

Communication of the Imaging Group of the JSRT

画像通信

2021 年 4 月

Vol.44 No.1(通巻 86)

☆ 第 89 回画像部会『動画の画像評価』

Educational Lecture

「動画の画質評価 総論」

国際医療福祉大学 保健医療学部 西木 雅行

Intellectual Discussion

1. 「動画の画像評価 - IEC 622201-1-3 の紹介 -」
2. 「IEC62220-1-3 に基づく動画用 X 線検出器の画質評価」
3. 「血管撮影装置における透視画像の視覚評価」
4. 「非参照メトリクスを用いた動画の物理評価」

金沢大学 医薬保健研究域 田中 利恵
 九州大学病院 医療術部 倉本 卓
 大阪大学医学部附属病院 医療技術部 日高 国幸
 大阪市立大学医学部附属病院 中央放射線部 片山 豊

☆ 技術紹介:

- ①「高画質・低線量・使いやすさを追求した C アーム搭載多目的デジタル X 線 TV システム『Ultimax-i』」
 キヤノンメディカルシステムズ株式会社 瀧北 直人
- ②「GE ヘルスケアのトモシンセシス機能について」
 株式会社 GE ヘルスケア・ジャパン株式会社 Women's Health&X-ray 営業推進部 藤田 奈津子
- ③「血管撮影装置による One Stop Stroke Management その可能性に向けた取り組みについて」
 シーメンスヘルスケア株式会社 アドバンスセラピー事業本部 CA/IR 事業部 中西 哲也・富士溪 俊之

☆ 読者のページ:

- ①「第 21 回 DR セミナー(オンライン)を受講して」
 JA 福島厚生連 白河厚生総合病院 石森 光一
- ②「第 21 回 DR セミナー(オンライン)を受講して」
 JA 北海道厚生連 札幌厚生病院 医療技術部 千葉 浩樹
- ③「第 21 回 DR セミナー(オンライン)を受講して」
 茨城県立こども病院 放射線技術科 本元 強

☆ 専門部会講座(入門編):「医用画像評価のための ROC・FROC 観察者実験」

熊本大学大学院 白石 順二

☆ 専門部会講座(入門編):「ディープラーニングのための画像処理技術の基礎」

藤田医科大学 医療科学部 放射線学科 寺本 篤司

☆ 大学/研究室/研究会紹介:

「群馬パース大学 保健科学部 放射線学科の紹介」

群馬パース大学 保健科学部 加藤 英樹

☆ 国際会議案内・報告:

- ①「RSNA2020 参加報告」
 藤田医科大学大学院 竹内 野々子
- ②「IFMIA2021 参加報告」
 藤田医科大学大学院 村木 亮介

☆ 画像部会 HP「研究情報サイトの紹介」

岐阜大学 教育学部技術教育講座 福岡 大輔

☆ 標準デジタル画像データベース(胸部腫瘍陰影像)の紹介

☆ 2021 年度事業計画・2020 年度事業報告

☆ 画像部会入会案内



公益社団法人 日本放射線技術学会
 画像部会

第 90 回 画像部会予告

日 時：2021 年 10 月 15 日(金)～17 日(日) の第 49 回日本放射線技術学会秋季学術大会期間中 予定
会 場：熊本城ホール(熊本市)
内 容：「深層学習のイロハ(仮題)」

臨床画像評価セミナーの開催予定

第 8 回臨床画像評価セミナー 2021 年 7 月 17(土), 18 日(日) (予定)

会場：国立がん研究センター中央病院

ROC セミナーの開催予定

第 13 回 ROC セミナー 2022 年 1 月 9 日(日) 10:00～18:00(予定)

会場：学会事務局(京都)と Cisco Webex によるハイブリッド開催

DR(デジタルラジオグラフィ)セミナーの開催予定

第 21 回 DR セミナー 未定 会場：大阪

医用画像処理プログラミングセミナーの開催予定

第 41 回医用プログラミングセミナー 未定 会場：Cisco Webex によるオンライン実施

画像部会委員 氏名・所属・電子メール

篠原 範充(画像部会長)

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
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
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
寺本 篤司 藤田医科大学医療科学部	teramoto@fujita-hu.ac.jp
中山 良平 立命館大学理工学部	ryohei@fc.ritsumeit.ac.jp
東出 了 鈴鹿医療科学大学保健衛生学部	raryo@suzuka-u.ac.jp
柳田 智 つくば国際大学医療保健学部	s-yanagita@tius.ac.jp
山本 めぐみ 広島国際大学保健医療学部	m-yamamo@hirokoku-u.ac.jp
由地 良太郎 東海大学医学部付属八王子病院	ryotaro.yuji@gmail.com

