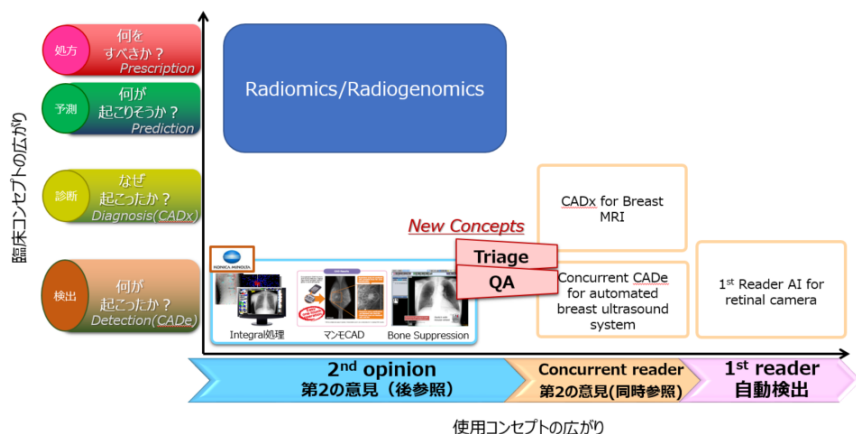
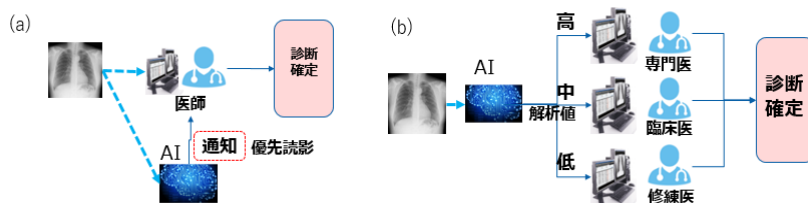


図4 長年の間、医師に第二の意見を提示する CAD の研究が中心であったが、最近になって、FDA は、Concurrent 型や 1st Reader 型の AI を認可し始めた。産業界が図の右に向かう一方、アカデミアでは、医用画像と遺伝子データを扱う Radiomics/Radiogenomics の研究において、最適な治療方針の予測や処方を支援する AI の研究が加速している。

■ トリアージ型



■ QA型

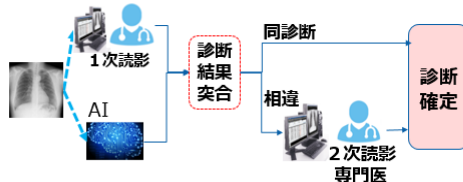


図5 トリアージ型(a):画像の撮影後、即座に AI により解析を行い、異常の可能性が高い症例だけ医師のスマートフォンなどに通知するシステム。トリアージ型(b):AI の解析結果を優先順位として出力し、読影先を振り分けるシステム。QA 型:1 次読影の医師と AI の判断結果が異なる場合にのみ、再読影するシステム。

象の画像として中心であることは間違いないが、簡便に被ばく量も少なく撮影できる胸部単純 X 線画像は、フォローアップとして繰り返し撮影が可能であり、重要な役割を果たす可能性が考えられる。

4. おわりに

今回紹介させていただいた胸部単純 X 線画像の研究から始まった CAD の研究のいくつかは、既に製品化され、医師の読影の補助として臨床の場で使用されている。一方、依然、研究者によってアクティブに研究されているテーマも存在している。そんな中、医師に提示する胸部単純 X 線画像の画質改善のような基本的な解析においても、近年になって、スクリーンフィルム画質を再現することからデジタルの良さを前面に出すというコンセプトを打ち出すことで、さらなる画質の改善が提案されている[22]。胸部単純 X 線画像の研究は、すでに長年の間、研究されてきたが、基本的な画像処理から最新の AI まで、今後も医用画像解析の進歩に重要な役割を果たし、臨床現場の効率化や診断性能の向上などに貢献すると思われる。その結果、胸部単純 X 線画像の研究が人々の健康寿命を延ばすことに大きく貢献することを期待する。

参考文献

1. Kano A, Doi K, MacMahon H, Hassell DD, Giger ML. Digital image subtraction of temporally sequential chest images for detection of interval change. *Med Phys* 1994;21:453-461.
2. 小林 剛. 一病院からクリニックまでの利用を目指した経時差分処理—。日本診療放射線技師会誌 2015;62(1):87-89.
3. Austin JH, Romney BM, Goldsmith LS. Missed bronchogenic carcinoma: radiographic findings in 27 patients with a potentially resectable lesion evident in retrospect. *Radiology*. 1992;182:115-122.
4. Shah PK, Austin JH, White CS, et al. Missed non-small cell lung cancer: radiographic findings of potentially resectable lesions evident only in retrospect. *Radiology*. 2003;226:235-241.
5. Suzuki K, Abe H, MacMahon H, Doi K, “Image-processing technique for suppressing ribs in chest radiographs by means of massive training artificial neural network (MTANN)”. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 2006;25:406-416.
6. 小林 剛, 堀良 伸一, 勝原 慎介, 笠井 聡, 笹野 泰彦. 「胸部単純 X 線 CAD アプリケーション」 Bone Suppression 処理の開発. *KONICA MINOLTA TECHNOLOGY REPORT* 2015;12:71-76.
7. Li F, Engelmann R, Pesce LL, et al. Small lung cancers: improved detection by use of bone suppression imaging -comparison with dual-energy subtraction chest radiography. *Radiology* 2011;261:937-949.
8. Miyoshi T, Yoshida J, Aramaki N, Matsumura Y, Aokage K, Hishida T, Kobayashi T, Tsubura S, Katsuhara S, Kasai S, Sasano Y, Nagai K, Tsuboi M. Effectiveness of Bone Suppression Imaging in the Detection of Lung Nodules on Chest Radiographs: Relevance to Anatomic Location and Observer's Experience. *J Thorac Imaging*. 2017;32(6):398-405.
9. Li F, Engelmann R, Pesce L, Armato S, MacMahon H. Improved detection of focal pneumonia by chest radiography with bone suppression imaging. *Eur. Radiology*. 2012;22(12):2729-2735.
10. Kodama N, Loc TV, Hai PT, Cong NV, Katsuhara S, Kasai S, Sheikh A. Effectiveness of bone suppression imaging in the diagnosis of tuberculosis from chest radiographs in Vietnam: An observer study. *Clin Imaging*. 2018;30(51):196-201.
11. Huo Z, Xu F, Zhang J, Zhao H, Hobbs S, Wandtke J, Sykes A, Paul N, Foos D. Bone suppression technique for chest radiographs, *Proc. SPIE 9037, Medical Imaging 2014: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment*, 90370D (11 March 2014); doi: 10.1117/12.2043754.
12. 伊藤 良平, 高木 達也, 吉田 啓太, 石坂 哲. 散乱 X 線補正処理 “Intelligent-Grid” の開発. *KONICA MINOLTA TECHNOLOGY REPORT* 2016;13:52-56.

13. Kasai S, Li F, Shiraishi J, Li Q, Doi K. Computerized detection of vertebral compression fractures on lateral chest radiographs: Preliminary results with a tool for early detection of osteoporosis. *Med. Phys.* 2006;33(12):4664-4674.
14. Kasai S, Li F, Shiraishi J, Doi K. Usefulness of Computer-Aided Diagnosis Schemes for Vertebral Fractures and Lung Nodules on Chest Radiographs. *AJR* 2008;191(1):260-265.
15. Yamada Y, Ueyama M, Abe T, Araki T, Abe T, Nishino M, Jinzaki M, Hatabu H, Kudoh S. Difference in diaphragmatic motion during tidal breathing in a standing position between COPD patients and normal subjects: Timeresolved quantitative evaluation using dynamic chest radiography with flat panel detector system (“dynamic X-ray phrenicography”). *Eur J Radiol.* 2017; 87:76-82.
16. Tanaka R, Dynamic chest radiography: flat-panel detector (FPD) based functional X-ray imaging. *Radiol Phys Technol.* 2016;9(2):139-53.
17. 勝原 慎介, 野地 翔, 二村 仁, 福元 剛智, 村岡 慎太郎, 松谷 哲嗣, 嶋村 謙太, 松本 悠希, 笠井 聡. 『胸部 X 線動画像診断アプリケーション』 動態解析技術の開発. KONICA MINOLTA TECHNOLOGY REPORT 2018;15:75-78.
18. Morishita J, Watanabe H, Katsuragawa S, Oda N, Sukenobu Y, Okazaki H, Nakata H, Doi K. Investigation of Misfiled Cases in the PACS Environment and a Solution to Prevent Filing Errors for Chest Radiographs. *Acad Radiol.* 2005;12:97-103.
19. Tsunoda Y, Moribe M, Orii H, Kawano H, Maeda H. Pseudo-normal Image Synthesis from Chest Radiograph Database for Lung Nodule Detection. 2014;Advanced Intelligent Systems:147-155.
20. Wang X, Peng Y, Lu L, Lu Z, Bagheri M, Summers RM. ChestX-ray8: Hospital-scale Chest X-ray Database and Benchmarks on Weakly-Supervised Classification and Localization of Common Thorax Diseases. *IEEE CVPR* 2017
21. Rajpurkar P, Irvin J, Zhu K, Yang B, Mehta H, Duan T, Ding D, Bagul A, Ball R, Langlotz C, Shpanskaya K, Lungren M, Ng A. CheXNet: Radiologist-Level Pneumonia Detection on Chest X-Rays with Deep Learning, 2017;arXiv:1711.05225.
22. 原口 剛. ～X 線撮影画像の写実主義への挑戦～ 新しい画像処理「REALISM」. *JIRA テクニカルレポート*, 2017;27(2):8,9.

デジタル X 線画像診断装置「FUJIFILM DR CALNEO Dual」

富士フイルムメディカル株式会社 MS 部 武山 佳裕

1. はじめに

骨粗鬆症は、大腿骨や腰椎骨の強度が弱くなり、骨折リスクが高まる病気である。近年の高齢化に伴って、国内の骨粗しょう症患者数は増加し、約 1,300 万人（※1）にのぼるとされているが、治療を受けている患者はその 20%程度しかいないといわれている。骨粗しょう症患者の早期発見は QOL(Quality Of Life)の向上につながるため、課題の一つとなっている。骨粗しょう症の診断では、骨の形状を確認するための一般 X 線の検査に加えて、DXA 法（※2）による腰椎及び大腿骨の骨密度検査が推奨されている（※1）。これまで、一般 X 線検査と骨密度検査は、それぞれ別の装置で行われていたため、被験者は装置間を移動しなければならない、また骨密度検査の際に撮影の位置決めをし直して、その体制を数十秒間維持する必要があった。本稿では、当社が開発した一般 X 線撮影と DXA 法による骨密度測定を併せ持つデジタル X 線画像診断装置「FUJIFILM DR CALNEO Dual(カルネオ デュアル)」(以下、CALNEO Dual)について紹介する。

2. 一度の X 線照射でエネルギー分布の異なる 2 種類の X 線情報を検出する Dual 構造（※3）

今回新たに開発した「CALNEO Dual」は、蛍光体に X 線エネルギーの吸収感度が異なる CsI（ヨウ化セシウム）と GOS（ガドリニウムオキサイドサルファ）を用いた 2 種類の X 線検出部を積層しており（図 1）、一度の X 線照射で検出部ごとに異なる画像が得られる。この 2 つの画像に「エネルギーサブトラクション（ES）技術」（※4）を適用することで、一般 X 線画像に加え、骨強調画像と軟部組織画像を同時に得ることができる。ES 技術は、今まで主に肺がんの結節（※5）や石灰化の検出に有効であるとされてきたが、椎体（※6）等の骨領域では、撮影時に体内で発生する散乱線（※7）によってコントラストが下がり、骨の形状と連続性を観察し難いという課題があった。「CALNEO Dual」は、当社が X 線のデジタル化において長年にわたり培ってきた、撮影時に生じる散乱線の影響を低減する技術や、粒状性の悪化を抑制しながらコントラストを高める技術などを適用し、骨組織の分離精度を高めることで、鮮明な骨強調画像を提供。これにより、胸椎・腰椎・股関節などにおいて、骨の疾患の視認性向上が期待される。

「CALNEO Dual」は、通常よりも X 線検出部を 1 つ多く搭載していながら、カセット DR 標準規格の本体サイズ 17×17 インチ、厚さ 16mm を実現。一般 X 線撮影装置で、一般 X 線検査と DXA 法による骨密度測定を同時に実施できるため、骨密度検査専用装置が不要となり、省スペース化にも貢献します。各部位につき、一度の X 線照射で骨粗しょう症の検査に必要な X 線画像を取得できるため、骨密度検査専用装置が不要となり、省スペース化にも貢献。各部位につき、一度の X 線照射で、骨粗しょう症の検査に必要な X 線画像を取得できるため、技師の快適な撮影ワークフローと、被験者の身体的負荷軽減に貢献できる。



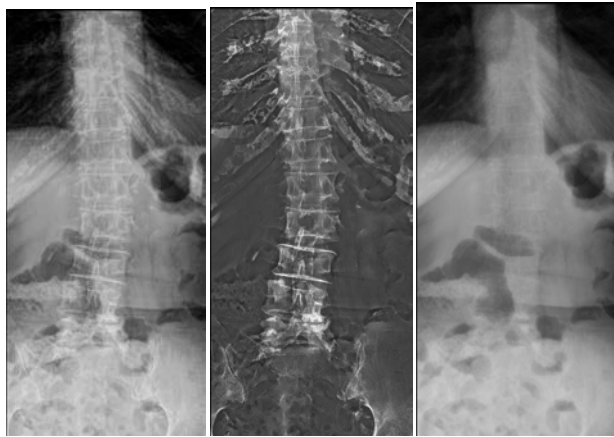
「CALNEO Dual」は、特性の異なる2種類のX線検出部(使用している蛍光体は、X線入射方向から①CsI、②GOSの順)を積層している。

図1 2枚積層構成のFPDが特徴のCALNEO Dual

3. エネルギーサブトラクション

- ・一度のX線照射で「一般X線画像」、「骨強調画像」、「軟部組織画像」を同時に取得

「Calneo Dual」では、Dual構造により、一度のX線照射で検出部ごとにエネルギー特性の異なる画像が得られる。この2つの画像に対し「エネルギーサブトラクション(ES)技術」を適用することで、一般X線画像と、骨強調画像、軟部組織画像の3つを同時に得ることができる。「CALNEO Dual」は、当社が、X線のデジタル化において長年にわたり培ってきた、散乱線の影響を抑制する技術や粒状性の悪化を抑制しながらコントラストを高める技術などを適用し、骨組織の分離精度を高めることで、鮮明な骨強調画像を提供。これにより、胸椎・腰椎・股関節などにおいて、骨の疾患の視認性向上が期待される画像を実現した(図2)。これらにより従来は胸部のみに使われてきたES技術を他の部位に拡張できたため、ES技術のさらなる発展が期待できる。



通常のX線画像 骨強調画像 軟部組織画像

図2. CALNEO Dual で実現するES画像(腰椎正面)

4. DXA

- ・一般X線撮影装置でDXA法による骨密度測定を実現し、検査のワークフローを大幅に改善

骨密度検査の専用装置では、散乱線の影響を避けるため、照射領域を細長いスリット状に絞り、X線の照射とスキャンを繰り返して撮影する。撮影には数十秒を要し、その間に体動が生じないように被検者の体を固定しなければならない。「CALNEO Dual」は、一般X線撮影と同様に測定領域に対して、各部位に付きX線を面状に一度照射するだけで、骨密度測定用の画像を取得できるため、撮影時間の短縮や被検者の負担軽減に寄与する。また、1台の撮影装置で検査を完了できるため、装置間の移動時間とポジショニング回数を減らすことが可能（図3）。



図3. CALNEO Dual がもたらすワークフロー改善

5. コンソール

- ・一般X線と骨密度測定 of 検査を1台のコンソールで制御

一般X線撮影用のコンソールに骨密度の測定機能を搭載することで、検査オーダーの取得から一般X線撮影と骨密度測定 of 両検査を同一のコンソールで操作でき、操作室のスペースを有効に活用できる。また、骨密度測定用の操作画面は、一般X線撮影用の画像拡大機能や白黒反転機能などの画像処理も使用可能。測定順の操作をガイドする機能を搭載しており、業務の効率化が期待できる。



図4. 骨密度測定画面

6. おわりに

われわれは CALNEO Dual が骨粗しょう症検査の検査を効率化し、被験者の身体的負荷を軽減することを期待している。富士フイルムは、今後もさまざまな医療現場のニーズに先進・独自の技術をもってお応えし、さらなる画像診断の効率化と医療の質の向上に貢献していく。

(※1) 日本骨粗鬆症学会「骨粗鬆症の予防と治療ガイドライン 2015 年版」より。

(※2) Dual Energy X-ray Absorptiometry 法の略称。エネルギー特性の異なる 2 種類の X 線情報から骨密度を測定する方法。

(※3) 2 種類の X 線検出部を積層した構造。CALNEO Dual では、X 線検出部に CsI と GOS の蛍光体を採用。

(※4) 特性の異なる 2 種類の X 線から得た画像を差分し、骨強調画像と軟部組織画像に分離する画像処理技術。

(※5) 直径が 1～3cm 程度の円形の腫瘍。

(※6) 脊椎（背骨）は、椎骨と呼ばれる複数の骨が連結して構成される。椎体は、椎骨のうち腹部側にある楕円形に近い形をした部分。

(※7) X 線が被写体を透過する時に、被写体の中の様々な物質によって乱反射した X 線。

「胸部単純 X 線 CAD アプリケーション」

Bone Suppression 処理の紹介

コニカミノルタ株式会社 勝原 慎介

1. はじめに

ワールドワイドで最も一般的であり、且つ撮影数が多い胸部単純 X 線画像は、画像の特性上、読影が難しく、コンピュータによる読影支援が有効な分野の一つである。読影が難しい理由として、①画像内の多くの画像所見を 1 枚の画像から判定しなければならないこと、②複数の解剖学的な組織（肋骨、鎖骨、血管、心臓、縦隔、胸郭等）がオーバーラップしており、病変と区別しなければならないことがあげられる。特に、骨の組織（肋骨、鎖骨、椎骨、肩甲骨等）は、胸部単純 X 線画像上において肺野部と多くオーバーラップしており、肺病変と重畳することで医師の肺病変の検出および解釈を困難にし、肺がん等の見落としや、正常構造の誤検出などの要因として報告されている[1, 2]。

