

Communication of the Imaging Group of the JSRT

JAPANESE SOCIETY OF RADIOLOGICAL TECHNOLOGY

### 第84回 画像部会予告

日 時:2018年10月4日(木)~6日(土)の第46回日本放射線技術学会秋季学術大会期間中予定

- 会 場:仙台国際センター(仙台市)
- 内 容:「臨床画像評価の原点:胸部単純X線像で研究しよう!(仮題)」

### 臨床画像評価セミナーの開催予定

第5回臨床画像評価セミナー 平成30年7月21日(土),22日(日)会場:国立がん研究センター中央病院

## DR(ディジタルラジオグラフィ)セミナーの開催予定

第19回 DR セミナー 平成30年8月25日(土),26日(日) 会場:小倉記念病院

### ROC セミナーの開催予定

第10回 ROC セミナー 平成30年4月21日(土),22日(日) 会場:札幌医科大学

## 画像部会委員 氏名・所属・電子メール

白石	順二	(画像部会長)	
		熊本大学大学院生命科学研究部	j2s@kumamoto-u.ac.jp
小野⁼	寺 崇	東北大学病院診療技術部放射線部門	onodera@rad.hosp.tohoku.ac.jp
篠原	範光	岐阜医療科学大学保健科学部放射線技術学科	shinohara@u-gifu-ms.ac.jp
田中	利恵	金沢大学医薬保健研究域保健学系	rie44@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp
東出	了	名古屋市立大学病院中央放射線部	raryo@med.nagoya-cu.ac.jp
福岡	大輔	岐阜大学教育学部技術教育講座	dfukuoka@gifu-u.ac.jp
柳田	智	北里大学メディカルセンター	yanagita@insti.kitasato-u.ac.jp
山本	めぐみ	広島国際大学保健医療学部	m-yamamo@hs.hirokoku-u.ac.jp

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

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

## 第83回画像部会プログラム

日時:2018年4月13日(金)16:00~18:00 会場:パシフィコ横浜 会議センター 502室

1. Educational Lecture :

「散乱線克服への取り組み」

- 大阪府立急性期総合医療センター 船橋 正夫
  - 司会 熊本大学大学院 白石 順二

### 2. Intellectual Discussion :

2. グリッドの性能評価

「散乱線除去の基礎の基礎 ―グリッドと仮想グリッド処理,この似て非なるもの―」

- 司会 北里大学メディカルセンター 柳田 智
  - 東北大学病院 小野寺 崇

G

1. 散乱線除去用グリッドと仮想グリッド処理,これだけ違う画像形成のメカニズム

- 名古屋市立大学病院 東出 了
- 株式会社三田屋製作所 横内 悟朗
- メーカ別、仮想グリッド処理による画質改善の仕組み 富士フイルムメディカル Virtual Grid 富士フイルムメディカル(株) 網本 直也 キヤノンライフケアソリューションズ Scatter Correction キヤノンライフケアソリューションズ(株) 向笠 恭司

イイノンノイノクノノリュ ションハ(1休) 向立 公司

- コニカミノルタジャパン Intelligent Grid コニカミノルタ(株)伊藤 良平
- フィリップス Sky Flow Plus フィリップス・ジャパン(株) 藤岡 泰祐
- 4. 仮想グリッド処理の性能評価におけるこれまでの取り組み
  - 東海大学医学部付属八王子病院 由地良 太郎
- 5. 仮想グリッド処理の臨床評価と今後の課題 奈良県立医科大学附属病院 中前 光弘

### 各種セミナーのご案内

4月13日(金)	8:00~8:45 会場 502		
	北里大学メディカルセンター	今花	仁人
4月15日(日)	8:00~8:45 会場 501		
	立命館大学	: 中山	良平
	4月13日(金) 4月15日(日)	4月13日(金) 8:00~8:45 会場502 北里大学メディカルセンター 4月15日(日) 8:00~8:45 会場501 立命館大学	<ul> <li>4月13日(金) 8:00~8:45 会場502 北里大学メディカルセンター 今花</li> <li>4月15日(日) 8:00~8:45 会場501 立命館大学中山</li> </ul>

## 散乱 X 線克服への道のり

大阪急性期・総合医療センター医療技術部 船橋 正夫

1. はじめに

「理想的な X 線画像」というとき,我々は受光系機器の性能を想像しがちであるが,本質的には散乱 X 線(以下散乱線)の影響が小さいということが原点にある.現実の臨床 X 線写真において,散乱線が全くない画像を得ることは困難であり,X 線グリッド(以後グリッド)を用いてもなお散乱線は X 線画像に影響を及ぼしている.近年臨床応用が開始された「散乱線補正」または「散乱線除去」と呼ばれる画像処理は,グリッドを用いることなく散乱線の影響を減弱させた画像を作成でき,画期的な処理として急速に普及しつつある<sup>1)-4)</sup>.

さて、そもそも散乱線やグリッドというものの性質について、私たちはどれほどの知見を持っているの だろう.グリッド密度やグリッド比についてもその定義(JIS 規格)は示されているが、実際の性能につ いては、アナログ撮影システム(Screen/Film)時代に検討されて以来論じたものは少ない<sup>5)-10)</sup>.すでに 水や空気のように"在って当り前の存在"という認識になっている.本稿では散乱線除去処理の臨床導入 のために行った簡単で基本的な実験の中から、X線画像や画像処理について見えてくるものについて述べ る.それは、私たちが散乱線やX線グリッドについて如何に知らなかったかを実感した過程でもあった. 散乱線に関するおさらいとして読んで頂ければ幸甚である.

2. 散乱線とは

放射線が物質を透過するときに、物質を構成する原子と相互作用することにより散乱X線が発生す る. X線光子やγ線光子と物質の相互作用には、干渉散乱(coherent scattering)、光電吸収 (photoelectric absorption)、コンプトン散乱(Compton scattering)、電子対生成(pair production)、光核反応(photonuclear reaction)の5種類がある(図1). コンプトン散乱は入射光子 のエネルギーの一部を軌道電子に与え、軌道電子を電離で反跳電子として放出し、その残ったエネルギ ー持って散乱光子が飛び出す現象である. 一般撮影など診断用 X線領域でおこる相互作用は干渉散乱と コンプトン散乱であり、10MeV 以上のエネルギー領域では、干渉散乱の発生確率は約1/10 と言われてお り、散乱光子のエネルギーも低く画像などに及ぼす影響は比較的少ない<sup>11)12)</sup>.

3. 散乱線含有率と被写体との関係

散乱線の性質を把握するための指標として散乱線含有率が用いられる. 鉛ディスク法<sup>13</sup> を用いて求め た散乱線含有率と照射野面積,被写体(アクリル)厚の関係を示す(図2). 散乱線含有率は被写体厚が 増加するにしたがって指数(対数)関数的に増加し,また,照射野が広くなるにつれて含有率は上昇す る.特に被写体厚が厚くなるに従い照射野ごとの散乱線含有率の差は大きくなる傾向に有り,大きな被 写体ほど照射野を絞り込む効果が大きいことがわかる.

1



図1放射線と物質の相互作用: 文献 11) 12) より作図



これらの実験結果から、散乱線が被写体厚と照射野の関数であり、言い換えると被写体を透過する体積 に強い影響を受けることがわかる.

被写体厚ごとの散乱線含有率がわかると,直接線含有率は簡単に求めることが出来る(図3).被写体厚を変化させて撮影した画像データに対し,被写体厚ごとの直接線含有率を掛け合わせることで,散 乱線がなかった場合の画像(直接線〔1次線〕のみの画像)をシミュレーションできる.実際にグリッ ド(6:1,34本/cm)を使用した場合のコントラスト改善と比較した(図4).直接線含有率を係数とし てピクセル単位に処理することで,コントラストのシミュレーションは可能であることが推測された.



図3 散乱線含有率と直接線含有率の関係

図4 コントラスト改善のシミュレーション

#### 4. 散乱線を除去するための手法

従来,散乱線を除去するための手法として,グリッドやグレーデル法が用いられてきた.臨床上,この2つの手法がどの程度の散乱線除去能力を持つのかを把握することは重要である.

4.1 グリッドの線量透過率

3種類(6:1/34本,8:1/60本,8:1/40本)のグリッドについて,被写体厚20cmで管電圧を60k Vから120kVまで変化させて,グリッドがない場合の透過線量とグリッド使用時の透過線量を比較し線 量透過率を求めた(図5).同様に管電圧を80kV一定にして,被写体厚を変化させて線量透過率を調 べた(図6).管電圧が高くなるに従い線量透過率は徐々に増加していく.また,被写体厚が増加する に従い線量透過率は低下していく.

管電圧の変化の影響については、各電圧でグリッド6:1/34本が最も線量透過率が高く8:1/60本, 8:1/40本の順になった.ここから散乱線除去効果が最も高いのが8:1/40本のグリッドであることが 分かる.また、管電圧の変化が散乱線含有率に大きな影響を与えないこともわかる.被写体厚を変化さ せた実験においてもグリッドごとの線量透過率の傾向は同じであり、被写体厚の上昇は物質内での吸収 も大きくなるため相乗的に線量透過率が低下したと考えられる.

この結果はグリッドの格子比とグリッド密度の関係をよく表している. グリッドを構成する鉛ハクの 厚さを d, 間質物質の厚さを D とすると, グリッド密度は N=1/(d+D) で求められ, 格子比は D を 「1」とした時のハクの高さで表される. 通常グリッド密度が高いほど散乱線除去効果は大きいと考え がちであるが,密度が高いということは,空間物質が薄くなり「D」の値が小さくなることを意味す る. 密度が高くなればハクの高さは低くなり,同じ8:1を使用しても実際のグリッドの厚さ(ハクの 高さ)は変わってしまう. 散乱線は入射した1次線と異なるあらゆる角度からグリッドに入射するた め, ハクの高さも幾何学的な散乱線除去効果にとって重要な要素であり,臨床においては格子比とグリ ッド密度のバランスを考慮して使用するべきと考える







図6管電圧80kVにおける被写体厚毎の線量透過率

#### 4.2 グレーデル法の実際

教科書には散乱線除去のためにグレーデル法を用いると記載されているが、実際にどれくらいの空間 でどれくらいの効果があるかは記されていない.そこで被写体厚 10 c m と 20 c mのファントムを用い て、ディテクターとファントムの距離を変化させて到達する線量を調べた.図7のように、焦点-検出 器間は 200 cm 一定とし、照射野を検出器の位置で 35 x 35 cm に固定した場合(図7-A、図8破線)と、 距離ごとにファントム全面に X 線が入射するよう照射野を調節した場合(図7-B、図8実線)を比較し た.その結果を図8 に示す.



(B):照射野は常にファントム全体をカバーする

図8 クレーテル効果に関する実験結果 破線:照射野を固定した場合のデータ 実線:照射野を変動させた場合のデータ

グレーデル法による検出器への到達線量は,ファントム - 検出器の距離 0~40 cmの間で急速に減衰す る.その効果は被写体厚が厚いほど大きい.照射野を固定した場合(破線),到達線量は距離が 40 cmを 超えるあたりから緩やかに減衰していく.照射野を変化させた場合(実線),到達線量は距離が 40 cmを 超えるあたりから緩やかになり,80 cmを超えると到達線量は一定となる.線量が一定となったポイント が散乱線の影響を排除できる限界点だと考えられる.照射野を固定した場合に線量が一定とならず,ま た 40 cm以降の減衰に差(より低下)が出たのは,被写体内を透過する体積が順次減少したことにより 散乱線も減少したということであり,図2の結果からも理解できる.

グレーデル法でグリッドと同レベルの散乱線除去効果を得るには,80 cmほど距離が必要と考えられ, 焦点由来のボケ(半影等)の影響などを考慮すると有効な手段とは言えないだろう(図5,図8).

5. 人体ファントム透過後の散乱線含有率

均一なアクリルファントムによる実験で得られた散乱線含有率等のデータは、散乱線の傾向を示して



いるが,複雑な形状と異なる質量減弱係数を有する物質で構成される人体を透過した後の散乱線の状態 を表してはいない.そこで,人体ファントムを用いて図9に示す正中部,右中肺野,腹部(肝)の3か 所について散乱線量と散乱線含有率を測定した(図10,図11).測定は鉛ディスク法を用いた. 散乱線含有率は脊椎縦郭を通過する正中部と,実質臓器の肝臓領域を通過する腹部で高い値を示した. 空気の含有量が多い肺野では散乱線含有率は低くなった(図10).局所の散乱線量を見ると,正中部と 中肺野は高い値を示したが,腹部は低い値となった.

この結果は、散乱線含有率が散乱線量を表しているわけではないことを示している.腹部は到達する トータルな線量が少ないため、たとえ散乱線含有率が高くとも散乱線量は低い.これに比べて、トータ ルな線量の多い中肺野では散乱線含有率は低いが、散乱線量そのものは多くなる.正中部は脊椎や縦郭 を通過するため散乱線含有率は高いうえ、肺野からの減衰の少ない散乱線の影響を受けて散乱線量も多 くなったと推測される.

このように、人体内の散乱線は複雑な強度と分布をしており、アクリルファントムのようなシンプル なものではないが、散乱線が被写体厚や照射野の関数であることに変わりはない.

6. 散乱線除去処理の必要性

散乱線除去処理(以後 VG: Virtual Grid)の有用性について非常に否定的な意見を聞くことがある. 従来使用してきたグリッドが有用であったことに間違いはないが、グリッドにも問題点はあり、他に散 乱線に対応する方法がなかった中で使用されてきたという経緯がある.グリッドの問題点とは、受光系 (FPD: Flat Panel Detector 等)とX線束の間に直交関係が成立しない斜入などの幾何学的な問題であ る.図12の(A)は手術室で、(B)は一般撮影室で撮影された左大腿骨正面の写真である.(A)は大腿 骨頭部が斜入の影響で濃度が低下し、骨梁などが消失している.(B)は濃度ムラもなく骨梁も描出され ている.手術室では患者はマットの上に仰臥位になっており、大腿骨近位部の臀部はマットに沈み込 み、膝関節側は少し浮いてしまうため、FPDは3次元的に歪んで配置されるため、X線を FPD に直交さ せて撮影することは困難である.VG ではこのような現象は回避され、意図的に斜入を利用する撮影法 (骨盤インレット、アウトレット法)などにおいても効力を発揮することができる.

5



図 12 A:手術室にてグリッド使用濃度ムラ(+) B:一般撮影室にてグリッド使用濃度ムラ(-)

図 13 に手術室におけるインレット法による骨盤の写真を示す.インレット法は頭部側から 30 度斜入 して撮影するため、A はグリッドおよび FPD を縦にして使用している.B は VG を用いて FPD を横に使用 している.骨盤のアライメントの描出において VG 画像はグリッド画像とそん色ない情報を提供してい る.骨盤が横に広い人などでは、グリッドの影響を受けずに半切を横位置で使用できるメリットは大き い.



A:グリッド使用 半切縦置きB:VG使用 半切横置き図13 手術室におけるインレット撮影

### 7. 散乱線除去処理の課題

散乱線除去処理の現状の課題は極端に大きな被写体への対応である. 散乱線含有率が高く線量の少な い領域では信号のコントラストは極度に低下する. このような状況を想定し, 我々が第42回秋季学術 大会にて発表した, 斜入などの影響が少ない低格子比のグリッド(3:1)とVGを組み合わせて使用す るハイブリッド使用を提案したい. 以下に発表の結果を紹介する.

我々は、大きな体格の人を想定してアクリル 20 cm~35 cmの範囲でコントラスト(図 14)、ノイズ
 (図 15)、CNR (Contrast Noise Ratio)(図 16)、IQF Inverse(図 17) などを調べた.



#### 図 16 CNR の実験

図 17 IQF-Inverse の視認性実験

ハイブリッド使用によってコントラストは改善されるが、粒状度は悪化している.しかし、CNRではト ータルとしてハイブリッドが高い値を示している.IQF-Inverseにおける視認性実験でもハイブリッド 使用は高い視認性を発揮している.従来、大きな被写体において画質を担保するには、高格子比グリッ ドの使用が求められるが、格子比が高いと斜入の危険は大きくなる.このような時に斜入の影響の少な い低格子比グリッドと VG の組み合わせは非常に有効であり、VG の欠点を補う手法ということができ る.

\*紙幅の都合で割愛するが、この実験の前段階で 20 cm以下の被写体について、より詳細な実験を行っ

た.

#### 8. 散乱線除去処理の臨床応用

ファントム実験と並行して、当院の胸部病室撮影画像 500 枚以上を VG 処理し、その画像上の効果と 臨床上の問題点の有無について調べた.このとき特に注意したのは経過観察中の患者の画像である.経 過観察は肺炎等の疾患の日々のコントラスト変化が診断のポイントとなるため、画像コントラストの安 定が重要となる.VG 処理はコントラストを改善する手法であるため、画像ごとに処理の効果が変化する かどうかは重要な課題であった.実際の画像を示す(図 18).





経過観察モード パーチャルグリッド 3:1

VG 処理は肺野のコントラストを改善しながら、日々の肺野の変化も正確に描出している. また、最終チェックとして技師3名による胸部ファントムの視覚評価と、導入直後に放射線科医師3名 による臨床画像の視覚評価を行った(図19).



図 19 A 導入前:技師によるファントム視覚評価

B導入後:医師による臨床画像の視覚評価

図 18 経過観察についてグリッドなしの画像と VG 画像の比較

なお、臨床画像については、VG 導入前後1週間以内にグリッドなし、グリッドあり、VG 処理で撮影された6症例を対象に視覚評価を行った.肺野から縦郭にかけてファントム画像、臨床画像ともに VG は グリッド(この場合は6:1)と同等の画質であると評価され、この結果をもって本格的な使用が開始された.

#### 9. おわりに

散乱線除去処理はまだ始まったばかりの処理である.臨床画像における画質の許容範囲は症例によっ て変動する.こんな時は使ってはいけないなどと軽々に論じるべきではない.グリッドが完全でなかっ たように各種散乱線除去処理も完全ではない.しかし,その有用性へのニーズは確実に臨床現場に存在 する.我々の研究は,すべてのグリッド撮影を散乱線除去処理に置き換えるために行っているわけでは ない.あらゆる場面で常に最適な画像を得るために,散乱線除去処理の可能性を引き出し,問題点や課 題を克服しながら,その能力を見極めているのである.

#### 文献

- 1) 川村隆浩 et al:新画像処理「Virtual Grid (VG)技術」の開発, FUJIFILM RESEARCH & DEVELOPMENT (No.60-2015)
- 2) 伊藤良平 et al: 散乱 X 線補正処理"Intelligent-Grid"の開発, KONICA MINOLTA TECHNOLOGY REPORT VOL 13(2016)
- 北中康友:胸部散乱 X 線除去処理技術 Sky Flow 日本放射線技術学会画像通信(技術紹介) 37(2)(20141001)33-36
- Bertram M, Hohmann S, Wiegert J. : Scatter Correction for Flat Detector Cone –Beam CT Based On Simulated Sphere Models. Med.Phys. 2007; 34: 2342
- 5) IEC 60627, Edition 3.0 (2013): Diagnostic X –ray imaging equipment Characteristics of general purpose and mammographic anti-scatter grids.
- 6) 土井邦雄:被写体散乱線の写真効果のレスポンス関数による評価.非破壊検査. 17:162-170, 1968
- 7) John HE, Cunningham JR. The physics of radiology.3rd ed.Charles C Thomas Publisher 1969:43
- 8) 滝川厚: 散乱X線がX線画像に及ぼす影響.人間と科学県立広島大学保険福祉学部雑誌 14(1) 23-35
- 9) Takigawa A: Effect of anti-scatter grid on X-ray spectrum and radiographic contrast. Journal of Photographic Science.44-3.93-98(1996)
- 10) 畑川正勝 et al: 散乱線, 管電圧, 被写体厚が増感紙-フィルム系の粒状に及ぼす影響, 日本放射線 技術学会雑誌, 43, 12, 1721-1727, 1987
- 11) 石田隆行監修: 医用画像ハンドブック, オーム社 393-396
- 12) 西臺武弘, 放射線治療物理学 第2版, 文光堂 2009, 36
- 13) 日本放射線技術学会編:臨床放射線技術実験ハンドブック 165-167

# 散乱線除去用グリッドと仮想グリッド処理,

## これだけ違う画像形成のメカニズム

名古屋市立大学病院

### 東出 了

X線撮影において、人体透過後のX線は一次(直接)X線と散乱X線を含む.散乱X線は画質 の低下に寄与するため、検出器(ディテクタ)へは散乱X線を極力減らして一次X線を多く入 力することが望ましい.このため、一般X線撮影では従来から散乱線除去用グリッドが用いら れ、散乱線を低減することで画質の低下をより小さくしている.その反面、散乱線を低減する 働きをもつ散乱線除去用グリッドは一次X線も低減する傾向にあり、患者の被ばく線量の増加 を考慮する必要がある.近年では、ハードウェアとしての散乱線除去用グリッドとは異なり、 ソフトウェアとして散乱線を補正する画像処理(仮想グリッド処理)が新たに用いられている. しかし、現状では散乱線除去用グリッドと仮想グリッド処理における"画質と線量を考慮した 最適な使用法"や"使用上の共通理解"は定まっていない.

散乱線除去用グリッドと仮想グリッド処理における画像形成の違いを再確認することで、仮 想グリッド処理の理解を深めることが重要となる.

1. 散乱 X 線

最初に散乱 X 線について理解することが重要であるため、散乱 X 線について説明する. 一 般 X 線撮影に用いられるエネルギー領域(30~50keV 程度)では非干渉性散乱(コンプトン 効果)が優位であり、非干渉性散乱により散乱 X 線が発生する<sup>1)</sup>. 被写体厚や照射野サイズ の変化による散乱 X 線含有率の変化は非常に大きい. Fig. 1 にアクリル厚と散乱 X 線含有率 の関係を示す. アクリル厚(被写体厚)が大きくなるほど散乱 X 線含有率は増加する. 腹部 撮影では被写体厚が 20cm 以上となるため、散乱 X 線含有率は 80%を超えることになる. 次 に, 照射野サイズと散乱 X 線含有率の関係を Fig. 2 に示す<sup>1)</sup>. 照射野サイズが 300cm<sup>2</sup>未満で は, 照射野サイズの増加に伴い、散乱 X 線含有率は急激に上昇する. また、300cm<sup>2</sup>以上では、 照射野サイズの増加による散乱 X 線含有率の変化は小さい. これより, 照射野サイズが 300cm<sup>2</sup> 未満の場合, 照射野の狭小化は散乱 X 線含有率のコントロールに有効であるといえる. 一方、 管電圧による散乱 X 線含有率の変化は非常に小さいことが知られている. このように,被写体厚や照射野サイズの変化による散乱 X 線含有率の変化は非常に大きい. 大角サイズや半切サイズを用いる体幹部の撮影では,被写体厚も照射野サイズも大きくなり 散乱 X 線が多く含まれる.このため,散乱 X 線を低減することは良い画質を得る上で必要不 可欠といえる.



2. 散乱 X 線除去用グリッド

散乱 X 線除去用グリッドを使用することで散乱 X 線を低減することができ,画質の低下を 防ぐことが可能となる.Fig.3(a)のように散乱 X 線除去用グリッドを用いない場合は,被写 体透過後の X 線に多くの散乱線が含まれる.散乱 X 線除去用グリッドを用いると Fig.3(b) のように散乱 X 線を低減することが可能となる.なお,被写体透過後の一次 X 線もグリッド 使用によって低下する.一般的に,グリッド比が高いほどコントラスト改善度が大きい傾向 にあり,画質は向上する.





実際に、グリッド密度が40本/cm、グリッド比が3:1,10:1の散乱線除去用グリッド(三 田屋製作所社製)を使用し、アクリル厚を変化させて散乱X線含有率と露出倍数を求めた. Fig.4に異なるグリッドにおけるアクリル厚と散乱X線含有率の関係、Fig.5に異なるグリ ッドにおけるアクリル厚と露出倍数の関係を示す.グリッド比が高い10:1の方がより多く の散乱X線を除去できることが示されている(Fig.4).その反面、10:1の散乱X線除去 用グリッドは露出倍数が高くなり、グリッド使用時に多くの照射線量を必要とすることがわ かる(Fig.5).このように、散乱X線除去用グリッドを用いることで散乱X線を物理的に 低減することが可能となり、ディテクタに入射する前に散乱X線を低減することができる.



散乱 X 線除去用グリッドを使用する際の注意点として,X線束とグリッドのアライメントが 重要である.配置が適正でない場合は散乱 X 線除去用グリッドの散乱 X 線低減効果を活かせ ないだけでなく,線量ムラ (グリッド透過後線量のばらつき) などによる画質低下を生じる.

3. 仮想グリッド処理

仮想グリッド処理は画像処理であり,散乱 X 線が多く含まれた元画像から散乱 X 線の影響 を補正した画像を作成している.Fig.6 で示すように,散乱 X 線成分を部位・体厚・ヒスト グラムなどを用いることで推定し,元画像から散乱線画像を作成する.その後,元画像から 散乱線画像を減算するが,信号レベルを元画像に揃えるために信号値の増幅が必要となり, 画像のノイズが増加する.このため,仮想グリッド処理ではノイズ低減処理を用いることで ノイズを抑えている.





仮想グリッド処理を理解するために、ノイズ低減処理を除いた仮想グリッド処理の自作プ ログラムを作成した.Fig.7に示すように、元画像(a)をフーリエ変換した後に空間周波数 フィルタ(b)を掛けて、逆フーリエ変換することで散乱線画像(c)を作成した.(b)の空間周 波数フィルタは、超低空間周波数にレスポンスを有しており、超低空間周波数領域は画像の コントラストに寄与する領域といえる.このため、元画像から散乱 X線に相当する成分をよ り多く取り除くほど元画像の信号値は大きく低下するため、信号値の増幅が必要となる.こ の信号増幅の大きさに従い、画像のノイズは増加する.自作プログラムの仮想グリッド処理 (ノイズ低減処理なし)にて作成した画像をFig.8に示す.(a)元画像,(b)低グリッド比を



Fig.7 散乱X線成分画像の作成

想定した処理画像,(c)高グリッド比を想定した処理画像であり,同じ関心領域におけるデ ィジタル値の標準偏差を求めると,(a)11.55,(b)15.74,(c)26.67であった.高グリッド 比を想定して強い画像処理を掛けるほど標準偏差の値は大きくなった.これより,ノイズ低 減処理を用いなければ高グリッド比を想定した強い画像処理ほどノイズが大きくなること がわかる.これは,散乱X線除去用グリッドを用いた際と同様の傾向を示すことになる.