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 89 回画像部会プログラム

日 時 : 2021 年 4 月 16 日 (金) 15:45~18:45

会 場 : パシフィコ横浜 会議センター F203+204 室

『動画の画像評価』

1. Educational Lecture :

「動画の画像評価 総論」

司会 岐阜医療科学大学 篠原 範充

国際医療福祉大学 西木 雅行

2. Intellectual Discussion :

司会 つくば国際大学 柳田 智

鈴鹿医療科学大学 東出 了

金沢大学 田中 利恵

1. 動画の画像評価 - IEC 62220-1-3 の紹介 -

2. IEC 62220-1-3 に基づく動画用 X 線検出器の画質評価

九州大学病院 倉本 卓

3. 血管撮影装置における透視画像の視覚評価

大阪大学医学部附属病院 日高 国幸

4. 非参照メトリクスを用いた動画の物理評価

大阪市立大学医学部附属病院 片山 豊

各種セミナーのご案内

・専門部会講座 (画像) 入門編 4 月 18 日 (日) 8 : 00 ~ 8 : 45 (503 室)
「ディープラーニングのための画像処理技術の基礎」 藤田医科大学 寺本 篤司

・専門部会講座 (画像) 入門編 4 月 18 日 (日) 12 : 20 ~ 13 : 05 (414+415 室)
「医用画像評価のための ROC・FROC 観察者実験」 熊本大学大学院 白石 順二

動画画像の画質評価 総論

国際医療福祉大学 保健医療学部 放射線・情報科学科 西木 雅行

1. はじめに

静止画像の画質評価については、評価指標としての DQE(Detective Quantum Efficiency)の有用性が広く共有され、現在までに多くの X 線検出器についての DQE 測定結果が報告されている[1][2]。DQE は MTF(Modulation Transfer Function)と NPS(Noise Power Spectrum)の 2 大要素から計算される量であり、IEC 規格 (IEC62220-1) においてその測定方法が厳密に規定されているので、特に議論すべき余地はない。ただし MTF や NPS という物理量は、測定の対象としているシステムが線形システムであることを前提としているので、線形でないシステムの場合には必ず線形化という前処理を実施しなければならない。一方、動画画像の画質評価については、空間方向の性能と共に時間軸方向の性能も併せて考慮しなければならない。特に動画画像に特有の現象として、連続する画像フレーム間に相関 (correlation) が発生し残像となるので、この影響を適切に評価しなければならない。MTF は測定用エッジが静止している限り特に残像の影響は受けないが、NPS は残像のフレーム加算効果により、残像がない場合に比べて小さく測定される。残像が極めて大きいような極端な場合には、残像を含む画像から計算した NPS を使って DQE を求めると 1 を超えてしまうこともあり、DQE としての意味をなさない。動画 DQE においてはこの残像についての補正が必須であり、その方法についてはいくつかの提案が存在するので、それらについて以下に議論する。本稿全体を通じて前提としているのは、対象システムの線形性 (linearity) と移動不変性 (shift invariance) であり、空間方向はもちろんのこと、時間軸方向にもこの性質が確保されていることを前提にして議論を進める。幸いこの前提は、通常の X 線検出器であれば問題なく満たされている。

2. 静止画像の DQE

IEC 規格 (IEC62220-1-1) [3]においてその測定方法が厳密に規定されている静止画像の DQE は次の式で与えられている。

$$DQE(u, v) = MTF^2(u, v) \frac{NPS_{in}(u, v)}{NPS_{out-LD}(u, v)} \quad (1)$$

ここで (u, v) は空間周波数を表す変数である。(1)式において、 $NPS_{in}(u, v)$ は入力 of S/N 比を表し、 $NPS_{out-LD}(u, v)$ は検出器の出力画素値をフォトン数に換算して線形化した NPS を表すが、これらは通常の測定においてはあまり使用されない量なので、(1)式と完全に等価であってより直接的な表現である次式が使われることが多い[4][5]。

$$DQE(u, v) = \frac{k^2 \cdot MTF^2(u, v)}{SNR_{in}^2 \cdot NPS(u, v)} \quad (2)$$