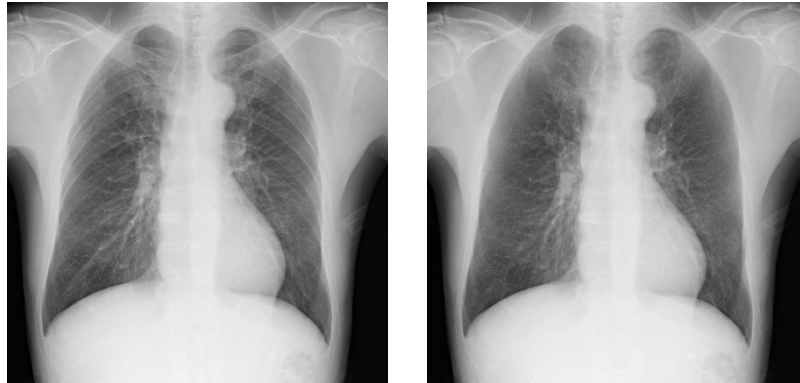
コニカミノルタでは、胸部単純 X 線画像の読影を支援する胸部 CAD アプリケーションとして、肋骨、鎖骨の信号を減弱することで肺野内の視認性を高める Bone Suppression（以下、BS）処理を開発した。本稿では、従来技術、BS 処理のアルゴリズム、システムの特徴、および、有用性試験報告を紹介する。

2. 従来技術

肺野の視認性を向上させる従来技術として、デュアルエネルギーサブトラクション（Dual Energy Subtraction (DES)）があり、その臨床的効果が報告されている[3]。しかしながら、撮影が特殊であるため、新たな装置が必要となり、また過去に撮影された画像からは DES 画像を作成できない。また DES の方式のうち 2 回曝射法では、心拍動などの影響を受けボケ画像が生成されやすいこと、さらに、患者の被ばくが僅かに増加することなどの課題があった。一方、特殊な撮影装置を必要とせず、画像認識技術によって骨の信号を減弱し肺野の視認性向上させることを目的とした BS 処理も米国や日本で販売されている。例えば、DES 画像を機械学習アルゴリズムにて学習することにより、骨信号を推定・減弱する手法が採用されている[4]。同手法では、画像の全画素に対して骨信号を推定するため、骨以外の血管影や異常影などの外観がオリジナルの胸部単純 X 線画像と異なるという特性があり、DES 画像と同様、肺尖部での効果が限定的との報告がある[4]。

3. Bone Suppression アルゴリズム

当社が開発した BS 処理は、パターン認識アルゴリズムを用いて骨構造の領域を同定し、胸部単純 X 線画像の同定された領域でのみ骨信号を推定するため、骨以外の血管影や異常影は元の信号から大きく変化しにくい設計になっている。具体的には、Computed radiography（以下、CR）および Flat Panel Detector（以下、FPD）で取得した画像に対して、前方肋骨、後方肋骨、および鎖骨の信号を推定・減弱する[5]。



オリジナル画像

BS 画像

図 1. BS 処理画像

胸部単純 X 線画像において、肋骨および鎖骨の構造と配置は被写体間で個体差が存在する。さらに、骨の太さや、骨信号の強度は、被写体間差や撮影条件の違いだけでなく、CR と FPD の画質差やモデリティーメーカーごとの画像処理の違いによってもバラつきが大きく、多種多様な画像における骨の信号を推定するには高い画像処理・信号処理技術が必要となる。このため、当社の BS 処理アルゴリズムは、①肺野領域の認識、②骨の認識、③骨信号の減弱処理のステップで実施される。

① 肺野領域認識処理

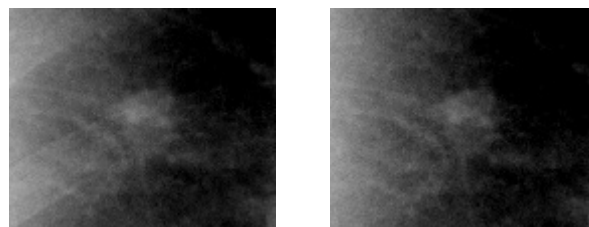
胸部単純 X 線画像において辺縁の性質が異なる 4 領域（肺尖部、外胸郭部、横隔膜部、縦隔部）に肺野を分類し、各辺縁の性質に最適なエッジ情報を用いて解析し、領域を抽出している。

② 骨認識処理

事前に大量データから構築した骨のモデル情報を基にした骨構造の推定値と、対象画像から検出した被写体固有の骨構造の推定結果を合わせた認識手法を採用している。同手法により、被写体間でばらつきが大きい骨の詳細構造を対象画像から、精度よく抽出するロバストな骨認識を実現している。

③ 骨信号減弱処理

認識された骨候補から骨の信号成分を推定し減弱を行う。推定には、肋骨と鎖骨がオーバーラップしていない構造物の信号変化を利用し、骨が存在する領域に骨がなかった場合の信号変化を推定する。この推定値を利用して、骨の領域と認識された領域近辺にのみ補正を加える。このため、当社の処理は、肋骨上に位置する淡い病変を肋骨の信号として誤減弱しにくい設計になっている。結節影にオーバーラップしている肋骨の BS 処理例を図 2 に示す。



オリジナル画像

BS 画像

図 2. 結節影にオーバーラップしている肋骨の BS 処理例

4. システムの特徴

4.1 表示操作性

オリジナルの胸部単純 X 線画像と BS 画像を比較する際に、ユーザが視点を変えることなく確認できるようマウスホイールの前後回転操作などにより画像を容易に切り替えられるシステム設計を行った。本表示機能により、減弱された組織と減弱されていない組織を一目で確認することができ、BS 画像を従来の読影にシームレスに融合することができる。

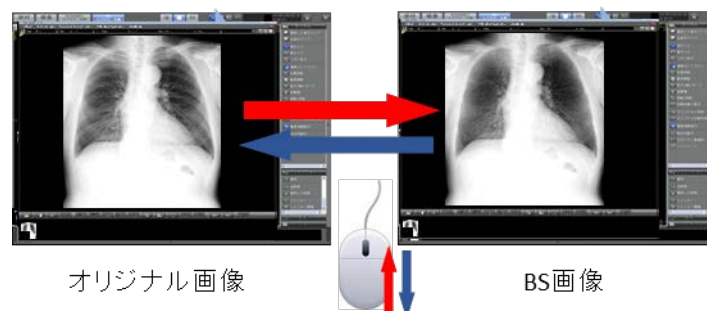


図 3. BS 画像の表示機能の例

4.2 ユーザワークフローへの適応

多種多様なワークフローへ適応するため、想定ワークフロー毎に最適化されたシステム設計を行った。例えば、クリニックのワークフローでは、撮影後すぐに診察室で読影するケースがあるため、当社のクリニック向けコンソール Unitea α では、医師の読影開始前までに BS 画像が提供されるよう設計されている。これにより医師は待ち時間なく BS 画像を利用した読影が可能となる。また、病院のワークフローでは、撮影後に PACS で読影するため、PACS への BS 画像を提供可能とすべく、同機能を当社の NEOVISTA I-PACS EX にも搭載している。さらに、図 4 のようにコンソールと PACS の間に、当社の「胸部単純 X 線画像用」画像処理プロセッサ Senciafinder を導入することにより、当社の CR 画像および FPD 画像だけでなく、他社の画像にも BS 処理を適用することが可能である。



図 4. 病院向けシステム

5. 臨床的な有用性試験

当社 BS 処理を用いた臨床的な有用性試験として、単純胸部 X 線画像における肺結節病変の読影に対する有用性に関して三好ら[6]の報告がある。三好らは、臨床的に読影検出可能な 8~30mm のサイズの肺結節病変が存在する病変症例 40 例、正常症例 40 例に対して、20 名の呼吸器外科及び内科の医師による読影実験を行った。医師全員の読影実験の結果、BS 処理を利用しないで読影した場合に比べて、BS 処理を利用して読影した場合の方が、ROC 曲線下面積 (AUC : Area Under the Curve) が 0.867 から 0.900 と向上し、医師の結節影に対する検出性能が改善されることが統計的有意差をもって確かめられた。また、読影経験 11 年以上の医師のグループ (experienced pulmonologists)、読影経験 10 年以下の医師のグループ (pulmonology residents) のどちらのグループにおいても、それぞれ BS 画像を利用することで読影精度が向上し、さらに、従来の BS 処理の課題であった肺尖部や肺野の末梢に存在する肺結節影に対しても読影精度が向上することが報告されている。

一方で、肺結節影以外の病変に関する有効性としては、児玉らが肺結核の検出に対する有用性について報告している[7]。児玉らは、肺結核病変が存在する 50 例、正常症例 47 例を用いた 9 名の放射線科医による読影実験を実施した。結果として、特に、呼吸器を専門としない放射線科医において、AUC が 0.882 から 0.933 へ向上し、特異度が 2.8%低下するも感度が 10.0%向上する結果が示されており、BS 画像の肺結核病変の検出に対する有効性が示唆されている。

6. おわりに

コニカミノルタが開発した胸部 CAD アプリケーション BS 処理について、アルゴリズム概要、システムの特徴、およびその臨床的有用性について紹介した。BS 処理を利用することで読影経験が浅い医師から経験豊かな医師まで、幅広い医師の診断性能向上が期待される。我々は今後も、臨床現場での価値向上に貢献できる魅力的な商品を開発する所存である。

文献

- [1] Austin JH, Romney BM, Goldsmith LS. Missed bronchogenic carcinoma: radiographic findings in 27 patients with a potentially resectable lesion evident in retrospect. Radiology 1992 Jan;182(1):115-22.
- [2] Shah PK, Austin JH, White CS, Patel P, Haramati LB, Pearson GD, Shiau MC, Berkmen YM. Missed non-small cell lung cancer: radiographic findings of potentially resectable lesions evident only in retrospect. Radiology 2003 Jan;226(1):235-41.
- [3] McAdams HP, Samei E, Dobbins J 3rd, Tourassi GD, Ravin CE. Recent Advances in Chest Radiography. Radiology 2006 Dec;241(3):663-83.
- [4] Li F, Engelmann R, Pesce LL, Doi K, Metz CE, Macmahon H. Small lung cancers: improved detection by use of bone suppression imaging--comparison with dual-energy subtraction chest radiography. Radiology 2011 Dec;261(3):937-49.

- [5] 小林 剛, 螺良 伸一, 勝原 慎介, 笠井 聡, 笹野 泰彦. 「胸部単純X線CADアプリケーション」 Bone Suppression 処理の開発. KONICA MINOLTA TECHNOLOGY REPORT VOL. 12 (2015)
- [6] Miyoshi T, Yoshida J, Aramaki N, Matsumura Y, Aokage K, Hishida T, Kobayashi T, Tsubura S, Katsuhara S, Kasai S, Sasano Y, Nagai K, Tsuboi M. Effectiveness of Bone Suppression Imaging in the Detection of Lung Nodules on Chest Radiographs: Relevance to Anatomic Location and Observer's Experience. J Thorac Imaging. 2017 Nov;32(6):398-405.
- [7] Kodama N, Loc TV, Hai PT, Cong NV, Katsuhara S, Kasai S, Sheikh A. Effectiveness of bone suppression imaging in the diagnosis of tuberculosis from chest radiographs in Vietnam: An observer study. Clin Imaging. 2018 May 30;51:196-201.

第 10 回 ROC セミナーに参加して

NTT 東日本札幌病院 放射線科 川原 大典

このたび北海道支部学術大会の中で開催された第 10 回 ROC セミナーに参加させていただきました。やる気だけはあるけど研究に対する知識の少ない私にとって新しい強力な武器を得るチャンスだと考え、意気揚々と申し込みました。

内容としては一対比較法に始まり、ROC の手計算、ROC viewer の使用方法、L-ROC、F-ROC と非常に内容の濃い二日間でした。ROC 解析を使用したことがなく、なんとなくでしか知らなかった私にとって、非常に新鮮で刺激的な内容で有り、研究に対するモチベーションが上がっていくのを自分の中で感じました。とちゅう手計算や ROC viewer の演習に入ると自分の要領の悪さから流れに乗り損ね、全体の進行において行かれそうになりましたが、颯爽とあらわれる講師の皆様の丁寧な対応に助けられ、無事に最後まで学ぶことができました。

今回、一番受講して良かったと感じたのは、ROC 解析の内容はもちろんですが、研究全体に通じる準備の重要性を学べたことにあります。解析資料の準備、視覚評価環境の統一、予備実験、評価者への説明など、すべてに対し入念な準備をしておかないと長く時間をかけた研究が頓挫してしまうこともあるのだと感じました。この考え方は他の研究方法、解析方法でも同じだと思います。趣味に没頭した不真面目な学生生活を送り、大学院を出ていない私にとっては研究の計画や方法の 1 つを学ぶ貴重な経験となりました。

また 1 日目終了後の懇親会では講師の白石先生、田中先生、福岡先生と同じテーブルに座らせていただき、様々なお話を聞かせていただきました。非常に楽しく貴重な時間を過ごすことができました。先生たちはすでに 0 次会を行っていらっしゃったようですが、さらに 2 次会も計画していたようで、こちらに関しても事前準備がすばらしいと感じました。

講師の先生方に丁寧に教えていただいたこの ROC 解析という強力な武器を私が使いこなすことができるかわかりませんが、忘れてしまわないように資料を読み返しつつ、今後の研究活動のバリエーションとしてつねに頭に入れておきたいと思います。講師の白石先生、田中先生、福岡先生、2 日間わかりやすい講義をありがとうございました。

第 10 回 ROC セミナーに参加して

北海道社会事業協会帯広病院 小笠原 一洋

この度第 10 回 ROC セミナー in 北海道支部春季学術大会を受講させていただきました。

学生の時(20 年近く前)に一対比較法を用いた研究をしてからずっと視覚評価に興味があり、頻度は少ないですが一対比較法や ROC を用いて研究をしてきました。ROC セミナーはずっと受講したかったセミナーであり、毎年受講の機会をうかがっていましたが、今回北海道で初開催されるということで待ってましたとばかりに申し込みました。

初日午前中は、セミナーで使用するソフトウェア(今回から新しいものになっていました)のインストールなどの作業の後、一対比較法の講義と実習がありました。一対比較法にはいろいろな手法がありますが、今回はシェッフェの一対比較法の浦変法で実習を行いました。

午後からは春季大会プログラムの一部として、両正規 ROC の基礎の講義、手計算による連続確信度法 ROC 曲線の作成、LROC/FROC 解析と観察者実験計画法の講義がありました。

2 日目午前中は春季大会シンポジウム、午後から ROC セミナーで、ROC Viewer を用いた ROC・FROC 実験と統計的有意差検定の演習を行いました。

今回のセミナーは、支部大会との同時開催ということで、過去のセミナーより凝縮された内容でしたが、卒業後は独学で行ってきた主観的評価に関して知識の確認ができました。周囲に主観的評価を行う人がいないため、研究者としての立場だけでなく初めて実験参加者としての立場を経験できたこともよかったと思います。ROC Viewer・Analyzer を用いた演習では、今まで自分が行った実験より圧倒的に短時間で観察者実験と解析を終了できることに驚きました。

プログラミングの知識を少しでも持っていたら、ソフトの扱いもわかりやすいなと思ったので、今後エントリーだけして放置状態になっている C 言語プログラミング講座の e-learning も進めていきたいと思いました。

講師の先生といろいろお話をしようと思って懇親会にも参加しました。しかし、今回は北海道支部全体の懇親会で、開始時間近くに会場入りした私は講師の先生から離れた場所に座ることになり、そこで大いに盛り上がり、講師の先生含めセミナー参加者と懇親を深めないという大失態を犯しましたが、挨拶だけはできたので今後困った時などは図々しくも勝手にご連絡させていただこうと企んでいます。

主観的評価、特にその中でも精度の高い一対比較法と ROC はモダリティに関わらず画像を扱う研究では必須で、これがなければ研究が成立しないと思っています。今後も専門領域に関わらず多くの方々に参加していただきたいと思います。

最後になりますが、このセミナーにご尽力いただいた講師の先生はじめ関係者の方々に厚く御礼申し上げます。ありがとうございました。

第 10 回 ROC セミナーを受講して

JA 北海道厚生連 網走厚生病院 医療技術部 放射線技術科 二俣 芳浩

この度、北海道札幌市で開催された第 10 回 ROC セミナーを受講させて頂きました。以前より学会のホームページなどで案内されていたこともあり、いつか本セミナーに参加させて頂きたいと思っておりましたが、なかなか北海道で開催が行われないう状況にありました。そのため、当初は道内以外での参加も検討していたのですが、この度本セミナーが道内で開催されるというお知らせを聞いた時から「募集開始時にはすぐ申し込もう」と心に決めておりました。ただ、私の勤務している病院は網走という地域にあるのですが、道内の札幌で開催されるとはいえ JR やバスだと約 6 時間程度かかる程の辺鄙な土地であることから、札幌まで行くにしても一苦勞…といった感じは否めませんでした。それでもセミナー受講のために道外へ行くことを考えれば時間的・経済的な負担を勘案しても非常にありがたいというのが正直なところです。