(a) 元画像

(b) 低グリッド比を想定
 (c) 高グリッド比を想定
 した処理画像
 した処理画像

## Fig.8 自作の仮想グリッド処理画像

ノイズ低減処理は、高コントラストの信号を低下させず画像のノイズを抑えることが可能 であり、高コントラスト信号が対象の場合では線量低減が可能といえる.しかし、低コント ラスト信号に対しては信号とノイズが判別できる入射線量を必要とするため、ノイズ低減処 理を用いてもわずかな線量低減に限られる.低コントラストの信号を対象とした場合、高グ リッド比を想定した仮想グリッド処理を用いるとノイズは大きくなり、入射線量の増加が必 要となる.これは、散乱 X 線除去用グリッドを用いた状況と同様であり、強い仮想グリッド 処理ほど入射線量が必要になると理解することができる.

また,仮想グリッド処理は画像処理であり、X線束とのアライメントが適正でない場合で も画質の低下は小さい.このため、X線束とのアライメントを担保できない状況下では散乱 X線除去用グリッドを用いるよりも有効といえる.

4. まとめ

今回,散乱X線除去用グリッドと仮想グリッド処理の画像形成の違いを示した.X線撮影 において,散乱X線は画質の低下に寄与するため,検出器へは散乱X線を極力減らして一次 X線を多く入力することが望ましい.散乱X線除去用グリッドの使用は,散乱X線を物理的 に低減することが可能となり,ディテクタに入射する前に散乱X線を低減することが可能と なる.しかし、X線束とグリッドのアライメントが重要である.一方、仮想グリッド処理は 画像処理であり、X線束とのアライメントが適正でない場合でも画質の低下は小さく、X線 束とのアライメントを担保できない状況下では非常に有効な手段である.シミュレーション (自作プログラミング)で示したように(高グリッド比を想定した)強い画像処理ではノイ ズが増加するため、適正な線量増加とノイズ低減処理が必要となる.仮想グリッド処理では 画像処理の強さに応じてノイズ低減処理を最適化しており、散乱X線除去用グリッドの使用 時もグリッドに応じたノイズ低減処理を見直す必要がある.

散乱 X 線除去用グリッドと仮想グリッド処理を使用する際には、散乱 X 線の扱い方や画像 形成の違いを理解した上で画質と線量、画像処理を決定することが重要となる.

5. 参考文献

2004.
 第 K 線の基礎 物理法則と臨床応用.オーム社(株),東京,

## グリッドの性能評価

## 株式会社三田屋製作所 横内 悟朗

1. はじめに

IEC60627=JIS Z4910に規定されている「物理的特性(選択度 Σ・コントラスト改善比 K・グリッド 露出係数 B・イメージ改善係数 Q)」は、グリッドの特性評価の指標として現在でも広く用いられている。 個々の特性値については、諸先輩方によって既に広く解説されているので、本稿ではそれらについては 計算式の簡単な説明にとどめ、測定の際の配置方法、注意点などを中心におさらいしていく。

#### 2. 物理的特性の決定に用いる3つの放射線透過率

散乱線除去グリッドの物理的特性を決定する為に、以下の三種類の放射線透過率を算出する。

- ・一次放射線透過率, **7**p (TRANSMISSION OF PRIMARY RADIATION) 規定の測定条件下で,指定した放射線ビーム中に散乱線除去グリッドを置いたときと,散乱線除去 グリッドがないときとの一次放射線の線量又は線量率の測定値の比。
- ・散乱放射線透過率, **7s**(TRANSMISSION OF SCATTERED RADIATION) 規定の測定条件下で,指定した放射線ビーム中に散乱線除去グリッドを置いたときと,散乱線除去 グリッドがないときとの散乱放射線の線量又は線量率の測定値の比。
- ・全放射線透過率,**7**t (TRANSMISSION OF TOTAL RADIATION) 規定の測定条件下で,指定した放射線ビーム中に散乱線除去グリッドを置いたときと,散乱線除去 グリッドがないときとの全放射線の線量又は線量率の測定値の比。

これら3つのパラメータを用い、各物理的特性を算出する。

・選択度(Σ): 散乱線放射線透過率(Ts) に対する一次放射線透過率(Tp)の比。

$$\Sigma = \frac{Ts}{Tn}$$

・コントラスト改善比(K):全放射線透過率(**A**)に対する一次放射線透過率(**b**)の比。

$$K = \frac{Tt}{Tp}$$

・グリッド露出係数(B): 全放射線透過率の逆数。

 $B = \frac{1}{T_t}$ 

・イメージ改善係数(Q):全放射線透過率に対する一次放射線透過率の自乗の比。  $Q = \frac{Tp^2}{Tt}$ 

#### 3. 測定に用いるファントムについて

・汎用(一般用)グリッドの測定用:

外形寸法 300mm×300mm×200mm(各辺の誤差は±1mm)、各面の厚さがそれぞれ 10mm(±2mm)のアク リル製容器で、内部に水を満たしたものを使用する。このファントムを同一寸法で、水と等価の固 体材料で構成されるファントムを使用しても良い。

外形寸法 300mm×300mm×200mm の水ファントムは、かなりの重さがあり大変使用し辛いため、弊社 では水等価の固体ファントムを使用している。

・乳房用グリッドの測定用:
 外形寸法150mm×150mm×50mm(各辺の誤差は±1mm)、のアクリル製のブロックを使用する。

#### 4. 測定配置と方法

- ・測定に用いる放射線条件は、JIS T 61267 に規定する放射線条件 RQR6 に従う。
   また、汎用散乱線除去グリッドが低エネルギー使用向けと明示される場合,追加測定は,放射線条件 RQR4 に従って行ってもよい。
   汎用散乱線除去グリッドが高エネルギー使用向けと明示される場合,追加測定は,放射線条件 RQR9 に従って行ってもよい。
- ・上記は JIS Z 4910 の記述を引用しているが、「低エネルギー使用向け」=低グリッド比、「高エネル ギー使用向け」=高グリッド比、と考えて頂いて差支えない。弊社では RQR6(管電圧 80kV)及び RQR9 (管電圧 120kV)の条件にて測定している。
- ・ファントムを上部に配置したナロービーム条件(一次放射線)、下部に配置したブロードビーム条件 (散乱放射線、全放射線)にて、それぞれの放射線量を測定する。(図1~図4参照)
- ・測定は、各条件でグリッドありとグリッドなしで行う。
- ・ブロードビーム条件では、一次放射線遮蔽板を配置して散乱放射線量を、一次放射線遮蔽板を取り
   除いて全放射線量を、それぞれ測定する。
- ・各放射線の透過率は以下の式にて算出する。

一次放射線量:グリッドなし=Ip、グリッドあり=Ip' … 一次放射線透過率  $Tp = \frac{Ip}{Ip}$ 

散乱放射線量:グリッドなし=Is、グリッドあり=Is'… 散乱放射線透過率 Ts=

全放射線量 : グリッドなし=It、グリッドあり=It' … 全放射線透過率  $Tt = \frac{It}{It}$ 



図1. ナロービーム条件における汎用散乱線除去グリッドの測定配置 (一次放射線透過率 Tp の決定)



図2. ブロードビーム条件における汎用散乱線除去グリッドの測定配置 (散乱放射線透過率 Ts,及び全放射線透過率 Tt の決定)









図4. ブロードビーム条件における乳房用散乱線除去グリッドの測定配置 (散乱放射線透過率 Ts,及び全放射線透過率 Tt の決定)

20

#### 5. 測定時の注意点

- ・グリッドは、中心線が測定面の中心にくるように配置する。
- ・測定時のX線管焦点からグリッドまでの距離は、汎用グリッド=100cm、乳房用グリッド=60cmと する。集束グリッドの集束距離が上記と異なる場合でも、測定は上記の距離にて行う。
  - グリッド中心部をピンポイントで測定するため、カットオフの影響は無視できる。
- ・図中にある絞り、及び一次放射線遮蔽板は、汎用グリッドの場合=厚さ 5mm±1mm、乳房用グリッドの場合=厚さ 1mm~2mm の鉛板で作製する。
- ・配置の際は、X線管焦点-ファントム-グリッド-検出器の測定面の垂直、水平に十分に注意する こと。非常に小さな面を測定するので、少しのずれが測定値に大きく影響する。
- ・複数のグリッドを測定する場合は、X線管を過熱させないように十分注意すること。
- ・グリッドを交換する際に、垂直、水平が狂い易いので、こちらも十分注意すること。
- ・測定回数の規定はないが、弊社の場合、同一のグリッドで3回測定し、その平均値を採用している。
- 6. おわりに…グリッドの性能評価と物理的特性

以上、JIS Z4910:2015の記述に沿って、グリッドの物理的特性を決定・確認するための放射線測定 について、実際に測定する際に特に注意したい事項等を含めて簡単にまとめてみた。

冒頭に記した通り、これらの物理的特性値は、各々のグリッドの働き(どれぐらい散乱線を除去す るのか?どれぐらい一次線を通すのか?グリッドなしの場合と比較してどれぐらい線量を増やせば良 いのか?等々)を客観的にしるために有用な指標であると考えている。但しこの指標は、グリッド密 度・グリッド比が全く同一の仕様で、グリッドの構成材料も同一である複数のグリッドを比較する目 的には適していない。例えばグリッド密度 40 本/cm、グリッド比 10:1、中間物質アルミニウムのグリ ッド2枚を比較する場合、それぞれのグリッドに使用している中間物質、吸収物質の厚みが異なって いても、物理的特性値に大きな差異は生じない。規格が性能(ability, efficiency, performance 等) と言わず、特性(characteristic)と言う言葉を用いているのも、その様な意味合いがあるのではな いか、と考えている。勿論、グリッドの構成材料が異なる場合、例えば中間物質がアルミニウムとフ ァイバーの2種類のグリッドであれば、比較検討するに十分な特性値を得ることができる。

もう一つ、既にご承知おきの事とは思うが、この規格で既定されている特性値は、全てグリッドの 中心部の、たかだか直径 6mm の一点しか測定していない、と言う事にはくれぐれもご留意頂きたい。 測定点以外の精度等は一切反映されていないのである。極論すれば、中心部分さえ正確にできていれ ば、それ以外の箇所はグリッドラインが乱れていても、濃度ムラの原因となる鉛箔の厚さがバラバラ でも、測定の結果には一切現れないのである。弊社の品質検査では(恐らく他社様でも同様だろう)、 規格では要求事項となっていないがグリッド一枚一枚を撮影し、その撮影画像全体のラインの乱れ、 濃度ムラの有無等を目視で確認する検査を行っているので、安心してご使用頂ければ幸いである。

## 仮想グリッド処理の性能評価におけるこれまでの取り組み

東海大学医学部付属八王子病院 診療技術部 放射線技術科 由地 良太郎

#### 1.はじめに

近年、画像処理技術は各社で躍進し、これまでとは異なる用途や場面で応用されている。その中でも 散乱線補正処理は今までの概念を覆す処理で多くのメーカーで開発されている。主な概要としては被写 体からでる散乱線を推定し、差分をすることで散乱線によるコントラスト低下を軽減する処理である。 現在、多くの施設で散乱線補正処理の評価が行われているが、処理の特性を理解して評価が行えている かは疑問が残る。今回は評価方法の不十分な部分や正確に評価できていない事例を述べ、問題点や課題 を述べていきたいと考える。

### 2. 散乱線成分の推定方法の検証

現在、各メーカーから散乱線成分によるコントラスト低下を軽減する処理が出ており、散乱線成分を 推定し減算するという部分は共通しているが、散乱線成分の推定に関わるアルゴリズムは異なっている。 主なアルゴリズムとしては撮影条件や撮影距離の情報から散乱線量を推定する方法(図1)や、被写体のヒ ストグラムから体厚を推測し散乱線量を推定する方法(図2)などがある。撮影条件から推定する方法で は設定条件と実際に撮影した条件が異なった場合減算量が本来と異なるため注意が必要であり、ヒスト グラムから推定する方法はヒストグラムによって処理の入り方が変化するため人体ファントム以外を撮 影する際は設定の確認が必要である(図3)。



図1. 撮影条件等から被写体厚推定

### 図 2. ヒストグラムから被写体厚推定



図 3. 人体ファントム(胸部)とアクリル板のヒストグラム形状の違い

#### 3. 散乱線補正処理による効果の検証

人体において体表から見える体厚が同程度でも散乱線量は同じとは限らない。散乱線補正処理は上記 の体厚推定のみで散乱線量を決めているのではなく、ディジタル値から推測される到達X線量によって 計算されている。学会等では散乱線補正処理による効果の検証として散乱線含有率、コントラスト比、 ノイズ特性などが用いられているが、ディジタル値によって処理のかかり方が異なる非線形な挙動を示 すため注意が必要である。

3-1. 散乱線含有率

図4に示すのはコニカミノルタ社が開発した散乱線補正処理 Intelligent Grid(以下:IG)と実グリッド(3:1,6:1)の散乱線含有率の比較である。また、図5に示すのは背景ディジタル値を横軸とした散乱線含有率であり、これらからディジタル値によって処理強度が異なっていることがわかる。多くの施設でアクリル板を用いて鉛ディスク法で求めているが、人体における散乱は複雑であるため処理の効果を検証する程度にとどめて、本来の臨床画像とは異なることを理解する必要がある。また、算出に用いる画像データは raw データまたは ORIGINAL データの必要があるが、log アンプによる対数変換後のデータの場合、入出力特性から求められるディジタル値と露光量の関係式(図6)より露光量変換が必要であり、露光量変換を行わないと計算式が合っていても結果が大きく異なるため注意が必要である(図7)。



図 4. 散乱線補正処理(IG)と実グリッドの散乱線含有率

図 5. 背景ディジタル値による散乱線含有率



3-2. コントラスト比

ディジタル画像におけるコントラストの定義はディジタル値の差でなく、ディジタル値の差とディ ジタル値の比で表される。図8には胸部ファントムに模擬腫瘤やアルミディスクを配置し、実グリッド 6:1とIG(6:1)の画像データから腹部、縦隔部、肩部、肺野にROIをとり、その近傍とのコントラスト 比を求めたものである。IGが実グリッドより高くなる傾向があるが、縦隔部のように測定箇所によって は実グリッドの方が高くなった。これは骨などの複雑な構造物により散乱線量推定のベースに用いられ ているアクリル板との構造の違いから散乱線成分を上手く除去できなかったためだと考えられる。



また、散乱線補正処理が非線形にかかることは均一なファントムによる検証により理解することがで きる。図9には骨を模擬したアルミニウムファントムとアクリル板を同一撮影条件で no grid、grid、 IGの画像データを取得し、プロファイルを取得したものである。実グリッドも IG も no grid からディ ジタル値の減算があり実グリッドの方が多く減算されているが(太矢印)、プロファイルの傾きが実グリ ッドと IG では異なるため、実グリッドとは異なる非線形の動きが確認できる(細矢印)。また、IG では ディジタル値の差の大きな箇所(丸印)ではプロファイルが実グリッドのように平坦にならず、傾斜が見 られる。これは散乱線成分を推定する際のカーネルの影響が考えられ、散乱線除去後のデータが実グリ ッドと同じにならないことがわかる。そのため人体ファントムにおいても ROI の取り方や大きさなどは 周辺からの影響を考慮する必要がある。



図 9. no grid、grid、IG における骨模擬ファントムのプロファイル

3-3. ノイズ特性

散乱線補正処理では散乱線成分の差分を行うことで信号に対するノイズの比率が高くなるため、各 メーカーでノイズ低減処理を独自に開発しノイズ抑制を行っている。図10に示すのは同一撮影条件下 でアクリル板の厚みを5,10,15,20cmと変化させて、ノイズ抑制処理(以下:NR)の有無によるNNPSの 違いである。アクリル板が5cmと薄い場合はノイズ抑制処理の効果はほとんど認められず、厚みが増 すにつれて効果が強くなっていることがわかる。また、処理の強度によって周波数特性も異なることか らSDなどの標準偏差を用いたノイズ評価は正確に評価できているとは限らないため注意が必要である。



#### 4.おわりに

散乱線補正処理は当初臨床データが少なく、処理としては不十分な点が多かったが、現在では多くの 臨床データがあるためバージョンアップ等により進化している。しかし、より複雑な挙動を示すため安 定した検証結果を得るためには処理のアルゴリズムや特徴を理解し、評価する必要がある。また、性能 評価を行う際もまずは従来の画像処理と切り分けて評価を行う必要があり、rawデータ等での評価と画像 処理後のデータの評価とを混同しないように注意が必要である。今後はより定量的な評価方法の確立や 標準化に向けて取り組みが望まれると考える。

## 仮想グリッド処理の臨床評価と今後の課題

奈良県立医科大学附属病院 中央放射線部 中前 光弘

### はじめに

X線単純撮影が, Film/Screen のアナログシステムから Computed Radiography (CR)や Flat Panel Detector (FPD)のディジタルシステムに移行して,撮影を取り巻く環境が大きく変わって きた. 昨今では,可搬型ワイヤレスタイプ FPD の導入件数が増え,それに伴う新しい画像処理 も数多く開発されている<sup>1)</sup>.

アナログであれディジタルであれ, "散乱線"がコントラストの低下を引き起こし,画質を劣 化させる要因の一つとなっている. その散乱線を除去する方法には,散乱線除去グリッド(以 下,Gd)の使用や被写体と受像器の間を開けて散乱線を減少させるグレーデル効果がある.

滝川は、X線画像の画質におよぼす散乱線の影響を解明し、Gd とグレーデル効果の効率的な使 用方法について示し、受像系がアナログからディジタルへと大きく変わることで、散乱線の画質 への影響や除去方法については、画像処理を含めて考慮しなければならないが、まだ十分に整理 できていない<sup>2)</sup>と報告している.

2006年に加藤は、モンテカルロシミュレーションによって散乱線量を推定し、画像処理によっ て除去する方法を報告している<sup>3)</sup>が、臨床画像で使用できる可能性はまだ低かった.しかし、2014 年4月、株式会社フィリップス エレクトロニクス ジャパン(当時)から世界最軽量のカセッ テ型ワイヤレスポータブルディテクタとグリッドレス撮影技術(Sky Flow)が発売された.そ の後、複数のメーカーから画像処理による仮想グリッド処理が開発され、現在は4社のワーク

ステーションに実装されて使用されている(Table). 当院では、2014年にいち早く富士フイルムメディカル 社製,散乱線除去処理(Virtual Grid,以下 ViGd)を導 入し、人体ファントムを用いた基礎特性の検討を行い、 使用上の有用性および注意点について検証した.また、 Sky Flow(以下,SF)のデモ機の貸し出しおよび、コニ カミノルタジャパン社製,散乱線補正処理 (Intelligent Grid,以下 IG)の臨床使用に向けたテス ト使用をする機会を得た.2社についても仮想グリッ ド処理が、どのような挙動を示すのか全く予想ができ なかったため、ViGd と同様に臨床での使用を視野に入 れた基礎的な検証をおこなった.

富士フイルムメディカル					
商品名	Virtual Grid (ViGd)				
一般名	散乱線除去処理				
フィリップ	゚ス・ジャパン				
商品名	SkyFlow Plus				
一般名	散乱線ノイズ抑制処理技術				
コニカミノ	ルタジャパン				
商品名	Intelligent Grid (IG)				
一般名	散乱線補正処理				
キャノンライフケアソリューションズ					
商品名	Scatter Correction				
一般名	散乱線低減処理				

Table 各社の仮想グリッド処理の名称

CR超基礎講座:関西地区CR研究会編著 医療科学社 より引用

#### 方法および結果

#### 1)ViGd

検出器は蛍光体が GOS (Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S:Tb) である CALNEO C, X 線発生装置は島津製作所製の RADspeed Pro を使用した.数種類の胸部人体ファントム(京都科学社製)を撮影した画像 は, 医療画像処理装置: Console Advance に実装されている散乱線除去ソフト ViGd にて 処理をおこなった.また, Gd は, 三田屋製作所の MS-Xray Grid 3:1(中間物質は A1), 6:1(A1), 10:1(A1)を用いて, 同様の撮影をおこなった.画像の解析には, 解析ソフト Image-Jを用いた.

まず, S 値 200, L 値 3.51 に固定した胸部処理用パラメータで撮影した画像の下肺野でのプロファイルカーブを算出して比較した(Fig.1).



NoGrid, ViGd, Gd のプロファイルカーブでは、グリッド無しに比べて ViGd と Gd では、 散乱線が除去されコントラストの改善がみられた(Fig. 2). また、ViGd は、Gd と同様に比 が大きくなるほど散乱線の除去効果も大きくなっていた(Fig. 3).





次に、同画像の画素値総和を算出して比較した. Fig.4 に管電圧 80kV における画素値の 総和を示した. 横軸に管電流時間積(以下, mAs)を縦軸に総和を設定した. mAs が大きく なるほど総和も大きくなるが、一定値から横ばいになった. NoGrid が最も高く、ViGd、 Gd の順に低くなった. 管電圧の違いによる画素値の総和では、電圧が高いほど総和も大 きくなり、ViGd は Gd よりやや大きいもののほぼ同じ挙動を示した(Fig.5). グリッド比 の違いでは、比が大きいほど総和が小さくなり、6:1 は 3:1 よりも散乱線を多く除去して いた(Fig.6).







#### 2) SF

検出器は蛍光体が CsI である SkyPlate,移動型 X線撮影装置 MobileDiagnost wDR(共にフ ィリップス社製)を使用した. ViGd と同様に胸部人体ファントムを撮影し, Eleva ワークス ポットにて散乱線ノイズ抑制処理技術 SF を実行した. Gd もフィリップス社製 6:1(中間物 質は Fiber)を用い,自動濃度階調処理を 0FF の状態で散乱線の除去効果について検証した. Fig.7 でプロファイルカーブを比較すると, NoGrid, SF, Gd の順に散乱線が除去されコン トラストの改善がみられた.しかし、SFでは ViGd と異なり Gd と NoGrid の中間の位置に あった.一方でメーカー推奨の線量を40%軽減させたSF(40%0FF)が,Gdとほぼ同様の結果 となった.これは、Gdのコントラスト改善を画像処理で実現させるコンセプトによるもの だと推測できた.



#### 3) I G

検出器は蛍光体が CsI である AeroDR1417, 移動型X線撮影装置 Sirius (日立製作所製)を 使用した. ViGd と同様に胸部人体ファントムを撮影後,画像診断ワークステーション CS-7 Portable に実装された散乱線補正処理ソフト IG にて処理をおこなった. また, Gd は, 三 田屋製作所の MS-Xray Grid 6:1 (中間物質は A1)を用いて,同様の撮影をおこなった. なお, S 値 100, G 値 0.5 で固定した胸部処理パラメータを使用した.

NoGrid, IG, Gd のプロファイルカーブでは, NoGrid に比べて IG, Gd の順で散乱線が除去 されコントラストの改善がみられたが、ViGd よりも SF に近い関係であった (Fig. 8).

また,IG でも Gd 比を変化させると Gd と同様に散乱線除去効果が変化した.しかし,IG6:1,IG8:1に大きな差は認められなかった(Fig.9).



#### 考察

3社の仮想グリッド処理を臨床の観点から検証した.各社固有の処理でありGdと同様に散乱 線を忠実に除去する処理やGdの機能であるコントラストの改善に重点を置いている処理など、 メーカーによって仮想グリッド処理の特徴が異なっており、一概に同じ処理として扱うことは 難しいことが判明した.例えば、ViGdの場合、格子比が高くなるとS値が高く、L値は広くなった. しかし、検出器への到達線量の指標であるExposure Index(以下,EI)は、同じ値を示した(Fig.10). 一方で、IGの場合、NoGrid、IG、GdそれぞれS値G値が異なり、NoGridとIGは検出器への到達 線量は同じであるにもかかわらず、EIも変化していた(Fig.11).



 Fig.11
 IGにおけるS値, G値, El値の変化

 S値は, NoGd,IG,Gdの順で高く, L値はNoGd,IG,Gdの順で狭くなった.
 なお,検出器への到達線量は同じでも, NoGdとIGのEI値は異なった.

ViGdの格子比が高くなるほどS値も高く、L値は広くなった. S値は、画像の仕上がりを判断するのに役立つ指標であった. なお、検出器への到達線量は同じなのでEI(683)は同じであった.

また,Gd の有無によって検出器への到達線量がどの様に変化するかを胸部人体ファントム画 像で比較した(Fig.12).最大で6倍以上の線量差が確認できた.Gd を使用していないのに使っ ている条件で撮影することで,想像していない「黒つぶれ」が発生するなどの問題点も明らか になった.過線量による画素値の飽和が発生することで,画像情報は失われるため画像処理を 駆使しても情報を復元することは不可能である(Fig.13).過剰な被ばくを与えた上に再撮影を しなければならない最悪の事態を招く可能性があることにくれぐれも注意が必要である.



Fig.12 検出器到達線量の比較 GdとViGdでは,検出器への到達線量が大きく異なった. NoGd (ViGd)は,最大でGdの6倍以上\*の線量差があった.





### 最後に

今後は,胸腹部の体幹のみならず,四肢を含めた骨格へも適用の範囲が広がっている.そこで, Gd 比の選択や体厚に応じた撮影条件の設定など臨床での使用における問題点には細心の注意が 必要であり,会場の皆さまと情報を共有できたらと考える.