ここで、 k は検出器の出力画素値、 $NPS(u, v)$ は検出器の線形化された出力画素値をそのまま使って計算した NPS、 SNR_{in}^2 は検出器の単位面積に入射する X 線粒子の統計的変動に起因する入力 of S/N 比を表す。 SNR_{in}^2 は空間周波数によらず一定であり、検出器に入射する X 線量に比例する。(2)式において SNR_{in}^2 のみは個々の施設で正確に測定することは難しいので、これを線量と線質から決まる定数として予め計算しておき、この計算された値を各施設で共通に使うことを IEC 規格では規定している。NPS の代わりに NNPS(Normalized NPS)を使うと表記が簡単化できるので、この式も多用されている[6]。

$$DQE(u, v) = \frac{MTF^2(u, v)}{SNR_{in}^2 \cdot NNPS(u, v)} \quad (3)$$

ここで、 $NNPS(u, v) = NPS(u, v) / k^2$ である。

近年 DQE が重視されるようになってきた理由としては、DQE は入力 of S/N 比を如何に低下させずに出力に伝達するかを表す指標であると共に、画像の線形フィルタ処理に対して不変であることが挙げられる。すなわち、例えば画像を先鋭化させるためにエッジ強調フィルタをかけて見かけ上の MTF を向上させたとしても、使用したフィルタが線形である限り NPS も同時に増大し、結果的に DQE は不変に留まるので、DQE はより普遍的な評価指標とみなすことができる。このことを式で表すと(4)式のようになる。

$$\frac{MTF^2(u, v)}{NPS(u, v)} = \frac{MTF_{LF}^2(u, v)}{NPS_{LF}(u, v)} \quad (4)$$

ここで、 $MTF_{LF}(u, v)$ と $NPS_{LF}(u, v)$ はそれぞれ、線形フィルタ処理された画像における MTF と NPS を表す。

3. 動画像の DQE 一般論

動画像の場合には何を評価すれば良いのだろうか。動画像というのは、時間軸方向に静止画像を多数並べたものである。この内の 1 枚の画像を静止画像と見立てて、静止画像に適用される DQE を(1)～(3)式で計算すれば済むのではあれば話は簡単であるが、動画像に特有の現象として残像がある。残像があると、過去画像の信号の一部が現画像に加算されるので、連続する画像フレーム間に相関 (correlation) が発生し、残像がない場合に比べてノイズが小さく測定される。前述したように、残像が極めて大きいような極端な場合には、残像を含む画像から計算した NPS を使って DQE を求めると 1 を超えてしまうこともあり、DQE としての意味をなさない。

まず、通常に残像は時間軸方向の線形フィルタとみなすことができることを以下に確認しておく。図 1(a)は、X線を照射し続けたときの時間軸方向画像列である。残像のない画像列（上段）を $\dots, f_{i-2}, f_{i-1}, f_i, f_{i+1}, \dots$ 、残像がある場合の画像列（下段）を $\dots, g_{i-2}, g_{i-1}, g_i, g_{i+1}, \dots$ とすると、任意の時点 i における g_i は、現在と過去の画像の影響を受けるので、次のように表せるとする。

$$g_i = \alpha_0 f_i + \alpha_1 f_{i-1} + \alpha_2 f_{i-2} + \dots \quad (5)$$

簡略化して、 $\mathbf{g} = L(\mathbf{f})$ と表すことにする。ここで L は残像を発生するシステムを表す。このシステムへの入力 \mathbf{f} から $\mathbf{ax} + \mathbf{by}$ (a と b は任意定数) に変わったとき、出力 $L(\mathbf{ax} + \mathbf{by})$ の i 成分は、

$$\begin{aligned} [L(\mathbf{ax} + \mathbf{by})]_i &= \alpha_0(ax_i + by_i) + \alpha_1(ax_{i-1} + by_{i-1}) + \alpha_2(ax_{i-2} + by_{i-2}) + \dots \\ &= a(\alpha_0 x_i + \alpha_1 x_{i-1} + \alpha_2 x_{i-2} + \dots) + b(\alpha_0 y_i + \alpha_1 y_{i-1} + \alpha_2 y_{i-2} + \dots) \\ &= a[L(\mathbf{x})]_i + b[L(\mathbf{y})]_i \end{aligned}$$