講義内容としては、専用ソフトウェアである「ROC Viewer」「JSRT_PCMR」による一対比較法を用いた観察者実験、両正規 ROC 解析の基礎、手計算による連続確信度法 ROC 曲線作成、LROC/FROC 解析と観察者実験計画法、ROC 解析用ソフトウェアである「ROC Analyzer」を用いた ROC/FROC の実験と統計的有意差検定についての講義がありました。どの講義も大変興味深い内容でありましたが、私が以前より本セミナーを受講したいと考えていた理由は 2 つあります。1 つは、本セミナーで配布される ROC Viewer などの専用ソフトウェアの存在があります。ご存知の通り、一対比較法や ROC 解析といった観察者実験ではデータの選定もそうですが、集計・解析といった部分においてもかなりの労力を必要とします。しかし、これらのソフトウェアを使用することで、本来多大なマンパワーが必要となることをサポートしてくれるため、観察者実験では大きな力を発揮してくれます。もちろん、そのような素晴らしいソフトウェアであっても実験の手法に誤りがあると良い結果には結びつかないのですが、本セミナーでは実験に用いるデータの注意事項や実験を成功に導くポイントについても詳しく解説して頂けるため、後から自施設で観察者実験に取り組む場合であっても大変役立つ情報ばかりだと思いました。もう 1 つは、手計算による ROC 曲線の作成手順の解説です。これは、実際のファントムから得られた 80 枚の画像を視覚評価し、得られた結果をシートへ記載して手計算で ROC 曲線を作成するというものです。これにより、時間は掛かりますが普段ソフトウェアにより自動で行われてしまう計算の意味を基礎から理解することが出来るため、1 つ目の理由と相反しますが、あやふやだった自分の知識を整理する良い機会と考えたためです。この部分についても、大変分かり易く解説をして頂いたため、不勉強な私でも何とか理解することが出来ました。また、以前私が CT

の分野において ROC 解析を研究デザインに含めた内容を日本放射線技術学会誌へ投稿する際に、白石先生の論文を引用するためにいくつか拝見させて頂きましたが、私自身の知識不足により、当然のことながらその内容を理解するのにかなりの時間を要してしまいました。ところが本セミナーでは、そのような専門分野の第一線で活躍されている先生方から、観察者実験について理解するために必要な理論を非常に分かり易く解説して頂くことができ、また分かりづらい部分があっても講義の時間内や休憩時間を問わず個別に対応して頂けたため、この ROC セミナーをもっと早く受講していれば…と思うところが多々ありました。今回地方会との併催での2日間という限られた時間ではありましたが、本セミナーを受講出来て本当に良かったと感じております。今後は、セミナーにより得られたスキルやソフトウェアを生かして観察者実験でのみ導くことが出来る病変検出能に重点を置いた CT 関連の検討を行っていければと考えております。

最後になりますが、このような貴重な講義をして下さった白石順二先生、福岡大輔先生、田中利恵先生、さらに北海道での ROC セミナー開催にご尽力された支部長の小笠原克彦先生、デジタル画像専門委員会の鈴木信昭先生ならび道技術学会スタッフの皆様にも深く感謝申し上げます。

第 10 回 ROC セミナーに参加して

NTT 東日本札幌病院 放射線科 八十嶋 伸敏

第 10 回 ROC セミナー in 北海道支部学術大会にスタッフとして参加させていただきました。開催初日の 4 月 21 日(土)は、札幌の春としては非常に暖かいといより暑い 24.5℃(平年 11.5℃)となりました。

私は、講師の先生をバックアップするため受付と会場を担当しました。受付といっても受講者が事前に登録した 2 次元バーコードをスマホに表示してもらい、それをスキャンするだけ。デジタル化によるスムーズな受付が可能になっていることに驚くばかりでした。

講義中は講師の先生たちの貴重なお話を聞くことができスタッフでありながら非常に勉強になりました。講義と実習が繰り返される中、私は受講者が不安そうな動きをしていないかつぶさに見ておりましたが、私が気付くと同時に講師の先生が素早く動いてくださりました。お役に立てず申し訳ありません。途中、ソフトのバグに気づき一時中断しましたが、先生たちのとてつもないプログラミングスキルによりその場を切り抜けておりました。また、次の日の朝、福岡先生がバグフィックス版を全員に配布しておりました。夜の懇親会(ゼロ次会も含め)ではビールをたくさん飲んでいたはずなのにいつプログラム修正をしたのでしょうか。恐るべき気力とスキルだと思いました。

本セミナーで一番印象に残っているのは、白石先生の黒板を使っの講義です。会場が札幌医科大学の講義室で、前方に大きな黒板、そして階段状に配置された机と椅子。白石先生がスライドを止め、「ちょうどいいのがあるので」と言ってチョークを握り始めました。黒板を使っの診断能についての講義のはじまりです。私にとっては 22 年ぶりの授業です。小学生化の時からさんざん見ていたはずでしたが非常に新鮮で脳が活性化している感じがしました。黒板の良いところは先生が書いている間に聞いた内容を咀嚼できるので理解しながらお話を聞けることです。

今回、私がスタッフとしてお役に立てたとするなら、お借りした会場を汚さないようにごみの始末を行ったこととケーブルタップの準備だけだと思います。そんなことより、会場に黒板があったおかげで脳を非常に刺激する講義を聴けたことが一番だったと思います。



第5回臨床画像評価セミナーに参加して

国立がん研究センター中央病院 武藤 千尋

「デジタル画像に関する物理評価法と視覚評価法を自分の得意分野にしておこう！」と思った私は、昨年このセミナーに参加した職場の先輩から話を聞き、すぐに参加を決意しました。これらの分野に関する内容での学会発表の予定があるのですが、実は理解が曖昧なところも多くある物理評価法についてしっかりと学び直し、ROCなどの視覚評価法についても新たに学ぶことのできる良い機会になると思い、大きな期待を抱いて当日を迎えました。

実際に参加してみると、今まさに自分が知りたいと思っていることがぎゅっと濃縮された中身の濃いセミナーでした。このセミナーは二日間にわたって行われました。一日目はMTF, NNPS, NEQ, DQEなど物理特性の評価法が中心で、二日目ROC Viewerを使用したROC, FROC解析といった視覚評価法を学びました。

講義を聞いてはすぐ演習という流れの繰り返しでした。そのため、学んだことをすぐに実践できるので効率よく身につけることができました。あらかじめ、Excelの解析シートを配布されるので、迷子になることはほとんどなく、もしわからないことがある時はすぐ近くに先生方がいらっしゃるので安心でした。

また、一日目終了後に開催される懇親会に参加しました。著名な先生方や他の参加者の方々と楽しく歓談したり意見交換をしたりすることができ、今後の自分のためになるようなお話もたくさん聞くことができました。新たな考えを取り入れることができ、自分の視野がちょっぴり広がったように思います。今後このセミナーに参加する方は、絶対に懇親会に参加すべきです！

実習で使用させていただいたExcelシートは数値を入力するだけで後は自動で計算をしてくれるので、とても便利なものです。復習をしっかりと行い、さらなる知識も身につけてこのシートを使いこなせるようにしていきたいです。そして今後活かしていきたいです。

最後になりますが、このセミナーを企画、運営して下さった日本放射線技術学会画像部会の先生方および東京支部画像部会の皆様に心より感謝申し上げます。

第5回臨床画像評価セミナーを受講して

城西放射線技術専門学校 診療放射線学科 **渡邊 淳**

平成30年7月21日、22日に国立がん研究センター中央病院において開催された第5回臨床画像評価セミナーに参加させていただきました。今回の受講目的は、教員として「画像工学」の科目を担当して以来、講義の中で様々なテキストや学会論文等を活用してきましたが、授業に対する学生の反応（理解度）に今一つすっきり出来ずにおりましたところ、本セミナーでは物理的評価から主観的評価（ROC解析・一対比較法）まで幅広く実習を含めて受講できることから、何とか今後の講義に活かせるのではないかとの思いからでした。

セミナー1日目は初めに白石先生による臨床画像評価概論として、「画質（物理特性）」と「診断の正確さ（ROC・FROC）」について定量的に評価・解析することにより、いかにして臨床の場に有用な情報を提供すべきかについての講義があり、改めてその重要性を認識しました。引き続き物理的評価として異なる2つのシステムについてIECに基づき取得した画像データを使用して入出力特性、NNPS、presampled MTF、NEQ、DQEの測定法について、それぞれの項目ごとに講義を受けた後、個人で持参したPCを用いて実習を行いました。講師の先生の指示に従い実際に手順を踏むことでより理解を深めることができました。また、不明な点があれば速やかにスタッフの先生方が対応していただきスムーズに実習できたと思います。2日目は、主観的評価として初めに連続確信度法による観察者実験を体験し、手計算によるROC曲線の作成を通じて、「観察者」の立場を経験し「計画者」の立場としての両面を理解することでROC解析に対する基本的姿勢を再認識できました。特に、白石先生によるMetz先生の来日講演で使用されたスライドを用いてのROCの基本概念についての講義では、浅学な自分でもROC解析とはどんなものかが明快に解りやすく、Metz先生の研究に対する熱意がそのまま引き継がれているようであり非常に感銘を受けました。後半のROC解析及びFROC解析では、ROC VierwをはじめとするJSRTで開発された最新のROC解析用統合ソフトウェアROC Studioを用いて、実験計画から観察者実験、判定・集計・統計解析までの一連の流れについて実習を通じて体験することができ、今後の研鑽に活かしていきたいと思います。1日目のセミナー終了後は、懇親会（ナイトセミナー）が開催され、講師の先生方と様々な質疑応答や意見交換が交わされ、有意義な時間を過ごすことができました。今回のセミナー受講で得られた知見をさらに深めるとともに、提供していただいた資料等を活かして今後の学生教育に反映していきたいと思いを新たにしました。

本セミナーは実質1日半のなかで、非常にタイトなスケジュールにも拘らず、講師の先生の熱意溢れるサポートにより充実したものとなりました。この場を借りて、本セミナーを企画、開催して頂いた日本放射線技術学会画像部会および東京支部の皆様にご心より感謝申し上げます。

第5回臨床画像評価セミナーを受講して

帝京大学医学部附属病院 中央放射線部 成田 悠

平成30年7月21日、22日に東京都築地の国立がんセンター中央病院において開催された、第5回臨床画像評価セミナーに参加させていただきました。物理評価と観察者実験について、学生時代に学んだはずなのに、働いている今、心から画像評価をしたいと思ったとき、実践できない自分に気が付き、もう一度学びなおすために受講を決意しました。

セミナーの始め、『臨床画像評価セミナーの目的は、「画質+”診断の正確さ”」の評価を実践することができる研究者の育成』という話があり、まさにこの実践力が身につくよう頑張ろう！と思いました。続いて、物理評価の講義・演習では、まず入出力特性について基礎的な内容のおさらいから始まり、測定ジオメトリと手順の説明の後、ImageJやExcelを用いた演習がありました。ノイズ特性、解像特性、NEQ、DQEについても同様で、経験豊富な講師の方々の講義はわかりやすく、詳細な説明の直後に演習を行うので、ただ言われるままに作業するのではなく、内容を理解しながら作業ができました。演習中につまずいても、すぐ先生を呼ぶこともできるし、詳しい手順書や講義・演習のスライドのPDFが配布されているので、自分でも資料を確認してミスを正せました。また、自施設で物理評価を行うにあたり、試料画像の取得が特にネックに感じていましたが、講義の中で丁寧な解説や、実際に画像を取得している動画もあり、とても参考になりました。1日目の最後には、一対比較法についての基礎から、実際に実験するときの流れや準備についての講義のあと、実際にRoc Viewer、Roc Analyzerを使って観察者実験と統計解析を行いました。比較する試料などの準備ができれば、ソフトのおかげで比較的簡単に実験と解析ができることに驚きました。一対比較法の特徴を理解し、自分の研究などに活かしたいたいです。

セミナー2日目は、まず手計算でのROC曲線作成の演習があり、観察者の立場でROC観察者実験を経験するとともに、計画者の立場で得られた評定値からROC曲線を作成する過程が理解できました。続いて、ROC・FROC解析の基本概念についての講義があり、英語のスライドでしたが、ROC解析の概念が丁寧にわかりやすくまとめられており、英語スライドのまとめ方の参考にもなりました。その後、Roc Viewer、Roc Analyzerを使ってROC、FROC観察者実験と結果の解析の演習を行いました。ROC解析に必要な技術のハードルをこのソフトが解決しており、ROC実験計画者にとって強力なツールであると感じました。加えて、有能なソフトを活用するために、研究のデザイン、データ集めなど、事前準備を正しく行うことが肝要であるとわかりました。今回のセミナーで学んだことを有効活用できるよう努力したいです。

1日目終了後は懇親会にも参加しました。講師やスタッフの先生方にセミナー中できなかった質問や相談もでき、大変貴重な会でした。また他のセミナー参加者の、受講理由や自施設の画像評価の現状などの話からも刺激を受け、築地の美味しい物を食べながら、とても贅沢な時間が過ごせました。

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、心より感謝申し上げます。

X 線画像の解像特性

鈴鹿医療科学大学

東出 了

1. はじめに

X 線画像の解像特性は、出力画像の鮮鋭性に大きく関わり、画質に関わる重要な因子の 1 つである。この解像特性の評価には modulation transfer function (MTF) が用いられてきた。MTF は、入力信号をどの程度忠実に出力信号として表現できるのかについて、空間周波数におけるレスポンス関数である変調伝達関数として表したものである。今回、デジタルラジオグラフィ (DR) システムにおける解像特性の評価について記述する。DR システムの解像特性評価には presampled MTF が用いられ、解析方法としてエッジ法、チャート法、スリット法がよく知られている。紙面では、現在最も用いられているエッジ法について解説する。

DR システムの物理特性を理解する上で、解像特性を理解することは重要であり、正確な評価が必要とされる。本講座では、MTF の定義や必要条件、DR システムにおける解像特性の評価方法と考え方についてできる限り解りやすく伝えたいと考えている。

2. MTF の定義

特定の信号 A を線形システムに入力した場合、出力される信号 B は、システムの変調伝達関数である MTF によって変化する。この MTF を評価するための入力信号 A として、インパルス信号、ステップ信号あるいは正弦波信号が用いられる。システムが線形であることを前提に MTF は以下の方法から評価できる。

- ・点像強度分布 (point spread function: PSF) のフーリエ変換
- ・線像強度分布 (line spread function: LSF) のフーリエ変換
- ・正弦波形の振幅比

3. MTF 評価における必要条件

レスポンス関数である MTF を用いるためには、測定対象のシステムが線形性と位置不変性を満たすことが必要条件となる。

3-1. 線形性

線形性とは、入力と出力が比例関係となることである。実際の DR システムにおいても、CR システムや一部の FPD システムにて非線形システム (ログシステム) は存在する。そのため、評価対象システムの X 線量とデジタル値の関係を示す入出力特性を明らかにすることで、線形であるか非線形であるかについて判断することができる。線形システムの場合は MTF の適応に問題はないが、非線形システムの場合は入出力特性を用いて線形化を行う。実際には、入出力特性のグラフからデジタル値を X 線量に変換することで線形化が可能となる。ここで注意が必要となるのが、線形化できるデータは入出力特性

によって X 線量に戻ることができるデータのみである。画像処理が掛かったデータにおいては、入出力特性による変換を用いてもほとんどのケースで線形化をすることができない。このため、DR システムの presampled MTF を算出する際には Raw data や For processing data など画像処理を掛ける前の画像を取得する必要がある。また、線形システムの場合でも X 線量が 0 のときにデジタル値 ($\neq 0$) を持つ場合がある。この場合、デジタル値を X 線量に変換する必要がある。

3-2. 位置不変性

位置不変性とは画像上どこでも同じ性質を持つことで、画像の位置によって特性が変わらないことである。アナログシステムである増感紙－フィルムシステムでは、位置不変性が成立する。しかし、デジタルシステムでは入力信号が不変であっても信号とサンプリング点の位置関係によって出力信号は変化するために位置不変性は成立しない。(Fig. 1)

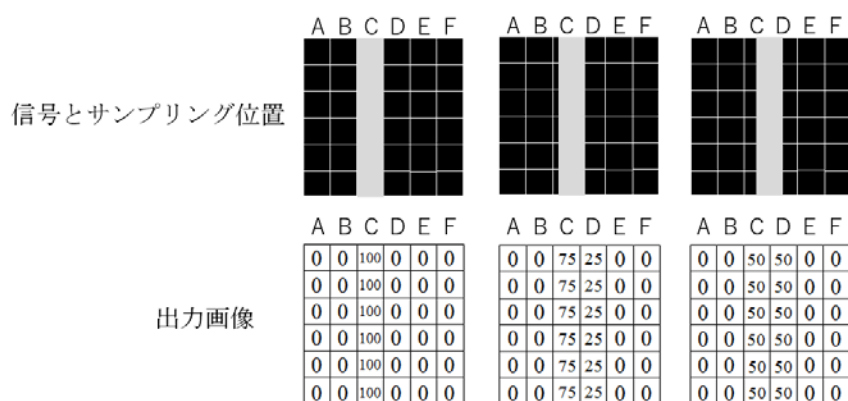


Fig. 1 信号とサンプリング位置による出力画像

4. DR システムにおける MTF

DR システムでは、前述したようにログシステムにおいても入出力特性によって線形化が可能となるデータ（信号値に依存する画像処理などが掛っていないデータ）であれば、線形性を満たすことができる。しかし、位置不変性は簡単な変換や補正によって満たすことができない。そのため、考案されたのがサンプリング以前のアナログ成分（検出器受光部とサンプリングアパーチャを主とする成分）の解像特性を表した presampled MTF による評価法である。Presampled MTF は非常に細かい間隔のデータをサンプリングする必要があり、撮影対象デバイスをわずかに傾けることにより様々なピクセルアライメントのデータを取得する。この非常に細かいサンプリングにより、位置不変性の問題を回避した方法といえる。このため、presampled MTF は DR システムの解像特性を表す代表的な指標となっている。