#### 【参考文献】

1) 西端 豊,小田直之,柳田 智,他. ワイヤレスタイプ可搬型 FPD の技術的諸問題,日放技学誌 73(2), pp. 135-150, 2017

2) 滝川 厚. 散乱 X 線が X 線画像に及ぼす影響. 人間と科学 県立広島大学保健福祉学部誌 14(1), pp. 23-35, 2014

3)加藤秀樹. ディジタル X 線画像の後処理による散乱線成分除去法. 日放技学誌 62(9): 1359-1368,2006

# Virtual Grid 技術について

富士フイルムメディカル株式会社 網本 直也

### 【はじめに】

X線検査において、散乱X線は画像コントラストを低下させる要因の一つである。そのため、X線検査では、 散乱X線によるコントラスト低下を抑制するために散乱線抑制用グリッド(以下、グリッド)が使用される。 Virtual Grid技術は、画像解析により散乱線成分を推定し画像から抑制することで、グリッドと同様に画像 コントラストを改善し、さらに散乱線に起因して画像に生じるノイズ成分を抑制することで粒状性を改善す る画像処理技術である。本稿では、Virtual Gridの基本原理とその効果について解説する。

### 【Virtual Grid 技術】

### 1. 背景と狙い

ポータブル撮影では、ベッドの沈み込み等の影響でX線がグリッドに対して斜めに入射し、図1(a)のよう に、グリッド陰影による濃度のムラが画像上に生じることがある。そのため、施設によっては図1(b)に示す ような散乱線による画質低下を許容し、グリッドを使わずに撮影する場合がある。図1(b)の画像にVirtual Grid技術を適用した結果が図1(c)である。このように、Virtual Grid技術は、グリッドを使わずに撮影し た画像のコントラストを改善する効果がある。



(a)斜入による濃度ムラ



(c)Virtual Grid技術

### 2. 技術内容

Virtual Grid 技術は、散乱線によって引き起こされる画像のコントラスト低下と粒状性低下の両方を改善 するため、「コントラスト改善処理」と「粒状改善処理」とから構成される(図 2)。以降では、「コント ラスト改善処理」を構成する「散乱線算出処理」、「グリッド効果算出処理」そして、「粒状改善処理」に ついて解説する。



#### 2.1 散乱線算出処理

散乱線は、照射する X 線のエネルギー(線質)、被写体の厚さ、被写体の種類(骨、筋肉、脂肪)等、様々な 条件に応じて変化する。また、変化した散乱線は空間的に広がるため、散乱線発生メカニズムは更に複雑に なる。以下では、被写体の厚さの違いによる散乱線の振る舞いを例に挙げ、散乱線算出処理を説明する。図 3(a)は被写体が無く絞りを十分に小さくした場合であり、撮影された X 線画像には、ぼけが無くコントラス トの高い X 線信号が描出されている。図 3(b)は絞りを小さくし薄い被写体を撮影した場合であり、図 3(c) は厚い被写体を撮影した場合である。X 線が被写体にあたると、被写体内では X 線の吸収と同時に X 線の散 乱が発生し空間的に広がる。その結果、FPD に到達した X 線は周辺がぼけた信号として観測される。被写体 が厚くなるほど散乱線量が増え、ぼけの程度が大きくなる。図 3 の(d)と(e)は、絞りがない場合である。図 3(d)のように被写体の厚さが一様であれば、散乱による X 線の広がりがあっても、ほぼ均一な強度の X 線信 号として観測されるが、図 3(e)のように厚さが均一でなく凸構造がある場合、散乱して広がった X 線により 凸構造のコントラストが低下した信号として観測される。

上述したように、被写体の厚さに応じて散乱線の振る舞いが変化するため、対象となる被写体の厚さが分かれば散乱線量を推定することができる。被写体の厚さは、例えば図 4 に示すように、X 線源と被写体までの距離、X 線照射条件、FPD で検出された X 線量とによって推定できる。X 線照射条件と被写体までの距離から、被写体表面の X 線量(a)を推定し、観測された画像の画素値より被写体透過直後の X 線量(b)を算出できる。(a)、(b)二つの値から被写体で吸収された X 線量を算出することにより、被写体の厚さを推定できる。


#### 2.2 グリッド効果算出処理

グリッドは斜めに入射する X 線を除去する鉛箔と、X 線を透過させる中間物質とから構成される(図 5)。ま た、グリッドの特性である散乱線除去率と一次線透過率は、グリッドの格子比と中間物質の種類により決ま る。この特性により、被写体を透過した直後の X 線は、グリッドに対して垂直に入射する一次線成分と、斜 めに入射する散乱線成分とが混在している。グリッドは垂直に入射する一次線成分の一部と、斜めに入射す る散乱線成分とを除去するが、格子比によっては鉛箔に対して垂直に近い角度で入射する散乱成分を除去で きずにグリッドを透過させる。したがって、グリッドを透過し、画像にて観測される X 線量は、グリッドに 垂直に入射した一次線成分と、鉛箔で除去できなかった散乱線成分で構成される。

グリッドを使わない場合、図 6(a)のように、散乱線量が一次線量に比べて支配的となり、被写体にある凸 構造のコントラストが大幅に低下する。それに対しグリッドを使う場合、図 6(b)のように一次線量が支配的 となり凸構造のコントラスト低下が少ない。

以上より、グリッド効果を算出するためには、被写体透過直後の一次線成分と散乱線成分の情報が必要に なる。



図5. グリッドによる散乱線の除去メカニズム

図6. グリッドによる散乱線除去効果

図7にてグリッド効果算出処理の概要を説明する。前述したように、グリッド透過後のX線量は、被写体 透過直後のX線量がグリッドの散乱線除去率と一次線透過率とに応じて減弱され、画像にて観測される。被 写体透過直後のX線量は画像観測時点において未知であるが、上述した散乱線算出処理により算出できる。 また、グリッドの散乱線除去率と一次線透過率は、グリッドの種類によって決定される。グリッド効果算出 処理では、推定された被写体透過後の散乱線量と一次線量、および、グリッドの散乱線除去率と一次線透過 率とからグリッド透過後の散乱線量と一次線量とをそれぞれ算出する。つまり、被写体透過後のX線量を正 しく推定できれば、グリッド使った時と同じような画像を計算できることになる。



# 2.3 粒状改善

FPD に到達した X 線は、線や点等の構造を持つ一次線成分と、構造を持たない散乱線成分とからなる。X 線の散乱線成分は、画像中の X 線量子ノイズを増加させる。粒状改善処理では、「構造を持たないノイズ」成分を抽出し低減することにより、画像の粒状性を改善する。

粒状改善処理の概要を図8に示す。ノイズ成分を抽出するため、単純な点構造や直線構造だけでなく、十 字やT字等の複雑な線構造も認識する。そしてノイズ成分だけでなく、構造を持つ成分にもフィルタをかけ ることにより、点構造や線構造等に含まれるノイズ成分も低減する。

図 9 に胸部を撮影した臨床画像に対して粒状改善処理を適用した結果を示す。粒状改善処理を適用した図 9(c)は、適用前の図 9(a)に比べ粒状性が大幅に改善していることが分かる。また、低減したノイズ成分であ る図 9(b)には被写体の構造を視認できないことが分かる。



# 図8. 粒状改善処理で対応した構造パターン例



図 9. 粒状改善処理の効果(拡大図)

# 3. Virtual Grid 適用例

# 3.1 臨床画像への適用例

身長約 185cm、体重約 180kg の大柄体型の被写体に Virtual Grid 技術を適用した結果を図 10 に示す。図 10(b) は図 10(a) をグリッド格子比 8:1 相当にコントラスト改善した画像であり、グリッドを使って撮影した 図 10(c) と同様のコントラストの画像になっていることが分かる。



図 10. Virtual Grid技術の効果(大柄体型)

また、Virtual Grid では処理に用いるグリッド条件を変更することで、異なるグリッド比率に対応した画像を生成できる。図 11(b)は図 11(a)を格子比 3:1 相当にて、図 11(c)は格子比 10:1 相当にて処理した結果である。図 11(c)は図 11(b)に比べ、コントラストがより改善していることが分かる。



(a)グリッド未使用



(b)Virtual Grid (3:1)

図 11. グリッド格子比を変えて処理した結果



(c)Virtual Grid (10:1)

#### 3.2 CDRAD による画質評価

グリッド撮影画像と Virtual Grid 技術適用画像との画質差を、Artinis Medical Systems 社製 CDRAD 2.0 ファントムと同社アナライザソフト V2.1 を用いて自動算出し、評価した。図 12 に示すように、CDRAD ファ ントムにはアクリル上にある格子内の中心と四隅の中の一箇所に穴が開いている。それぞれの格子にある一 組の穴の大きさと深さは格子毎に異なっており、CDRAD ファントムの左下方向の格子になるにつれ、穴の大 きさが小さく浅くなる。CDRAD ファントムによる評価では、全ての格子に対して穴が開いている位置を解答 することにより画質定量指標 IQF inv を算出する。IQF inv は、コントラストや粒状性を含む総合画質を定 量化した指標であり、IQF inv が高いほど画質が良く、より小さくコントラストの低い信号が描出できてい ることを意味する。

実験条件は人体での撮影を想定し、図 13 に示すように、1cm 厚の CDRAD ファントムを 5cm ずつのアクリル で挟んだ A 条件(アクリル合計 10cm)と、10cm ずつのアクリルで挟んだ B 条件(アクリル合計 20cm)とした。 図 15 は、撮影線量と相対 IQF inv との関係である。相対 IQF inv は、A 条件では 3.6mAs、B 条件では 10mAs におけるグリッド撮影時の IQF inv が 1 となるように正規化した値である。図 14 より、グリッド未使用時の 相対 IQF inv はグリッド使用時に比べて低いことが分かり、散乱線により画質が低下していると考えられる。 しかし、Virtual Grid 技術を適用することによって、相対 IQF inv がどの撮影線量においてもグリッド使用 時よりも高い値を示していることが分かる。アクリルの厚さを変えた A、B 条件において上記を確認できるた め、少なくとも B 条件までは、Virtual Grid 技術による画質改善効果があるといえる。







図 14. 画質定量指標 IQF inv の計測結果

# 【まとめ】

本稿では、Virtual Gridの基本原理とその効果について解説した。Virtual Gridを用いることで、救命救 急において複数の部位を連続的に撮影する場合や、軸位撮影やウォーターベッドなどポジショニングの制限 を受ける検査において、画像コントラストの改善に併せ検査ワークフローの改善を期待することができる。

Virtual Grid は、胸部、腹部以外の骨撮影にも適用可能であり、様々な検査において高画質化とワークフ ロー改善に効果を発揮することを期待する。

以上

# 散乱線低減処理における 画質改善の仕組み

Image quality improvement using Canon's new Scatter Correction function

キャノンライフケアソリューションズ(株) 向笠 恭司

#### はじめに

現在、一般撮影領域のフラットパネルデテクター(以下 FPD)を供給しているいくつかのメーカから散乱線除去ソ フトがリリースされている.キヤノンでは「散乱線によるボケ(不鋭)を改善し 画像コントラストが低下することを防ぐ 処理」として 散乱線低減処理(Scatter Correction)を供給している.

しかし、物理グリッドを使用しない撮影では FPD に到達する X 線量が増えるため量子ノイズの絶対量が増加し 画像処理で散乱線を除去しコントラストを改善させても粒状性は悪くなってしまうという現象が発生する. キヤノン では散乱線低減処理後の画質を改善させるため CXDI のコントロールソフト Ver2.16 より新しいノイズ低減処理を 実装するとともに散乱線低減処理にもその技術を適応し画質向上を図った. 今回その改善点について解説する.

### 概要

物理グリットの目的は「FPD に到達する散乱線を抑制することで、診断画像のコントラスト低下(不鋭)を防ぐ」こと にある.弊社が提供する「散乱線低減処理」は、グリッドを付けずに撮影し、散乱線を多く含む撮影画像から、散 乱線を「推定」「除去」しコントラストの低下を防ぐ画像処理機能である.(図1)



図1

41

物理グリットを使用せずに撮影した画像は、被写体を透過した1次X線と散乱線が画像情報として重畳して形成 されている.1次X線と散乱線には物理的な関係があるため、この関係を予め実測してモデル化することにより散 乱線の推定が可能となる.撮影時にそのモデルを用いて撮影画像から1次X線と散乱線を分離することにより、散 乱線を推定する.この推定された「推定散乱線」を撮影画像から減算することで、診断画像のコントラストを回復す る.

 散乱線低減処理による画質上の問題点(量子ノイズの増加)
 物理グリッドを使用せずに撮影を行ない、散乱線低減処理でコントラスト改善を行う場合、物理グリッドを使用 して撮影した時(図2)と比較し、物理グリッドが無い分 FPD へ到達する線量自体が多くなる.(図3)



FPD における画像のノイズは主に「システムノイズ」と「量子ノイズ」である. 量子ノイズだけを考えた場合、 X線量子の単位面積当たりの揺らぎの確率分布がポアゾン分布に従ことから、その変動(ノイズ)は、平均量 子数ρに対して√ρとなることが知られている. そのため到達するX線が増えるグリッド無し撮影では散乱線 成分のみならず量子ノイズも増加してしまう. しかしながら、ソフトウエアによる散乱線低減処理では散乱線成 分のみ除去する. その結果、量子ノイズが多く残ってしまいグリッド有り撮影に比べ S/N が悪化するという問 題が発生する. これが散乱線低減処理画像の粒状性が悪化する原因である. (図2、3のノイズ参照)

ノイズ低減処理の性能改善(新ノイズ低減処理)
 キャノンではグリッド無し撮影における量子ノイズ増加の課題を解決するため、まずノイズ低減処理の性能を

進化させた.キャノンのノイズ低減処理の概要は(図4)の様に多重解像度分解を使用しノイズを解析しノイズ画像を周波数ごとに作成し元画像より減算し再構成している.



今回、ノイズ成分を解析するノイズ解析部の平滑化処理を「構造を保存したまま平滑化を行う」ように改善することで構造とノイズの分離性能を向上させ、従来処理よりも構造をぼかさないノイズ低減処理を実現した.

平滑化方法の改善

 従来の方法は隣接画素の加重配分を信号差に基づき決定 する.差が大きければ構造(エッジ)とみなし加重比率を下げ ることで構造をぼかさないようにした.(図5)構造を画素間の 信号差で判断するため、信号差の小さい構造はぼかされる 事となる.



② 新たな方法は、複数の判定用フィルタを用いて各画素周辺に存在する構造(平坦/細線/グラデーション等) を判定し、その判定結果に応じた平滑化を行うことで構造をぼかさずにノイズのみを平滑化することを実現した。

例えば、判定結果が細線であれば細線方向に沿って平滑化を行うことにより構造を保存する.構造を複数画素からなる形状および信号差で判断するとこにより、構造とノイズの分離性能が飛躍的に向上し、信号差の小さい構造もぼけにくくすることができた.

③ シミュレーションによる平滑化効果比較



新処理では細線エッジ を保存することで、途切 れた状態にならず細い 線が保持される(図 6)

3. 散乱線低減処理への貢献

物理グリッドに対し散乱線低減処理では量子ノイズが増え、画像品質が下がってしまう. そのため散乱線推定画像を作成する際のデータ作成時のノイズ低減処理を見直すことでより強力に量子ノイズによるザラツキを抑えることが可能となった.

### ① 新散乱線低減処理の特徴1

従来の処理(図7)は量子ノイズを多く含む撮影画像からそのまま散乱線を推定していたため、量子ノイズの 影響による散乱線の推定誤差が推定散乱線画像に重畳しザラツキの原因となっていた.





Ver2.16 より実装された最新の散乱線低減処理(図 8)では 推定散乱線画像を作成する際に、新たに追加 した「推定用ノイズ低減処理」で量子ノイズを予め減らすことで散乱線の推定誤差によるザラツキを抑制し た.

② 新散乱線低減処理の特徴2

散乱線低減処理使用時には、「ノイズ低減処理」の ON/OFF に関わらず常にノイズ低減処理が動作するようにし、グリッド無し撮影時に増加する量子ノイズ自体を抑え、画質を向上している.

4. 最新バージョン(Ver2.16)におけるノイズ低減処理と新散乱線低減処理の関係

ノイズ低減処理の種類は

- ① 推定散乱線画像の作成時に使用される「推定用ノイズ低減処理」
- ② 散乱線低減処理使用時に自動的に加算される「新ノイズ低減処理」
- ③ ノイズ低減処理を ON した場合に使用される「新ノイズ低減処理」

の3種類があり 散乱線低減処理のみを使用すると①と②が適用される.

散乱線低減処理と同時にノイズ低減処理を ON にした場合は、①と②に加え③のノイズ低減処理の「効果」 パラメータの設定値に応じたノイズの減算量を上乗せし、より強力な粒状性改善効果を発揮する. (図 9)



5. サンプル画像



従来散乱線低減処理

新散乱線低減処理

6. まとめ

散乱線低減処理は散乱線による不鋭を改善する画像処理である.この効果は物理グリッドとは違った特性を 持っているのでその両者の特性の違いを理解し使い分けることが大切と考える.キヤノンは今後もさらにソフ トウエアとハードウエアをブラッシュアップすることで、より高い画質と便利な機能をお客様に提供していきま す.

# 散乱線補正ソフト「Intelligent-Grid」について

===カミノルタ (株) ヘルスケア事業本部 伊藤 艮平

# 1 はじめに

病院でのX線撮影において、患者が撮影室まで来 ることが難しい場合、ポータブル撮影装置とDRパネ ルやコンソールを病室や手術室まで持って行き撮影 する回診撮影が広く行われている。コニカミノルタ でもポータブル撮影業務の効率化と生産性の向上を 目的とした AeroDR ポータブルソリューションとし て即時に画像確認可能な特徴を活かした機器やソフ トウェアを商品化し、臨床現場に貢献している。

一般的に、X線撮影では被写体の組成によりX線の透過率が異なることを利用し、直進してきたX線の透過量を検出信号として画像化している。一方、 直進せず内部で散乱されることで向きの変わった散乱X線は、信号成分を持たない不要な成分であり、 診断画像のコントラストを低下させる要因である。

そこで、散乱 X 線を取り除くことで画質低下を防止するために従来は散乱 X 線除去用グリッド(以下, グリッド)が使用されている。しかし、回診撮影では グリッド着脱の手間やポジショニング不良による画 質劣化が発生しやすいほか、グリッド分の重量増に よるハンドリング性の低下がデメリットとなり、放 射線技師の負担となっていた。

このような課題に対してコニカミノルタでは, グ リッド不使用の状態で撮影された画像から画像処理 により散乱 X 線成分を取り除き, グリッド使用時と 同等の画質を得るための散乱 X 線補正処理

"Intelligent-Grid"を開発した。

さらに、Intelligent-Gridでは、グリッド不使 用の画像にかぎらず、低格子比のグリッドで撮影さ れた画像に対して適用することで、より高格子比の グリッドで得られる画像と同等の画質を得る機能も 搭載されている。

# 2 グリッドを使用したこれまでの回診撮影 2.1 グリッド

X 線撮影時に使用されるグリッドは検出器すなわち DR パネルに到達する散乱 X 線を除去してコントラストを高め,高画質の画像を得るための器具であ

り、X線の吸収率が高い鉛箔と吸収率の小さい中間 材とを交互に配置した構造となっている。現在一般 的なグリッドは集束グリッドと呼ばれており、鉛箔 面の延長が決められた集束距離において一つの点に 集束するような構造をしている(Fig. 1)。

そのため撮影時のパネルと X 線装置の管球との位 置関係が重要であり,正しいアライメントの時に最 も散乱 X 線を除去する効果が発揮出来るように設計 されている。

また, 鉛箔の間隔を1とした時の鉛箔の高さとの 比を格子比と呼ぶ。格子比はグリッドの散乱 X 線除 去効果を表す目安の一つであり,格子比が低いグリ ッドは散乱 X 線の除去効果が低いが,その分ポジシ ョニング不良による画質劣化のリスクも低くなる。



Fig. 1 Cross section of X-ray focusing grid. Although the primary X-rays are transmitted through the object and reach the DR panel, scattered X-rays are removed by the grid.

#### 2.2 グリッドのデメリット

X 線室で撮影される一般撮影と異なり,回診撮影 ではベッド上で臥位のまま撮影することが多くポジ ショニングが容易ではない。患者のポジショニング が正しくない状態であると,散乱 X 線を上手く取り 除けなかったり,パネル面内の位置によって画像に 濃度ムラが生じたりするといった問題が発生する (Fig. 2)。特に胸部撮影の場合,肺野の左右で濃度 差が発生すると誤診に繋がる危険性があり,胸部回 診撮影時はグリッドの使用を見合わせたり,格子比 が低いグリッドを使用したりする場合もある。

そのほかにも、デメリットとしてパネルにグリッドを取り付ける手間や、グリッドの重量が加わることによるハンドリング性の低下、散乱 X 線だけでなく僅かながら直接 X 線も取り除いてしまうことなどが挙げられている。



Uneven density image

Regular image

Fig. 2 Chest phantom images with a misaligned grid (left radiograph) and with no grid (right radiograph). In the left radiograph, the lung seen on the right side of the image has uneven density and is white-tinged due to grid misalignment.

# 3 散乱 X線補正アルゴリズム

#### 3.1 処理の概要

Intelligent-Gridの処理フローは、画像のコント ラストを改善する部分と散乱 X 線成分に起因するノ イズを低減する部分とに分かれている(Fig. 3)。

画像コントラスト改善部分では撮影機会の多い胸 部,腹部を対象として画像から自動的に除去する散 乱線量を求めるアルゴリズムを開発した。被写体厚 を推定し,被写体厚に応じた散乱 X 線含有率を計算 し,元画像から散乱 X 線相当の信号量を取り除く。 このことにより被写体厚が変化しても安定的に散乱 線を推定出来るようになった。そして次のプロセス として,散乱 X 線成分に起因するノイズを低減し粒 状性を改善するためにノイズ低減処理を行う。



Fig. 3 Intelligent Grid's scattered X-ray correction algorithm, consisting of two processes: a contrast improvement process and a noise reduction process.

# 3.2 画像コントラスト改善処理

画像コントラスト改善処理部分では元画像の画素 毎に散乱 X 線成分の量を推定し、元画像から取り除 く処理を行っている。散乱 X 線の割合は患者の体厚 が厚いほど多くなるため、まず初めに被写体厚の推 定を行う。

被写体厚の推定は画像認識およびヒストグラム解 析により行っている。画像全体から照射野外,直接 線領域、金属片など人体領域外を画像認識により除 外する。次に人体領域のみのヒストグラムから部位 ごとに基準となる複数の信号値を出しこの信号値を 元に体厚を計算する。体格が大きく,散乱線が多け れば画像のコントラストは下がるのでヒストグラム から求めた基準の信号値同士の幅は小さくなり,逆 に散乱線が少なければコントラストは上がるため信 号幅が大きくなる。このような考えのもとで画像ヒ ストグラムより体厚を推定している(Fig. 4)。



:reference signal



画素毎に体厚を求めた後,部位毎,グリッドの有 無によって予め作成しておいた体厚と散乱 X 線含有 率のデータベースを使用して画像中の散乱 X 線成分 を推定し,散乱 X 線画像を作成する(Fig. 5)。注目 画素の散乱 X 線含有率は周囲の様々な構造物から発 生する散乱 X 線の影響を受けているため,同じ体厚 でも場所によって散乱線含有率が異なっている。本 処理では当該画素とその周囲の画素の体厚分布を元 に周囲の体厚が厚ければ散乱線含有率を増加させ, 薄ければ散乱線含有率を低下させることで推定精度 を向上させている。最後に元画像から推定した散乱 X 線相当の信号量を取り除くことで画像のコントラ ストを改善する。



Scattered X-ray image

Fig. 5 Deriving a scattered X-ray image from an original image so as to improve image contrast. Scattered X-ray components of the image are estimated by applying a table of scattered X-ray ratios to object thickness, which is estimated from a histogram of the original image.

# 3.3 ノイズ低減処理

散乱 X 線成分を取り除いた画像に対し,次にノイズ低減処理を行う。グリッドは散乱 X 線成分とそれに起因するノイズ成分を低減させる効果を持つが, 先のコントラスト改善処理では散乱 X 線の低周波成分を除いただけで,ノイズ成分は残存しており,粒状が悪化している。このためグリッド使用時と画像の粒状性を揃えるためにノイズ低減処理が必要となる(Fig. 6)。



Fig. 6 Noise levels of images with and without a grid. The noise component can not be removed even by removing scattered X-rays during the contrast improvement process.

画像中から除去すべきノイズの大きさは除去した 散乱 X 線の量によって決まる。そこで除去した散乱 X 線の量に応じてノイズ低減レベルを変えられるノ イズ低減処理を新たに開発した。これによって粒状 性を改善し視認性の高い画像を得られるようになっ た(Fig. 7)。





Before noise reduction

After noise reduction

Fig. 7 Clinical images of a pelvis before and after

application of a newly developed noise reduction process.

### 3.4 処理画像の結果

Intelligent-Gridはこれらの処理によって構成さ れており,一例として東海大学医学部附属病院にお ける臨床画像評価<sup>1)</sup>に使用した画像を掲載する(Fig. 8, Fig. 9)。

これらの画像はグリッドの有無と撮影日時以外, 同じ条件で撮影されており,グリッド不使用の画像 (a)に Intelligent-Grid を適用した画像(b)を,グリ ッド使用画像(c)と比較したものである。

Intelligent-Gridを使用した画像(b)は元画像(a) と比較してコントラストが改善しており、臨床でも 使用可能なレベルとの評価を得ている。





Fig. 8 Chest images: (a) with neither an X-ray grid nor Intelligent Grid, (b) with only Intelligent Grid, and (c) with only a 6:1 grid ratio X-ray grid. The contrast in chest image (b), with Intelligent Grid, is clearly improved over the original chest image (a).



Fig. 9 Abdomen images: (a) with neither an X-ray grid nor Intelligent Grid, (b) with only Intelligent Grid, and (c) with only a 6:1 grid ratio X-ray grid. The contrast in abdomen image (b), with only Intelligent Grid, is clearly improved over the original abdomen image (a).