結局、 $L(\mathbf{ax} + \mathbf{by}) = aL(\mathbf{x}) + bL(\mathbf{y})$ となる。すなわち、定義より、残像を発生するシステム L は線形システムであると言える。なお、ノイズ低減の目的で人工的に残像を追加する手法である時間方向リカーシブフィルタが使われることがあるが、このフィルタは一般に次のように表される。

$$g_i = qf_i + (1 - q)g_{i-1} \quad (6)$$

ここで q は任意の定数である。この式を変形すると、

$$\begin{aligned} g_i &= qf_i + (1 - q)[qf_{i-1} + (1 - q)g_{i-2}] \\ &= qf_i + (1 - q)qf_{i-1} + (1 - q)^2 qf_{i-2} + \dots \end{aligned}$$

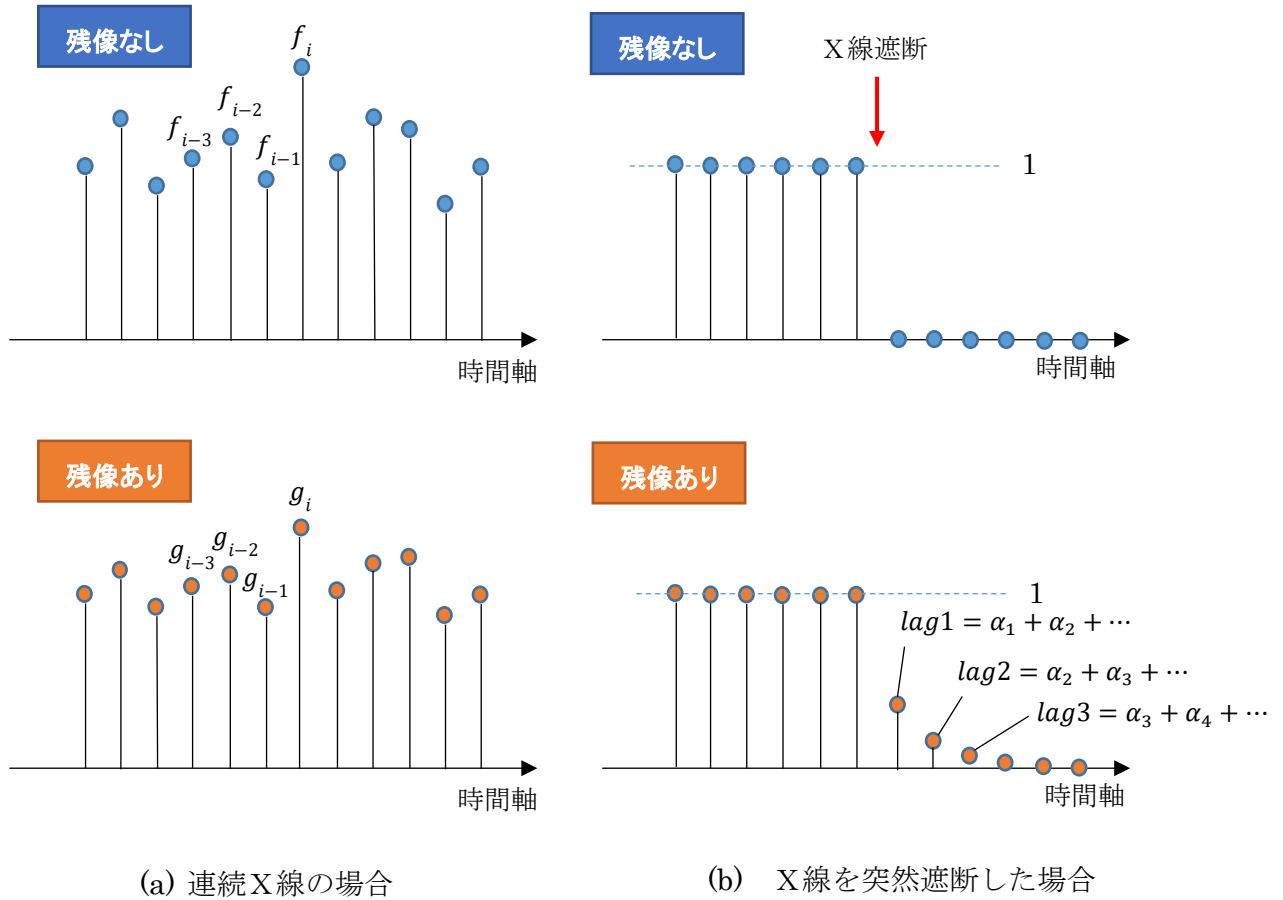


図 1 時間軸方向の画像例

これは(5)式の特珠な場合に相当するので、リカーシブフィルタは時間方向の線形フィルタであると言える。したがって、リカーシブフィルタが適用された画像列についても以下の議論は全て成り立つ。