5. Presampled MTF

Presampled MTF は、サンプリング間隔の影響を受けず、エリアシング誤差を含まないため、ナイキスト周波数以上までも評価可能である。よって、アナログシステムの MTF やサンプリング間隔の異なる他の DR システムとの比較が可能であり、有用な評価法である。Presampled MTF 測定にはデバイスの配置方法やプロファイルの合成が重要となる。

6. エッジ法による Presampled MTF の測定方法

DR システムにおいて MTF を評価する際には、エリアシングの影響を含まない presampled MTF の評価が有効である。ここでは、最も代表的な測定法であるエッジ法による presampled MTF 解析の方法について解説を行う。

エッジ法は、2003 年に IEC が DQE の測定方法を標準化した中で、MTF の測定法として採用された。IEC 62220-1¹⁾ は一般撮影などの検出器（静止画）を対象としており、その後、マンモグラフィの検出器を対象とした IEC 62220-1-2²⁾ が規格された。このため、presampled MTF 測定のスタンダードな方法としてエッジ法が広く認知されるようになった。

6-1. 原理

Fig. 2 にエッジ法の測定原理を示す。線形である X 線画像システムに(a)ステップ信号を入力した場合、システムを通過することによって、(b)ボケを生じた edge spread function (ESF)が信号として出力される。この ESF を微分することで、(c)LSF を取得することが可能となる。そして、“LSF のフーリエ変換”から (d)MTF を導くことができる。

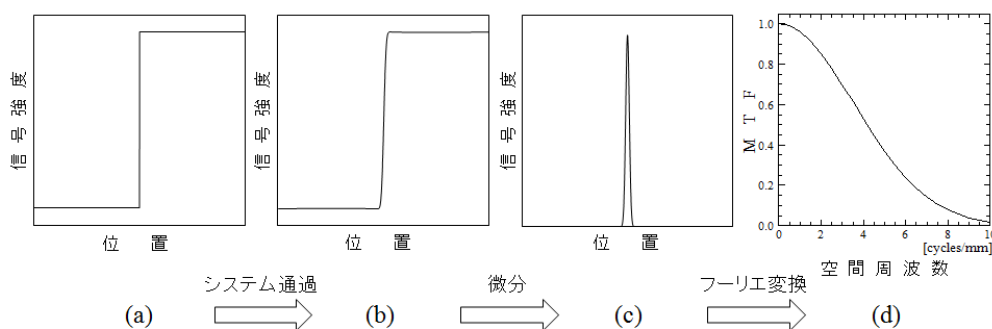


Fig. 2 エッジ法の測定原理

(日本放射線技術学会 監修：標準 デジタル X 線画像計測. オーム社, 2010)

6-2. 測定デバイス

測定デバイスとして IEC 62220-1 では 1mm 厚のタングステン、IEC 62220-1-2 では 0.8mm 厚のステンレススチール (Type 304 stainless steel) もしくは 1mm 厚のタングステンを使用することを推奨している。測定デバイスにより“ステップ信号”を入力できることが重要である。

6-3. 画像取得

エッジ法は X 線束とエッジデバイスとのアライメントに関して、スリット法よりも敏感ではない。このため、画像取得が比較的容易であり、重要なアドバンテージとなる。IEC 62220-1 および IEC 62220-1-2 は異なる機器メーカー間で行われる評価の方法を揃えることを目的としており、研究者や現場スタッフが行う測定の方法を制限するものではない。しかし、IEC 規格による方法は汎用性が高く、これらの方法をベースとして画像取得を行うことが望ましい。

6-3-1. 測定ジオメトリ

一般撮影装置での測定ジオメトリの例を Fig. 3 に示す。X 線管の焦点と検出器表面間の距離は可能な

限り 1500mm 以上とする。散乱線の低減を目的にコリメータを配置する。エッジデバイスは検出器の表面に密着させて、エッジの中心と X 線束の中心を一致させる。ディテクタの前面にカバーや天板、フォトタイマなどが存在する場合は可能な限り取り除く必要がある。

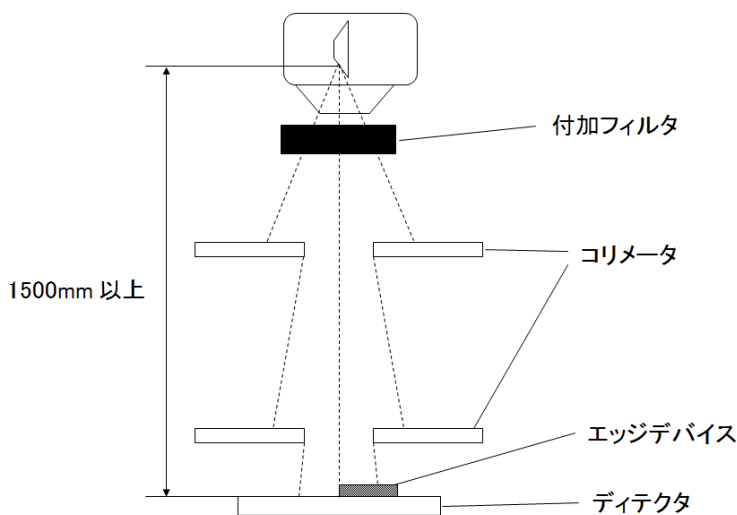


Fig. 3 一般撮影装置における測定ジオメトリ

6-3-2. デバイスの配置

実効サンプリング間隔の小さい合成プロファイルを取得するために、エッジデバイスを検出器に対して 1.5° ～ 3.0° 程度傾けて配置する。

6-3-3. X 線の線質決定

X 線の線質は、測定の目的に応じた管電圧、付加フィルタ（または総ろ過）を選択する。IEC 62220-1-1³⁾では、Table 1 に示すような線質が規定されており、この中から 1 つまたはそれ以上を選択し、1 つだけ選択する場合は一般撮影装置では RQA5 を選択する。

6-3-4. X 線量の決定

照射線量は、エッジ画像の直接線領域におけるデジタル値が最大デジタル値の約 50～80 %となるレベルを目安に決定するのが望ましい。

Radiation Quality No.	Approximate X-ray Tube Voltage (kV)	Added Filter (mmAL)	HVL (mmAL)
RQA3	50	10.0	3.8
RQA5	70	21.0	6.8
RQA7	90	30.0	9.2
RQA9	120	40.0	11.6

Table 1 IEC における X 線質（一般撮影）

6-4. Presampled MTF の解析法

Fig. 4 にエッジ法における presampled MTF 解析の手順⁴⁾を示す。大きく分けると①～④の工程を経て、presampled MTF を得る。最初に、取得したエッジ画像から①合成エッジプロファイルの作成を行い、細

かい実効サンプリング間隔のプロファイルを取得する。この際に、エッジ画像の傾き角度を正確に求めて合成することが重要⁵⁾となる。次は必要に応じて、②デジタル値から X 線量へ変換し、線形化を行う。(Log システムや、非線形システムの場合)そして、③ESF を微分することで LSF に変換する。④LSF に対してフーリエ変換および正規化を行う。そして、各種補正 (bin 処理における補正、隣接差分を用いた微分に対する補正) を行い、presampled MTF が算出される。

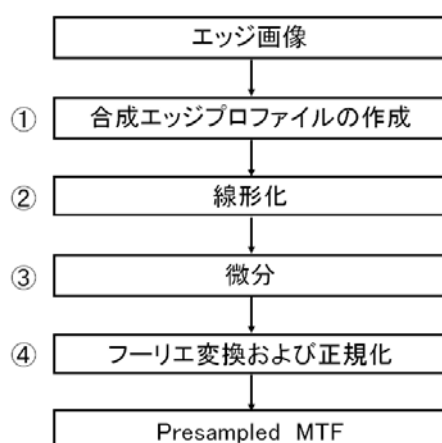


Fig. 4 エッジ法における presampled MTF 解析の手順

6-5. エッジ法の特徴

- ・ステップ信号を入力信号として、出力信号からシステムの MTF を得る方法である。
- ・ESF を LSF に変換する際の微分処理によってノイズは増幅するため、平滑化などの工夫が解析時に必要となる。

7. Presampled MTF 結果の理解

MTF は、入力信号をどの程度忠実に出力信号として表現できるのかについて、空間周波数におけるレスポンス関数である変調伝達関数として表したものである。MTF の値が 1 であれば、入力信号をそのまま出力信号として表現ができ、ボケを生じないことになる。MTF の値 (≤ 1) が 1 に近いほど解像特性は優れていて、このレスポンス値が低いほど解像特性は劣ることになる。

Fig. 5 に presampled MTF の結果を示す。このグラフの結果から A よりも B の方が presampled MTF の値が大きく、解像特性が優れていることがわかる。2 cycles/mm での presampled MTF の値を比較すると、A は 0.51、B は 0.60 程度である。サンプリング以前のアナログ成分 (検出器受光部とサンプリングアパーチャを主とする成分) の解像特性を表した presampled MTF において B は A よりも高いことから、サンプリング前の段階で B は A よりも入力信号をより忠実に出力信号として表現できていることが理解できる。

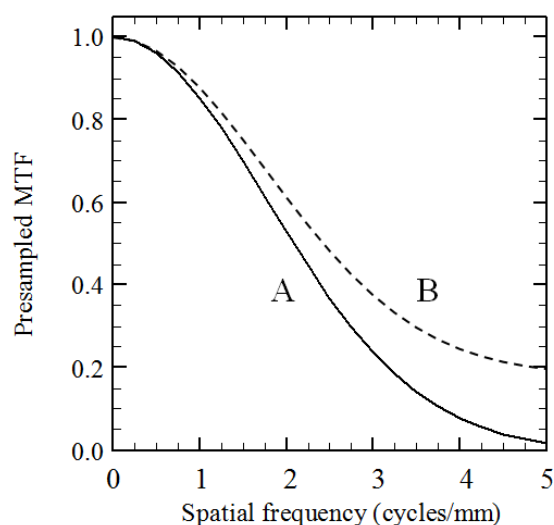


Fig. 5 presampled MTF の結果

8. おわりに

今回、デジタル X 線画像における解像特性評価について解説した。DR システムの重要な物理特性には、入出力特性、解像特性、ノイズ特性、雑音等価量子数 (noise equivalent quanta: NEQ)、検出量子効率 (detective quantum efficiency: DQE) がある。この NEQ や DQE を精度良く評価する上でも presampled MTF の正確な評価は非常に重要となる。そのため、解像特性を含めた物理評価について知識をもつことがデジタル X 線画像を理解する上で必要である。

日本放射線技術学会画像部会にて開催されている DR セミナーでは、これらの評価技術を学び、演習を通して評価法を習得することを目的として、年 1 回の開催をしている。本セミナーでは、放射線技術学スキル UP シリーズ「標準デジタル X 線画像計測」(オーム社出版 日本放射線技術学会監修 市川勝弘、石田隆行共編)⁶⁾をテキストとして用いる。本書には、より詳細な解説があり、実際に解析を行うための演習用 Excel シートや ImageJ マクロ、そして使用方法の説明などが収録されている。エッジ、スリット、矩形波チャートの画像データもあり、presampled MTF 解析をすぐに体験することが可能である。DR システムの解像特性評価法である presampled MTF 解析に興味を持った方は、ぜひ DR セミナーへの参加や本書を参考にして頂きたい。

参考文献

- 1) IEC 62220-1. Medical electrical equipment-Characteristics of digital X-ray imaging devices Part 1: Determination of the detective quantum efficiency, ed. 1.0, 2003.
- 2) IEC 62220-1-2. Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices - Part 1-2: Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in mammography, ed. 1.0, 2007.
- 3) IEC 62220-1-1. Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices - Part 1-1: Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in radiographic imaging, 2015.

- 4) 東出 了, 市川勝弘, 國友博史, 他. エッジ法による presampled MTF の簡便な解析方法の提案と検証. 日放技学誌 2008; 64(4): 417-425.
- 5) 東出 了, 市川勝弘, 國友博史, 他. 角度計測誤差が presampled MTF へ及ぼす影響の検証と角度計測の最適手法の提案. 日放技学誌 2009; 65(2): 245-253.
- 6) 日本放射線技術学会 監修: 標準 デジタル X 線画像計測, オーム社, 2010.

X線画像のノイズ特性

東北大学病院 診療技術部放射線部門 小野寺 崇

1. はじめに

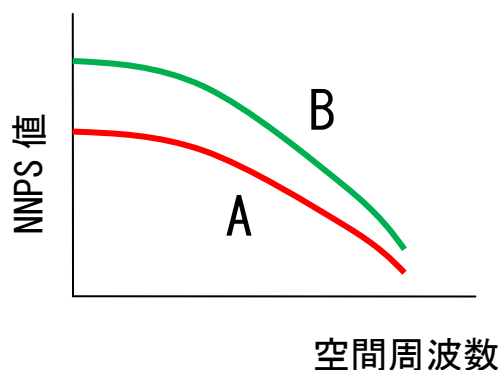
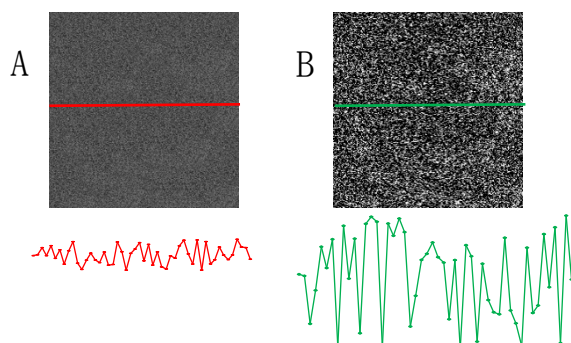
本邦において一般撮影部門におけるデジタル画像の普及率はほぼ100%達成されたといっ
てよいだろう。岸本らの報告¹⁾では、デジタルシステムの先駆けであるコンピューテッドラジオグ
ラフィ (CR) システム移行時には撮影条件の検討が不十分であったことや、品質管理が十分に行わ
れていなかったために患者が受ける線量増加と施設間格差の拡大がみられたことが指摘されてい
る。このような医療被ばくによる影響への不安が広がる中、2015年に防護の最適化を目的とし
て診断参考レベル²⁾が策定された。診断参考レベルは線量限度ではないものの、各施設が撮影線量
を見直す基準となっているものと推察する。

ここでデジタル画像の特徴をもう一度思い出してもらいたい。デジタル撮影システムには自
動感度補正機能が備わっており、撮影条件の振れに対し適切な濃度、コントラストとなるように画
像出力する。自施設でお使いのデジタルシステムにて診断参考レベル相当の線量で撮影を行えば
“ある程度の”画像は出力されるであろう。しかし、画像雑音はどうであろうか。X線量によって
画像のざらつきは異なる。デジタルシステムにおいて、画像処理後のデジタル値と撮影線量に
は関係性がないため被ばくと画質の最適化を目指すうえでノイズ特性の理解は非常に重要になる。

CRシステムやフラットパネルディテクタ (FPD) システムはデジタルラジオグラフィ (DR) シ
ステムと総称され、近年、一般撮影部門で使用されている撮影システムはこれらが該当する。FPD
システムは直接変換方式と間接変換方式に大別され、CRシステムも含めてその物理特性は大きく異
なる。特にノイズ特性は線量に大きく依存するため、各システムのノイズ特性を理解することは被
ばく低減の一助となる。

そこで本稿ではDRシステムのノイズ特性としてノーマライズドノイズパワースペクトル
(NNPS) について述べる。NNPSはRMS粒状度とは異なり空間周波数の情報を持っているためシス
テム間の比較に最適であり、またDRシステムの総合評価のひとつである検出量子効率 (DQE) の算出
にもその値が用いられる。以上のようにNNPSを正しく理解し、正確に測定できることの意義は大
きい。

2. ノイズの量と質を評価する



図にはノイズ画像とそのプロファイル、および NNPS 値のグラフを示した。細かいノイズを含むがそのノイズ量は少ない画像 A は空間周波数が高くなるにつれて NNPS 値は低下する。画像 B は細かいノイズを含み、A と比較してノイズ量が多い。この場合 NNPS 値は全体的に高くなる。

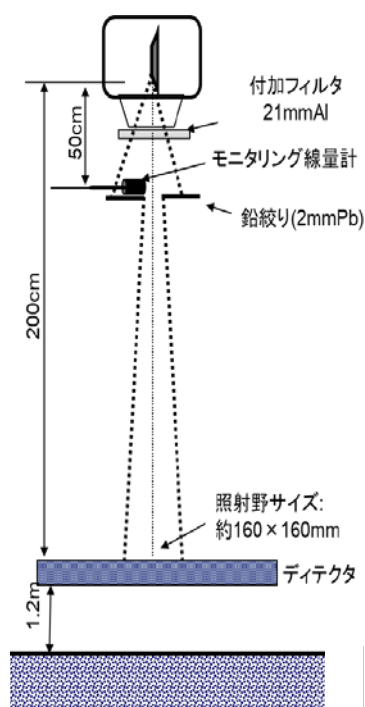
画像のノイズを評価する項目のうち RMS 粒状度はノイズの量のみしか評価できないことは先に述べた。CT 分野においては画像雑音の評価として画像雑音標準偏差 (SD) が用いられるが RMS 粒状度同様にノイズの量のみでの評価に止まる。しかし NNPS はノイズの周波数スペクトルを示すため、ノイズの量だけでなく質をも評価できる。森は CT 画像における信号検出について信号スペクトルと雑音スペクトルの関係性を論じ、NPS の低周波域が低コントラスト検出能を規定すると述べている³⁾。これは DR システムにおける NNPS でも同様で、特にマンモグラフィーのようなコントラストが重要な撮影においては、検出器の NNPS は価値の高い情報となる。