# 4. 対象部位拡張

当初, Intelligent-Gridでは胸部,腹部のみを対象としていたが,使用機会の増加に伴いより多くの部位でも使いたいとの要望を受け,バージョンアップにより対応部位も椎体,股関節,肩関節,頭部と拡張を行った。

以下の画像は腰椎側面, 肩関節軸位, 骨盤斜位の 画像である (Fig. 10, 11, 12)。それぞれグリッド不使 用画像 (a) とグリッド不使用画像に Intelligent-Grid を適用した画像 (b) である。



Fig. 10 lumbar spine images: (a) with neither an Xray grid nor Intelligent Grid and (b) with only Intelligent Grid



Fig. 11 sholder joint images: (a) with neither an Xray grid nor Intelligent Grid and (b) with only Intelligent Grid



Fig. 12 pelvis images: (a) with neither an X-ray grid nor Intelligent Grid and (b) with only Intelligent Grid

これらの部位についてもすでに多くの臨床の現場 で用いられており、いずれの画像でもグリッド不使 用時と比較してコントラストを大きく改善出来てい ることが分かる。

### 5 まとめ

回診での撮影を容易にする散乱 X 線補正処理 "Intelligent-Grid"を開発した。本機能を適用する ことでグリッドを使用せずとも画像のコントラスト を改善し、高画質な画像の取得を可能とした。この 結果、煩雑な作業とグリッド使用時のデメリットか ら解放されることで作業効率は大幅に改善され、ま た患者にとっても負担の少ないスムーズな撮影を実 現することができた。

コニカミノルタでは今後も臨床現場の生産性向上 に貢献出来る魅力的な製品を開発して行く所存であ る。

#### ●参考文献

1) 鹿股 修 ワイヤレス型 FPD における散乱線補正 処理の視覚評価-臨床画像評価- 第71回日本放射線 技術学会総会学術大会

# グリッドレス撮影機構 'SkyFlow Plus' について

株式会社 フィリップス・ジャパン 藤岡 泰祐

#### **Oはじめに**

フィリップス社 Diagnostic X-ray 部門はドイツ ハンブルクのレントゲン通りに面した場所に開発・ 製造拠点を有し、約 120 年の歴史をもつ。

2000年にはフラットパネルディテクタを搭載したフルディジタルー般撮影装置を日本において上市し、 近年では散乱線除去グリッドに変わる新たなツールとしてグリッドが有する散乱線による画像コントラ スト改善効果をもたらしながらもグリッド使用下におけるデメリットを改善すべく、胸部対応型グリッ ドレス撮影機構 SkyFlow を開発、後に全身対応型グリッドレス撮影機構として SkyFlow Plus を開発し た。

本稿では全身対応型グリッドレス撮影機構 SkyFlow Plus の有用性について述べる。

#### Oグリッドレス撮影機構 'SkyFlow Plus'

他の放射線診断機器と同様、一般 X 線撮影においても照射された X 線は空中及び被写体を透過、吸収 されるのに併せて検出器に到達するまでの間に散乱をも引き起こす。この散乱線は本来直接線がもたら すべき画像コントラストに比べ、コントラスト低下を招き、最適な画質とならないケースが懸念され る。

このため、様々な撮影法において散乱線除去グリッドが用いられ、画像コントラスト改善を図る。一方 で散乱線除去グリッドはX線量の増加を代償として併せ持つ。さらにこのグリッドはX線束とのアライ メントが確保されている状態を理想としているため、指向性をもって設計されている。

これより、X線束とグリッドのアライメントの整合性が保たれている場合は高い画像コントラスト改善効果をもたらすが、X線束とグリッドのアライメントの不整合が生ずる場合にはむしろ、画像コントラストに悪影響を及ぼす(Fig.1)。



(Fig.1:X線束と散乱線除去グリッドのアライメント)

特に病室等でのポータブル撮影においては X 線束とのアライメント調整は容易でないケースが多い上、 グリッド自体の重量などから携帯時やポジショニング時のワークフローに優れるとは言いがたく、場合 によっては落下破損のリスクも伴う。

そこでフィリップスではグリッドレス撮影機構 SkyFlow Plus を開発し、散乱線除去グリッドと同等の 画像コントラストをもたらしながらも X 線撮影時のワークフローの改善を図った(Fig. 2)。



(Fig.2:グリッドレス撮影機構による画像比較)

このアルゴリズムはワークフロー改善だけでなく、事前のX線撮影条件の入力が全く必要なく、1クリックで使用可能であり操作性にも優れる上、あらゆる部位、撮影において応用できる特長をもつ(Fig.3)。



(Fig.3: SkyFlow Plus のオペレータコンソール。チェックボックスをクリックするだけでグリッドレス撮影機構が使用できる。)

SkyFlow Plus は、被写体毎に最適化された画像をもたらすための物理モデルとモンテカルロシミュレーションに基づく散乱線の推定及びその推定画像による Partial Subtraction を施すことで散乱線による影響を補正する。コントラスト強調度は被写体毎に自動調整され、常にグリッドを使用下の画像とほぼ同等の高コントラストな画質が得られるアルゴリズムである。 アルゴリズムの概要 1)は次のとおりである(Fig. 4)。

#### プロセス1:散乱線の推定

まず、モンテカルロシミュレーションによる散乱線の推定を行う。この際、体型の異なる様々な被写体の散乱線推定には長時間のシミュレーションが必要となるが、SkyFlow Plus では予め、様々な被写体における散乱線の影響を推定した'Scatter Kernel'を搭載しており、シミュレーション時間の大幅な短縮が可能となっている。また、散乱線の画像への影響は概ね低周波成分であることから、散乱線の推定は元画像に比べ、低解像度な状態で行うことができるのも演算時間の短縮に繋がる。このプロセスにより、散乱線推定画像が作成される。

#### プロセス2: 散乱線除去

プロセス1で得られた散乱線推定画像を元画像より差分することで散乱線のない画像を得ることがで きるが、従来の散乱線除去グリッドによる撮影では全ての散乱線を除去できるのではなく、一部の散乱 線除去に限られるのが現状である。すなわち、グリッドは本来あるべきコントラストを得ることはでき ないといえる。そこで SkyFlow Plus では IEC 規格 60627 で定義されたグリッドのコントラスト復元能 に基づき、従来のグリッドによるコントラストを模倣するためのキャリブレーションが施された上で差 分処理が行われる。尚、散乱線推定画像は低解像度状態となっているため、差分処理前にアップサンプ リングが施されるため、解像度の低下はもたらさない。尚、SkyFlow Plus 処理後の画像に対しては、通 常取得される画像と同様、フィリップスのマルチ周波数処理アルゴリズムである UNIQUE による画像処 理が行われる。



(Fig. 4: SkyFlow アルゴリズムフローチャート)

上記のプロセスにより SkyFlow Plus Image を取得することができるが、勿論、従来同様に臨床的価値のある画質でなければならない。これについては胸部ファントム(Lungman:京都科学社製)及び様々な体格を模倣するための Chest Plate を1~2枚追加して実施された実験によると本アルゴリズムによるコントラスト改善能はファントムの肺領域、心臓領域、腹部領域において散乱線除去グリッドと

同等とする結果が示されており、グリッドを使用せずとも全身対応型グリッドレス撮影機構として臨床 的価値のある画質を提供することができるといえる。また、肺領域に比べ、被写体厚の厚くなる心臓領 域、腹部領域においてこのコントラスト改善能が高くなる結果が得られた(Fig.5)。



(Fig.5:グリッドレス撮影機構とグリッドにおけるコントラスト改善の比較)

これは散乱線含有率の高い領域ほどその効果が高いことを示しており、如何に被写体毎に最適化された アルゴリズムであるかを証明しているものといえる。

# 〇臨床的ベネフィット

グリッドレス撮影機構にはグリッドと同等の画質の取得やグリッド不要がもたらすワークフローの改善だけでなく、X線量の低減が期待される。

これについては Poetter-Lang S らが行った SkyFlow とグリッドによる従来の画像処理を比較した読影 試験 1), 2)によると胸部 X 線撮影において、SkyFlow 使用したことによる画像ノイズの発生は見られ ず、診断に適切な画質という観点から SkyFlow は 1.6 倍の X 線量で撮影されたグリッド使用下画質に匹 敵したとされる (Fig. 6)。



(Fig. 6)各撮影における胸部画像の比較

その他、Bernhard Renger らによる胸部ファントム(Lungman:京都科学社製)を使用したベッドサイド での縦隔内留置カテーテルの視認性検討3)によるとSkyFlowに比べ、散乱線除去グリッド使用下では Exposure Index(EI値)を同一にするには約2倍のX線量が必要であり、同一EI値での画質比較とし てSkyFlowはグリッドなしで取得した縦隔内カテーテルの視認性を大幅に改善し、画質はアライメント の整合性が取れたグリッド使用下と比べ完全には一致しないものの50%の線量低減をもたらすことより ベッドサイドでの撮影における散乱補正アルゴリズムの使用を提唱するとされている。

これら研究結果を踏まえ、SkyFlowによるグリッドレス撮影はグリッド使用による X 線量の増加を抑制する可能性を示唆しているものと考えられる。

#### 〇最後に

フィリップスの SkyFlow Plus は、グリッド不使用がもたらすワークフローの改善及びグリッド使用 下と同等の画質の取得を可能としたアルゴリズムである。このアルゴリズムは、散乱線の推定に対する モンテカルロシミュレーションとキャリブレーション補正に基づく Subtraction 処理により、従来の操 作性を変更することなく、グリッド使用時と同等の画像コントラストを得ることができ、幅広い体格や あらゆる撮影部位に対しグリッドを使用した画像と同等の画質を一貫して提供することにより、ワーク フローの効率化を支援するものである。

### 〇参考文献

1) Detlef Mentrup, et al : Grid-like contrast enhancement for bedside chest radiographs acquired without anti-scatter grid

Philips SkyFlow. <u>https://www.usa.philips.com/c-</u> <u>dam/b2bhc/master/Specialties/radiology/skyflow/Philips\_SkyFlow\_White\_Paper\_20132911.pdf</u>

2) Poetter-Lang S, Prosch H, Kienzl D, Fueger B, WeberM, Schaefer-Prokop CM, Uffmann M. Impact of Digital Scatter Correction on the Image Quality of Bedside Chest Radiographs. Scientific Presentation on RSNA 2013 (EventSSJ06-03).

3) Bernhard Renger, et al : EVALUATION OF DOSE REDUCTION POTENTIALS OF A NOVEL SCATTER CORRECTION SOFTWARE FOR BEDSIDE CHEST X-RAY IMAGING. Radiation Protection Dosimetry, Volume 169, Issue 1-4, 1 June 2016, Pages 60-67,

# 第38回医用画像処理プログラミングセミナーを受講して

近畿大学医学部堺病院放射線部 北口 茂聖

2017年9月23、24日の2日間、大阪の島津製作所関西支社マルチホールにて開催された第38回医用 画像処理プログラミングセミナーに参加させていただきました。

私がこのセミナーに参加した理由は、自身の研究で画像の評価を行う際、今まで表計算ソフトに1つ ずつ入力し計算させていたのですが、サンプル数が多くなるとこれがすごく大変でした。そこで、プロ グラミングの勉強をしたいなと考えていたところ、ちょうど地元の大阪でこのセミナーが開催されるこ とを知り、絶好の機会であると考え受講しました。

このセミナーは事前に、e ラーニングにて「プログラミングの超初級の入門編」を受講しセミナーに参加するという他のセミナーとは少し違ったユニークなセミナーです。受講前はプログラミングについて ほとんど知識がなかったため、"超初級の入門"であるはずの e ラーニングの講義でさえ、何度も見直し、 演習を行いました。

今回は参加者が少数であったため、当初、予定されていた内容から変更され、2~3名の小グループに 分かれてセミナーを進めていく形になりました。しかも、1つのグループに対し1人の講師の先生が付い て指導していただくというほぼ個別指導に近いものでした。また、課題も事前に、白石先生と今回のセ ミナーでどのようなことがやりたいかを入念に打ち合わせし、各自それぞれの課題を決めました。私は 現在、金属アーチファクトの物理的評価法について研究をしているのですが、これを視覚的な側面から も評価できるように、アーチファクトをカラーマップ表示させるプログラムの作成を課題としました。

1日目の午前中には、ほぼ基礎演習を含めた講義が終わり、午後からは4つのグループに分かれ、各自 の課題を行いました。私は田中先生の指導のもと、全体の枠組みとなるプログラムの作成を行いました。 2日目はカラーマップの肝となる色付けや重ね合わせなど詳細な部分のコードの作成を白石先生に指導 していただきました。また、プログラムを作成していく中で、事前の打ち合わせでは話をしていなかっ た処理を追加したという希望に対しても、その場でサンプルコードを作成してくださり、白石先生の知 識の深さには驚きました。2人の先生の適切な指導のおかげでなんとか時間内に完成し、成果発表を行う ことができました。

この2日間は自分の知識がないがため、周りから遅れないように必死で大変でしたが、講師の先生方 に丁寧に教えていただき有意義な時間となりました。また、独学では敷居が高く感じられていたプログ ラミングも、経験豊富な先生方のおかげで少し身近なものに感じられるようになりました。今後はこの セミナーで作成したプログラムを自分の研究に合わせてアレンジできるようにさらに勉強していきたい と思います。

最後になりましたが、今回のセミナーを企画、開催していただきました日本放射線技術学会画像部会 ならびに近畿支部の皆様に心より感謝申し上げます。

57

# 医用画像処理プログラミングセミナーに参加して

大阪大学医学部附属病院医療技術部診療放射線技師 土谷崇史

2017年9月23日(土)、24日(日)の2日間にわたり、開催された医用画像処理プログラミングセミナーに参加しましたので報告いたします。

私は大学在学中に C プログラミングによる解析を用いた研究を行っていましたが、就職後におこなっ た研究に対して生かすことができず、プログラミングから離れていました。本セミナーでは C プログラ ミングの基礎から、最終的にはそれぞれの研究に生かせるようなプログラム作成が出来るということで、 今後の研究にぜひ生かしたいと思い参加させていただきました。

本セミナーを受講するにあたり、事前に画像部会 HP の e ラーニングの受講を行いました。内容とし ては STEP1~10 の講座で、提示されたソースプログラミングを入力し、実際にプログラムを動かしてみ ることで、個々の機能について学ぶというものでした。講師の先生が自ら動画を通し丁寧に解説をして講 座を行ってくだるため、しっかりプログラミングの基礎を身に着け、セミナーに臨むことが出来ました。

セミナーは初日の午前中にeラーニングで行ったプログラミングについての解説、画像処理の講義、午 後からはそれぞれの研究テーマに沿ってのプログラミング作成という流れでした。私は課題として CT 撮 影におけるダークバンドアーチファクトの評価に使用できるようなプログラムの作成をあげ、セミナー 中に CT 画像のアーチファクト部の ROI を設定し pixel 値を求めるというプログラムを作成しました。 講師の先生方がマンツーマン形式で丁寧に教えてくだるため、とても分かりやすく、しっかりと技術を習 得することが出来ました。今回組んだプログラムの他にも、自動でフィルタ処理を行い各画像のパラメー タ比較をできないかなど、アイディアが次々と出てきて、今後自分でまたプログラムを組み、活用したい と思いました。

本セミナーは事前の e ラーニング、当日の 4 人の講師の先生方からの指導を通して、プログラミング の基礎や技術取得はもちろんですが、プログラミングの楽しさも学ぶことが出来ました。プログラミング を使用することで作業の効率化や、自分が行いたい画像処理等を実現できるということで、今後の研究で ぜひとも生かしていけたらと思います。

最後になりますが、このようなセミナーの機会を設けていただき、指導していただいた講師の先生方に 感謝申し上げます。 入門講座

# 空間フィルタの基礎

北里大学メディカルセンター 今花 仁人

入力データから有益な情報を抽出したり,不要な情報を除去したりする処理をフィルタ処理という.ディジ タルデータにおけるディジタルフィルタは,アナログデータに対するアナログフィルタに比べて自由度が 高く様々な処理が行える.

ディジタルフィルタは大別すると,画像の空間と同じ空間上でフィルタ処理を行う空間フィルタと画像を フーリエ変換して,周波数領域でフィルタ処理を行う空間周波数フィルタがある. ここでは様々な空間フィルタについてその特性を述べる.

#### 1. 線形フィルタと非線形フィルタ

空間フィルタは線形フィルタと非線形フィルタに大別される.以下にその要点を述べる.

#### 1.1線形フィルタ

空間フィルタは入力画素の周辺の画素値を考慮に入れて出力画素の値を決定する方法である. 空間フィルタは線形フィルタと非線形フィルタに分けられる.線形フィルタは,近傍画素と重み行列の積和 で計算されるフィルタである.



図1 線形フィルタの概略. f:入力画像,g:出力画像,w:重み行列

積和計算は,例えばある入力画像 f の画素位置(i, j)とその近傍画素,

$$\left\{ \begin{array}{ccc} \left(i-i,j-1\right) & \left(i,j-1\right) & \left(i+1,j-1\right) \\ \left(i-1,j\right) & \left(i,j\right) & \left(i+1,j\right) \\ \left(i-1,i+1\right) & \left(i,j+1\right) & \left(i+1,j+1\right) \end{array} \right\}$$

に対して,それぞれ重み

$$\begin{array}{cccc} w_{-1,-1} & w_{0,-1} & w_{+1,-1} \\ w_{-1,0} & w_{0,0} & w_{+1,0} \\ w_{-1,+1} & w_{0,+1} & w_{+1,+1} \end{array}$$

を掛け合わせて足し合わせる.

$$g[i,j] = \sum_{k,l \in \{-1,0,1\}} f[i+k,j+l] \times W_{k,l}$$
(1.1)

こうして得られた値を出力画像gの画素位置(i, j)の画素値とする.

ここで用いられる重み(係数行列)をカーネル,または重み行列といい,カーネルと画像との積和演算を畳 み込みまたはコンボリューション(convolution)と呼ぶ.

線形フィルタは画像の平滑化やエッジ検出など様々な用途で用いられる.

通常,線形フィルタのカーネルは,各要素の和が1となるように重みが選択される.例えば3×3の大きさの カーネルによる平均値フィルタでは,カーネルの各要素を1/9とする.

#### 1.2 非線形フィルタ

線形フィルタと同様に注目画素の近傍画素を考慮に入れるものの,線形フィルタとは異なりカーネルとの 積和演算では求められないタイプのフィルタを非線形フィルタと呼ぶ.

代表的なものとしては平滑化処理を行う中央値フィルタなどがある.そのほかとしては最小値フィルタ,最 大値フィルタなどがある.最大値フィルタと最小値フィルタは複雑な画像に適用するとブロック状のパタ ーンが生じるが,シンプルな画像や2値画像に適用すると,ノイズ除去効果や形状変換に近い効果もたらす ことがある.

#### 2. 平滑化

平滑化フィルタは,画像からノイズを取り除き,画像を滑らかにする効果がある.ノイズの除去はエッジ抽 出や特徴抽出といったあらゆる画像処理の前処理となる重要な処理である.代表的な平滑化フィルタには, 平均値フィルタ,ガウシアンフィルタ,中央値フィルタがある.このうち平均値フィルタとガウシアンフィ ルタは線形フィルタで,中央値フィルタは非線形フィルタである.

### 2.1 平均値フィルタ

線形フィルタにおいて重みを

$$\mathbf{w} = \left( \begin{array}{ccc} 1/9 & 1/9 & 1/9 \\ 1/9 & 1/9 & 1/9 \\ 1/9 & 1/9 & 1/9 \end{array} \right)$$

とすることで,注目画素と近傍8画素の平均が計算される.これを平均値フィルタと呼ぶ. 5×5などフィルタサイズを大きくすることでより平滑な画像が得られる.

#### 2.2 ガウシアンフィルタ

平均値フィルタではディジタル値の変化の大きな領域が平滑化され,輪郭などはボケやすい.これに対し て,ガウシアンフィルタはウィンドウ内の中央に重みをおき,周辺に近づくにつれ重みを小さくしていくこ とで平均値フィルタほどはボケずにノイズを低減させることが可能である. ガウシアンフィルタの重み係数には以下の式を用いる.

$$w(x,y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} exp\left(-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}\right) / w_{sum} \qquad (w_{sum} = \sum_{x,y} w(x,y)) \qquad (2.1)$$

σ で分布の広がりを指定することができ,ボケ具合を調節できる.



図2 ガウシアンフィルタ

# 2.3 中央値フィルタ

中央値フィルタは近傍画素の要素を並び替え,中央値を探索する非線形フィルタである.

中央値フィルタは外れ値に強く,平均値フィルタほどボケないという特性がある.そのため画像におけるピ クセル欠損などで生じるゴマ塩ノイズを除去するのに適している.

画像中のノイズに対する中央値フィルタの効果を示したのが図3である.ボケを抑制しつつゴマ塩ノイズ が劇的に低減されているのが分かる.



元画像



処理後

#### 図3 中央値フィルタを施した結果

# 3. エッジ検出フィルタ

空間フィルタは画像からエッジを検出するためにも用いられる.エッジは画像認識において基本となる特徴であり,抽出のためのアルゴリズムも多数考案されている.その中でも代表的なエッジ抽出フィルタを紹介する.

# 3.1 プリューウィットフィルタ

エッジは画像におけるディジタル値が急激に変化する部分であると考えられるので,隣り合うピクセル間 のディジタル値の変化量,つまり差分を検出すればよいことになる.これは,連続的に変化する関数におけ る1次微分を求めることに相当するため微分フィルタとも呼ばれる.微分フィルタは次のように表される.

	0	0	0	(	0	1	0)
$\partial_{x} =  $	1	0	-1	$\partial_{v} =$	0	0	0
	0	0	0	, (	0	-1	0)

ただし、このフィルタはエッジだけでなくノイズも強調されるという欠点がある.

そこで,ノイズ対策のために,微分と平滑化を組み合わせたフィルタが用いられることが多い.プリューウ ィットフィルタはその1つであり,以下のような線形フィルタで水平方向と垂直方向のエッジを検出する.

	1	0	<b>_1</b>	(	1	1	1)
$\partial_{x} =$	1	0	-1	$\partial_{y} =$	0	0	0
	1	0	-1 )	, (	-1	-1	-1 )

#### 3.2 ソーベルフィルタ

ソーベルフィルタはプリューウィットフィルタに似ているが,平滑化の部分に単純平均ではなくガウシア ンフィルタを用いる点が異なる.

	1	0	1)	(	_1	-2	-1)
$\partial_{x} =$	-2	0	2	$\partial_{\mathbf{v}} =$	0	0	0
	1	0	1 )	, (	1	2	1 )

### 3.3 ゼロ交差法

エッジを求めるもう一つの方法は,画像の2階微分の値がゼロとなる点を求めることである.この方法はその原理からゼロ交差法と呼ばれる.画像のフィルタにおいては2階微分を次のラプラシアンフィルタ▽<sup>2</sup> で近似することが多い.汎用される4近傍と8近傍のフィルタを示す.

	0	1	0		1	1	1
$\nabla^2 =$	1	_4	1		1	-8	1
	0	1	0 )	または	1	1	1 )

ただし,2 階微分はノイズの影響を受けやすいのであらかじめガウシアンフィルタによって平滑化した画 像に対して後述のラプラシアンフィルタをかける.

#### 3.4 キャニー法

さらに進んだエッジ検出法としてキャニー法がある.キャニー法では,画像にガウシアンフィルタをかけて ノイズを低減したのち各方向の微分を求め,さらに非最大抑制という基準を用いてエッジと関係ない画素 を取り除くことでエッジを求める.

#### 4. 鮮鋭化フィルタ

画像のエッジを強調する処理を鮮鋭化処理と呼ぶ.鮮鋭化にはいくつかの方法があるが,ここではラプラシ アンフィルタを用いる方法について説明する.

### 4.1 ラプラシアンフィルタ

画像を鮮鋭化する1つの方法は、ディジタル値の変化を強調することである.言い換えると、ディジタル値 が変化する部分の谷を深くし、山を高くすることである.これは元画像の2階微分と元画像を足し合わせる ことによって実現する.前述の通り、画像の2階微分はラプラシアンフィルタによって求める. ラプラシアンフィルタによる画像の強調は以下の式で表される.

$$\mathbf{g}(\mathbf{x},\mathbf{y}) = \mathbf{f}(\mathbf{x},\mathbf{y}) + \mathbf{c} \left[ \nabla^2 \mathbf{f}(\mathbf{x},\mathbf{y}) \right]$$
(4.1)

ここで,c は鮮鋭化の度合いを決定する.c の符号は,フィルタの中央が正の場合は正で,負の場合は負とする.

実際にラプラシアンフィルタを用いて画像の鮮鋭化を行った例を図5に示す.鮮鋭化によって元画像より エッジの強調された画像が得られている.ただし,ラプラシアンフィルタは,エッジだけでなくノイズも強 調されるという欠点がある.そのため画像によっては,あらかじめガウシアンフィルタなどで平滑化してか ら鮮鋭化を行うなどの対策が必要となる.



元画像

c=0.5

c=0.8

c=1.0

図4 ラプラシアンフィルタを施した結果

# 5. 特殊なノイズ除去フィルタ

前述の平滑化フィルタはすべての画素を平等に平滑化する.そのためノイズの混入した画素以外も平滑化 されてしまい,エッジがボケるなどの弊害が生じる.このような問題を解決するために局所的に平滑化を行 うフィルタが考案されている.

#### 5.1 バイラテラルフィルタ

バイラテラルフィルタはエッジを保存したままノイズを平滑化するため,注目画素からの距離による重 み付けに加え、注目画素と周辺画素の差に応じてガウス分布による重み付けを行う. つまり、バイラテラ ルフィルタは画像のディジタル値の分布に適応したフィルタとなる.入力画像を f(i,j),注目画素を f(0,0)とするとバイラテラルフィルタは以下の式で表される.

$$h(x,y) = K \exp(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma_1^2}) \exp\left(\frac{\left(f(x,y) - f(0,0)\right)^2}{2\sigma_2^2}\right)$$
(5.1)

ここで σ<sub>1</sub>, σ<sub>2</sub>は空間方向及び画素値方向の重みを表し,Kは正規化ファクタである.図5にノイズ画像 に対してバイラテラルフィルタを適用した結果を示す.通常のガウシアンフィルタによる平滑化に比べ エッジを保存したままノイズが除去されていることがわかる.