図 1(b)は、X線を突然遮断した場合の画像列で、上段は残像なし、下段の残像ありの場合である。この図では簡単のために、X線照射中の画像に含まれるノイズは無視し、画素値自身は1に規格化してある。X線遮断後の残像値を(5)式から計算し、図中に示した。

DQE は如何なる線形フィルタ処理に対しても不変であることから、以下の式が成り立つはずである。

$$\frac{MTF^2(u, v)}{NPS(u, v)} = \frac{MTF_{lag}^2(u, v)}{NPS_{lag}(u, v)} \quad (7)$$

ここで、 $MTF_{lag}(u, v)$ と $NPS_{lag}(u, v)$ はそれぞれ、残像がある場合の MTF と NPS を表す。この内 $NPS_{lag}(u, v)$ は、エッジ等の特殊なデバイスを必要としないので、動画像の1枚を抜き出してきて簡単に測定できるが、 $MTF_{lag}(u, v)$ はどうやって測定できるだろうか。静止画像においてはエッジ等を利用して測定しているが、動画像ではエッジを動かしながら測定するのだろうか。そのような方法についてはいくつかの提案はある[7][8][9]が、まだ確立された方法にはなっていないようである。そこで IEC が推奨するのは、 $MTF_{lag}(u, v)$ ではなく $NPS_{lag}(u, v)$ のみを測定して、そこから $NPS(u, v)$ を推定する方法である。そのためには、以下の $r(u, v)$ を求めればよい。

$$r(u, v) = \frac{NPS_{lag}(u, v)}{NPS(u, v)} \quad (8)$$

このような方法で求めた動画像の DQE : $DQE_{dyn}(u, v)$ は、以下の式で表すことができる。

$$DQE_{dyn}(u, v) = \frac{k^2 \cdot MTF^2(u, v)}{SNR_{in}^2 \cdot NPS_{lag}(u, v)} \cdot r(u, v) \quad (9)$$

ここで $MTF(u, v)$ は、静止しているエッジを使って静止画像の時と同様な方法で測定すれば良い。静止しているエッジは残像の影響を受けないので、動画像列の中の1枚で MTF を測定すれば静止画像を使った時と同一の MTF が測定できる。

すなわち、動画像の DQE である $DQE_{dyn}(u, v)$ を求める問題は、 $r(u, v)$ を求める問題に還元される。残像がなければ $r(u, v) = 1$ であるが、通常は残像があるので $r(u, v) \leq 1$ となる。 $r(u, v)$ は一般に空間周波数 (u, v) の関数であるが、残像に空間周波数依存性がなければ、 $r(u, v) = r$ (定数) となる。通常の X 線検出器においては、ある画素から発生する残像はその画素以外の画素に影響を与えない、言い換えると残像は他の画素からの影響を受けないと考えられるので、残像はどの空間周波数においても等しい割合で発生すると考えてよい。そこで、以後 $r(u, v) = r$ とする。以下、 r の求め方についていくつかの方法を見ていく。

4. 動画像の DQE : IEC62220-1-3

IEC62220-1-3[10]においては、Mensre らが提案した方法[11]に基づいて、 r を次式のように、空間的 NPS ではなく時間的 NPS から計算することを定めている。

$$r = \frac{\int_{-f_N}^{f_N} NPS_{lag}(f) df}{\int_{-f_N}^{f_N} NPS(f) df} \quad (10)$$

ここで f と f_N はそれぞれ、時間的な周波数とナイキスト周波数を表し、 $NPS_{lag}(f)$ と $NPS(f)$ はそれぞれ、残像がある場合とない場合の時間的な NPS を表す。時間的な NPS は、図 2 に示すような時間軸方向の画素値列から計算される 1 次元 NPS である。式で表すと以下になる。

$$NPS(f) = \frac{1}{K} |P(f)|^2, P(f) = \tilde{F}[p(t)] \quad (10-1)$$

ここで、 $p(t)$ は任意画素の時間軸方向の画素値列、 $P(f)$ はそのフーリエ変換、 K は画素値列が含まれる時間範囲である。記号 \tilde{F} はフーリエ変換を表すこととする。