3. NNPS 測定の実際

3-1 ノイズ画像の取得

一般的に NNPS を測定するためのノイズ画像を得るには検出器中心に一様露光を行えばよいが、本稿では検出量子効率 (DQE) の取得を意識した測定について述べる。臨床条件における評価の場合はその目的に応じた X 線質を用いればよいのだが、DQE を測定するには IEC シリーズ⁴⁾ に準じた線質を用いるとよい。一般撮影領域においては 50 kV~120kV の範囲で 4 種類の線質が推奨されており、アルミニウムのフィルタを付加することで人体透過後の線質を模擬している。これらの線質を用いることで、IEC シリーズに記されている各線質ごとの入射フォトン数からノイズ画像取得の際の照射時における入射フォトン数を求めることができる。

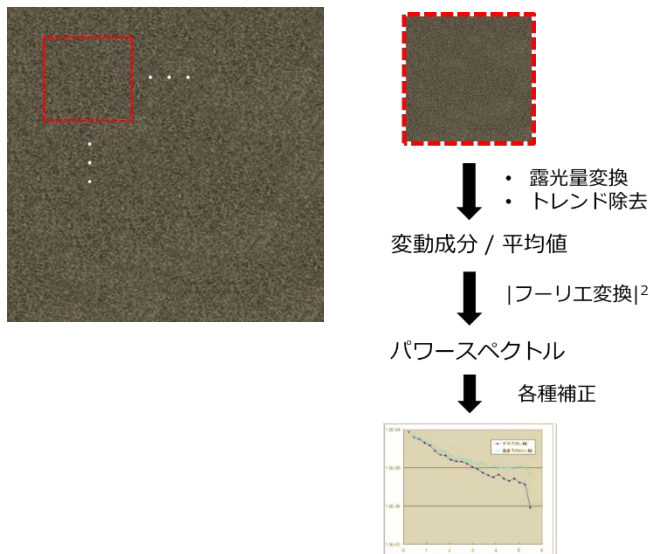
下図に一般撮影領域のノイズ画像取得時における測定配置を示す。



このジオメトリから分かるように、ディテクタへの入射表面線量はモニタリング線量計の値から距離の逆 2 乗則を用いることで換算する。したがって各デバイスの配置時には特に注意しなくてはならない。また NNPS 測定の前に、当該システムの入出力特性を測定する必要がある。近年は検出器の進化に伴い低線量時の NNPS を測定する機会が多くなった。このとき低露光の入出力特性のデータが必要となるが、直線性などの特性を確認するためにも低線量域の精度確保は重要である⁵⁾。線量計の感度不足による測定精度の低下が懸念されるため、モニタリング線量計と X 線管球の位置を近づけるなどの対策が必要である。

3-2 NNPS の解析

NNPS 算出手順の概略を右図に示す。DR システムの NNPS は一様照射して得た raw データに関心領域 (ROI) を設定し、ROI 内の変動成分のパワースペクトルから算出する方法が用いられる⁵⁾。この方法は直接フーリエ変換法と呼ばれるものであるが、その他の方法として、Blackman-Tukey 法と呼ばれる変動成分の自己相関関数をフーリエ変換する手法もある。



図の流れに則り、解析過程を簡便に解説する。まずは画像内に ROI を設定するが、このとき解析範囲内にキズやピクセル欠損など

のアーチファクトがないことを確認する。このとき複数画像を用いて平均することで解析精度を高める必要があり、総解析画素数が 400 万画素以上とするように求められている。IEC シリーズでは ROI の大きさが指定されており、ROI の位置をオーバーラップさせながら解析することを求められている。しかし、オーバーラップさせることによる精度向上は認められないことが知られており⁶⁾、解析範囲をより多くとることのほうが効果的である。図内では露光量変換の工程を示したが、画像部会が開催している DR セミナーにおいては IEC シリーズで推奨されている方法とは異なり、フーリエ変換後に露光量変換を行う手法を解説している。

次に ROI に対し、面内のトレンド除去を行う。トレンドとは信号成分に入り込んだ非常に緩やかな低周波数成分のことであり、トレンドを含んだまま解析を行うと低周波数域の精度低下につながるため、あらかじめ除去する必要がある。二次元二次多項式にてトレンド成分を近似し、ノイズプロファイルから減算することでトレンド成分の除去が可能となる。この際得られるプロファイルはデジタル値 0 を中心としたゆらぎに変化しており、つまりゼロ周波数成分のないノイズプロファイルとなる。

上記手法で得たノイズプロファイルをフーリエ変換することでノイズパワースペクトルを求める。画像自体が 2 次元であることから NNPS も本来 2 次元の関数であるが、そのままではグラフによる比較が困難なことから、その断面を抽出した 1 次元の NNPS を用いる。IEC シリーズでは 1 次元 NNPS を得るために 2 次元 NNPS 上の軸上を除く軸に沿った両サイド 7 ラインを加算平均するように定められている^{5) 6)}。また IEC シリーズでは両サイド 7 ラインの加算平均の他に、周波数ビンという概念に基づき平均処理を行う。IEC シリーズでは DQE を求めることを前提としているため、周波数ビンの利用、また 400 万画素以上の解析を求めるなど NNPS 解析の精度向上に努めており、我々も同様にデータ取得時など精度向上を意識しなければならない。

4. さいごに

本稿では X 線画像のノイズ特性について解説した。現在使用しているシステムのノイズ特性を理

解することは、被ばくの最適化を考えるうえで非常に重要なことだと考える。また、IEC シリーズは DQE の測定法を提案したものであるが、DQE は現在のところ DR システムの画質的性能を表すうえで最も適した指標であるとされており、装置の更新を行う際も新旧システムの DQE を求めることで線量設定の大きな目安となる。読者の皆様にはシステムの DQE 算出にトライしていただきたいが、画像部会ではその一助として毎年 DR セミナーを開催しているので、ぜひご参加いただきたい。

参考文献

- 1) 岸本健治、有賀英司 デジタル画像の画質と被ばくを考慮した適正線量の研究 日放技学誌 2011;67(11): 1381-1397.
- 2) 医療放射線防護連絡協議会, 日本小児放射線学会, 日本医学物理学会・他: 最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定. <http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRLhoukokusyo.pdf>
- 3) 森一生 近年の X 線 CT 画像の非線形特性と画質の物理評価について 東北大医保健学科紀要 2013;22(1): 7-24.
- 4) IEC62220-1:Medical electrical equipment-Characteristics of digital X-ray imaging devices part1:Determination of detective quantum efficiency, International Electrotechnical Commission ,2003
- 5) 市川勝弘 石田隆行 標準デジタル X 線画像計測. オーム社, 東京, 2010
- 6) 國友博史 Noise Power Spectrum 測定時の誤差要因の検討, 画像通信 2008, 31(2): 11-17

温故知新 ～過去の教えから学ぶ～

その2 標準デジタル画像データベース

画像部会長 白石 順二

前回の画像通信から開始した企画「温故知新 ～過去の教えから学ぶ～」では、これまでに本学会が出版してきた雑誌や叢書といった出版物の中から、もう一度、見直してみた方が良いと思われるものを選んで、会員の皆さんに紹介しています。

温故知新シリーズの第2回目は、今回の第46回秋季学術大会の第84回画像部会でも取り上げる胸部単純X線像の画像データベースに関する班報告[1]です。この学術調査研究班（現在の学術研究班）は、1995年4月から3年間にわたり活動し、その班研究によって構築された世界で最初の胸部単純X線像の大規模画像データベース「JSRT 標準デジタル画像データベース」を世界に向けて頒布開始しました。この画像データベースの詳細を記載した論文[2]は、Google Scholarによると、これまでに373回の引用がありますが、最近のDeep Learningを応用した研究の影響で、2018年だけでもすでに12件の論文引用がなされています。

最近では法律が変更になり、少し緩和されましたが、このデータベースが構築された後に患者さんの個人情報の保護に対する制約が厳しくなり、画像データベースを構築することが難しくなったために、この画像データベースの有用性は、出版から四半世紀が経とうという現在においても変わっていません。

日本放射線技術学会の学術研究に対して、日本医学放射線学会から当時の胸部放射線科医のTOPの先生方に臨床顧問として協賛していただいたという点においても、この班研究は画期的であったと思われます。まだ、アナログが半分以上を占めていた時代に、10年後の未来を見据えて開発したデジタル画像データベースには、画像データベースを構築するための色んなノウハウが盛り込まれています。ぜひ、この班報告を読んで、画像データベースを構築するための要点を理解していただければと思います。

なお、まだ電子保存される前の時代の文献のため、スキャナで取り込んだものを再掲載していますので、文字や図に不明瞭な点があることをご容赦ください。

【引用文献】

1. 白石順二, 土井邦雄, 桂川茂彦, 小松研一, 他. 学術調査研究班報告「標準デジタル画像データベースの構築」. 日本放射線技術学会雑誌 54(3), 439-445, 1998.
2. Shiraishi J, Katsuragawa S, Ikezoe J, Matsumoto M, Kobayashi T, Komatsu K, Matsui M, Fujita H, Kodera Y, and 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. American Journal of Roentgenology. 2000;174: 71-74.

*再掲載許可：公益社団法人 日本放射線技術学会 編集委員会

学術調査研究班報告

標準デジタル画像データベースの構築

学術委員会標準デジタル画像データベース構築班

(現 画像分科会画像データベース構築タスクグループ)

班 長	白石 順二	大阪市立大学医学部附属病院
班 員	土井 邦雄	シカゴ大学カートロスマン放射線像研究所
	桂川 茂彦	岩手医科大学
	小松 研一	(株)東芝 医用機器・システム技術研究所
	松井 美楯	コニカ(株)
	小寺 吉衛	近畿大学工学部
	藤田 広志	岐阜大学工学部
臨床顧問	池添 潤平	愛媛大学医学部
	松本 常男	山口大学医学部
	小林 健	金沢大学医学部

1. 緒 言

多様化するデジタル画像評価や、コンピュータ支援診断システム(CAD)の開発および評価、様々な目的で行われるROC解析など、画像データベースを利用して行われる研究は数多い。これらの研究から得られた結果は、用いた画像データベースの特性によって左右されるといっても過言ではない。しかし、画像データベースの多くは各施設で独自に構築され一般には公開されていないので、その研究結果を客観的に比較することが困難な場合が多い^{1,2)}。

臨床評価に用いられる画像データベースに求められる条件には、1)できるだけ大規模なものであること、2)臨床に用いられる画像と同等の解像度、および濃度分解能を有していること、3)診断が確定したもので、かつ、データベースに収録される画像以外の手段により病変の有無が確認されていること、4)読影の非常に易しいものから極めて困難なものまで、幅広い範囲の難易度の画像を含んでいること、また、5)それらの読影難易度の正当性が客観的な手段で確認されていること、などが挙げられる。すでに欧米では、数年前から大規模なマンモグラフィの画像データベースを構築するためのプロジェクトが進行中である³⁻⁵⁾、日本においても一部の学会や研究グループによって、研究もしくは教育のための画像データベースの構築が進みつつある⁶⁾。

このような背景のもとに、標準デジタル画像デー

タベース構築班(1997年度は画像分科会画像データベース構築タスクグループ：以後、DB班)は1995年4月に活動を開始した。その目的はデジタル画像の研究に利用できる信頼性の高い臨床画像のデータベースを構築し、これを多くの研究者に提供することであった。

当初の班会議において、最初に取り組む画像データベースには、胸部正面単純X線像の腫瘍陰影像^{注1)}、および非腫瘍陰影像を収録することに決定した。その理由には、放射線画像の研究分野においては腫瘍陰影像のデータベースの需要が比較的高いと考えられること、公開された腫瘍陰影像の大規模な画像データベースがまだどこにもないこと、さらに画像に要求される解像度の条件設定が他の症例に比べて比較的容易であることなどが挙げられた。

また、今回の画像データベース構築には画像診断の高度な知識が必要であったので、1996年3月から日本医学放射線学会の協賛を受けて3名の経験豊かな胸部放射線科医が臨床顧問として参加した。

本稿では、3年間にわたって行われた班活動の概略と構築された標準デジタル画像データベースの内容について述べる。

2. 標準デジタル画像データベースの仕様

データベース画像に要求される画像の空間分解能や濃度分解能その他の画像パラメータは、過去に報告さ

注1) 一般に、診断領域では“lung nodule”は肺野結節と示される場合が多く、腫瘍(mass)とはその大きさで区別されている。本データベースでは、肺野結節および腫瘍の両者をふくめて「腫瘍」、結節影および腫瘍影のどちらかを含める画像を「腫瘍陰影像」と表記する。

れた文献やそれぞれの班員の経験から、胸部腫瘍陰影の診断に必要なと考えられる条件に設定した。

データベースに含まれるデジタル画像のマトリクスサイズは2048×2048、濃度分解能は12bit(4096階調)、ピクセルサイズは0.175mm(大角フィルムの場合)に設定した。これらの条件を選択した理由は、1)腫瘍陰影の読影においてはそれほど高解像度である必要はないと考えられる、2)画像ファイルの容量があまり大きくなると取り扱いが不便である、3)現状の放射線デジタル画像では10bitの濃度分解能が一般的であるが、12bitを取り扱うデジタル機器が普及しつつあるし、12bitから10bitへは容易に変換が可能であるの3点であった。

また、様々な画像評価を行う場合にROC解析が用いられることを想定して、データベースに収録される画像の目標数は、腫瘍陰影像(異常像)について150枚、非腫瘍陰影像(正常像)について100枚とすることにした。

完成後のデータベースは、価格およびハードウェアの普及を考慮してCD-ROMで頒布することに決定し、データベースに収録される画像のフォーマットはヘッダなしのrawデータとすることにした。その理由は、この方式が最も多くの研究者にとって取り扱い易く、また、いくつかのパソコン用の画像表示ソフトでも容易に画像を表示することが可能であると考えられたためである。

画像に付帯する様々な情報(病変の有無、病変位置、腫瘍の良性・悪性、組織診断名等)は、テキストファイルで画像データとは別に添付することにした。

なお、プライバシー保護のために、画像に付帯する情報には、被検者を容易に同定できる可能性のあるデータを一切含めなかった。また、画像に写っていた患者名や病院名はフィルムをデジタル化した後の作業で消去した。

3. データベース画像の収集

約1年間の検討によってデータベースの仕様をほぼ決定した後、症例画像の収集作業を開始した。症例画像の提供依頼は、全国の胸部診断に関する研究を行っているいくつかの診療施設に対して行った。この際、この画像データベース構築の作業は日本放射線技術学会が主体であること、日本医学放射線学会の協賛を受けていること、また、データベース完成後は学会員や一般に公開する予定であることなどの了解を求めた。

各提供施設で症例を選別する際の目安となる「対象となる症例画像の条件」は、臨床顧問の放射線科医が診断医としての専門的な立場から、胸部腫瘍陰影像を対象として決定した。今回用いた「対象となる症例画像の条件」を以下に示す。

【対象となる症例画像の条件】

1) 一般条件

- ・ オリジナルフィルムであること。
- ・ 過去10年以内に撮影された胸部単純立位正面像。
- ・ 大角または半切サイズの増感紙およびフィルムを用いて撮影されたもの。
- ・ 病室撮影で得られた画像ではないこと。

2) 症例条件

症例は良性でも悪性でも構わないが、診断の確定した検出の難しいと思われる症例。

A) 病変について

- ・ 原則として孤立性腫瘍影(悪性腫瘍および良性腫瘍)。
- ただし、他に陰影(例えば間質性陰影、陳旧性炎症巣、骨軟部病変等)があるために検出が難しいものも含める。
- ・ 腫瘍影の大きさは径7mm～30mm程度。
- ・ 陰影は比較的淡い陰影で、腫瘍影の検出が難しい症例。

ただし、データベースにはいろいろな症例が必要なので、比較的検出の容易な症例や偽陰影も若干は含めてよい。

- ・ 良・悪性の鑑別が難しい症例は採用したいので、たとえ腫瘍影の検出が比較的容易であっても、鑑別の難しい症例として含める。
- ・ 画像の裏付けとして、CT検査(高分解能CTであれば非常によい)によって、腫瘍影の存在が確認されている症例が望ましい。

B) 確定診断について

- ・ 悪性病変は、組織診ないしは細胞診がある症例に限定する。
- ・ 良性病変については組織診断、さらに炎症性腫瘍の場合は起炎菌の証明などの確定診断が望ましいが、抗生剤による陰影の縮小改善、2年間の経過観察で腫瘍影に全く変化がないなど、臨床的に良性と判断できるものも採用する。

4. データベース画像の選別

国内外19施設に依頼の結果、14施設より166枚の腫瘍陰影像と106枚の非腫瘍陰影像が提供された。

提供されたオリジナル画像は、フィルムデジタル化によるデジタル化を行った後に速やかに提供施設に返却した。デジタル画像データは、ファイルネーム設定、患者データの消去などの作業を行った後に、レーザープリンタで大角サイズのフィルムに出力した。

これは、画像の選別作業をCRTではなく実寸大のフィルムを用いて行うためである。使用機器は、ディジタイザがKONICA LD-4500およびLD-5500、レーザープリンタがKONICA Li-7DD、自動現像機がKONICA SRX-501であった。

データベースに含める画像の選別作業は、臨床顧問の放射線科医3名の合意によって行った。この選別作業によって、提供画像が最初に示した条件に適合していない場合には排除し、適合していた場合には、腫瘍陰影像についてのみ腫瘍陰影検出の難易度を決定した。また、その結果は、データベースに含まれる画像の難易度の分布が偏っていないかを見極めるためにも用いた。

画像の難易度については、あらかじめ基準となる表現法を班内で協議して決定した。今回のデータベースで用いた腫瘍陰影検出の難易度を以下に示す。

腫瘍陰影検出の難易度

(degree of subtlety in detection of lung nodules)

- 1：検出が極めて困難(extremely subtle)
- 2：検出が非常に困難(very subtle)
- 3：検出が困難(subtle)
- 4：検出が比較的容易(relatively obvious)
- 5：検出が容易(obvious)

選別の結果、166枚の腫瘍陰影像のうちの154枚、そして、106枚の非腫瘍陰影像のうちの93枚、合計247枚の画像をデータベースに収録した。採用・不採用の基準には、1)孤立性腫瘍陰影以外は含まない(肺炎による腫瘍影は含まない)、2)同一患者の症例画像は一枚のみとする(一人一画像)、3)非腫瘍陰影像については、明らかに異常な陰影が含まれる画像は除く、などを用いた。

腫瘍陰影像の内訳は、腫瘍病変の悪性と良性が100枚と54枚、症例患者の男女別は男性68名、女性86名であった。個々の画像につけられた腫瘍陰影検出の難易度別、および腫瘍病変の大きさ別の症例数をそれぞれTable 1, 2に示す。

Table 1 Number of cases in different degrees of subtlety in the detection of lung nodule on chest images in the database.