元画像

バイラテラルフィルタ

### 図5 バイラテラルフィルタを施した結果

#### 5.2 非等方性拡散フィルタ

エッジを保存したまま平滑化を行う手法として,バイラテラルフィルタの他に非等方性拡散フィルタがあ る.

これは不均一に熱をもった金属板を放置すると次第に熱が周囲に拡がっていき,やがて金属板全体の温度 が一定になるといったような熱や空間中の物質濃度などの時間による変化を定式化した拡散方程式を画 像に応用したものである.拡散方程式は以下の偏微分方程式で与えられる.

$$\frac{\partial \mathbf{I}}{\partial \mathbf{t}} = -\Delta \mathbf{I} \tag{5.2}$$

つまり,上記の式において熱や空間中の物質濃度Iをそれぞれの画素のディジタル値として捉え,拡散方程 式の拡散係数を設定することにより,特定箇所にのみスムージングが起こるようにコントロールすること が可能となる. Perona と Malik は画像における濃度勾配に基づいた空間的に変化のある伝導係数を用い た非等方性方程式を以下のように提唱している.

$$\frac{\partial \mathbf{I}}{\partial t} = \operatorname{div}[g(\|\Delta\mathbf{I}\|)\Delta\mathbf{I}]$$
(5.3)

 $\|\Delta I\|$ は勾配の大きさであり, $g(\|\Delta I\|)$ はエッジ停止関数である.Perona と Malik は以下のエッジ停止関数 を提案している.

$$g(x) = \frac{1}{1 + \frac{x^2}{\sigma^2}}$$
(5.4)

ここでσは拡散を停止させる強度を決定するパラメータである.この関数はディジタル値の勾配が大きいほど小さい値をとる.つまりディジタル値の差が大きいエッジ部分においては平滑化が抑えられる.式(6.3)の拡散方程式を差分近似したとき,画像中の注目ピクセルσでのディジタル値 I<sub>s</sub>の変化は以下の式で表される.

$$\mathbf{I}_{s}^{t+1} = \mathbf{I}_{s}^{t} + \frac{\lambda}{\left|\phi_{s}\right|} \sum_{p \in \phi_{s}} g\left(\mathbf{I}_{p}^{t} - \mathbf{I}_{s}^{t}\right) \left(\mathbf{I}_{p}^{t} - \mathbf{I}_{s}^{t}\right)$$
(5.5)

ここで p は s の隣接画素,  $\phi_s$ および  $|\phi_s|$ は注目画素の隣接画素集合および画素数, t は繰り返し回数,  $\lambda$ は 拡散率を決めるパラメータである.

図6にノイズ画像に対して非等方性拡散フィルタの繰り返し回数をそれぞれ10回,20回と変化させ適用 した結果を示す.通常のガウシアンフィルタによる平滑化に比べエッジを保存したままノイズが除去さ れていることがわかる.





非等方性拡散フィルタ(t=10)



ガウシアンフィルタ



非等方性拡散フィルタ(t=20)

図6 非等方性拡散フィルタを施した結果

# 判別器と深層学習

# 立命館大学理工学部 中山 良平

#### 1. はじめに

人工知能(AI: Artificial Intelligence)をはじめとした機械学習に基づく技術を医療現場 に導入することにより、診断の質の向上、診断の効率化を目指した研究が世界中で進められて いる.機械学習において、判別器は、入力データ(分析対象)がどのクラスに属するかを問題 とする分類問題で使用される技術である.通常、分類問題では、分析対象に関する情報を特徴 量として定量化し、それらの特徴量が判別器に入力され、クラスを推定する.この技術は、医 用画像に含まれる病変の良悪性の評価や偽陽性候補の削除などに用いられ、その用途は広い. ただし、判別器の種類は多数あり、データの特性に応じて、使用する判別器を適切に選択する 必要がある.本稿では、医用画像解析の分野でよく使用される判別器の概要を解説する.ま た、近年、画像認識の分野で優れた性能を発揮している畳み込みニューラルネットワーク (CNN: Convolutional Neural Network) についても言及する.

#### 2. 判別器

判別器を用いた研究では、実験試料を学習用と評価用に分け、学習用データを用いて判別器の生成(学習)を行い、評価 用データを用いて判別器の性能評価が行われる.以下,説明を 容易にするため、2 クラス分類を例に挙げ解説する.

#### 2.1.K 近傍法

K近傍法では、学習用(既知)データのサンプルを図1のよ うに特徴ベクトル空間上にプロットし、評価用(未知)データ の各サンプルからの距離が近い順にK個の既知サンプルを選択 する.そして、選択された既知サンプルが属するクラスの多数 決で未知サンプルが属するクラスを推定する.ベクトル空間上 の距離は、ユークリッド距離で定義されることが多いが、市街 地距離、コサイン距離、チェビシェフ距離が用いられる場合も ある.K近傍法は最もシンプルな判別器で、学習サンプルのベ クトル空間を保有するメモリ使用量が問題にならない場合、処 理時間が問題にならない場合に使用される.



#### 2.2. 判別分析

判別分析には、線形判別関数による方法とマハラノビスの距離による方法があり、2つのクラスの母分散共分散行列が等しいと仮定できるとき線形判別関数を、仮定できないときはマハラノビスの距離を使用する、線形判別関数は、図2のように、クラス間分散とクラス内の分散の比を最大化する写像方向として求められ、2次元ベクトル空間では直線z、3次元以上のベクトル空間では超平面zとして与えられる、そして、未知サンプルがz>0か、またはz<0かで属するクラスを推定する、一方、

マハラノビスの距離による方法では、図3のように、特徴ベク



図3:マハラノビスの距離

トル空間上に各クラスの確率分布の中心を求め,各クラスの中心と未知サンプルのマハラノビスの距離(ユークリッドの距離を分散で正規化したもの)が最短となるクラスに属すると推定する.判別分析は解釈が容易でシンプルなモデルであり,学習中のメモリ使用量が問題になる場合,処理時間が短いモデルが必要となる場合によく使用される.また,分類精度のベンチマークとして用いられることもある.

#### 2.3.サポートベクターマシン

サポートベクターマシンは、現在提案されている判別器の 中で、パターン認識性能が最も優れた判別器の一つとして知 られている.サポートベクターマシンは、全てのサンプルを 正確に分類することが可能(線形分離可能)な場合、図4の ように、分類の境界となる直線に最も近いサンプルと境界線 のマージン(距離)を評価し、マージンが最大となるように 境界線を決定する方法である.このマージン評価において、 境界付近の少数の学習サンプルのみが用いられることによ



図4:サポートベクターマシン

り、判別器の汎化能力を向上し、学習サンプルに含まれてい 凶4.9 か アベクターマシン ない未知データに対しても高い認識性能を発揮する.また、誤分類されるサンプルへのペナル ティ項を追加することにより、線形分離不可能な場合にも適用することが可能である.さら に、線形分離不可能な問題の本質的な対応策として、特徴ベクトル空間をカーネル変換するこ とにより高次元空間に展開し、その空間上で分類を行うカーネルトリックと呼ばれる方法が提 案されている.このカーネルトリックが、サポートベクターマシンのパターン認識性能を飛躍 的に向上させた.サポートベクターマシンは、基本的には2つのクラスを分類するための判別 器であり、多クラスに分類するためには複数のサポートベクターマシンを組み合わせる必要が ある.



図5:3層構造のフィードフォワードニューラルネットワークの学習

### 2.4.フィードフォワードニューラルネットワーク

フィードフォワードニューラルネットワークは、神経細胞のシステムを模した数理モデルで あるニューラルネットワークの一つであり、一般的によく用いられる.フィードフォワードニ ューラルネットワークは、図5のように、ニューロンが層状に結びついたネットワークから成 り、入力層から中間層を経て出力層へ、単一方向へ信号が伝播する構造である.層と層の間に は、ニューロン同士の結びつきの強さを示す重みがある.分類問題におけるニューラルネット ワークの学習では、学習用サンプルの特徴量が入力層に入力され、そのクラスが教師信号とし て与えられる.そして、ニューラルネットワークの出力と教師信号の誤差が最小となるよう に、ニューロン間の各重みが更新される.ニューラルネットワークは非線形性の強いモデル で、非常に優れたパターン認識性能を有するが、モデルの解釈が難しい問題がある.

近年,話題の深層学習(ディープラーニング)の技術は,このニューラルネットワークがベースになっている.ニューラルネットワークを多層にすることにより,データに含まれる特徴を段階的に,より深く学習することを可能にしている.従来のニューラルネットワークでは中間層の数が1~3程度であったが,深層学習で使用されるニューラルネットワークでは150以上の中間層が用いられることもある.

#### 3. 畳み込みニューラルネットワーク

どんなに優れたパターン認識性能を有する判別器であったとしても、図6のように、特徴ベ クトル空間でクラス間の違いがなければ、高い分類精度を出すことは不可能である.したがっ て、従来の判別器を用いた分類では、分析対象データのクラスを分類する上で、本質的に有用 な特徴の違いを人間が見つけ、それらを正確に定量化する手法を定義することが極めて重要で あった.

深層学習で使用されるニューラルネットワークの中には、この手作業での特徴抽出を不要に する方法が提案されている.その中でも、特に、画像認識の分野で優れた性能を発揮するのが 畳み込みニューラルネットワーク(CNN)である.CNNでは、従来のニューラルネットワークに 畳み込み(convolution)層と呼ばれる画像処理のフィルタ演算を実行する層が追加され、特徴 抽出が自動で行われる.CNNの学習では、学習用サンプルの画像データをそのまま入力層に入 力し、従来のニューラルネットワークと同様に、そのクラスが教師信号として与えられる.そ して、CNNの出力と教師信号の誤差が最小となるように、畳み 込み層のフィルタ係数およびニューロン間の各重みが更新され る.このフィルタ係数の更新により、分類に適した特徴量が抽 出されることとなる.畳み込み層は1つだけでなく、多数が用 意され、層が進むにつれて、より複雑な特徴を抽出する.一般 に、初めの畳み込み層ではエッジなどの局所的な特徴が、それ からパターンなどの特徴が、そして最後は分析対象の形状など の大局的な特徴が抽出される.



CNN をはじめ深層学習で使用されるモデルの多くは、本質的

図6:分類困難な特徴量例

な特徴を自己抽出することが可能であり、人間による手助けをほとんど必要としない上に、複 雑なタスクにおいて人間よりも信頼性の高い分析を行う成果を上げている.しかし、何層にも 重ねられたモデルを効果的に学習させるためには、10,000のオーダーの学習データが必要であ り、また、それを現実的な学習時間で処理可能な性能を有する計算機システムも必要となるこ とから、個人レベルでの使用頻度はそれほど高くないのが現状である.

#### 4. まとめ

本稿では、医用画像解析の分野でよく使用される判別器の概要と深層学習について解説した.膨大な学習データから本質的な特徴を抽出する深層学習の臨床医療への応用は大いに期待できる.しかし、多くの学習データの収集が困難な希少症例については、従来の判別器のアプローチが不可欠であることも理解しておく必要がある.今後も診断の質の向上、診断の効率化を目指した研究が数多く展開され、1日でも早く臨床に応用されることを期待したい.

#### 5. 参考文献

- [1] C.M.ビショップ, パターン認識と機械学習 上, 丸善出版, 2012.
- [2] C.M.ビショップ, パターン認識と機械学習 下, 丸善出版, 2012.
- [3] Guo, Y., T. Hastie, and R. Tibshirani. "Regularized linear discriminant analysis and its application in microarrays." Biostatistics, Vol.8, No.1, pp.86–100, 2007.
- [4] Suykens, J.A.K., Van Gestel, T., De Brabanter, J., De Moor, B., and Vandewalle, J., Least Squares Support Vector Machines, World Scientific, Singapore, 2002.
- [5] Scholkopf, B., and Smola, A.J., Learning with Kernels, MIT Press, Cambridge, MA. 2002.
- [6] Murphy, K. P. Machine Learning: A Probabilistic Perspective. Cambridge, Massachusetts: The MIT Press, 2012.
- [7] Srivastava, N., G. Hinton, A. Krizhevsky, I. Sutskever, R. Salakhutdinov. "Dropout: A Simple Way to Prevent Neural Networks from Overfitting." Journal of Machine Learning Research. Vol.15, pp.1929-1958, 2014.
# 放射線技術に関する自作ソフトウェアの紹介

元藤田保健衛生大学医療科学部放射線学科 加藤 秀起

まえがき

近年の放射線医学の進歩にはコンピュータのハ ードウェアの発展、ソフトウェアの開発が大きく 貢献している。放射線医療に関するソフトウェア には放射線治療計画用ソフト、コンピュータ診断 支援システムのような大規模なものから、技術者 が自分自身で使用するために作成するプライベー トソフトまでさまざまなものがある。筆者は以前 より自分自身のためのプライベートソフトを作成 し放射線技術研究に使用してきたが、それらのソ フトウェアが放射線技術学を専攻する学生の学習 や、研究者の研究の一助になればと考え、現在一 部のソフトをホームページ上で公開している。

Fig.1 は診断X線画像の形成・画像処理・読影の 概略的な流れ図である。本稿ではこの中で、①X 線の発生(X線スペクトル)、②光子と物質との相 互作用、③放射線被ばく線量評価、に関する自作 ソフトウェアについて紹介する。



Fig.1 画像形成・画像処理・読影の流れ図

1. 診断領域X線スペクトル近似計算ソフト

診断X線の線質は、物質との相互作用などの特 性に直接的に関与するものである。しかしX線管 から放出されるX線束はさまざまな連続したエネ ルギーを持つ光子を含んでおり、また一方、物質 との相互作用断面積も光子エネルギーによって複 雑に変化する。このような状況下でX線の線質を 物理的かつ一意的に表現する唯一の方法はX線ス ペクトルを示すことである。

X線スペクトルは高純度ゲルマニウム、テルル 化カドミウム(もしくはテルル化亜鉛カドミウム) などの半導体検出器を用いて実測することが可能 であるが、限られた施設の限られたX線管にのみ しか適用できない。

他方、X線スペクトル近似計算式を用いれば、 すべての施設のすべてのX線管のX線スペクトル を推定することができる。以下に、筆者が作成し た診断X線スペクトル近似計算ソフトを紹介する。

1.1 X-Tucker-3 (タングステンターゲット用)

Tucker ら<sup>1)</sup>によるX線スペクトル半理論式を基 にした診断X線スペクトル近似計算ソフトである。

X-Tucker-3を起動するとFig.2に示す画面が表示 される。選択項目および入力項目は以下のとおり である。

選択項目

・表示形式(スペクトルのグラフの縦軸):(1)光
 子数(フルエンス),(2)照射線量(空気カー)

- マ), (3) エネルギー (エネルギーフルエンス)
- ・整流方式:(1) 定電圧,(2) 3相12ピーク,
  (3) 単相全波整流

入力項目

- ・X線管電圧
- ・ターゲット角度
- ・固有濾過(アルミニウム当量)
- ・アルミニウム付加フィルタ厚
- ・銅付加フィルタ厚
- ・スペクトルグラフ表示色

#### オプションの入力項目

- ・線束中心軸外で計算するための角度(Fig.3)
- ・任意材質の付加フィルタ (Fig.4)

選択・入力が終了し Graph Draw ボタンを押すと、 設定条件を基にしてX線スペクトル(0.5 keV 間隔 の相対フルエンス)が計算され Fig.5 に示すように 画面にグラフ表示される。同時にX線スペクトル から算出されるアルミニウム半価層, 銅半価層お よびX線焦点から1 m の距離における単位照射線 量(1 C/kg) 当たりの光子数(Photons/mm<sup>2</sup>)も表 示される。



Fig.2 X-Tucker-3の初期画面



Fig.3 中心軸外の角度を設定

🦻 任意フィルター設定	×
フィルターの種类 42_Mo.ele 45_Rh.ele 50_Sn.ele 53_I.ele 73_Ta.ele CaWO4.mix	夏 材質「Tantahum 厚さ「0.05」mm OK Cancel

Fig.4 任意材質の付加フィルタの設定



Fig.5 X線スペクトルを計算・表示

X線スペクトルは Fig.6 に示すように複数を同 時に表示することができ、グラフ上で比較するこ とができる。



Fig.6 付加フィルタを変化させた場合の X線スペクトルの変化

**Data Save** ボタンを押すと、計算されたX線ス ペクトルデータを csv テキスト形式でファイル保 存でき、Microsoft Excel などで利用することがで きる。

1.2 X-Birch (タングステンターゲット用)

Birch ら<sup>2)</sup>によるX線スペクトル半理論式を基
 にした診断X線スペクトル近似計算ソフトである。
 X-Birch の動作画面を Fig.7 に示す。



Fig.7 X-Birch 動作時の画面

ソフトウェアの内容は前述の X-Tucker-3 とほぼ 同じであるので詳細については省略する。

**Tucker** 式および Birch 式で計算された X 線スペ クトルの比較を Fig.8 に示す。



g.8 Tucker 式およい Birch 式によっ X線スペクトルの比較

1.3 MoXS-2 (モリブデンターゲット用)

マンモグラフィーで用いられるモリブデンター ゲット管から放射されるX線束のスペクトル計算 ソフトである。Tucker ら<sup>3)</sup>の半理論式を筆者ら<sup>4)</sup> が実状に合致するよう補正し、さらに実測スペク トルデータから算出したモリブデン特性X線の相 対フルエンスを付加して全体のX線スペクトルを 計算している。計算間隔は0.2 keV である。





Fig.9 MoXS-2 動作時の画面

2. 光子と物質との相互作用データベースソフト

Phics-2 (Photon interaction cross section, ver.2)

X線束が物質に入射すると、光電吸収,干渉性 散乱,非干渉性散乱などの相互作用を起こし一次 光子束が減弱する一方、散乱光子,特性X線など が発生する。各相互作用断面積(相互作用が起こ る確率)は元素(物質)および光子エネルギーに 依存して複雑に変化する。

92 個の元素と多数の人体組織および放射線計測 に関連する物質の相互作用断面積,質量減弱係数, 質量エネルギー転移係数,質量エネルギー吸収係 数をデータベース化し、任意の元素(物質)の任 意の光子エネルギーに対するこれらの値を検索・ 計算するソフトウェア(Phics-2)を紹介する。

Phics-2 を起動すると Fig.10 に示すメニュー画面 が表示され、光子と物質との相互作用断面積検索 ソフト(Xcom-V4)と質量減弱係数,エネルギー 転移・吸収係数検索ソフト(mu version 5)を選択 する。

# 2.1 Xcom-V4

物質の光子に対する相互作用断面積データベー スソフトである。92 個の元素および 37 個の化合 物・混合物のデータがデフォルトで納められてい る。これらは Berger ら<sup>5)</sup> が開発した XCOM に基 づく相互作用断面積データである。

Phics-2 のメニュー(Fig.10)で"光子と物質と の相互作用断面積"を選択すると Fig.11 に示す画 面が表示される。元素(Elements)または化合物・ 混合物(Compounds and Mixtures)の中から目的と する物質を選択すると、物質名および密度が表示 される。ここでOK」ボタンを押すと Fig.12 に示す 各相互作用断面積データテーブルおよびグラフが 表示される。データテーブルの直下の欄に任意の 光子エネルギーを入力すると、データ値から内挿 (log-log 直線補間)された各相互作用断面積およ びそれらを合計した質量減弱係数が表示される。



Fig.10 Phics-2 起動時のメニュー画面

🜠 Xcom-V4 (Photon Cross Sections) 🛛 🗙					
Photon Cross Sections Database					
Elements Compounds and Mixtures					
01. Hele 02. Hele 03. Liele 04. Bele 05. Bele 06. C.ele 07. Nale 09. Fele 10. Nale 09. Fele 11. Naele 11. Naele 12. Mgele 13. Alele 14. Siele 15. Pele 16. Sele 17. Clele 18. Arele 19. Kele 20. Caele 21. Scele 22. Tiele 23. Vele 24. Orele 25. Mnele Selected ma	A-150(Tissue-Eq)mix Adipose-Tissue.mix Air.mix B-100(Bone-eq).mix BaFBr.mix BaFCI.mix BaFCI.mix BaFCI.mix BaFCI.mix BaFCI.mix BaFCI.mix BaFCI.mix BaFCI.mix BaFCI.mix BaFCI.mix BaFCI.mix BaFCI.mix BaFCI.mix Breast(ICRU-44).				
and it's density is g/cm3					
🥐 OK					
	Create New Data Copyright (C) Hideki Kato				

Fig.11 Xcom-V4 スタート画面

Muscle (ICRU-44) Density = 1.050 [g/cm3]	×	Muscle (ICRU-44) Density = 1.050 [g/cm3]
M Photon Cros	ss Sections	104
Photon Scattering Photo- Electr Coherent Incoherent Abson MeV cm <sup>2</sup> /g cm <sup>2</sup> /g cm <sup>2</sup> /	Pair Production ic in Nuclear in Electron ption Field Field g cm <sup>2</sup> /g cm <sup>2</sup> /g	cm²/g     Total mass attenuation coeff       l03     Pair production in electron fi
1.000E-03 1.332E+00 1.348E-02 3.718E 1.035E-03 1.324E+00 1.434E-02 3.388E 1.072E-03 1.318E+00 1.525E-02 3.087E 1.072E-03 1.318E+00 1.525E-02 3.0393E 1.500E-03 1.325E+00 2.717E-02 1.249E	+03 0.000E+00 0.000E+00 +03 0.000E+00 0.000E+00 +03 0.000E+00 0.000E+00 +03 0.000E+00 0.000E+00 +03 0.000E+00 0.000E+00	10 <sup>2</sup> Pair production in nuclear in Photo-electric absorption Incoherent scattering
2.000E-03 1.04E+00 4.233E-02 5.338 2.145E-03 1.067E+00 4.674E-02 4.615E 2.145E-03 1.087E+00 4.674E-02 4.615E 2.303E-03 1.028E+00 5.147E-02 3.768E 2.472E-03 9.871E-01 5.644E-02 3.075E	+U2 0.000E+00 0.000E+00 +02 0.000E+00 0.000E+00 +02 0.000E+00 0.000E+00 +02 0.000E+00 0.000E+00 +02 0.000E+00 0.000E+00	10 <sup>1</sup>
2.472E-03 9.871E-01 5.644E-02 3.131E 2.641E-03 9.468E-01 6.131E-02 2.587E 2.622E-03 9.050E-01 6.634E-02 2.136E 2.822E-03 9.050E-01 6.634E-02 2.151E 3.000E-03 8.654E-01 7.110E-02 1.602E	+02 0.000E+00 0.000E+00 +02 0.000E+00 0.000E+00 +02 0.000E+00 0.000E+00 +02 0.000E+00 0.000E+00 +02 0.000E+00 0.000E+00	100
3.607E-03 7.418E-01 8.593E-02 1.049E 3.607E-03 7.418E-01 8.593E-02 1.049E 4.000E-03 6.724E-01 8.433E-02 8.049E 5.000E-03 5.239E-01 1.13E-01 4.142E 6.000E-03 4.278E-01 1.250E-01 2.390E 8.000E-03 2.978E-01 1.534E-01 9.931E 1.000E-03 2.978E-01 1.534E-01 4.931E	+02 0.000E+00 0.000E+00 +02 0.000E+00 0.000E+00 +01 0.000E+00 0.000E+00 +01 0.000E+00 0.000E+00 +01 0.000E+00 0.000E+00 +00 0.000E+00 0.000E+00	10 <sup>-1</sup> 10 <sup>-2</sup>
1.500E-02 1.224E-01 1.534E-01 1.354E 2.100E-02 1.234E-01 1.634E-01 1.335E 3.000E-02 8.608E-02 1.759E-01 5.588E 3.000E-02 4.553E-02 1.814E-01 1.513E 4.000E-02 2.788E-02 1.812E-01 5.942E 5.000E-02 1.879E-02 1.812E-01 5.942E	100         0.000E+00         0.000E+00           -01         0.000E+00         0.000E+00           -01         0.000E+00         0.000E+00           -02         0.000E+00         0.000E+00           -02         0.000E+00         0.000E+00           -02         0.000E+00         0.000E+00           -02         0.000E+00         0.000E+00	10-3
8.000E-02 1.331E-02 1.732E-01 1.377E 8.000E-02 7.924E-03 1.682E-01 6.137E 1.000E-01 5.191E-03 1.612E-01 2.952E 1.500E-01 2.370E-03 1.460E-01 7.872E 2.000E-01 1.347E-03 1.341E-01 3.125E 3.000E-01 6.033E-04 1.189E-01 8.880E	-12 0.0002+00 0.0002+00 -03 0.0002+00 0.0002+00 -04 0.0002+00 0.0002+00 -04 0.0002+00 0.0002+00 -05 0.0002+00 0.0002+00 -05 0.0002+00 0.0002+00	10 <sup>-4</sup> 10 <sup>-3</sup> 10 <sup>-2</sup> 10 <sup>-1</sup> 10 <sup>0</sup> 10 <sup>1</sup> Photon energy, M
5.000E-01 2.181E-04 9.575E-02 2.060E	-05 0.000E+00 0.000E+00 ~	or to a print multip
Photon energy ⇒	2.000E-02 MeV	
Coherent scattering	8.608E-02 cm2/g	
Incoherent scattering	1.759E-01 cm2/g	
Photo-Electric absorption	5.586E-01 cm2/g	Fig.12 Xcom-V4 で検索された
Pair production in nuclear field	0.000E+00 cm2/g	
Total mass attenuation coefficient →	8.206E=01 cm2/g	データテーブルおよびグラフ
Data save as CSV format	Option Close	

表示されたデータテーブルは csv テキスト形 式でファイル保存でき Microsoft Excel などで利用 することができる。また Option ボタンを押すと 等エネルギー間隔のデータ表を作成することもで きる。