実際に r を求めるには、まず $NPS(u, v)$ をどの線量レベルで評価するかを決め、その線量の X 線を照射し続けて一連の画像を記録しておくことから始める。この連続画像から時間的なスペクトル $NPS_{lag}(f)$ を計算する。 $NPS_{lag}(f)$ は、式(10-1)でも説明したが、図 2 に示すように画素 (i, j) 毎に時間軸方向の画素値列を抜き出してフーリエ変換を実行すれば計算できる。残像がなければこれらの画素値は時間軸方向に無相関であり、図 3 に示す $NPS(f)$ のようにスペクトルは白色になる。残像が存在する場合には時間軸方向に相関があるので、白色とはならない。 $NPS_{lag}(f)$ は実測できるので、(10)式にしたがって r を求めるには $NPS(f)$ を求めればよいことになる。

$NPS(f)$ を求めるには、 $NPS(0) = NPS_{lag}(0)$ であることを利用する。この式が成り立つ理由は、定常状態では信号量が時間的に一定であり、したがって NPS の直流成分は無相関の場合と相関がある場合とで変わらないからである。 $NPS(0)$ が求まれば、 $NPS(f)$ は白色であるから、

$$NPS(f) = NPS(0) = NPS_{lag}(0) \quad (11)$$

であり、(10)式は次のようになる。

$$r = \frac{1}{2f_N \cdot NPS_{lag}(0)} \int_{-f_N}^{f_N} NPS_{lag}(f) df \quad (12)$$

このようにして、 $NPS_{lag}(f)$ の測定値から r が求まる。 r が求まれば、(8)式にしたがって、実測された $NPS_{lag}(u, v)$ から $NPS(u, v)$ を求めることができる。(12)式に基づいて実際に r を計算するには、測定誤差をできるだけ小さくするために、 $NPS_{lag}(f)$ は少なくとも 256 x 256 画素についての平均を取らなければならない。また、 $NPS_{lag}(0)$ の値を実際に決める際にも、誤差が出ないように注意が必要である。