Degree of subtlety in detection of lung nodules	Number of cases
Extremely subtle	25
Very subtle	29
Subtle	50
Relatively obvious	38
Obvious	12

5. ROC解析

5-1 実験方法

データベースの特性を客観的に評価するために観察者実験を実施し、感度および特異度の推定とROC解析を行った。

観察者は胸部放射線科医9名、および一般放射線科医11名の計20名で、経験は2年から22年までに分布していた。ROC実験は日本各地の4施設(岩手医科大学、金沢大学、愛媛大学、山口大学)で、同一試料および同一評定実験法によって行われた。

試料には、症例の選別の際に作成した実寸大のフィルム出力画像を用いた。試料数が247枚と多いので、全部の試料を腫瘍陰影検出の難易度の分布が同じになるように2分割した。さらに、その読影順序を変えることにより、各観察者の読影する順序が偏らないようにし、ROC実験で問題となる読み取り順序効果を排除した⁷⁾。

観察実験は各施設で2～3週間かけて、共通の実験要項に従って順番に行われた。評定実験には、連続確信度法を用いた^{8,9)}。本実験では、長さ5cmの回答用の物差しとなる直線(左端は陰影なし、右端は陰影ありに対応)に観察者が各自の判断の確信度に応じて印をつける方式で、左端から印までの距離の読み取り値(mm単位)をその試料につけられたスコア(確信度)とする方法を用いた¹⁰⁾。

各観察者から得られた各試料のスコアの読み取り、データ処理および解析はすべて大阪市大で行い、ROC曲線のカーブフィッティングには、連続確信度法ROC解析に対応したLABROC1(Metz CE, 画像分科会: Metz's ROC Software Users Group)を用いた¹¹⁾。

5-2 実験結果

今回の観察者実験で得られたデータベース画像に含まれる腫瘍陰影検出の感度および特異度をTable 3に示す。感度および特異度はいずれも観察者20名の平均値を示し、感度については難易度別の結果も示した。実験の結果、データベース画像全体の腫瘍陰影検出の感度は70.3%で、特異度は80.9%となった。

Table 2 Number of cases in different sizes of lung nodules on chest images in the database.

Sizes of lung nodule	Number of cases
0-10 mm	34
11-15 mm	56
16-20 mm	29
21-25 mm	14
26-30 mm	17
31-60 mm	4

Table 3 Sensitivities and specificities in the detection of lung nodules on chest images in the database. Sensitivities and specificities were obtained from observer studies with twenty observers.

	Sensitivity (%)						Specificity (%)
	Degree of subtlety in detection of lung nodules					Total	
	5	4	3	2	1		
Mean	99.6	92.6	75.7	54.7	29.6	70.3	80.9
Std.Dev.	1.9	13.1	22.3	24.0	15.9	16.3	12.0

Table 4 Individual and average A_z values (area under the ROC curve) obtained from nine chest radiologists and eleven general radiologists with different experiences.

Chest radiologist			General radiologist		
No.	Experience	A _z	No.	Experience	A _z
1	22	0.880	10	20	0.842
2	20	0.892	11	15	0.759
3	14	0.843	12	14	0.890
4	14	0.841	13	14	0.848
5	12	0.812	14	13	0.862
6	10	0.877	15	12	0.801
7	9	0.861	16	11	0.858
8	9	0.839	17	10	0.833
9	8	0.811	18	7	0.815
			19	5	0.719
			20	2	0.777
Mean of chest radiologists: 0.851			Mean of general radiologists: 0.819		
Mean of all observers: 0.833					
Standard deviation across observers: 0.044					

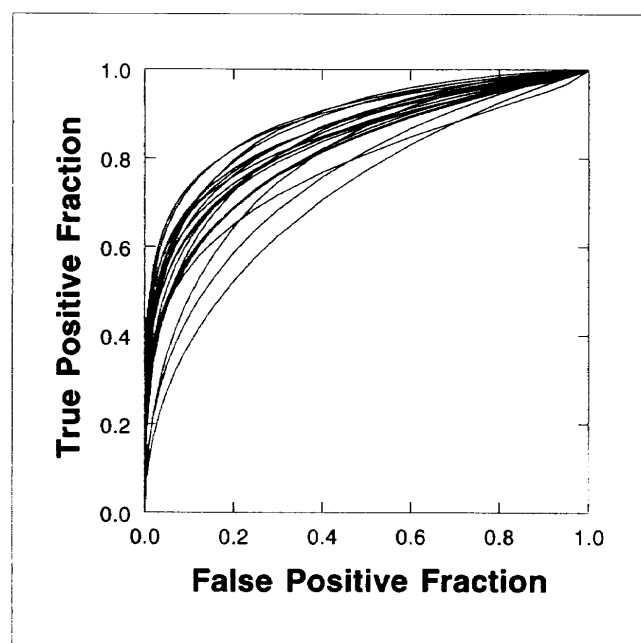


Fig. 1 ROC curves for all twenty observers in detecting lung nodules using laser-printout chest radiographs.

Table 4 に20名の観察者全員のROC曲線下の面積 A_z とその平均値を、Fig.1に観察者全員のROC曲線を示す。観察者の経験年数の違いや胸部放射線科医と一般放射線科医の違いのために、ROC曲線下の面積 A_z の値は0.719から0.892までの範囲に分布した。また、胸部放射線科医と一般放射線科医のそれぞれのグループの平均の A_z は0.851と0.819となり、片側unpaired-t検定(Welch法)を用いた統計的有意差検定の結果は $p=0.047$ で両者の間に危険率5%で有意な差があった。

ROC解析のpositiveデータに難易度ごとのスコアを用いて、それぞれの難易度ごとに求めた観察者全体の平均のROC曲線とその A_z をFig.2に示す。各難易度の間には両側paired-t検定で $p<0.0001$ の統計的有意差が認められた。

Table 5 は、観察実験で得られた各画像のスコア(最大スコア:50)の全観察者の平均値と標準偏差を腫瘍陰影検出の難易度別に示し、Fig.3はそれを相関図としてプロットしたものである。各難易度とその平均値の相関係数は0.999と非常に高い値を示した。同様に、各難易度とFig.2で示した難易度ごとの A_z との相関係数は0.964となった。

6. データベースの出版作業

完成した画像データベースをCD-ROMにて頒布することは当初から決定していたが、CD-ROM出版の経験が班員にも日本放射線技術学会にもなく、ノウハウのすべてを一から検討した。おもに参考にしたのは「CD-ROM制作の現場」という書籍で、CD-ROM出版の流れやCD-ROM制作の場合の留意点が的確に述べられている¹²⁾。

画像データベースといってもCD-ROMに収録されるのは画像のデジタルデータだけであるので、画像を表示するためには画像表示のためのアプリケーションが必要となる。そのため、DB班および出版委員会との協議で、画像を容易に観察するためのアプリケーションをCD-ROMに付属させることに決定した。

画像表示のためのアプリケーションには、スイスのジュネーブ大学附属病院で開発されたOSIRISを採用した^{13,14)}。その理由は、OSIRISがMacintosh, Windows, UNIXのすべてに対応したアプリケーションで操作性も容易であるからである。

頒布価格は、誰でもが気軽に購入できる価格ということで、2,800円に設定した。

データベースに収録される画像の部分が完成した後、CD-ROM出版の準備のために約9カ月を費やした。これは、このデータベースが海外でも使用される

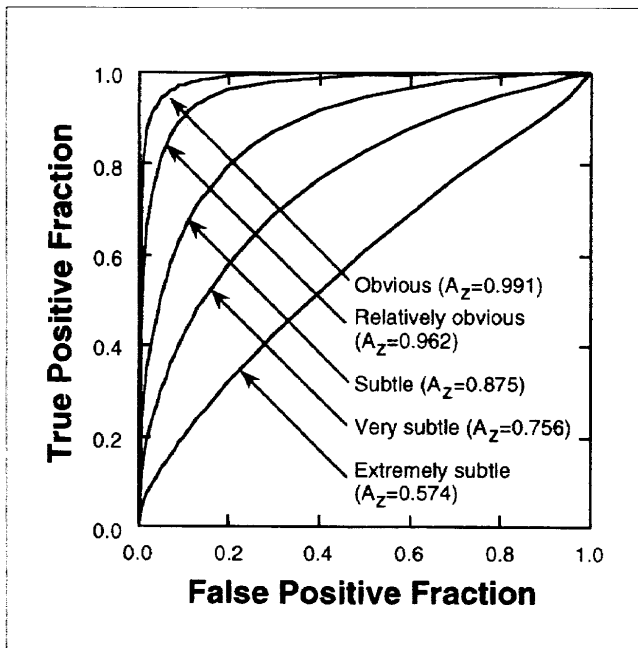


Fig. 2 ROC curves and its A_z values for detection of lung nodules in each group of chest images with different degrees of subtlety.

ことを考慮して、データベースの使用説明書、付帯情報を日本語と英語の両方で記述するようにしたためと、多くの表記データの内容の再チェック、および整合性の一致、さらに、デモ版を完成させてから、この画像データベースを使用したことのない人達による動作テストを行ったためで、当初の予定よりも半年以上出版が遅れた。

7. 画像データベース構築にあたっての考察

胸部単純X線像において、デジタル画像の解像度や濃度分解能などのパラメータが診断能にどのような影響を与えるかについての報告は多く、症例の種別や診断目的によって必要とされるパラメータが異なることも知られている^{15,16)}。MacMahonらの報告によると、今回の画像データベースで採用した解像度(マトリクスサイズ 2048×2048, ピクセルサイズ 0.175mm)は、腫瘍陰影像の検出においては増感紙-フィルム系を用いた場合とほぼ同等の診断能を示すが、間質性疾患の検出に関しては増感紙-フィルム系を用いた場合と比較して劣ることが報告されている¹⁶⁾。しかし、一般に普及している輝度蛍光体をX線検出器に用いたcomputed radiography (CR) システムと本データベースを構築したシステムは、ほぼ同等の解像度と濃度分解能をもっている。したがって、両システムで画像のデジタル化の方式に違いはあるものの、本データベースの画像は臨床で用いられる画像とほぼ同等の画質をもっていると考えられる。

症例画像を収集する場合に、当初は撮影に用いられた増感紙-フィルム系の種別やグリッドの種類、撮影条

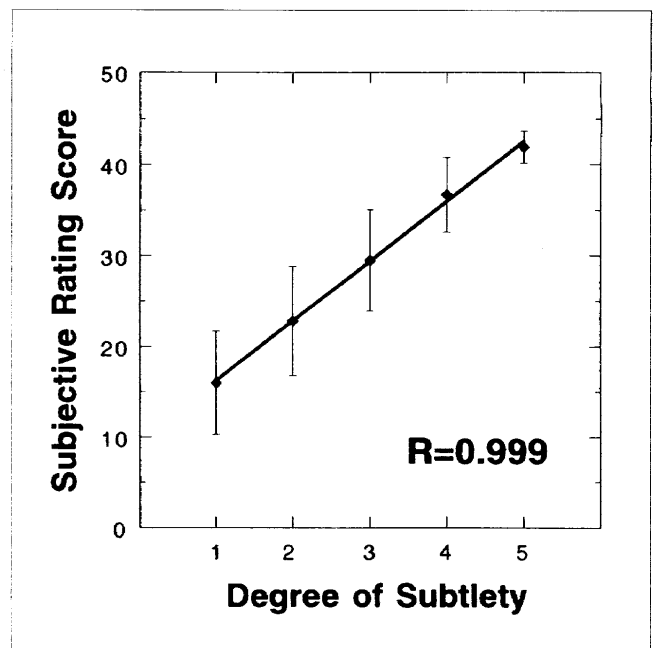


Fig. 3 Relationship between the degree of subtlety and average subjective rating score for the presence of lung nodule.

Table 5 Mean and standard deviation of subjective rating scores for the presence of lung nodule for each group of chest images with different degrees of subtlety.

Degree of subtlety in detection of lung nodules	Mean and standard deviation of subjective rating score (Max.=50)
1 (Extremely subtle)	16.0±5.70
2 (Very subtle)	22.8±6.01
3 (Subtle)	29.5±5.55
4 (Relatively obvious)	36.7±4.08
5 (Obvious)	41.9±1.73

件などを同時に提示してもらうことも考えたが、最終的には依頼しなかった。その理由は、1)提供者側の作業が複雑になって協力が困難になる可能性があること、2)患者の体厚や状態による画質の変動が大きく、撮影条件などの条件は役に立たないと考えたからである。

今回のように、臨床画像のデータベースを構築する場合に一番問題となるのは、その画像の診断の根拠(truth)が客観的なものであるかどうかである。本データベースは、すべての症例に関してCT画像で腫瘍陰影の存在(もしくは存在しないこと)が確認された画像だけを採用したので、その点における信頼性は高いと考える。また、腫瘍陰影像の良・悪性の鑑別に関しても、多くの場合において細胞診または組織診で確認された症例を採用したので、鑑別診断における有用性も高いと考えられる。

本データベースを用いたROC実験において、20名の観察者のROC曲線にかなりのばらつきが見られた。

これは、観察者群に経験年数や専門医であるかどうかなどの差があったためであると考えられる。実際、胸部放射線科医と一般放射線科医の二つのグループの間には統計的有意差が生じた。しかし、このようなROC曲線の変動は観察実験では一般的なことであり、本画像データベースを用いてROC実験を行う場合もできるだけ多くの観察者による読影が必要であることを示唆していると考ええる。

一方、各試料についての全観察者のスコアの平均値および難易度ごとのスコアを用いて算出された各 A_z と、腫瘍陰影検出の難易度との相関係数はともに非常に高い値を示した。このことは、データベース画像に付けられた腫瘍陰影検出の難易度が多くの観察者にとっても妥当な分類であり、また、難易度の程度も客観的に適当であったということを明らかに示している。これまで、画像データベースの各画像にこのような難易度を設定した例はなく、難易度の設定はこのデータベースの特長の一つである。多くの異なった難易度の腫瘍陰影を含むデータベースは、多くの目的に利用できる可能性を示していると考ええる。

8. 結 語

画像データベースの重要性は、画像データベースを研究に用いる研究者の多くが認識していることである。しかし、その構築は非常に困難な作業である。その理由は、適当な症例画像収集のための労力と診断的価値の合意や客観的評価の困難さを含んでいるためである。それゆえに、大規模な画像データベースの存在が様々な分野の研究者に望まれている。本データベースは、日本放射線技術学会と日本医学放射線学会の協力、さらに多くの方々の熱意によって構築された。

画像の仕様、症例の条件、画像の選別などについて、本データベースの構築には十分に注意を払ったが、今後、問題点や不十分な点が指摘されることがあるかもしれない。しかし、現時点においては、世界的にも誇れる内容の充実した信頼性の高い胸部腫瘍陰影像の画像データベースを完成させることができたと考えている。最も重要と考えられる本データベースの客観的評価については、ROC解析を用いた評価結果を示したが、これから公開される場においてその客観性がさらに試されるであろう。今後、国内外の多くの研究者がこの画像データベースを用いることによって、それぞれの研究を進展させられることを期待したい。

謝 辞

本班の構成にあたり、暖かいご支援とご助言をいただいた日本放射線技術学会学術委員会の大塚昭義委員長に感謝いたします。また、日本医学放射線学会から

の協賛をいただくにあたり、多くのご助力をいただいた大阪府立羽曳野病院の小塚隆弘病院長に厚くお礼申し上げます。

このデータベース班の多くの作業は、大阪市立大学医学部附属病院で行った。この仕事の重要性をご理解いただき、多くの作業を可能にして下さった当大学放射線医学教室の山田龍作教授に深く感謝いたします。当院におけるデジタル化の作業にあたって、多くのご指導とご協力をいただいた同中央放射線部の小堺和久主査に感謝いたします。また、デジタル化の作業およびROC実験に関して、多くのご助力とご協力をいただいた同中央放射線部の宇都宮あかねさん、それにROC実験を手伝っていただいた辰己大作君と久住謙一君に感謝いたします。

画像のデジタル化の処理やフィルム出力に当たり、施設の提供や技術者の派遣などで、多くの作業を補助していただいたコニカ(株)のメディカルコミュニケーションセンターおよびメディカルイメージング事業部の皆様に感謝いたします。画像処理やデータの取り扱いについて、多くの作業とご助言をいただいた岐阜大学工学部藤田研究室の原助手および学生の方々に感謝いたします。デジタル化された画像に含まれるグリッドラインによるモアレパターンを取り除く処理をしていただいた、シカゴ大学ロスマン研究所の研究員の方々に感謝いたします。臨床データの最終的なチェックにご協力していただいた、産業医科大学病院の中村克己先生に感謝いたします。データベースの出版および動作テストにあたってご尽力をいただいた、四宮委員長をはじめとする日本放射線技術学会出版委員会の方々に感謝いたします。岩手医科大学、金沢大学、愛媛大学、および山口大学の4施設におけるデータベースのROC実験に参加いただいた観察者の先生方に深く感謝いたします。

本稿の作成にあたり、内容の推敲と議論をして下さった京都医療技術短期大学の杜下淳次先生に深く感謝いたします。

パソコンでの画像表示を可能にするために、画像表示ソフトのOSIRISを使用する許可を与えていただいた、ジュネーブ大学病院のOSIRISチームの方々にお礼を申し上げます。

本データベースの構築に当たっては、下記の14施設に、症例画像を提供していただきました。多くの施設からのご協力に心から感謝いたします。

* 症例画像提供施設名[アイウエオ順]

大阪大学医学部放射線医学教室、大阪府立羽曳野病院第2内科、香川医科大学放射線医学教室、金沢市立病院放射線科、金沢大学医学部放射線医学教室、久留米大学医学部放射線医学教室、神戸大学医学部放射線医

学教室, シカゴ大学カートロスマン放射線像研究所, 東京都立駒込病院放射線科, 富山県立中央病院放射線科, 富山市民病院放射線科, 奈良県立医科大学放射線医学教室, 福井県済生会病院放射線科, 山口大学医学部放射線医学教室.