スタート画面下の Create New Data ボタン
 (Fig.11)を押すと、Fig.13 に示す画面が表示され、
 新規の化合物・混合物のデータを作成することが
 できる。化合物・混合物の相互作用断面積は、次
 式に示す Bragg 加法則により算出している。

$$(\tau/\rho) = \sum_{i} \omega_{i} \cdot (\tau/\rho)_{i}$$

ここで、ω<sub>i</sub>および (τ/ρ)<sub>i</sub>は i 番目の構成元素の重 量比率および相互作用断面積である。



icient ield eld

Close

Fig.13 新規化合物データの作成画面

#### 2.2 mu version 5

物質の光子に対する質量減弱係数,質量エネル ギー転移係数断面積,質量エネルギー吸収係数デ ータベースソフトである。92 個の元素および 49 個の化合物・混合物のデータがデフォルトで納め られている。質量減弱係数および質量エネルギー 吸収係数は Hubbell ら <sup>6</sup> のデータ、質量エネルギ ー転移係数は筆者が独自に計算したデータ<sup>7</sup> を基 にしている。

Phics-2のメニュー (Fig.10) で"質量減弱係数, エネルギー転移・吸収係数"を選択すると Fig.11 と同様の元素(Elements)または化合物・混合物

(Compounds and Mixtures) 選択画面が表示される。 目的とする物質を選択すると、物質名,密度がお よび密度が表示される。ここでOK」ボタンを押す と Fig.14 に示すデータテーブルおよびグラフが表 示される。化合物・混合物の場合、その組成およ び重量比率を確認することもできる。

任意エネルギーに対する係数値の算出、新規化 合物・混合物データの作成は前述の Xcom-V4 とほ ぼ同様である。



Fig.14 質量減弱,エネルギー転移,エネルギー吸収係数のデータテーブルおよびグラフ

3. 放射線被ばく線量評価ソフト

X線画像を取り扱う場合、画質・画像の評価と 同時に放射線照射による患者被ばく線量も把握し ておく必要がある。

ここでは一般X線撮影時の入射表面線量計算ソフト(Sdec)およびマンモグラフィ撮影時の平均 乳腺線量計算ソフト(Mdec)を紹介する。 3.1 入射表面線量計算ソフト Sdec-V11

Sdec<sup>7)</sup>の入射表面線量計算方法は、下式に示す 本学会計測部会方式に準じている。

$$D = X_{air} \times (1/FSD)^2 \times C_f \times BSF$$

ここで

D:入射表面線量(Gy)

X<sub>air</sub>: 焦点から1mの距離における照射線量 (C/kg)

FSD:X線焦点-入射表面間距離(m)
 C<sub>f</sub>:照射線量一吸収線量変換係数(Gy/C/kg)
 BSF:後方散乱係数

ただし *C<sub>f</sub>* および *BSF* は、計測部会方式ではそれ ぞれ半価層から算出した実効エネルギー、既存の 後方散乱係数データ、を基にして取得しているの に対し、Sdec では照射条件から計算したX線スペ クトルに基づいて算出している。

最新 Version (Sdec-V11) では、入射表面線量を ① 2015 年に設定された医用放射線に係るわが国 の診断参考レベル (DRLs 2015) と比較するための
 空気カーマ、② 軟部組織吸収線量、③ 皮膚組織
 吸収線量、の3種類の線量を同時に計算する。各
 線量を計算するための*C<sub>f</sub>* および*BSF*もそれぞれ3
 種類計算している。

Sdec-V11の操作方法および計算方法の詳細については、本稿の最後に記す筆者のホームページにアップロードしてあるので参照されたい。

Sdec-V11 の動作画面を Fig.15 に示す。



Fig.15 Sdec-V11 の動作画面

3.2 平均乳腺線量計算ソフト Mdec-V2

Mdec はモリブデンターゲットまたはタングス テンターゲットを用いたマンモグラフィ撮影時の 平均乳腺線量を計算するソフトウェアである。

平均乳腺線量の算出には一般に ACR 法や Euref 法が用いられているが、X線束の半価層などの測 定が必要であり、かなり煩雑な作業となる。

Mdec では、乳腺割合 10~100% (10%間隔) に

対応する均質ファントム<sup>9</sup>を想定し、設定した照 射条件下で発生する X 線束を照射した時の、ファ ントム内の深部線量率をモンテカルロシミュレー ションにより計算して、その計算結果から平均乳 腺線量を算出する方法を採っている。

Mdec-V2 を起動すると計算手順を示す画面が表示されるので、手順に従って以下に示す設定などを行う。

1) 撮影条件の設定

① ターゲット材質の選択(Mo or W)、ター ゲット角度、管球傾斜角度、固有ろ過、付加 フィルタ、圧迫板、管電圧、電流・秒(mAs)を 入力し、入射X線スペクトルを決定する。

 ② 設定した撮影条件での出力(X線焦点から 60 cmの距離における照射線量)を入力する。

2) 被射体の設定

被射体厚および被射体の乳腺割合を入力する。 3) 計算スタート

設定された撮影条件および被射体条件に基づ き、モンテカルロシミュレーションが開始さ れる。このシミュレーションで計算されるの は照射野中心部の深部線量率(被射体表面に 入射するX線束の照射線量を2.58×10<sup>-4</sup> C/kg とした時の各深さにおける吸収線量)である。

4)計算結果の表示
 モンテカルロシミュレーションにより計算された深部線量率のグラフを表示し、算出された平均乳腺線量を表示する。

計算結果はファイルに保存でき、後で参照する ことができる。

Mdec-V2 の動作画面を Fig.16 に示す。



Fig.16 Mdec-V2の計算手順画面および計算結果表示画面

むすび

放射線技術に関する自作ソフトウェアをいくつ か紹介した。これらは、筆者が自分自身で使用す るために作成したもの、知人から作成を依頼され たもの、こんなソフトがあったら多くの人に利用 してもらえるのではないかと考え作成したものな どである。公開したソフトウェアについては、利 用者からの要望や、自分で気付いた問題点があれ ばその都度改善・更新するよう心掛けている。 本稿で紹介したソフトウェアは筆者の私設ホー ムページ"医用放射線技術学研究室"を介してダ ウンロードすることができる。URL は下記のとお りである。

http://hidekikato1952.wixsite.com/radiotechnology

### 文献

- Tucker DM, Barnes GT and Chakraborty DP. Semiempirical model for generating tungsten target x-ray spectra. Med Phys 1991; 18(2): 211-218.
- Birch R and Marshall M. Computation of bremsstrahlung X-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge(Li)detector. Phys Med Biol 1979; 24(3): 505-517.
- 3) Tucker DM, Barnes GT, Payne WH, et al. Molybdenum target x-ray spectra : A semiempirical model. Med Phys 1991; 18(3): 402-407.
   4) 加藤秀起,藤井茂久,白川誠士,他.
- モリブデンターゲットX線管から放射される X線スペクトルの推定計算式.日放技学誌 2011; 67(3): 193-201.

 5) Berger MJ, Hubbell JH, Seltzer SM, et al. XCOM: Photon Cross Sections Database (NBSIR 87-3597). National Institute of Standards and Technology, 1998.

https://www.nist.gov/pml/xcom-photon-cross-secti ons-database

- 6) Hubbell JH and Seltxer SM. Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy absorption coefficients from 1 keV to 20 MeV for elements Z=1 to 92 and 48 additional substances of dosi- metric interest (NISTIR 5632). National Institute of Standards and Technology, 1995. https://www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-c oefficients
- 7)加藤秀起.光子の物質に対する質量エネルギ 一転移係数.日放技学誌 2014;70(7):684-691.
- 加藤秀起,藤井茂久,吉見勇治.診断用X線 領域における入射表面線量計算ソフト SDEC の開発.日放技学誌 2009;65(01):1400-1406.
- John M. Boone. Glandular Breast Dose for Monoenergetic and High-Energy X-ray Beams: Monte carlo Assessment. Radiology 1999; 213(1): 23-37.

# 温故知新 ~過去の教えから学ぶ~

# その1 X線グリッドのやさしい理解

# 画像部会長 白石順二

日本放射線技術学会(以下,本学会)は、1943年3月に福岡で開催された創立総会から数えて,今年 で記念すべき75周年を迎えます.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総数は 数えきれず,素晴らしいアイデアであるにもかかわらず,長い歴史の中で埋もれていったものも少なくな いと思われます.特に1980年代から始まった,それまで主流であった増感紙-フィルムシステムのアナ ログ系から,Computed Radiography (CR)のデジタル系への移行は、アナログ時代に培われた数多くの画 像評価に関する重要な認識や事実を,ともすれば、年老いた画像研究者の戯言に変えてしまった感があ り、少し寂しい気持ちになります.

しかし、システムがアナログからデジタルへ変化しても、X線の散乱線の性質に変わりがないのと同 じように、画像科学(Image Science)にも、アナログとデジタルの区別はなく、その本質は何年経って も変化することはないと思われます.そこで、画像部会では、今回の画像通信からの新しい企画として、 過去に発表された論文や資料の中から、今の世代の人達にもぜひ読んで、理解してもらいたい文献を再掲 載することで、過去の教えから、これからの研究に必要なことを学ぶ機会を作ってもらうために、温故知 新シリーズを開始することにしました.

温故知新シリーズの第1回目は、今回の第74回総会学術大会の第83回画像部会でも取り上げる散乱 線に関する重要な資料で、1996年6月に本学会雑誌に掲載された、飯田 昇氏による「X線グリッドのや さしい理解」というタイトルの誌上講座を再掲載します.飯田 昇氏は、残念ながらお亡くなりになられ ましたが、この誌上講座を執筆された頃は、散乱線除去グリッドの製作販売会社として、現在でも世界的 に有名な三田屋製作所の社長で、診療放射線技師に非常に理解が深く、本学会にも多大な寄与をしていた だきました.私も埼玉にあるグリッドの製作工場を見学させていただき、グリッドの製造方法を知って、 非常に感銘したことを今でもよく覚えています.「バーチャルグリッド」という言葉しか知らない世代の 方には、ぜひ、本物のグリッドとは何か、散乱線除去とは何か、ということを、この誌上講座から学んで 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】

飯田 昇 「X線グリッドのやさしい理解」日本放射線技術学会雑誌 55(6), 529-535, 1999 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



### 1. "リス"の由来

現在でも医療界,産業界を問わず画像診断分野の関 係者で,散乱X線除去用の一枚の板を"リス"と呼ばれ る方々がかなりおられるが,正式名称はIEC60627の中 に定義された「anti-scatter gird」の邦訳の散乱X線除去用 グリッドである.したがってJISでは「Z4910散乱X線除 去用グリッド」となっているが,薬事法の名称分類では 旧JISの「X線用グリッド」の呼称が採用されている.

旧JIS 1962年度版の発行以前は国内では"リス"という呼称が一般的だったようであるが、その由来は、現在の散乱X線除去用グリッド(以下、グリッド)の構造を考案したリスホルム(E.Lysholm)氏の名前からきている。リスホルム氏がスウェーデンの病院勤務で考案したグリッドは後に、ショナンダー(N.G.Schönander)の協力を得てリスホルムプレンデとして1930年代に市販されるようになった。1895年のレントゲン博士によるX線発見直後より散乱X線対策に様々な工夫と研究がなされたようで、ブッキー博士が格子間隔の粗い散乱X線除去板(ブッキーブレンデ)を駆動させて縞目を 消去するブッキー装置を考案したのはリスホルム氏の グリッド開発以前のことである。

リスホルム氏の特許内容は現在あるアルミニウム (以下,アルミ)中間物質の製造方法とは異なるが,そ の構造は全く同一といえる。約70年間,各グリッドメ ーカは品質の改良に努めたとはいえ,リスホルム氏の 功績大と言わざるを得ないであろう.

グリッドの歴史に関心のある読者は光田秀雄先生の 力作である「X線像の画質に影響する散乱線及びその 除去システムの研究の歴史的文献的考察」(日本放射線 技術学会雑誌第48巻4・5・6号)に他の散乱線除去技 術の発展史も含めて詳しく述べられているので一読を お勧めする.

#### 2. 構成物質

#### 2-1 中間物質

世界的にはアルミ製のグリッドが最も広く普及して いるが,現在ではファイバ(紙)を利用して製作してい

1999年6月

るメーカが欧州に存在する.中間物質としてアルミ・ ファイバ以外にアイデアの域を出ない対象もあるが, 実験されたり実際に市販されたものに空気・木・マグ ネシウム合金・合成樹脂などがある.中間物質に要求 される機能は効果的に一次X線を透過させ散乱X線吸 収物質を支持することである.この条件を満足させる ためには、①素材自体のX線透過性,以外にも②ベ ークライトのようにX線の継続的照射によって経時変 化の生じないこと、③効果的に一次X線が透過するよ う幾何学的精度をもって配列できる寸法精度を有する 素材であること、④一定の使用条件下で損傷を受けに くい構造となること、最後に当然であるが、⑤一定の 経済性のもとで加工可能である、といった付帯条件が 必要となる.

「3. グリッドの選択と問題点」の項で詳しく述べる が、金属(アルミ)と有機物質(ファイバ等)とのグリッ ド性能比較において有機物質の方がX線透過性が高い ため、被曝線量が少なくて済むが、 画質面では素材の 寸法精度が確保しにくいため受像面上で箔の集束不良 によるムラが生じやすくなる.一方,100kVの撮影で はアルミとファイバではそのX線透過性に差がないと の報告もある. 日本や米国では高電圧・高コントラス トの画像が好まれるためアルミグリッドが主流である が、欧州では被曝低減を含めた低電圧・高コントラス トの画像が好まれるためファイバグリッドが主流であ る.時々、カーボンファイバ中間物質の製品に関して 問い合わせをいただくことがあるが、私自身未だかつ てその製品化されたものを確認したことはない. しか し素材を被覆材として扱った経験から,正確な集束精 度に構成させられるだけの厚さの寸法管理が不可能で あることと, 接着が難しいことが経済性以上に最大の 難点になっているものと思われる. 中間物質が空気で かつ散乱X線吸収物質が精度よく配列されたグリッド が理想といえる.

#### 2-2 吸収物質

現在のグリッドは吸収物質として純度99.0%程度の

鉛もしくは鉛と錫の合金が使われている.グリッド密度に対応して0.025~0.06mmの箔厚から特定の厚さの ものが利用される.鉛以外に研究発表されたり、考えられた素材としてはビスマス・金・タングステン・タンタル・ウランなどがある.

吸収物質に要求される最大の機能は、① X線吸収 性、であるが、やはり、②幾何学的精度をもって配列 するには素材そのものの寸法精度,が不可欠な条件と なる,吸収物質を鉛に特定して考えると,鉛自体軟ら かく加工しやすいが、逆にピンホールを生じたりシワ になりやすいため取り扱いに注意を要する.X線の吸 収と透過には物質の比重・純度・密度とが大きく関係 しているが、鉛箔の製造上の取り扱いをしやすくする ために1%未満のアンチモンや、数%のカルシウムや 錫を入れて硬度を高めた合金が使われるのが一般的で ある.同じ鉛箔の厚さをもつ構造でも、合金にするた め純度が10%も異なると同一露出倍数であっても散乱 線除去能はその分低下しコントラストも下がるものと 考えられる. グリッドの製造方法で微細の溝に金属微 粉を充填するやり方も考えられるが、密度の点からイ ンゴットから圧延されたシートの方が散乱線除去能が はるかに高いと考えられる。

散乱X線除去能については、単位面積当たりの吸収 物質の重量(鉛容積とは異なる)を一つの単純な指標と して考えることができ、たとえば鉛と金をその比重で 比較すると11.34対19.32で、金を使うと通常鉛箔 50µmに対し約29µmで済み、吸収物質の陰影障害はか なり無視できるものと考えられる.そして吸収物質と して過去タングステンが着目されたのもその比重19.3 という点からだろうが、その物性から薄い箔にする圧 延技術が困難で、現実にはタングステン箔の吸収物質 のグリッドは作製されたことがなかったと思う.一 方、金や鉛は薄い箔に作製しやすいが、金については グラム当たりの価格が1,000円を超えている.通常半 切で鉛約1,000gを使用していることから、製造上の材 料口スを無視しても吸収物質に百万円もかけることは 実現不可能な話である.

#### 2-3 被覆材

最も一般的なのがアルミカバーであるが,カーボンファイバ板も広く普及してきている.一概にアルミカバーといっても、その厚さとX線吸収ロスには注意しなければならない.

最小の薄さとX線吸収で,最大のグリッド内部品質の 保護が求められる.かつては0.5mm両面での総厚が 1mmもあるアルミで被覆されたグリッドがあったが, 現在では厚くても0.3mm,薄いものでは0.15mmとなっ ている.厚いカバー材を使わざるを得なかったのは内部 のグリッド自体の箔相互を接着しない製造方法が採用さ れていたために、本体の剛性が全くなく、カバーで全剛 性を確保せざるを得なかったためと推定される.

このカバー部分でのX線吸収と剛性補完度に着目し て、装置内部に組み込まれ、外部からの物理的損傷を 受けにくいグリッドの被覆材として合成樹脂フィルム によって必要最小限の剛性を確保したものも現実に普 及している.

被覆材で要求されることは、本体の剛性補完以外に照 射ランプの見やすいセンターライン表示と、光を反射す る色彩や患者に不快感を与えない配色とか外観が考え られる.

#### 3. グリッドの選択と問題点

#### 3-1 構 造

現在,最も普及しているグリッドの構造は直線グリ ッドといわれる鉛箔と中間物質が交互に平行になるよ う配列されたものである.そして現在のところ構造上 グリッドといえば, 直線グリッドしか選択の余地はな い.gridの和訳は「格子・碁盤目」ということだが、こ の直線パターンのグリッド以外にも過去渦巻き状・ハ ニカム状・ジグザグ状等のパターンをもつ散乱X線除 去板の研究が試みられた.しかし製品化には至ってい ない. これらの研究は、散乱X線を効率良く除去する には吸収物質である鉛をどのような形状(パターン)で 充填すればよいかを主眼においたもので、その製造可 能性までは言及されていない. 近年になってからも鉛 の微細な円形状のパターンをフィルムに印刷し、この フィルムを何層も積層することによって、一般グリッ ドのグリッド比(箔の高さ)に相当する構造を有するも のが海外で製品化されたが、普及には至っていない. これは一般撮影に必要とされる散乱X線除去能を有す る積層厚とした時、積層された円型の孔が焦点に対し 集束できないという技術的限界のためと考えられる.

直線グリッド以外に散乱X線除去方法として研究さ れてきたものにはスリット・スキャニング法があ り,一部実用化された装置(エレクトロオデルカ)も国 内に設置されている.

#### 3-2 中間物質

現在,アルミグリッドが広く普及し,ファイバグリ ッドを入手しづらい国内の医療施設の使用者がグリッ ドを選択する時,中間物質を検討する機会はないもの と思われるが,中間物質に関するいくつかの選択上の 問題点を参考までに述べさせていただく.

グリッドの性能を判断する場合,露出倍数(線量)と コントラスト改善度(散乱X線除去率)による物理的定 量評価と,画質に影響を及ぼすグリッドの構造上の均

第55卷 第6号

ー性という主観的評価の二通りで行われるのが通常で ある.同一グリッド密度60本/cm・同一グリッド比 12:1(ただし鉛箔厚ファイバ 0.036mm・アルミ 0.046mm・箔高さファイバ1.75mm・アルミ1.44mmと 異なる)でのファイバ製とアルミ製のグリッドの物理的 性能値を比較すると,アルミ製はファイバ製に対し露 出倍数で 80,100,120kVの各管電圧においてほぼ一 律に20%増加するが,コントラスト改善度では80kVで 2%,100kVで6%,120kVで9%と向上する.

80kVで2%だけのコントラスト改善のために20%も の露出倍数増加は問題であるが、20%の露出倍数の増 加で6%ないし9%のコントラスト改善が得られる 時、どちらを優先すべきか苦しい選択をせまられる. もう一つこの選択を難しくさせる要因にグリッドの構 造上の均一性という問題がある.

グリッドの構造は大変単純であるが、一枚のグリッ ドを構成する箔の本数は四ツ切34本/cmグリッドで約 900本、半切60本/cmグリッドでは2,268本といった数に なる.これら一本一本の箔をその箔の延長線が一つの 線を結ぶようX線束にそって正確に配列し、鉛箔の線 東ズレで一次X線のカットによる受像面上のムラ(情報 ロス)を生じさせないことが要求される.しかし、素材 の精度や製造技術の限界から中間物質の違いによら ず、すべてのグリッドはこの均一性において再現性が 低く完璧なグリッドは少ないように思われる.

Fig.1は中間物質の異なるグリッドの断面拡大比較写 真である. グリッド(a)は細く黒っぽい部分が鉛箔部分 であり、グリッド(b)では全体が黒くなっているところ に、少し細く色変わりしている部分が鉛箔である.

この両者の鉛箔の直線性,入射面受像面での鉛箔形 状,鉛と中間物質の厚みの均一性を比較してみると, 受像面上の濃度ムラや縞目のムラが箔の倒れ以外にも 発生することが理解できることと思う. 鉛箔が蛇行して中間物質に支えられていたり,鉛が 入射面側や受像面側で一次X線の透過を塞ぐ形で中間 物質に被さっていると,その部分が濃度ムラとなり両 質を低下させると同時に一次X線のロスにもなる.

撮影目的に対応してX線低吸収の中間物質が選択さ れる場合がある.たとえば、マンモ撮影用グリッドの アルミ製とファイバ製を比較した場合、同一コントラ スト改善度の得られるアルミ製80本/cmグリッド比 3.5:1とファイバ製44本/cmグリッド比5:1では、 露出倍数においてはアルミ製が約30%増加する.スク リーニングを主体とするマンモ撮影では低吸収中間物 質のブッキー装置等によるグリッド縞目を消去する方 法が望ましい.また、長時間X線照射が前提となるイ メージインテンシファイア用のグリッドもX線低吸収 中間物質のグリッドが好まれて使われているが、一部 には画質を優先し、受像面に不均一性(ムラ)が発生し にくいアルミ製を使用するケースもある.

#### 3-3 グリッド密度

1cm当たりに構成されている鉛箔の本数は、市場で 確認する限りでは26~100本/cmまで千差万別であ る.グリッドの使用方法によって静止グリッドと運動 グリッド(JISの定義に従えばこの呼称であるが、固定 グリッド・移動グリッドと呼ばれることもある)と区 別することがあるが、この区別はグリッド密度と明確 な関係がある訳でない、むしろ主観的にグリッド縞目 を読影上障害としてグリッドを動かして消去するか否 かの違いである、しかし近年、60本/cm前後のグリッ ドが開発されて以降、高密度静止使用という認識が定 着し、従来40本/cm以下の低密度グリッドで静止グリ ッドとして撮影せざるを得なかった分野への使用が拡 大されてきているが、一方では、消化管のX線撮影に おいて40本/cmならグリッドの縞目は障害にはならな



Fig. 1 グリッド断面比較写真.

(a) グリッドA:上下面カバー部分-CFRP,中間部-黒い部分は鉛・白い部分はインタースペーサ,仕様60本・6:1 (b) グリッドB:上下面カバー部分-CFRP,中間部-細く色変わりした部分は鉛・その他の部分はインタースペーサ, 仕様40本・8:1

1999年6月

いとの評価もある.

高密度グリッドは国内において35%以上の利用率で あり、その利点としてはグリッドの縞目を消去するブ ッキー装置を必要としないため、①被写体と受像面を 最短にできるので幾何学的拡大による不鮮鋭さ(ボケ) も最小限となり、②ブッキー装置の運動による機械的 な不鮮鋭も解消され、③グリッドの運動による集束ず れによって牛じる一次X線のロスが回避でき、④スト ロボ現象を心配することなく短時間撮影が行える、と いったことが挙げられる.しかし注意しなければなら ないこともいくつか考えられる. 受像面での優れた濃 **唐均一性の得られる集束精度の高い品質のグリッドを** 選定し、低密度グリッドと同等のコントラスト改善度 を確保して同一露出倍数とするには低密度グリッドよ りーランク上のグリッド比を選択する必要がある.た とえば、40本/cm 8:1に匹敵する60本/cmのグリッド 比は10:1となる.

この関係をFig.2に示すが,コントラスト改善度と 露出倍数を決定する簡単な指標として鉛容積をもとに 考えると下記の計算式が応用できる.

高密度のグリッド比B3

A:低密度の各仕様

B:高密度の各仕様

前述の例をこの計算式で求めると,

 $\frac{0.05 \times 8 \times 0.2 \times 40}{0.046 \times 0.12 \times 60} = 9.66 \Rightarrow 10$ (高密度のグリッド比)

となる.

もう一点注意することは、グリッド比が高くなるこ





とは線束のズレが生じた時,一次X線のロスも多くな るのでX線管焦点とグリッド中心線との幾何学的配置 を正確に行わなければならない.

これについては,「4. 使用上の注意」の集束距離の ずれ,中心線のずれ,水平度のずれの項で改めて説明 する.

以上のことから,グリッド密度の選択には,①グリ ッド稿目の読影上の許容度,②グリッド稿目が読影上 障害となる場合の静止グリッドと運動グリッドの鮮鋭 度の差(被写体受像面間距離,機械的運動,撮影時間 差による),③グリッド密度によって同一グリッド特 性値を得るにはグリッド比が異なり,その差がポジシ ョニングの難易度に影響すること,を慎重に検討して 決定されることが望ましい.

#### 3-4 グリッド比

グリッド比を高くすれば、より多くの散乱X線が除 去され高コントラストの画像が得られるが、それにつ れて露出倍数(線量)も増加せざるを得ない。被曝線量 の観点から低いグリッド比を使うと十分に散乱X線が 除去されず、カブリを生じた低コントラスト画像とな らざるを得ない。

グリッド特性値としてのコントラストと線量に対し グリッド比の高さは常に二律背反性が存在し、特定し た撮影部位と撮影条件に対して適用するグリッド比に 関する定説がないため、一定の妥協のもとに経験的に 決定されているのが現実のように思える.

Fig.3に散乱X線透過率とグリッド比の関係を示す. 8:1を境にグリッド比が高くなっても散乱X線は極端 には減少しなくなり,16:1以上になるとほとんど変 化がないことが分かる.

また, Fig.2において各グリッド比と露出倍数(1/全 X線透過率)・コントラスト改善度(一次X線透過率/全



Fig. 3 40本/cm・60本/cm直線グリッドの散乱X線透過率.