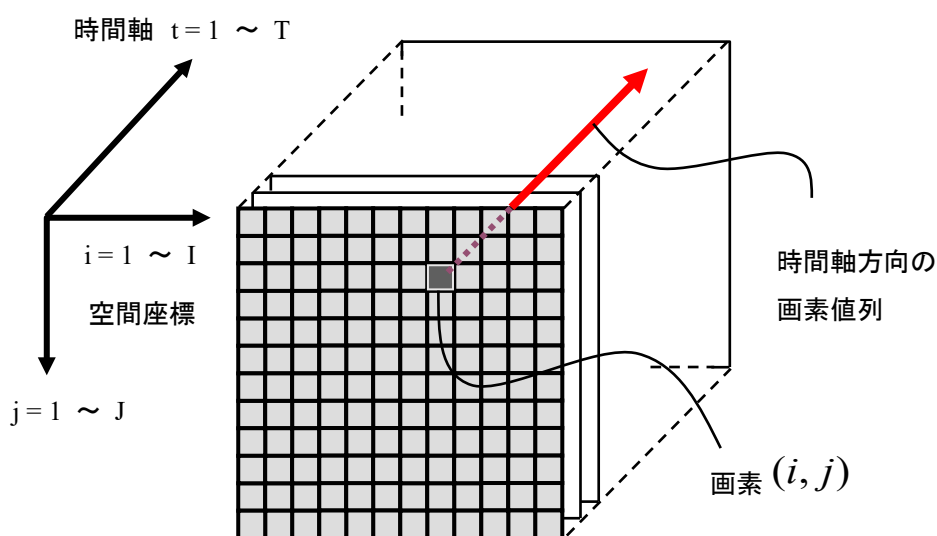


図 2 動画像のモデル

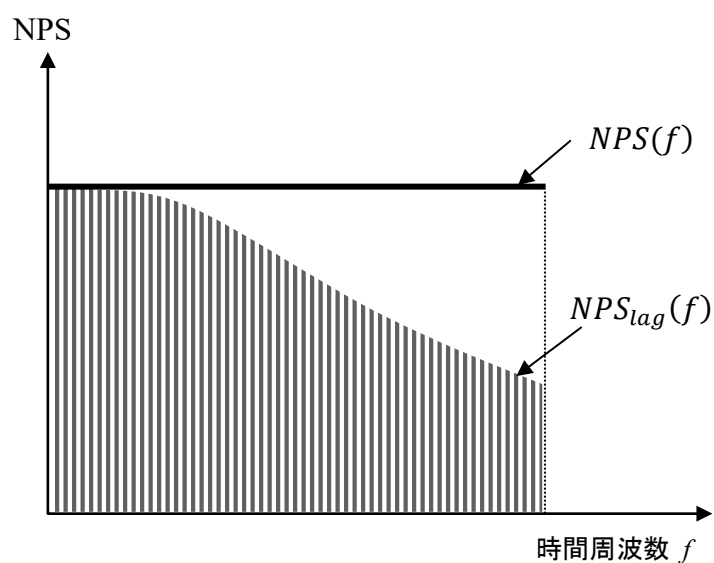


図 3 時間的NPS

IEC62220-1-3 が規定している方法は以上であるが、この方法の前提として、(8)式の空間的 NPS の比が(10)式の時間的 NPS の積分値に等しいという重要な仮定がなされている。この仮定は、2次元空間内にも時間軸方向にも相関がない場合、すなわち全ての方向でスペクトルが白色である等方的な3次元空間の場合には(8)式と(10)の両方で $r = 1$ となり、成り立つことは自明である。しかし、

2次元空間内にも時間軸方向にも相関が存在する実用的な検出器の場合にも成り立つことは、自明ではない。この仮定は、次の2つの条件が満たされれば成り立つことを証明することができる[12]。

条件①：時間軸方向の定常性：残像の状態はどの時刻においても同一である

条件②：空間内の一様性：どの画素も同じ振る舞いをする

この2条件以外の条件、例えば空間内や時間軸方向の相関の有無は条件としない。

条件①は、一定強度のX線を照射開始してから十分長い時間が経過し残像の影響が定常的になった状態において収集すれば通常満たされる。条件②は、画像内のどの画素も同じようにボケ、同じ性質の残像を発生することを要求しているが、通常の検出器では問題なく満たされる。この2条件を言い換えれば、時間軸方向と空間方向の両方における不変性（shift invariance）であり、これは本稿全体で前提としている条件でもある。

IECによる r の求め方についての上記方法の最大の特長は、残像の影響を評価するのにX線を遮断する必要がないことである。X線照射を突然全遮断した前後の時系列画像を収集して残像を直接測定する方法に比べると、実用性が高い方法といえる。

5. 動画のDQE：残像直接測定からのアプローチ

r を求めるには他のアプローチも考えられる。上記したIECの方法では、X線を照射し続けて得られた時系列の画像列を使って r を計算したが、X線を突然遮断して残像を直接測る方法を使っても r を計算することができる。図1(b)に示すように、X線を突然ステップ的に遮断すれば、それ以降の時系列画像には残像のみが出現する。これは時間方向のESF(Edge Spread Function)と見做すことができるので、これを時間で微分すれば残像のLSF(Line Spread Function)が得られる。これを $LSF_{lag}(t)$ とすると、残像による時間方向のMTFは定義より $MTF_{lag}(f) = |\tilde{F}[LSF_{lag}(t)]|$ となる。この式においては簡単のために、 $\int_{-\infty}^{\infty} LSF_{lag}(t) dt = 1$ となるよう規格化された $LSF_{lag}(t)$ を用いている。

ここで再びX線を出し続けた場合に戻って、残像がある場合とない場合の任意画素の時間方向データ列をそれぞれ $p(t)$ 、 $p_{lag}(t)$ とすると、定義より $p_{lag}(t) = p(t) \otimes LSF_{lag}(t)$ となる。ここで \otimes はコンボリューション演算を表す記号である。 $NPS_{lag}(f)$ を $p_{lag}(t)$ から計算すると、次のようになる。

$$NPS_{lag}(f) = \frac{1}{K} \left| \tilde{F}[p_{lag}(t)] \right|^2 = \frac{1}{K} \left| \tilde{F}[p(t) \otimes LSF_{lag}(t)] \right|^2 = \frac{1}{K} |\tilde{F}[p(t)]|^2 \cdot MTF_{lag}^2(f)$$

最後の変換にはコンボリューション定理を使った。さらに、 $\frac{1}{K} |\tilde{F}[p(t)]|^2 = NPS(f)$ であることを利用すれば、

$$NPS_{lag}(f) = NPS(f) \cdot MTF_{lag}^2(f)$$

残像がない場合の時間方向ノイズは白色であるから $NPS(f)$ は定数である。そうすると、 r を求めるための(10)式における $NPS_{lag}(f)$ の積分は、 $MTF_{lag}^2(f)$ の積分で代替できることになる。式で表すと、

$$r = \frac{\int_{-f_N}^{f_N} MTF_{lag}^2(f) df}{\int_{-f_N}^{f_N} MTF^2(f) df} \quad (13)$$