以上の方々以外にも, 本データベースの構築に当たっては非常に多くの方々のご協力とご支援をいただきました. この場を借りて厚くお礼申し上げます.

参考文献

- 1) Nishikawa RM, Giger ML, Doi K, et al.: Effect of case selection on the performance of computer-aided detection schemes. *Med. Phys.*, 21(2), 265-269, (1994).
- 2) Nishikawa RM: Design of a common database for research in mammogram image analysis. *Proc SPIE*, 1905, 548-549, (1993).
- 3) Suckling J, Parker J, Dance DR, et al.: The mammographic image analysis society digital mammogram database. *Digital Mammography*, eds. Gale AG, et al., International Congress Series 1069, Elsevier Science, 375-378, (1994).
- 4) Dean PN, Mascio L, Ow D, et al.: Proposed standard for image Cytometry data files. *Cytometry*, 11(5), 561-569, (1990).
- 5) The Digital Mammography Home Page: <http://www.rose.brandeis.edu/users/mammo/digital.html>
- 6) 小畑秀文: 医用画像データベース整備の進捗状況, CADM (コンピュータ支援画像診断学会) News Letter, No.20, 12-13, (1997).
- 7) Metz CE: Some practical issues of experimental design and data analysis in radiological ROC studies. *Invest. Radiol.*, 24(3), 234-245, (1989).
- 8) Rockette HE, Gur D and Metz CE: The use of continuous and discrete confidence judgments in receiver operating characteristic studies of diagnostic imaging techniques. *Invest. Radiol.*, 27(2), 169-172, (1992).
- 9) 白石順二, 山崎 勝, 田中克尚, 他: カテゴリ分類を行わない評価方法(連続確信度法)を用いたROC解析の有用性. *日放技学誌*, 50(10), 1726-1734, (1994).
- 10) 宇都宮あかね, 白石順二: ROC解析における試料収集法の考案. *日放技学誌*, 53(3), 363-367, (1997).
- 11) Metz CE, Herman BA, and Shen JH: Maximum-likelihood estimation of receiver operating characteristic (ROC) curves from continuously-distributed data. *Statistics in Medicine*, (in press).
- 12) 日置祥恒: CD-ROM制作の現場. 山本大志編 エーアイ出版, 東京, (1996).
- 13) Ligier Y, Ratib O, Logean M, et al.: Object oriented design of medical imaging software. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 18(2), 125-135, (1994).
- 14) Ligier Y, Ratib O, Funk M, et al.: Portable image manipulation software: What is the extra development cost?. *J. of Digit. Imag.*, 5(3), 176-184, (1992).
- 15) Lams PM and Cocklin ML: Spatial resolution requirements for digital chest radiographs: An ROC study of observer performance in selected cases. *Radiology*, 158(1), 11-19, (1986).
- 16) MacMahon HM, Vyborny CJ, Metz CE, et al.: Digital radiography of subtle pulmonary abnormalities: An ROC Study of the effect of pixel size on observer performance. *Radiology*, 158(1), 21-26, (1986).

図表の説明

- Fig.1 レーザプリンタ出力画像を用いて, 胸部腫瘍陰影の検出について行われたROC実験で得られた全観察者20名のROC曲線.
- Fig.2 難易度ごとのスコアから算出したROC曲線とそのROC曲線下の面積 A_z .
- Fig.3 データベース画像の異常陰影検出の難易度と, 観察実験において腫瘍陰影の存在の可能性について付けられた主観的スコアの平均値との相関.
- Table 1 データベースに収録した画像の異常陰影検出の難易度ごとの症例数.
- Table 2 データベースに収録した腫瘍陰影の腫瘍の大きさ別の症例数.
- Table 3 データベース画像を用いて観察者20名で行われた視覚評価で得られた, 異常陰影検出の難易度別および全体の感度と全体の特異度の平均値と標準偏差.
- Table 4 9名の胸部放射線科医および11名の一般放射線科医の経験年数と観察者個々のROC曲線下の面積 A_z , そして個々のグループおよび観察者全体の平均値と標準偏差.
- Table 5 観察実験において腫瘍陰影の存在の可能性について付けられたスコアの, データベース画像の異常陰影検出の難易度別の平均値および標準偏差.

北海道支部ディジタル画像専門委員会の活動紹介

NTT 東日本札幌病院放射線科 鈴木 信昭

1. はじめに

日本放射線技術学会の全国各支部では、撮影や検査領域別に、あるいはモダリティ別に専門的なグループを組織して学術活動されているのではないかと思います。北海道支部には、現在、11の専門委員会が設置されています。それらは、ディジタル画像、乳房画像、消化管&超音波、整形外科、アンギオ、CT、MR、核医学、放射線治療、医療情報、計測防護の各専門委員会ですが、今回、この紙面をお借りしまして、私が担当しておりますディジタル画像専門委員会をご紹介させていただきたいと思います。

2. 委員会の発足と活動内容

北海道支部ディジタル画像専門委員会は、2013(平成25)年に当時の北海道部会において組織改革が実施された際、撮影専門委員会の下部組織であったCR研究班と画像研究班が発展的に統合して新たに発足されました。委員会名から、その活動内容を容易に想像できると思いますが、当委員会は、北海道におけるディジタル画像の画質評価や画像解析に関する知識の普及、さらにディジタル画像研究の活性化を目標に掲げて活動を続けております。委員会としての活動の方向性や対象となるテーマ領域については、本部画像部会と重複する部分が多いことから、画像部会の事業活動を常にお手本にさせていただいています。現在の委員数は8名で、札幌、苫小牧、帯広の各施設で勤務している、ディジタル画像が大好きな！技師の皆さんに引き受けていただいています。

ディジタル画像専門委員会の具体的な活動としましては、やはり北海道支部学術大会における活動が中心となり、ディジタル画像セミナーの開催、シンポジウムへの参加や一般研究発表座長の選出協力などが挙げられます。また、画像部会が主催している各セミナーの北海道での開催誘致も、取り組むべき大切な活動であると考えています。

3. ディジタル画像セミナー

北海道支部では、年2回、春季と秋季に学術大会が開催されていますが、その学術大会の中でディジタル画像セミナーを開催することが、委員会として最も重要な活動と位置付けて力を注いでいます。セミナーで取り上げるテーマや座長、講師に関しては、委員会会議で決定しています。テーマについては、定番であるディジタル画像の物理特性や視覚特性の評価をはじめ、新しい画像処理技術や話題のテーマなど、過去のテーマを振り返りながら流れやバランスを考えて企画するよう心がけています。テーマ決定の際、画像部会では最近こういった内容を取り上げているのか、学会誌や画像通信に目を通して参考にさせていただくことも多くあります。また、基本的に専門委員会の委員が座長と講師を務めますので、特に講師にはテーマに関する専門性が求められることもあり、各委員の得意分野を考慮して決定しています。セミナーの本番に向けてリハーサルを何度か行って、各委員から内容に関する意見や修正点を出

してもらい、それらを盛り込んで発表内容のブラッシュアップを図っています。参考までに、ここ数年に開催したデジタル画像セミナーのテーマをお示しいたします。

2012(平成 24)年	秋季大会	はじめての ROC 解析—基礎と実験方法—
2013(平成 25)年	春季大会	はじめての ROC 解析—実験とデータ処理の実践—
	秋季大会	ImageJ のプラグイン開発について
2014(平成 26)年	春季大会	主観的(視覚)評価法の基礎
2015(平成 27)年	春季大会	胃 X 線検査におけるデジタル画像のいろは (消化管&超音波専門委員会との合同セミナー)
	秋季大会	Exposure Index の基礎
2016(平成 28)年	春季大会	デジタル画像の周波数と周波数処理
	秋季大会	フリーウェアを使用した MTF・NNPS・DQE の評価—IEC62220-1 準拠—
2017(平成 29)年	春季大会	デジタル画像の研究を始めよう！ —注目の画像技術と研究に役立つスキル—
	秋季大会	らくらく画像解析！ImageJ “超入門” セミナー
2018(平成 30)年	春季大会	画像部会 ROC セミナー → (後で詳しく述べます.)
	秋季大会	仮想グリッドってどんなもの？(予定)

デジタル画像セミナーを開催することによって、参加者に、テーマに関する知識や役に立つ情報を提供できればたいへんうれしく思いますが、セミナーの開催に取り組むことは、座長や講師を務める私たちにとっても、その準備を通じて学ぶことができるので非常に勉強になると感じています。これからも、参加者の興味を引くテーマを探して、私たちのセミナーに対する熱い想いが参加者に伝わるような、そういったセミナーを開催していきたいと思っています。

4. 北海道での ROC セミナー初開催

画像部会では非常に魅力ある各種セミナーを企画、開催されていますので、それらを北海道で開催できれば、私たち専門委員にとっても、北海道支部の学会員にとってもたいへん有意義であると考えています。私が委員会活動に係わるようになってからは、2013(平成 25)年 7 月に DR セミナーを開催していますが、個人的に興味があり、その有用性を広めるためにも、北海道でいつか ROC セミナーを開催したいと常々思っていました。やっとその念願が叶い、2018(平成 30)年 4 月に ROC セミナーを北海道で初めて開催することができました。しかも、この ROC セミナーは、いつもとは異なり、北海道支部春季大会の学会期間中に開催するという、これも初めての試みとして開催されました。

従来、画像部会セミナーは、週末や祝日などを利用したスケジュールで単独で開催されるのが一般的だったと思います。しかし、この開催日程ですと、特に北海道の場合には広域性の問題があり、参加人数を確保するのが困難という課題がありました。そこでこの問題を改善すべく、春季大会の期間中にセミナーを開催する案が浮上しました。ちょっと言葉が悪いですが、学会参加者を ROC セミナーへ引きずり

込む、という作戦です。いろいろと検討を重ね、特に参加費用の面では白石部会長のお力をお借りして、北海道で初めての ROC セミナーを、春季大会期間中に開催することが実現しました。

ROC セミナーの受講者には春季大会への参加登録を必須とすることによって、学会と ROC セミナーの両方に参加できる体制を整えました。また、ROC セミナーのプログラムの一部を学会プログラムとして実施することによって、ROC セミナーに申し込んでいない学会参加者も ROC セミナーの一部を体験できるよう工夫を凝らしました。プログラムの編成上、学会プログラムと ROC セミナープログラムが一部重複してしまい、ROC セミナーの受講者からは、もう少し学会プログラムにも参加したかったといった感想が聞かれました。これは反省点のひとつですが、19 名の方にセミナーを受講していただき、全体としては十分に満足できる内容だったのではないかと思います。今回、北海道支部で初めてチャレンジしました「学会期間中のセミナー開催」を、他の支部でも試みられることを期待いたします。

改めまして、白石部会長、福岡先生、田中先生には、準備からセミナー開催に至るまでたいへんお世話になりました。ありがとうございました。

次は、時機を見て、臨床画像セミナーまたは CAD セミナーの北海道での開催を検討したいと考えています。



Fig.1 ROC セミナーの様子。2018(平成 30)年 4 月 22 日、札幌医大にて。

5. おわりに

白石部会長はじめ画像部会委員の皆様には、この度、このような機会を与えてくださりまして、ありがとうございました。北海道支部デジタル画像専門委員会としては、画像部会の活動、取り組みを模範にしながら、さらにエネルギーに活動していきたいと考えています。今後ともご指導の程、どうぞよろしくお願い申し上げます。

最後に、現在の委員を記すとともに、先日の会議で集合写真を撮影しましたので、歴史ある画像通信へ

の投稿記念として掲載させていただきたいと思います。

委員長	鈴木 信昭	NTT 東日本札幌病院放射線科
副委員長	牧野 佑也	JCHO 札幌北辰病院放射線部
委員	小笠原 一洋	北海道社会事業協会帯広病院画像診断科
委員	小田 まこと	北海道大学病院医療技術部放射線部門
委員	川原 大典	NTT 東日本札幌病院放射線科
委員	木村 傑	北海道がんセンター診療放射線科
委員	武石 英樹	王子総合病院医療技術部放射線技術科
委員	八十嶋 伸敏	NTT 東日本札幌病院放射線科



Fig.2 2018(平成30)年7月4日 北海道がんセンターにて. 椅子に座っているのが筆者, 右から, 小笠原, 川原, 木村, 牧野, 小田, 八十嶋の各委員.

Whilhelm Camp の紹介

東北大学大学院医学系研究科保健学専攻 佐藤 和宏

1. Whilhelm Camp とは?

Whilhelm Camp は、学会発表用スライドや論文の作成方法について学ぶことを主な目的としたセミナーです。日本放射線技術学会東北支部の企画として年に 1 回、仙台で開催しています。まだ歴史は浅く、本年度の開催がようやく 3 回目です。本セミナーでは、研究テーマの見つけ方や研究活動の進め方、英語抄録の書き方など受講者の学術活動に役立つ内容を企画し、座学および実習を通して実践的に学修していただきます。

Whilhelm Camp といういかめしい印象を持たれそうなネーミングの由来は、言うまでもなくレントゲン博士です。本名 (Wilhelm Conrad Röntgen) のファーストネームと、技能を身に付けるための短期集中トレーニングを意味する boot camp を組み合わせた造語を、本セミナーの名称としました。boot camp には新人や初心者を対象にした軍隊式のトレーニング、という意味もあるようです。しかし、本セミナーは新人や初心者だけを対象にしているわけではなく、学修意欲のある方ならどなたでも参加できます。また、スタッフは、軍隊式ではなく手取り足取り (のつもり) で懇切丁寧な指導を心がけています。

2. 解りやすいプレゼンテーション

解りやすいプレゼンテーションスライドやプレゼンテーション文書 (以下、まとめてプレゼンテーション) を作成できる人は、決して多いとは言えません。その主な理由として、以下の 2 つが考えられます。1 つ目に、学修機会の少なさが挙げられます。小学校から高校までの教育では、論理的な文章の作成法を学ぶための授業がありません。また、大学でも作成法の講義はほとんどありません。少なくとも、放射線技師養成機関に在学する間は専門科目に注力しなければならないため、このような講義は存在しないのが現状です。2 つ目の理由として、経験を積み重ねられるようになると考えられている風潮があります。しかし、指導者からの客観的で良質なフィードバックがなければ、経験に比例してプレゼンテーション技術が向上することは困難です。

解りやすいプレゼンテーションを作成するためには、論理的な文章を積み上げ、さらに論理構造を整える必要があります。論理構造が整然としていれば、作者の主張や思考の道筋が正確に伝わります。その反対に、論理構造が整然としていなければ、プレゼンテーションの内容は相手に全く伝わりません。解りやすさは、論理構造に大きく影響されます。

プレゼンテーション技術を身につけるためには、長い期間の能動的な学び、すなわち長期的学修が必要です。海外の例をあげると、欧米では長期間にわたり論理的な文章の書き方を学びます。早ければ、小学校から論理的な文章を書くための授業が始まります。遅くとも大学の 1 年目までに「ライティング」という講義があり、文章を論理的に書くためのテクニックを学びます。この時期に学ばなければ、その後に課されるレポートや論文を論理的に書けなくなってしまうからです。さらに、学生が書いたレポートや論文を指導する組織を持つ大学があるそうです。このように、欧米では論理的な文章の書き方を学修するシス