第55卷 第6号

83

532

X線透過率)の関係をみると、グリッド比が高くなる につれ曲線が緩やかになり,露出倍数が増加するほど コントラスト改善度が向上しないことが理解できる. たとえば、60本/cmの8:1と10:1とでは露出倍数 は16%増加し、コントラスト改善度は14%向上する. また、14:1と16:1とでは露出倍数は9%増加し、コ ントラスト改善度は7%向上する.以上のグリッド特 性値の傾向を踏まえ、そして使用増感紙・フィルムの 感度,X線発生装置の容量やX線管の性能を検討のう え,使用者は画質と線量という利益と損失,そしてグ リッド比によるポジショニングの難易度も考慮して, 二律背反性を有するグリッド比を決定せざるを得ない のが現実であろう.

グリッド比の選択には被写体厚と撮影管電圧も考慮 しなければならないが,現実問題として頻繁にグリッ ドを交換できないことを前提に妥協による選択もやむ を得ないと思われる. グリッド比選択の指標として学 説としてはグリッド比=使用管電圧(kV)/10とか 100kV以下の撮影においては8:1以下のグリッド 比, 100kV以上の撮影では8:1以上といったものが ある(60本/cmでは100kVを境に10:1と考える).

一方、このような考え方と別に病室撮影の分野で 3:1のグリッドが評価を得ている.これは,70~ 80kVの撮影でグリッド未使用に比べ,露出倍数3.0前 後で十分な散乱X線除去ではないにしろ, コントラス ト改善度2.6前後が得られるうえ、6:1や8:1の使用 に比べポジショニングエラーによるカットオフを最少 限に止められるからである. 予想以上にグリッド比の 選択に迷われる使用者が多いので,日本放射線技術学 会東京部会雑誌No.65に掲載されたX線装置研究会が 行った「第5回診断用X線装置のアンケート調査報告」 の中から, グリッドの使用状況をもとに今まで述べた ことも考慮して私なりに分析した各撮影部位における グリッド選択指標を参考までにTable 1に示す.この指 標が各施設での実際例とかけ離れたものでなく、現実 のグリッド選択に役立ち将来の撮影条件と適正グリッ ド選択の標準化の確立につながればと願っている.

#### 3-5 集束距離

集束距離の選択は焦点-グリッド入射面間距離 (SGD)を正しく理解していればまず問題を生じない が、たまに焦点-被写体間距離(SOD)や焦点-受像面間 距離(SID)と混同されている場合があるようだ.

集束距離の選択時によく遭遇する問題として, 胸部 腹部撮影(2点の撮影距離)を一つのグリッドで行うた めの集束距離,これと関連して使用距離限界への誤 解、そして平行グリッド(従来平行グリッドは種類と して集束グリッドと区別されているが、ここでは集束 距離が無限大のグリッドとして取り扱う)が汎用的な グリッドであるとの誤解といったことがある.

まず使用距離限界の問題についてだが、これはJIS の用語でIECではAPPLICATION LIMITSと定義さ れ, 従来から集束範囲とかFOCAL RANGEと表現さ れていた. 焦点を上下に垂直移動させた場合, 受像面 の両端で最大40%の一次X線透過減弱(ロス)を限界に 診断に有効な画像が確保できるという考えで次の計算 式によって値を出す.

$$f_1 = \frac{f_0}{1 + \frac{f_0 v_1}{rc}} \qquad f_2 = \frac{f_0}{1 + \frac{f_0 v_2}{rc}}$$

fi:下限值  $f_2$ :上限值

c:中心線から有効面境界までの距離

r:グリッド比

 $v_1 \cdot v_2$ : 一次X線透過減弱(0.4)

この式を用いてグリッド比 10:1, 集束距離 130cm、半切または大角の使用距離限界を求めると、

部位	グリッド密度	グリッド比	集束距離	使用方法	撮影管電圧
胸部	60本/cm	10:1/12:1	200cm	静止	100~139kV
腹部	40 · 60本/cm	8:1/10:1	100 · 120 · 150cm	移動・静止	70~ 89kV
腰椎	34 · 40 · 60本/cm	8:1/10:1	100 · 120cm	移動・静止	70~ 79kV
胸部断層	40本/cm	8:1/10:1	100cm	移動	60~ 89kV
胃二重造影	40・60本/cm	8:1/10:1/12:1	100 · 110 · 120cm	静止	80~ 99kV
骨盤計測	34 · 40 · 60本/cm	8:1/10:1	100 · 120cm	移動・静止	90~109kV
胸部血管	40本/cm	8:1/10:1	100cm	静止	70~ 79kV
幼児胸部	34・40・60本/cm	8:1	150cm	静止	60~ 89kV
備考:グリッ 消化器	ド密度とグリッド比の複 系撮影の集直距離の違い	数記載の部位は、60本/cr	 nの時は高グリッド比,3 点 高の面距離のため	4・40本/cmの時	は低グリッド比.

Table 1 各撮影部位におけるグリッド選択指標.

乳房撮影については専用装置に組み込まれているグリッド比5:1, 集束距離 60cm, ブッキー装置による移動型の

低吸収中間物質のグリッド. 膝関節,未熟児胸部,乳幼児股関節撮影についてはグリッドなし.

1999年6月

fi=102.0cm, f2=179.3cmとなる(JISでは値を丸めfi 110~f2 170と表示される).

この考えは透視撮影台など構造上焦点と受像面を移 動する装置設計のためには有効であるが、一般使用者 に必要な情報なのか画質管理のうえでもはなはだ疑問 である.海外でも発生している状況であるが、fi 110~f2170の表示があった場合、使用者はグリッドの 集束構造と一次X線透過が40%減弱する事実を見過し て、この範囲ならすべて同一の画質が得られるものと 錯覚してしまうケースがある.

次に一つのグリッドを二つの異なる撮影距離に用い る場合だが,前述の集束距離130cmのグリッドで周辺 部約40%の一次X線透過減弱を承知なら腹部100cm(fi 102.0cm),胸部180cm(fi 179.3cm)の撮影距離も問 題がないように思えるが,これも画質管理上鷹められ る選択ではない.使用者は後述する集束距離のズレ と,この使用距離限界について正しい理解が必要と思 われる.

最後に平行グリッドの問題である.欧米より国内の 方が平行グリッドの利用率が高く、全グリッドの12.5 %を占めているが、正しく理解して使用されているの か心配である. 平行グリッドは箔がすべて垂直という 構造上、常に集束距離のズレによる一次X線透過減弱 を生じ、撮影距離が短くなるほど減弱が大きくなるこ とに無理解のようである. 垂直な箔による一次X線透 過の減弱率を考えるとグリッド比は低くせざるを得 ず、したがって低電圧撮影の適用が好ましいというこ とになる. 唯一の利点は、グリッド面上のどの部分に 焦点を位置してもその垂直下部分の一次X線透過率は 同一であるので細長い照射野での分割撮影などが可能 といえる.しかし、低グリッド比、低電圧対応、長焦 点距離の適用を考えるとその使用は限定されるものと 思われる. 平行グリッドは集束グリッドがつくれなか ったグリッド開発当初の歴史的産物かもしれない.

#### 3-6 外形寸法

選択では全く問題ないと思われるが,カセッテの内 部に装着して使用する場合には的確な指示をすべきで ある.海外では,たとえばフィルム寸法の14"×17"と だけ表現され,カセッテの内径なのか外径なのか確認 を要する場合がある.最近,センチサイズカセッテを 使用していて四ツ切グリッドを頼んでカセッテとの外 径寸法が合わず使いづらいといった話も耳にした. CR用グリッドでグリッド縞目を短い辺に平行にする 場合(横目)も的確な指示が必要である.

#### 3-7 被覆材

大きく分けてアルミとカーボンファイバなどの低吸

収素材になる. カーボンファイバカバー(約0.1mm×2) とアルミカバー(0.15mm×2)では100kVで露出倍数が 2~5%低減できる.

カーボンファイバカバーは復元力があるので,一定 の圧力なら継続的に加えられても解放すると元の水平 度に戻る特性がある.そのためX線低吸収以外にも有 用性が高いが,一般撮影に使用する場合カーボンファ イバの切り口から生じた繊維のケバがトゲとなって皮 膚を刺すこともあるので,グリッド断面の工夫が必要 である.

現在ではX線装置のシステムの低吸収カバーグリッドとして使用されているのが大部分である.

#### 4.使用上の注意

集束精度などの品質が確保され撮影目的に適合した 仕様のグリッドが選択されても,焦点とグリッドとの 正確な幾何学的配置を怠ると,不要な一次X線の減弱 (情報ロス)を生じるのでグリッドの配置に関しては細 心の注意が必要である.

# 4-1 集束距離のズレ(オフディスタンス)による一次 X線減弱(カットオフ)

Fig.4aに示すグリッドの集束ズレの現象であるが, 受像面の中心から両端にかけて徐々に一次X線が鉛箔 でカットされ白っぽくなる.使用距離限界とは,この 減弱率が40%以内の集束距離のズレの範囲を意味す る.たとえば,12:1集束距離180cmのグリッドを 150cmの距離で撮影すると,半切の両端部分で25%の 一次X線減弱を生じる.また,集束距離から同じ距離 のズレの時,グリッドに対して近位(fi)の方が遠位 (f2)より減弱率が大きくなる.

また, Fig.4bに示す通り, グリッド比が高くなるほ どカットオフは増加する. 計算は次のとおりである.

 $L(\%) = rC(1/f_1 - 1/f_0) \times 100$   $L(\%) = rC(1/f_0 - 1/f_2) \times 100$ 

L:一次X線減弱率

- r:グリッド比
- C:グリッド中心線からの距離
- fo:グリッド集束距離
- fi:グリッド集束距離より近位に位置する焦点グ リッド間距離
- f2:グリッド集束距離より遠位に位置する焦点グ リッド間距離
- 4-2 中心線のズレ(オフディスタンス)による一次X
   線減弱

Fig.4cに示すグリッドの集束ズレの現象であるが、

第55卷 第6号





Fig. 4 不正確な配置によるカットオフ.

理論的には全面均一に一次X線が鉛箔でカットされ, 一律に白っぽくなるため、知らずにズレが生じ線量増 加につながっているケースがある.また,ブッキー装 置では常にこの現象が発生している.計算式は次のと おりである.

 $L(\%) = rb / f_0 \times 100$ 

L:一次X線減弱率

- r:グリッド比
- b:水平方向への移動距離
- fo; グリッドの集束距離

4-3 水平度のズレ(オフレベル)による一次X線減弱 Fig.4dに示すグリッドの集束ズレの現象は、集束距 離と中心線のズレの複合的現象であるが、大部分は前 述の中心線のズレとなって現れる.

#### - 著者略歴 -

昭和22年 岡山県御津郡生まれ 昭和46年 旱稲田大学法学部卒業 昭和46年 (株)高島屋入社

計算上,集束距離100cmのグリッドでは6:1で9.6 度、8:1で7.2度、10:1で5.7度、12:1で4.8度の傾 斜で全一次X線がカットされる.

#### 5. あとがき

JIS・IECの規格、物理的性能試験、均一性の知覚評 価(グリッド特性の定量評価と均一性)・鉛容積とグリ ッド特性値への影響等技術的に掘り下げた内容を提供 すべきだったかもしれないが,時間と誌面の都合で日 頃先生方と接していて話題となるグリッド雑学を中心 にメーカの立場からまとめてみた.

「X線グリッドのやさしい理解」の表題どおり、多くの 読者にはもの足りないと思うが、その時は筆を加えて 新人教育に使っていただけることを期待している.

最後になりますが、このような機会を与えていただ いた社団法人日本放射線技術学会のご関係者の方々に 感謝申し上げます.

昭和53年 (株)三田屋製作所・三田屋商事(株)入社 現 在 (株)三田屋製作所·三田屋商事(株)代表取締役社長

1999年6月

 $I \heartsuit DR$ 

関東 DR 研究会代表幹事 市立甲府病院 中島 正弘

### ごあいさつ

日本放射線技術学会関東支部関東 DR 研究会は発足し、満 10 歳を過ぎました。以前にも画像通信の ほうで関東 DR 研究会の紹介をさせていただきました。それから 5 年が過ぎ、現在も研究会を続けさせ ていただけるのも DR システムに興味を持っていただき、より良い X 線検査を望んで参加者していただ けた皆さんのおかげだと感じています。この場をお借りしまして幹事一同感謝申し上げたいと思いま す。今年度は関東 DR 研究会も満 10 年を過ぎ 11 年目を迎えることができました。そこで、10 年間積 み重ねてきたこと、今後行っていきたいと思っていることを少し書かせていただこうと思います。

#### 関東 DR 研究会の発足

DR 研究会の発足は、当時信州大学附属病院の放射線部技師長であった平野浩志先生のお声がけによ り研究会が発足されることになりました。当時、X線検査装置が Film screen(F/S)系によるアナログ系 から Computed Radiography(CR)システムに移行し始めた頃でした。当時日本放射線技術学会関東部会 学術講演会が埼玉県で行われることになり、テーマがディジタル X 線システムでした。その当時筆者が 勤務していた医療機関で数年前に一般撮影系が一気に F/S 系からディジタルシステムに変更されまし た。ディジタルシステムの画質評価を行うにはどうしたらいいのか悪戦苦闘をしていた覚えがありま す。最初は F/S 系で行っていた画質評価をディジタル的に行うにはどうしたらいいのか?そもそもディ ジタルデータを取り出すにはどうしたらいいのか?そもそもディジタルデータってどうなっているの か?など暗中模索の状態でした。そのころ NIH Image からの進化版の ImageJ に出会いました。関東 部会学術講演会においてディジタルデータを使用した画像解析の方法として講演させていただき、その 時に関東部会の下部組織として関東 DR 研究会発足のお話をいただきました。発足に先立ち、長野県松 本市で平野浩志先生・北里大学医療衛生学部の五味勉教授・北里大学北里メディカルセンターの柳田智 氏と立ち上げに関しての話し合いをしたのを覚えています。また、研究会発足に先立ちまして実践セミ ナーin 蓼科を長野県蓼科高原の中京大学セミナーハウスで行いました。実践セミナー参加者が各自の PC を持ち込み実践形式で行った画像解析セミナーでしたが、まだみなさんディジタルデータの取り扱 いについて不慣れな頃で大変苦労していました。このような経緯により2008年度に関東 DR 研究会 が発足しました。

### 関東 DR 研究会の活動

研究会活動は年に研究会として3回、セミナー1回、データ取得会1回の活動を行っています。研究 会活動としてDR関係の基礎的な講演・トピックスの紹介・メーカーによる講演などを行っています。 基礎的な内容についてはDRシステムについてだけではなく、医療情報システムなどDICOM規格についてや、医療用モニタのなどDRシステムでのオーバーオールについての基礎的な内容について情報提 供を行ってきました。また、ディジタル画像に関しては Computed Imaging (CR) システムから Flat Panel Detector (FPD) システムなどの画像解析や特性・データの取得方法など学術研究に必要な知識 や方法などの情報提供などを行ってきました。関東 DR 研究会で年に一回行っている「実践セミナーin 蓼科」では、長野県の蓼科高原での一泊二日のディジタル画像解析セミナーを行っています。最初のこ ろは定員30名に対して定員割れをしていましたが、昨年11回目のセミナー開催時には36名の参加 者をいただくようになりました。参加者も関東支部内だけではなくて東北支部から参加していただいた 方もいらっしゃいました。秋田県から片道8時間近くをかけて参加いただき大変うれしく思っていま す。セミナーときに必ずナイトセミナーを行っています。関東 DR 研究会の幹事が持ち回りで自由に情 報提供を行っています。お酒を飲みながら、初めて知り合った参加者同士が自由に情報交換でき、友達 になってもらいセミナー終了後にも横のつながりを持って情報交換していただければと思っています。 関東 DR 研究会では DR システムの画像解析の実習も行っていますが、実際に画像データの取得を行う 方法を実際に体験してもらっています。実践セミナーin 蓼科で使用する解析データを取得するところか ら見ていただこうと思い、データ取得会として参加してもらっています。画像解析を行うときにディジ タルデータを取得するときに間違ってしまいでは正しい結果を得られないことになってしまします。デ ータ取得会は自施設でデータ取得会を行ってほしい施設には、DR 研究会幹事が希望施設に出かけて行 ってデータ取得を行っています。ディジタルデータの物理特性の解析は行ってきていますが、最終的な 画像特性は観察者の見た目になってきます。そこで、視覚特性の解析も大変重要になってきますので、 視覚による検出特性の解析もおこなっています。物理特性を行っても視覚特性がよくなければいけませ んので ROC 解析などの視覚特性の講習も行っています。検出特性に関しても大変重要と考えていま す。

#### 今後の研究会活動

今後の関東 DR 研究会の活動は今まで行ってきた内容はディジタル画像データの取得・物理特性解 析・オーバーオール画像の解析などいろいろ行ってきました。昨年度より女性幹事が2名入っていただ き、今後はディジタル MMG に関しても研究会活動としていろいろ行っていこうと考えています。今ま では男性幹事のみで行ってきたので MMG に関しては手薄だったと感じていました。是非とも今後の健 闘を期待しています。また、DR システムだけではなくディープ・ラーニング (artificial intelligence : Ai) に関しても研究会活動に盛り込んでいこうと考えています。昨年 Ai の有識者の方に研究会で講演 をいただきましたが、大変多くの参加をいただき、Ai への関心が高まっていることを再認識させられま した。現在は放射線検査システムではすべてがディジタルシステムになっています。ディジタルデータ の内容をしっかり認識することによって、DR システムだけではなく、CT システム・MRI システム・ Angio システムなどすべての検査システムにおいて理解が深まると考えています。基本をしっかり理解 することにより今後の研究活動がしっかり行えると思いますので、少しでも DR 研究会の活動が皆さん のお役に立てればと思っています。今後も基礎をしっかり伝達してゆき、最新情報をいち早く参加者の 皆さんに提供できるような活動を行っていこうと思っています。

### 終わりに

題名にさせていただいた「I ♡ DR」のですが、関東 DR 研究会ではこのロゴをモットーに活動を行っ てきました。まずは DR システムを好きになっていただき、興味を持って研究や日常のシステム管理・ 患者への被ばく管理をおこなっていただければと思っています。Digital Radiography (DR)に興味を持 っていただき、ほかのモダリティにおいても活用していただければと思います。実際にセミナーの受講 者は他のモダリティを専門に教務を行っている参加者も少なくありません。ディジタルデータに対する 基礎はデータの取得方法に違いがあっても基礎は同じだと思っています。

最後に現在関東 DR 研究会で幹事をしていただいている皆さんに今までのお礼と、今後とも研究会活動に尽力いただけることを祈念しまして関東 DR 研究会の紹介とさせていただきます。

市立甲府病院	中島 正弘
北里大学北里メディカルセンター	柳田 智
北里大学医療衛生学部	五味 勉
群馬パース大学	加藤 英樹
館林厚生病院	奥村 晃由
山梨大学医学部附属病院	弓削 誠
北里大学北里メディカルセンター	今花 仁人
獨協医科大学越谷病院	諏訪 和明
榊原記念病院	比企 修一
東海大学医学部付属八王子病院	由地 良太郎
千葉大学医学部附属病院	奥村 健一郎
茨木県立こども病院	本元 強
川崎井田病院	徳留 礼佳
館林厚生病院	関唯
丸の内病院	平野 浩志
	市立甲府病院北里大学北里メディカルセンター北里大学医療衛生学部群馬パース大学館林厚生病院山梨大学医学部附属病院北里大学北里メディカルセンター獨協医科大学越谷病院榊原記念病院東海大学医学部付属八王子病院千葉大学医学部附属病院茨木県立こども病院川崎井田病院館林厚生病院丸の内病院

幹事紹介

公益社団法人 日本放射編技術学会関東支部 同東DR研究会 主催 平成29年度 第3回 関東DR研究会 ーROC解析をやってみようー





# 東京支部 画像研究班の紹介

班長 国立がん研究センター中央病院 池野 直哉

はじめに

東京支部では、12の研究教育班が活動をおこなっており、画像研究班はその中の1つの研究 班です.その他の班には、一般撮影技術研究班やCT撮影技術研究班などモダリティの研究班が 多いですが、よく聞かれることの一つに「画像研究班ってどんな活動しているの?」と言われま す.名前から想像しづらい研究班なのかなと感じています.折角このような機会を与えていただ きましたので、東京支部 画像研究班についてご紹介させていただきます.

### 画像研究班について

今回の執筆を機に班員の諸先輩方に発足の経緯についてお伺いしましたが・・・記憶が・・・ 曖昧で・・・ということで,約25年前に画像研究委員会として発足されました.ただ,当時の 想いについての記憶は薄れておらず,経緯について"熱く熱く"メールが飛び交っておりました. 当時の鹿沼部会長から「フィルム感光材料の本社研究所が集まる東京でありながら,画像解析分 野で西高東低の現状に革命したい!」との命を受けて発足したと聞きました.その他のメールの やり取りを見ていても,非常に歴史があり,熱い想いがあり,私はまだまだだなぁと痛感し班長 という重みを更に感じ,少し落ち込んでしまいました.

さて、気を取り直して続けたいと思います. 画像研究班では、主に DR 系の画質評価(視覚的 評価、物理的評価)のやり方や画像処理やモニタの品質管理について実習形式を中心に活動をお こなっています.

「画質評価」や「画像解析」というと、難しそうやマニアックといった比較的ネガティブなイメ ージを持っている方が多いかと思います.日常臨床業務に役に立たないとまで思っている方もい るかもしれません.しかしながら、日々の臨床業務に於いて、機器の新規導入や更新、医師らに よる画質改善の要望等、様々な場面で画質について考えさせられる機会があるかと思います.「私 が思う良い画質」=「他の人から見ても良い画質」でしょうか?診断能や描出能向上の為の画質 改善や被ばく低減を考えるうえでの画質の担保.医用画像を取り扱う診療放射線技師として、画 質について適切な、信頼性の高い画質評価をし、臨床現場にフィードバックしなければいけない と個人的には思っています.でも難しいと思っている方が多くいるのも事実です.DR系の研究 初心者に対して少しでも力になりたい、理解してもらいたい.そして、セミナー受講者には実際 にやってもらいたいという思いで活動をおこなっています.そのためにも、実習形式にこだわり 実際に自分の PC で解析をおこない、自施設に戻っても実施できるように資料や必要なソフトウ ェアを配布しています.近年、セミナーの参加人数は決して多くないのが現状ですが、その分1 人1人に手厚く支援できていると思っています. 活動内容について

近年の活動内容について紹介していきます. 画像研究班では, 年2回(1月と7月)のセミナーを開催しています. 1月のセミナーでは, ディジタル画像処理の基礎として Image J を使いな がら階調処理や周波数処理といったスタンダードな画像処理について基礎から理解していただ き体験してもらったり, ROC 解析や NPS ついて開催してきました. 特にここ最近ではモニタの品 質管理を交えたセミナーを開催しています. というのも, 現在ではフィルムからほとんどの施設

がモニタ診断に変わってきています. しかし,日常業務の中でモニタについてこだ わりを持っている方や品質管理の重要性に ついて考えている人はどのくらいいるのだ ろう?と感じています.おそらく多くの施設 (規模の大きい施設ほど)自施設のモニタが どのように品質管理されているのか?誰が しているのか?いつしているのか?分かっ ている人はそう多くないと思っています.モ ニタの品質管理の重要性について考え,再認 識してもらえればと思います.



Fig.1 モニタの品質管理実習の様子

7月のセミナーでは、日本放射線技術学会 画像部会と共催させていただきセミナーを開催しています.ここ近年では臨床画像評価セミナーを第1回から3年連続で開催しています.臨床画 像評価セミナーでは、1.5日開催で物理的評価(入出力特性・presampled MTF・NNPS・NEQ・DQE) と視覚的評価(ROC 解析)について画像部会の著名な先生方にお越しいただき東京の築地にある 国立がん研究センター中央病院にて開催しています.1.5日で上記内容をおこなう訳ですから、 想像の通り非常にタイトなスケジュールとなります.ただ、1.5日で物理評価から視覚評価まで 現在主流の画質評価について勉強出来る機会はそう多くありません.また、3年連続で開催して いますが、毎回ソフトウェアが少しずつ改良されており、より自動化され効率的に簡便に算出で きるようになっています.過去にDRセミナーやROCセミナーに参加された方も、今一度受講し ていただくことにより最新版のソフトが手に入ると思われますので、より多くの方の参加をお持 ちしております.

臨床画像評価セミナーでは、もう一ついいことがあります.ナイトセミナーです.私なりに 直訳しますと「補習」です.つまりは、意見交換会です.講師の先生方と自由に意見を交わすこ とができ、毎年、現在やられている研究について相談している受講生を多く見かけアドバイスを もらっているようです.意見交換会を通して著名な先生方と繋がりを持てるというのは大きな財 産になると思っています.是非こちらの方も参加していただければと思います.今年も7月に臨 床画像セミナーを予定しています.興味ある方は、奮って参加ください.



Fig.2 臨床画像評価セミナーの様子

おわりに

一昔前は、画質評価をするにも大変な労力とお金が必要でした.例えば、ROC解析をするため に、観察試料を何十枚、何百枚とフィルムを現像し作成しました.MTFやNPSを算出するにも、 マイクロデンシトメーターが必要でした.マイクロデンシトメーターを持っている施設の方が少 なかったのではないかと思っています.しかし、現在ではディジタル化が進みPCがあれば画質 評価が出来る時代です.PCを持ってない施設はないと思いますし、ほとんどの方が個人のPCを お持ちだと思います.そういう意味では、画質評価をするハードルが昔に比べると大分下がって いるかと思います.もし、研究をしたいけど画質評価で悩み諦めかけている方や興味があるけど 何をどうしたらいいか分からない方がいましたら、東京支部画像研究班のセミナーをと言いたい ところですが、画質評価を扱っている各種セミナーに是非参加いただければと思います.

最後に、このような機会を与えていただいた画像部会長の白石先生をはじめ、委員の皆様に感 謝申し上げます.