テムが整っています。

3. 継続的な指導とスタッフ

Whilhelm Camp のモットーは、継続的な指導です。指導者が受講者と顔をあわせて綿密な指導を継続できれば理想的ですが、上述の通り Whilhelm Camp は年に 1 度の開催です。そのため、指導者と受講者が頻繁に顔をあわせることは、容易ではありません。また、物理的な距離も障害になります（青森市から福島市まで約 430 km）。face-to-face での指導が難しい場合は、メールによる指導を行います。文字によるやり取りはお互いに時間と労力をかなり費やしますが、お互いの考えを論理的かつ誤解のなく伝えられるようになる、という効果が期待できます。このことは論文投稿の際、査読者への返答文を作成するときに役立つはずで、論文に限らず発表用スライドの作成に関しても、スタッフは継続的に指導することを約束します。

スタートから 2 年あまりが経過し、Whilhelm Camp の成果は少しずつ表れ始めています。先日、ある受講者の論文が日本放射線技術学会誌に掲載されることになりました。論文の指導や添削などはすべてメールで行ったため、お互いに非効率的であったかもしれません。しかし、お互いの熱意によって、非効率的なやり取りを学修の場に変えることができたのではないかと考えています。スタッフ一同、メールによる指導でも継続すれば、充実した内容の論文を作成することができると信じています。

Whilhelm Camp のスタッフは実績豊富であり、受講者のニーズにあわせてプレゼンテーション作成の指導・支援を行うことができます。現在、スタッフは 8 人おり、過半数が学位 (Ph.D.) 取得者です。そのうち女性スタッフは 2 人で、ともに学位を取得しています。学位を取得することで、研究者としてのスタートラインに立てることになります。言い方を変えると、学位取得者はスライドや論文を一人で作成できる能力を備えている必要があります。他に、国際研究集会での発表経験のあるスタッフ、論文査読（和文、英文）経験のあるスタッフもそれぞれ過半数います。Whilhelm Camp では、柔軟できめ細やかな指導ができるスタッフを揃えています。

4. 平成 30 年度 Whilhelm Camp 開催予告

本年度の Whilhelm Camp では、2 日間にわたり講義と演習を行います。はじめに基礎講座では、研究テーマをどのように設定し、どのように進めていけばよいかということについて講義を行います。その後、今回のセミナー大テーマとなる「パラグラフ」についての講義と演習を企画しました。パラグラフの定義は 1 つのトピックを説明した文の集合で、おおまかに言えば、国語で習う意味段落と同じ意味です。よって、一般的な段落とパラグラフは異なります。パラグラフを積み重ねて論文を作成すると読者に伝わりやすくなり、読者は効率的に論文を読み進められるようになります。また、パラグラフを基にスライドを作成すると、一貫性のある内容に仕上げることができます。今回は講義と演習を通し、パラグラフを意識した文章を作成すると論理的なプレゼンテーションができるということを受講者に体感していただく予定です。また、特別講演は「論文の書き進め方」というタイトルで、初日の講義を端的にまとめ、翌日の実習につながる内容です。

本年度の Whilhelm Camp は、平成 31 年 1 月 12 日（土）～13 日（日）に東北大学医学部（仙台市青

葉区)で開催する予定です。以下に大まかなプログラムを示します。なお、詳細は日本放射線技術学会東北支部のホームページでご確認ください。

12日(土)

- 基礎講座：研究テーマの見つけ方と取り組み方
- 講義：パラグラフリーディングとパラグラフライティング
- 特別講演：論文の書き進め方

13日(日)

- 演習：パラグラフリーディングとパラグラフライティング
- 全体のまとめ

5. おわりに

Whilhelm Campのスタッフは、受講者に貢献できるような企画を毎回考えています。そのために、スタッフは自らも学術活動を積極的に行っており、その新鮮な経験を受講者にフィードバックしようと努力しています。Whilhelm Campは東北支部の開催するセミナーですが、お住まいの地域に関係なくどなたでも受講可能です。特に、Whilhelm Campに興味を持った方、懇切丁寧な指導を希望する方の参加をお待ちしています。

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

☆ Whilhelm Camp staff

東北大学	佐藤 和宏
秋田県立脳血管研究センター	加藤 守
秋田県立脳血管研究センター	大村 知己
栗原市立栗原中央病院	吉田 礼
東北大学病院	高根 侑美
宮城県立がんセンター	後藤 光範
みやぎ県南中核病院	熊谷 伸作
新潟手の外科研究所病院	風間 清子

☆ Mail: whilhelm.tohoku@gmail.com

☆ 東北支部ホームページ: <https://jsrt-tohoku.jp/>

CARS2018 参加報告

東京大学附属病院 コンピュータ画像診断学／予防医学講座 **竹永 智美**

1. はじめに

2018年6月20日（水）～23日（土）ベルリンで開催された Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS) 2018で口述発表を行ったので報告いたします。

2. CARS2018

38カ国からおよそ440の応募があり360のポスター発表と口述発表がありました。参加者は600人を超えており、日本からの参加者は全体の15%でした。Deep Learningのうち、特に、2D convolutional neural network (CNN), 3D CNN, fully convolutional network (FCN)のセッションが用意されていましたが、ほかのセッションでもこれらの手法を用いた発表を多くみることができました。

3. 発表内容について

Gd-EOB-DTPAで造影されたMR画像を用い、4D CNNで肝臓の結節性病変を検出する初期検討について発表しました。使用画像は3.0T, 1.5Tを含む5装置から得られた165症例であり、1つ以上の肝細胞癌もしくは肝転移がある症例です。前処理として経時差分画像を用いて肝臓抽出を行いました。84症例で学習し、36症例をハイパーパラメータの決定に使用、45症例で評価したところ、感度が0.50のとき1症例当たりの偽陽性数が13.1個でした。感度が低い理由として、前処理の肝臓抽出の精度が低いことがあげられます。肝臓抽出をFCNで行うことで精度向上の見込みがあったため、今後、肝臓抽出をFCNで行い学習をし直すことを報告したところ、肝臓抽出の精度はどのくらいあれば十分なのかという質問をいただきました。

4. 最後に

会場へ向かう途中、日本では見ることができないズキンカラスに出会いました。お食事や街並みを眺めるのも素敵ですが、見慣れない生き物を見つけるのも大きな楽しみです。CARS 2019は6月17日（月）～22日（土）フランスのレンヌで開催されます。レンヌはフランスで最も住みたい街の定番のようです。



図1. 会場の様子



図2. ズキンカラス

WC2018 参加報告

広島国際大学 保健医療学部 山本 めぐみ

1. はじめに

2018 年 6 月 3 日から 8 日にチェコ共和国のプラハで開催された World Congress on Medical Physics & Biomedical Engineering (国際医用物理・生体工学会：以下 WC2018)に参加し、研究発表を行う機会が得られましたので報告します。

2. WC2018 について

この学会は医学物理学会と生体工学に関する国際学会であり、3 年ごとに開催されています。前回の 2015 年はカナダ、今回の 2018 年はチェコ、2021 年はシンガポール、2024 年はオーストラリアで開かれることになっています。医学物理学と生物学に関する専門家が集まる世界最大の学会です。このため、発表される分野は医学、工学、物理学、生物学と多岐にわたっており、WC2018 では次の 23 の演題項目がありました。1. Diagnostic Imaging, 2. Image Processing, 3. Information Technology in Healthcare, 4. Modelling and Simulation, 5. BME and MP Education, Training and Professional Development, 6. Patient Safety, 7. Accreditation and Certification, 8. Health Technology Assessment, 9. Biosignals Processing, 10. Biomechanics, Rehabilitation and Prosthetics, 11. Minimum Invasive Surgery, Robotics, Image Guided Therapies, Endoscopy, 12. Diagnostic and Therapeutic Instrumentation, 13. Micro- and Nanosystems, Active Implants, Biosensors, 14. Neuroengineering, Neural Systems, 15. Biomaterials, Cellular and Tissue Engineering, Artificial Organs, 16. Assistive Technologies, 17. Biological Effects of Electromagnetic Fields, 18. Clinical Engineering, 19. Radiation Oncology Physics and Systems, 20. Dosimetry and Radiation Protection, 21. Advanced Technologies in Cancer Research and Treatment, 22. Biological Effects of Ionizing Radiation, 23. Nuclear Medicine and Molecular Imaging

このような、異なる分野の研究者や専門家が多く集まるため、色々な質疑応答が活発になされていました。

3. 発表までの流れ

抄録の申し込み締め切りは当初 11 月 15 日で、採択通知は 11 月末到着の予定でした。後に 1 月 31 日まで抄録申し込みが延長されました。発表形式は口述か、ポスターを選ぶことができます。最終的には採択通知に発表形式が記されています。口述の場合は、発表の 1 時間前までに会場スライド登録センターで直接登録を行い、ポスター発表は電子ポスター方式で、5 月 28 日までに HP から登録を行うという手順でした。口述の時間は 15 分で、ポスターは会場に設置された

ディスプレイで閲覧することができ、指定された時間と場所に発表者がおり、そこで直接質問するか、メールで質疑応答をする形式でした。

宿泊の予約は学会を通して宿泊のホテルを予約する方式ではなく、各自でホテルのHPや予約サイトから予約しなければなりませんでした。私どもは12月に海外のホテル予約サイトからホテルを仮予約しましたが、開催間近までプログラムと発表日がわからなかったため、発表日不明のまま4月末に飛行機のチケットを予約しました。前回のカナダで開催された時は早くにプログラムが公開されていたので宿泊や飛行機の予約に困らなかったのですが、開催国によってプログラムの発表時期が異なるようです。

4. WC2018の様子

今回の会議では33の基調講演と、900以上の口述発表、800以上のポスター発表がありました。これらの発表は、バックグラウンドの異なる地域や、研究者、専門家によって行われていました。開催時間は朝の8時から夕方6時過ぎまでで、途中ブレイクタイムを挟みながらでしたが、全体的にプログラムが詰まっていました。（図1）

5. 今回発表した研究について

私は「Development of a new method to reduce large motion artifacts for DSA used by Deep Learning」というタイトルで発表を行いました。通常のDSAは造影剤注入後の画像から造影前の画像を処理したものを差分して血管像を得ます。造影前後で患者の体動や呼吸、臓器が大きく動いた場合、モーションアーチファクトが生じてしまいます。また、造影前の撮影による被ばくの問題もあります。そこで、造影後の画像から直接Deep Learning(CNN)を用いて、血管以外の背景成分を推測・作り出すことによりマスク像を得るという手法の開発に現在取り組んでおり、研究成果の途中報告を行いました。（図2）

6. 最後に

本研究は科研費17K18291の助成を受けたものです。



図1. 学会会場



図2. 発表の様子(筆者)

画像部会「研究情報サイト」のご案内

岐阜大学教育学部技術教育講座 福岡 大輔

1. はじめに

画像部会の部会ホームページでは、これまでに本誌「画像通信」において紹介されたトピックスや、各種医用画像データベースに関する情報、プログラミングに関する情報などを集約し情報提供を行う「研究情報サイト (<http://imgcom.jsrt.or.jp/research/>)」を2017年11月に開設いたしました(図1)。

研究情報サイトは、画像研究に携わる研究者や、研究を始めてみようとする初学者の、情報提供や情報交換の場となることをめざしています。

2. 研究情報サイトの概要

研究情報サイトでは、図2のように画像研究に役立つ情報として、本稿の執筆時点では、以下の3つのテーマについて情報提供を行っています。

(1) 医用画像データベースに関する情報

近年話題の深層学習をはじめとする画像研究においては、多くの画像から共通する特徴を抽出することによって成り立っており、画像データベースの必要性が高まっている。しかしながら、CAD(Computer-aided Diagnosis)システムの開発や性能評価の研究においては、研究に用いる医用画像データの収集や、付随する所見データの入手は、倫理上や個人情報の観点からも近年では難しくなっている。そこで、研究情報サイトでは、国内外の大学や政府機関、各種学会など公的な機関が公開するデータベースを紹介している。

例えば、胸部X線画像においては、日本放射線技術学会標準デジタル画像データベースをはじめ、NIH



図1 画像部会 HP の「研究情報サイト」

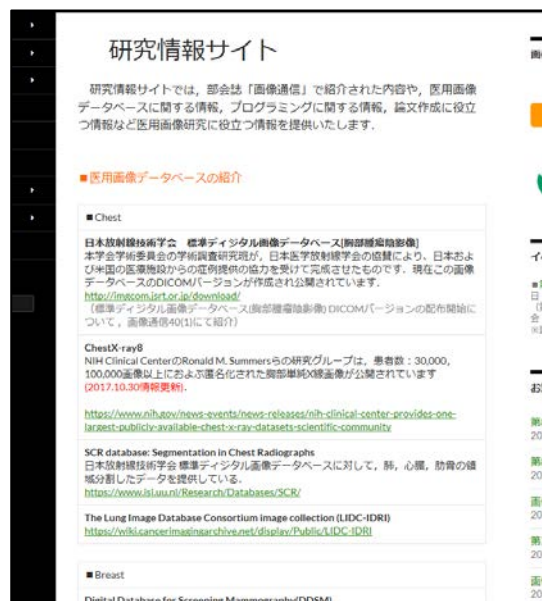


図2 「研究情報サイト」の掲載情報

Clinical Center の Ronald M. Summers 氏らの ChestX-ray8 データベースなどを紹介している。ChestX-ray8 データベースにおいては、症例数が患者数 30,000 で画像数も 100,000 画像と非常に豊富であるため、深層学習を用いた画像研究に有用なデータベースとなっている。また、画像通信 40(1)「Radiomics に関係した文献とデータベース等の紹介」において紹介された Radiomics 研究用のデータベースとして、The Cancer Imaging Archive(TCIA)の医用画像と遺伝子の情報セット(The Cancer Genome Atlas (TCGA))を研究情報サイト上で紹介している。

(2) プログラミングに関する情報

画像処理プログラミングに関する情報として、画像通信 35(2)に紹介された GUI (Graphical User Interface) による画像処理ソフトウェア開発の基本となる「C#プログラミングによる画像表示ソフトの作成(超初心者編)」のソースコード一式や、画像通信 35(2)において紹介されている OpenCV (Open source Computer Vision library), 画像通信 32(1)「CAD のための統計解析の資料」に紹介されている統計解析ソフト R (The R Project for Statistical Computing) を掲載している。また、医用画像を取り扱う上で必要となる DICOM フォーマットに関する情報として、ソフトウェア開発に有益な DCMTK(Dicom ToolKit)に関する情報と、日本画像医療システム工業会 (JIRA) が公開している DICOM 規格書(日本語版)へのリンクを紹介している。

(3) 論文作成(文献検索など)に関する情報

画像通信 31(2)「論文作成に役立つサイトやソフト、書籍の紹介」において紹介された米国立医学図書館内の NCBJ がインターネット上で提供している生命科学分野の文献検索システム PubMed や、Google Scholar について掲載している。

3. 今後の活用と情報提供のお願い

「研究情報サイト」は、本誌「画像通信」の誌面に掲載される記事を、インターネット上のデジタルコンテンツとして補足する機能を担い、誌面上では提供できないソフトウェアの配布や、ソースコードなどの提供など、画像研究に役立つ情報を幅広く配信してゆきたいと考えています。また、医用画像データベースに関する情報など、医用画像に関する研究者の情報共有・提供の場として今後活用してゆきたいと考えています。

現在、サイト上に掲載されている掲載内容のほかにも有益な情報がありましたら、「研究情報サイト」のページ下部にあるコメント欄に情報をお寄せください。

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

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

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

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

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



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

【参考文献】

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

【標準デジタル画像データベースを用いた, または関連した研究】

1. 引用文献の概要 (全 174 編, Scopus 調べ, 2016 年 1 月現在)
Academic Radiology:6 *AJR*(*American Journal of Roentgenology*): 4, *EJR*: 4,
IEEE Trans. Med. Imag: 7, *J Dig Imag*: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 $2,000 \text{ 円} \times 3 = 6,000 \text{ 円}$ でしたが、平成27年度より $2,000 \text{ 円} + 1,000 \text{ 円} \times 2 = 4,000 \text{ 円}$ 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ヶ月を経過した後は、すべての正会員・学生会員について、すべての専門部会誌（電子版）が閲覧できます。

編集後記

画像部会では、デジタル画像の物理特性評価法習得のための「DR セミナー」、ROC・FROC 解析による主観的評価法習得のための「ROC セミナー」、物理特性の評価法と主観的評価法の両方を同時に習得可能な「臨床画像評価セミナー」、CAD の要素技術である画像処理や画像認識、統計処理に関して幅広く知識を獲得するための「医用画像処理プログラミングセミナー」を、それぞれ年 1 回開催しています。いずれのセミナーも、帰宅してからも自身で実践できるよう、厳選された課題を演習形式で行うため、何を学べばよいのかさえ分からない初学者にとっては、スキルアップの最短ルートとなると思います。参加者特典として、マクロ（自動計算機能）を仕込んだエクセルシートや観察者実験や統計解析のためのソフトウェア（非売品）がもらえます。セミナー内容は毎年進化していますので、リピーターする価値もあり！個人的に特におススメしたいのが、1 日目の夜に開催される懇親会です。こちらも大変好評で、参加者間やスタッフとの交流の場として皆さんに活用いただいています。美味しい食事とお酒をいただきながら、画像研究について語り合いたいです。なお、画像部会員になると受講料が 1000 円安くなりますので、セミナー受講を機会に入会されるのもよいかもしれません。皆様のご参加をお待ちしています。

(RT 記)

画像通信 Vol.41 No.2(通巻'81)

発行日 2018 年 10 月 1 日

発行所 公益社団法人 日本放射線技術学会

〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鋸屋町 167

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

発行者 公益社団法人 日本放射線技術学会 画像部会 部会長 白石 順 二

画
像
通
信

通
卷
八
一
号

VOL. 41 No2 AUTUMN 2018