# DR 連合フォーラムの紹介

名古屋市立大学病院 中央放射線部 國友 博史

はじめに

全国にはディジタル X 線画像の研究を主体とした研究会があり、今までは総会や秋季大会などで個人での繋がりはありましたが、研究会自体が連携したことなく、「全国レベルで画像研究会の集まりをやりたいね.」という思いから発足した会が、この DR 連合フォーラムになります. その経緯をもう少しお話しますと、2016 年大宮で開催された秋季大会の懇親会の席にて、そのような話が発案され、関東 DR 研究会の柳田さんと関西画像研究会の岸本さんと中部画像研究会(名古屋)の私が、「ほぼ等しい距離であろう金沢で開催しましょう.」と、かなりノリで決めてしまったのは事実です. そのため他の地区からの参加して頂いた方々には交通の便が悪く参加できなかったり、前泊を強いられたりした方もいたと伺っており、初回なのでもう少し参加しやすい場所を選んでも良かったかもと反省いたしております.

### DR 連合フォーラムの立ち上げ

少し真面目な話をさせて頂きますと、近年の放射線被ばくに対する認識は、DRLs 2015 に代表されるように高ま りつつありますが、診療放射線技師にとってそれに対応する放射線画像の画質との関連付けは不可欠であり、そ の議論の一端を担う画像工学を扱う研究会が集い、放射線被ばくと画質との最適化を議論する必要があります. また、我々が探求している放射線技術学の恩恵は医療を受ける患者一人一人に実現されて、初めて社会貢献で きたと捉えることができるため、患者に直接関わる臨床病院の診療放射線技師一人一人が、それを実現するため に各施設で最適化をする必要があります.そのためには、各地域の臨床施設と直接かかわりを持つ、地域の研究 会が集まり、それぞれの情報を共有し最適化を行い、実際に臨床の場で活用できればと考えています.このよう な理念のもと、各地区の画像関係の研究会の代表の方にお声がけして、賛同頂いた研究会を中心に運営を開始 することになりました.まずは情報を発信するために「DR 連合フォーラム」のホームページを作成し、開催案内や 各研究会の代表の方々から研究会の紹介とあいさつを掲載しました.さらに作成したホームページを各研究会の ホームページで紹介してもらうなど、短い期間でしたが連携をとりながら広報をしていきました.しかし、始動が遅 かったため隅々まで情報が行き渡らなかったことも事実です.次年度以降はそのようなことがないように努めます.

#### 第1回 DR 連合フォーラムの開催

先に述べた通り、今年度は12月9日に金沢市の金沢商工会議所会館で「ディジタルシステムを臨床に活かす 技術」をテーマに掲げて開催をしました.参加者は北海道から九州まで全国から参加してもらい、関心の高さを感 じました. プログラムは、第1部に Chair party 企画として、金沢大学の市川勝弘先生に「DRシステムの画質と感 度」というテーマで講演をして頂きました.X線が FPD などの検出器で検出される機序や DQE から FPD などの DRシステム間の感度を推定して撮影条件等を見直す概念など DRシステムを最適化する上での多岐にわたる知 見を紹介してもらいました.次に,奈良県立医科大学附属病院の中前光弘先生には、「Exposure Index について」 というテーマで講演をして頂きました.EIの概論から臨床現場で利用する方法,EIを基にした撮影条件の見直し 方の考え方について講演をしてもらいました.二演題は基調講演であったにもかかわらず,その後の質問などデ ィスカッションが活発に行われ,会場の熱意が感じられた幕開けでした.

第2部のパネルディスカッションは「FPD活用術:被ばく低減と線量最適化にむけて」をテーマに,以下のように 各研究会の若手のパネラーから発表をしてもらいました.

2.1「新旧 FPD における画質特性と撮影条件について」 名古屋市立大学病院 西脇祐太先生

2.2「FPD の特徴を活かした画像処理の有効利用」大阪国際がんセンター 伊泉哲太先生

2.3「Exposure Index を用いた一般撮影領域の撮影線量の最適化」

大阪市立大学医学部附属病院 奈良澤昌伸先生

2.4 「病室撮影における間接変換型 FPD の画質特性」山形大学医学部附属病院 服部雅之先生

2.5「小児への FPD 導入検討」茨城県立こども病院 本元強先生

それぞれの演者が検討した内容を分かりやすく講演してもらったおかげで、質問や意見等が活発に出され、議論 が白熱し大幅に時間が超過をしてしましました.

### 最後に

今後,年1回の割合で DR 連合フォーラムを開催するので、多くの研究会から賛同、参加してもらえれば幸いで す.次年度は11月23日(祝)に大阪市で開催予定です。多くの方に参加して頂けばと思います。

DR 連合フォーラム参加団体 北海道 CR 研究会,東北ディジタル医用画像研究会,関東 DR 研究会,中部支部画像研究会, 関西地区 CR 研究会,関西画像研究会



第1回 DR 連合フォーラムの開催風景

## RSNA2017 参加報告

# 鳥取大学医学部附属病院放射線部 福井 亮平

RSNA2017 の参加報告について機会を頂きましたので、学会での体験や自身の発表内容について報告 させて頂きます. 103回目に当たる RSNA2017 は平成 29 年 11 月 26 日~12 月 1 日の 6 日間に渡って、 米国イリノイ州シカゴ市の多目的イベント施設である McCormik Place で開催されました. 参加者数は 5 ~6 万人ということですから、かなり大規模な学会です.

私は RSNA には初参加,またシカゴも初でしたから,多くの不安を抱えたまま学会前日の早朝に空港 へ到着しました.共に来た同僚もシカゴ市内ですぐ別れ,朝8:00には1人になりました. RSNA では紙 ポスターの発表も行われており、会場に来れなかった同僚の紙ポスターを張るという任務があり、すぐに 会場に行く必要がありました.入口がわからない地下鉄や会計までたどり着けない切符販売機に苦しみ ながら、なんとか学会場に着いて紙ポスターを張れた時には 11 時になっていました. しかし、参加登録 はスムースに行え、名前の印字されたネームカードを受け取ると、参加できるという実感がやっと湧いて きました. McCormik Place は,地上階が 5 階まである West・South・North Building および Lakeside Center の 4 つの建物で構成され、大小合わせると 173 の部屋がある大きな施設です. したがって、セッ ションとセッションの間で部屋移動するにはかなりの体力を必要とします。各会場では様々な形式の発 表が行われていました. 通常の研究発表, 特別講演, ハンズオンのセミナーなどで構成されていましたが, 特に教育講演やシンポジウムが多いことが特筆すべき点でした. RSNA における講演や発表の中で特に 注目されていた分野は Deep Learning でした. 講演は朝一のセッションでも満員で, 多くの研究発表に も取り入れられていました(Fig. 1). 機器展示場では、広大な面積を使用して各社の最新機器の実機が展 示されていました.特に、日本で開催される ITEM で出展の無いメーカーなどもあり、興味深く展示会場 を見て回ることができました.各社のブースには日本人スタッフの方も常駐されており,時間に余裕を持 てば、日本語で案内して頂くことも可能でした. まだ日本国内には発売がアナウンスされていない機器も 多くあり、各社が RSNA に注力していることを肌で感じることができました.



Fig. 1 会場に入れない参加者たち.

Fig. 2 ミシガン湖の朝日.

朝は7時発のRSNA 会場行きのバスに乗り、15時までは会場で講演等を拝聴、それから暗くなるまで はシカゴの街を見て回り、夜は食事会に参加、23時就寝、4時に起床してパソコンと向かい合う、7時バ ス、という生活サイクルを会期中は続けました.早起きするとミシガン湖から昇る朝日を拝めるという、 絶好のロケーションを独り占めして会期中は過ごしました(Fig. 2).7時のバスに乗ると会場入りするの が早すぎると思われますが、会場によっては7:15から開始しているセッションもあり、人が少ない中で 貴重な講演を拝聴できる、お得な時間を過ごすことができました.私は主にトモシンセシスを研究対象と しているため、RSNAでもトモシンセシスの演題を中心に拝聴しました.Digital Poster として閲覧でき るトモシンセシスの演題は60演題あり、被ばくや診断能など様々な視点に立った研究がありました.特 に、Education に属する演題はトモシンセシスのQCや画質評価について触れていたため、標準化が遅れ ている各種測定手法を再確認する良い機会になりました.

RSNA での私の発表形式は口述発表でした. 演題名は"Patient Dose Reduction in Tomosynthesis Imaging: Application of a New Computerized Reconstruction Technique"と題した, トモシンセシスにおける被ばく線量低減を目的とした補間画像再構成技術の研究発表を行いました. 英語による発表は JRC で経験しているため,発表に不安はありませんでしたが,英語力の皆無な私にとって質疑の時間は油断できない時間でした. あらかじめ想定質問を 20 個程度考えておき(全て外れました), 暗記して,当日を迎えました. 実際には 3 つの質問がフロアと座長からあり 2 つ目までは聞き取れたのですが,返答はうまくいかず,3 つ目は聞き取ることもできず,20 秒間無言で過ごすことになりました. アジア圏の発表者が難無く発表を終える姿を見ると,研究レベル以上の隔たりがあるように感じました.

RSNA2017 の参加を通して、様々な新しい体験をすることができました. 英語発表には当然、語学の スキルを含め多くの課題が残りました. しかし、次回からはこの経験を糧に、より良い発表を目指せると 思います. 研究内容についても、洗練された研究発表が多くありました. 前述の Deep Learning もその 1 つですが、Deep Learning の一端に触れてみようと会期中に開催されたハンズオンセミナーに参加しまし た. しかし、2 時間のセミナー内容には全く理解が及びませんでした. 英語だから、というだけでなく、 自身のプログラミングや数学的な素養が追い付いていないことが明白でした. より先進的な研究を目指 す上で、ベースとなる研究技術の取得も今後の課題だと思い直しました. 良い経験ができた反面、自身の 研究を見直す契機にもなり、今回の RSNA 参加を最大限生かせるよう、研究活動を続けていきたいと思 います.

末筆になりましたが, RSNA 参加の 1 週間に渡る業務不在を支えて頂いた鳥取大学医学部附属病院放 射線部の諸兄らに感謝申し上げます.

96

# 国際光工学会(SPIE) Medical Imaging 2018 に 参加発表して

北里大学メディカルセンター放射線部 柳田 智

2018 年 2 月 11 日から 15 日まで米国テキサス州ヒューストンで行われた SPIE. Medical Imaging 2018 に参加発表してきましたので、学会、発表内容を中心に報告します.

### 1. はじめに

今回の SPIE. Medical Imaging 2018 での発表は, 50 歳を超えた私にとって初めての海外国際 学会の参加でした. 社会人大学院在籍中に1度は海外国際学会で発表したいと指導教員に相談 したところ, Manuscript を残すことができることから SPIE. Medical Imaging 良いのではない かということでこの学会での発表を決めました.

### 2. SPIE. Medical Imaging

SPIE. Medical Imagingは、例年サンディエゴとオーランドで交互に開催されるそうです。今年の順番ではサンディエゴで開催されるはずだったのですが、会場の関係からヒューストンでの開催が決まったそうです。ヒューストンは NASA ジョンソンスペースセンターがあるアメリカ第4の都市です。学会会場はヒューストンのダウンタウンにあるマリオット マーキス ヒューストン ホテルでした。学会会場の近くには、昨年のメジャーリーグベースボール(MLB)のワールドシリーズを制したアストロズの本拠地であるミニッツメイドパークやアメリカプロバスケットリーグ(NBA)チームのロケッツの本拠地であるトヨタセンターなどがあります。



スペースシャトルが展示されているスペー スセンターヒューストン



NBA チームのロケッツの本拠地であるトヨ タセンター

SPIE. Medical Imaging で発表するためには, web サイトからの申し込みと同時に 100words と 250words の abstract をアップロードします. 一般演題発表は,登録時に口述発表かポスター 発表を選択して申し込みます. 採択されると発表前の約一か月前の指定日までに Manuscript (少 なくとも6ページ)の提出が求められます.

学会プログラムは口述発表の他,ポスター発表,ワークショップ,Keynote などがあり,領域 は各モダリティから臓器ごとなど多岐にわたっていました.各日のランチタイムには,ランチポ ックスかバイキング方式のビュフェが大きな会場に用意されており,ほとんどの参加者が一堂 に円卓を囲んでディスカッションしながら昼食を食べます.

ロ述発表は発表時間が15分,質疑応答が5分で,プレゼンテーションの内容が濃く質疑応答も 充実していました.ポスター発表は領域ごとに前半と後半の2日に分かれています,発表前日か らポスターを掲示して発表当日の夕方からプレゼンテーションが一斉に始まります.会場には 軽食や飲み物が用意されており,参加者は飲食しながら発表者に質問をしている光景がとても ユニークでした.



ランチタイムに配られたランチボックスと中身



ポスター発表レセプションの様子

## 3. 発表内容について

私の発表演題名は「Use of high purity aluminum filter with different processing methods in the DQE measurement」で,JSRT 第43回秋季学術大会で発表したものをブラッシュアップし た内容をポスター発表にて発表しました.DQE を求める際に,MTF,NPS を計測するときの線質を 決定するアルミニウムフィルタの製造方法の違いにより,NNPS の結果が異なり,DQE に影響を与 えるという内容です.高純度(99.999%)アルミニウムで 21mm のプレート加工したフィルタでは 低周波から高周波にかけて NNPS が上昇しますが,圧延加工した 1mm シートを 21mm 重ねたフィ ルタや低純度(99.5%)アルミニウムでは NNPS の上昇は認めらせん.この原因は,鋳造したプレー ト加工では,アルミニウム結晶が再結晶化することで NNPS が上昇するが,高純度のアルミニウ ムでは 1mm シート圧延加工にすることにより結晶構造が破壊されて NNPS の上昇は認められない と考えられます.さらには,低純度アルミニウムでは,不純物が結晶微細化剤として働くために NNPS の上昇は認められないと考えられます.結論として高純度アルミニウムフィルタを使って DQE を求める際に使用する場合には,アルミニウムを圧延加工薄層化して使用する必要があると いうものです. 詳細については、公開される Manuscript を参照してください.



発表ポスターと著者

### 4. 最後に

人生初の国際学会での参加発表でしたが、貴重な体験がたくさんできました.特に、SPIE. Medical Imaging 2018 では Deep learning を用いた内容が全てのモダリティ領域で多く発表さ れており、診断に限らず画像処理、画像再構成に応用されていて、これから数年で放射線診療は 大きな変革を迎えるのではないかと身をもって感じました.

今回このような機会を作って終始御指導をいただき,さらには共同発表者として同行いただ いた国際医療福祉大学大学院の西木雅行教授に心から深謝いたします.また,長期にわたり出張 を許可していただいた北里大学メディカルセンター放射線部洲崎技師長,出張不在中に職場を サポートしていただいた放射線部の諸兄方に感謝いたします.

SPIE. Medical Imaging 2019は、サンディエゴでの開催が予定されているようです. 是非, 読者の皆さんも参加されてみてはいかがでしょうか?

# 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考える初学者の、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 学会標準ディ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ィジタル 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.

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

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

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

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



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

【参考文献】

 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. A jR 174:71-74, 2 000.

【標準ディジタル画像データベースを用いた、または関連した研究】

- 引用文献の概要(全174編, Scopus 調べ, 2016年1月現在)
   Academic Radiology:6 AJR(American Journal of Roentgenology):4, EJR:4,
   IEEE Trand. Med. Img: 7, J Dig Img:4 Medical Image Analysis: 4, Medical Physics: 7,
   Radiology: 4, その他海外論文:17, その他国内論文: 2, Proceedings: 38
- 2. 主な海外論文
- 1) Li Q, Katsuragawa S, Doi K: Improved contralateral subtraction images by use of elastic matching technique. Medical Physics, 27: 1934-42, 2000
- 2) van Ginneken B, Ter Haar Romeny BM, Viergever MA: Computer-aided diagnosis in chest radiography: A survey. IEEE Transactions on Medical Imaging, 20: 1228-41, 2001
- 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
- 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
- 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
- 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
- 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
- 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 posteroanterior 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
- 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
- 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
- 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
- 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<sup>-</sup>u.ac.jp

# 平成 29 年度 画像部会事業報告

1) 第73回総会学術大会時(第80回画像部会)

開催日:平成 29 年4 月 14 日(金) 会 場:パシフィコ横浜(横浜市)

(1)Educational Course同時通訳・解説 熊本大学大学院 白石 順二司会 金沢大学 田中 利恵

① 「医用画像における被ばくの最適化研究のために知っておくべきこと」

"The Broad Relevance of Safety Culture in Medical Imaging" Duke University Ehsan Samei

② 「英語と医療被ばくの最適化の基本を両方一緒に学んじゃいましょう!」

"Let's learn English simultaneously with the optimization of patient dose"

(2)Intellectual Discussion

「これだけは最低限知っておきたい!放射線技術学研究における画像評価の基礎の基礎」

司会 大阪市立大学医学部附属病院 岸本 健治

名古屋市立大学病院 國友 博史

- ① ディジタル画像研究に必要な画像評価の基礎知識 岐阜医療科学大学 篠原 範充
- ② DR·CR 関連研究に必要な画像評価の基礎知識 東海大学医学部付属八王子病院 由地良太郎
- ③ ディスプレイ関連研究に必要な画像評価の基礎知識 名古屋第二赤十字病院 新美 孝永
- ④ プログラミングを用いた画像研究に必要な基礎知識 岐阜大学 福岡 大輔

#### 2) 第45 回秋季学術大会時

メインテーマ「放射線治療領域における画像処理研究の可能性と未来」

- (1) Educational Lecture 司会 画像部会長 白石 順二「放射線治療領域における画像処理研究の可能性」 エルピクセル(株)木田 智士
- (2) Intellectual Discussion

司会 岐阜医療科学大学 篠原 範充

金沢大学 田中 利恵
- ① 放射線治療領域における医用画像処理の役割 鹿児島大学病院 奥 好史
- ② 放射線治療システムにおける画像情報の共有の現状と可能性 (株)千代田テクノル 四方田 章裕
- ③ 放射線治療における画像処理を用いた呼吸性移動管理 大阪国際がんセンター 上田 悦弘
- ④ 放射線治療 QA・QC のための画像およびデータ処理技術

がん・感染症センター都立駒込病院 木藤 哲史

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

放射線医学総合研究所 森 慎一郎

⑥ フリーディスカッション

- 3) 医用画像処理プログラミングセミナーの開催
   第 38 回医用画像プログラミングセミナー(教育委員会,画像部会,近畿支部共催)
   開催日:平成 29 年 9 月 23 日(土), 24 日(日)
   会 場:(株)島津製作所 関西支社
- 4) DR(ディジタルラジオグラフィ)セミナーの開催
  第 18 回 DR セミナー (教育委員会,画像部会,中部支部共催)
  開催日:平成 29 年 7 月 15 日(土), 16 日(日)
  会 場:名古屋市立大学病院 参加人数:20 名
- 5) ROC セミナーの開催
   第9回 ROC セミナー(教育委員会,画像部会,九州支部共催)
   開催日:平成 29 年 6 月 10 日(土),11 日(日)
   会 場:沖縄船員会館
- 6)臨床画像評価セミナーの開催
   第4回臨床画像評価セミナー(教育委員会,画像部会,東京支部共催)
   開催日:平成29年7月8日(土),9日(日)
   会場:国立がんセンター中央病院 参加人数:17名
- 7) 画像部会「研究情報サイト」の開設

画像部会の部会ホームページにおいて、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 報サイトを開設した.

8) 部会誌(画像通信)の発行

Vol.40 No.1(通巻78 号)(平成29 年4 月), Vol.40 No.2(通巻79 号)(平成29 年10 月)

9) 部会委員会の開催

第1回委員会4月14日(横浜)
第2回委員会5月21日(名古屋)
第3回委員会10月13日(広島)
第4回委員会10月29日(名古屋)

## 平成 30 年度 画像部会事業計画

1) 第83回画像部会の開催(第74回総会学術大会時)

開催日:平成 30 年 4 月 13 日(金) 会場:パシフィコ横浜(横浜市)

(1) Educational Lecture

- 「散乱線克服への取り組み」 大阪府立急性期総合医療センター 船橋 正夫
  - 司会 熊本大学大学院 白石 順二

(2) Intellectual Discussion

「散乱線除去の基礎の基礎 ―グリッドと仮想グリッド処理,この似て非なるもの―」

- 司会 北里大学メディカルセンター 柳田 智
  - 東北大学病院 小野寺 崇

散乱線除去用グリッドと仮想グリッド処理、これだけ違う画像形成のメカニズム (1)

- 名古屋市立大学病院 東出 了
- 株式会社三田屋製作所 横内 悟朗 (2)グリッドの性能評価

メーカ別、仮想グリッド処理による画質改善の仕組み 3

1. 富士フイルムメディカル Virtual Grid 富士フイルムメディカル(株) 網本 直也

2. キヤノンライフケアソリューションズ Scatter Correction

キヤノンライフケアソリューションズ(株) 向笠 恭司

- 3. コニカミノルタジャパン Intelligent Grid コニカミノルタ(株) 伊藤 良平
- 4. フィリップス Sky Flow Plus フィリップス・ジャパン(株) 藤岡 泰祐
- ④ 仮想グリッド処理の性能評価におけるこれまでの取り組み

東海大学医学部付属八王子病院 由地良太郎

⑤ 仮想グリッド処理の臨床評価と今後の課題 奈良県立医科大学附属病院 中前 光弘

2) 第84回画像部会の開催(第46回秋季学術大会時)

開催日:平成 30 年 11 月 会 場:仙台市

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!」

3) 医用画像プログラミングセミナーの開催

第39回医用画像処理プログラミングセミナー

開催日時:平30年10月27日(土),28日(日)

4) DR(ディジタルラジオグラフイ)セミナーの開催(教育委員会,九州支部共催)

第19回 DR セミナー(福岡県 北九州市)

開催日時:平30年8月25日(土),26日(日)

会 場:小倉記念病院

5) 臨床画像評価セミナーの開催(教育委員会,東京支部共催)

第5回臨床画像評価セミナー(東京都 築地)

開催日時:平成 30 年 7 月 21 日(土) 9:30~17:30(予定), 22 日(日) 9:30~13:00

会 場:国立がん研究センター中央病院

6) ROC セミナーの開催(教育委員会,北海道支部共催)

第10回 ROC セミナー(北海道 札幌市)

開催日時:平成 30 年 4 月 21 日(土) 10:00~12:00, 13:00~15:00, 4 月 22 日(日) 12:00~14:00

会 場:札幌医科大学

7) 中高生対象メディカルサイエンス講座

平成 30 年度 中高生対象メディカルサイエンス講座(広島県 広島市)

開催日時:平成 30 年 8 月 3 日(金) 13:00~17:00(予定)

会 場:広島国際大学 広島キャンパス(予定)

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

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

### 9) 部会誌(画像通信)の発行

Vol.41 No.1(通巻80号)(平成30年4月), Vol.41 No.2(通巻81号)(平成30年10月)

10) 部会委員会の開催 年5回(横浜,名古屋,仙台,Web開催)

# 画像部会入会のご案内

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

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

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

[入会資格] 日本放射線技術学会の会員であること.

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

#### [年会費と会員特典について]

1. 専門部会の会員登録システムと年会費の変更について

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

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

2. 専門部会誌の電子化について

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

#### 3. 専門部会員の特典について

(1) セミナーおよび講習会への参加費の割引

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

(2) 専門部会誌の優先閲覧

専門部会員の方は、春(4月)と秋(10月)に専門部会誌が出版されると同時に、登録されてい る専門部会の部会誌(電子版)が閲覧できます.なお、出版後3ヶ月を経過した後には、すべての 正会員・学生会員について、すべての専門部会誌(電子版)が閲覧できます.

### 編集後記

第74回総会学術大会での第82回画像部会では、最近流行の"仮想グリッド処理"を、 画像部会の視点から見直そうということで、「散乱線除去の基礎の基礎」というテーマで、 教育講演を"CR の神様"である船橋正夫先生に依頼し、シンポジウム(Intellectual Discussion)では、様々な角度からグリッドと仮想グリッド処理の現状と問題点を議論する ことにしました. 仮想グリッド処理を扱っている4社のメーカの方にもご講演を受諾して いただき、今回の画像部会に参加するだけで、仮想グリッドのすべてがわかるような構成と しました.また、今号からの新しい企画として「温故知新 〜過去の教えから学ぶ〜」をス タートさせ、その1回目として、三田屋商事(株)の前社長の飯田 昇氏が1999年に本学会 雑誌に投稿して下さった「X線グリッドのやさしい理解」を、掲載当時のままの形で、再掲 載しています.このように、散乱線とグリッド、仮想グリッド処理のエセンスがすべて取り 込まれた今回の画像通信は、これまでと同様に、多くの画像部会会員の皆さんにとって、現 場で研究を行う際の、また、仕事の質を高める上での貴重な資料になると信じています.

話は変わりますが、日本放射線技術学会では、数年前から「専門部会に入ろう!」キャン ペーンを行っています.総会や秋季学会に参加された方は、すでにご存じだと思いますが、 参加登録票に自分の所属部会のシールを張っている人をたくさん見かけられたと思います. 画像部会に限らず、専門部会に入るということは、自分にとって興味がある専門分野を決め るということです.学会に参加される多くの若い方は、現在、自分が勤務している(担当し ている)部門の演題や講演に興味を示しがちですが、今、学会の中で専門家と言われている 先生方の多くは、自分の専門を決めた後は、その時の勤務場所に関係なく、学会では自分が 専門とする領域に顔を出して、その領域における研究の流れに関する経験を積み重ねてき ました.私も専門は画像ですが、病院での21年間の勤務は放射線治療と核医学がメインで した.専門家になるには、その研究における時代ごとの流れを知ることが非常に重要です. できるだけ早い段階で自分の専門性を決めるためにも、ぜひ、専門部会に入って、自分が専 門とする分野の時代の流れを感じてほしいと思います.

(JS 記)

**画像通信 Vol.41 No.1(通巻'80)** 発行日 2018 年 4 月 1 日 発行所 公益社団法人 日本放射線技術学会 〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東錺屋町 167 TEL075-354-8989 FAX075-352-2556 e-mail: office@jsrt.or.jp 発行者 公益社団法人 日本放射線技術学会 画像部会 部会長 白 石 順 二

画像》通信 通卷八十号

VOL. 41 No1 SPRING 2018