図で表すと図4のようになる。すなわち、残像を直接測定して、その周波数特性を利用することで r を求めることができるわけである。図4のグラフは図2のグラフと全く同じ形であり、ただ $NPS_{lag}(f)$ が $MTF_{lag}^2(f)$ に置き換わり、 $NPS(f)$ が $MTF^2(f)$ に置き換わっただけである。 $MTF(f)$ は残像がない場合のMTFであるから、当然ながら定数となっている。

残像を直接測定して r を求める方法の別の表現として、図1(b)の $lag1, lag2, lag3, \dots$ を使って以下の式を使うこともできる[13][14]。

$$r = (1 - lag1)^2 + (lag1 - lag2)^2 + (lag2 - lag3)^2 + \dots \quad (14)$$

こちらは周波数情報ではなく、実残像データを直接使う方法である。(13)式と(14)式が等しいことはパーシバルの定理の応用となっている。

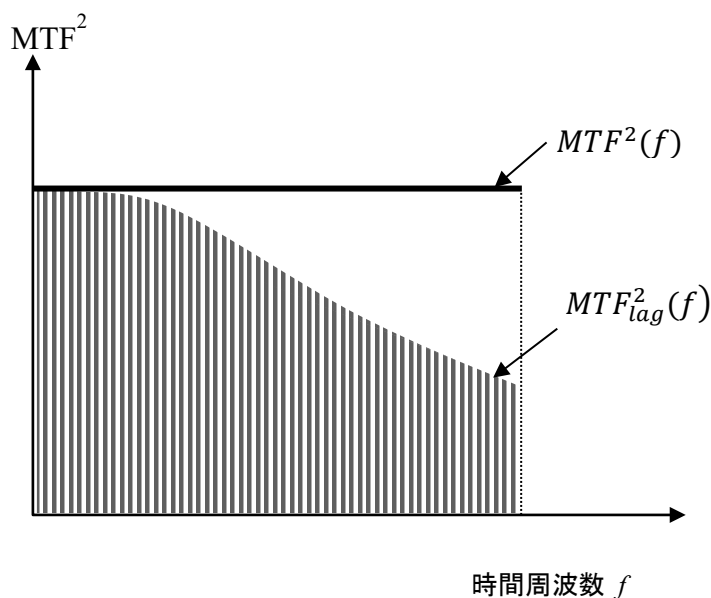


図4 時間的MTF

5. おわりに

本稿では、空間方向と時間軸方向の両方に線形性と移動不変性が確保されていることを前提にして議論を進めてきた。動画像のDQEを得る方法はIEC法を含めて複数あるが、線形性と移動不変性が確保されている限り、どの方法を使っても同等の結果が得られることを示した。幸い、現在主流であるFPD検出器については、概ねこれらの条件は満たされていると考えてよい。そもそも、残像自体がほぼゼロと考えてよい検出器も報告されている[11]。こういう検出器に時間軸方向の線形フィルタ（リカーブフィルタ等）を適用した画像についても、本稿での評価がそのまま適用できる。

ただ、時間方向の線形性が成立しないような残像を生成する検出器も存在する[8]ので、その場合には工夫が必要となる。

参考文献

- [1] Rivetti S, Lanconelli N, Bertolini M, Nitrosi A, Burani A, Acchiappati D, “Comparison of different computed radiography systems: Physical characterization and contrast detail analysis” *Med. Phys.* **37(2)** 440-448 (2010)
- [2] 國友博史, 小山修司, 東出了, 市川勝弘, 服部真澄, 岡田陽子, 林則夫, 澤田道人, “DR システムにおける DQE 測定時の各因子の測定精度に関する検討”, 日放技学誌 **70(7)** 653-661 (2014)
- [3] IEC 62220-1-1, “Medical electrical equipment – Characteristics of digital x-ray imaging devices – Part 1-1: Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in radiographic imaging” International Standard, (2015)
- [4] 西木雅行, “デジタル時代の画像評価の基礎と応用 3. フラットパネルディテクタ (平面検出器) の画像評価”, 日放技学誌 **58(1)** 25-27 (2002)
- [5] 加野亜紀子, “Detective Quantum Efficiency (DQE)”, 日放技学誌 **66(1)** 88-93 (2010)
- [6] Dobbins III JT, “Image Quality Metrics for Digital Systems,” in *Handbook of Medical Imaging*, edited by Beutel, J., Kundel, H. L., and van Meter, R. L., (SPIE, Bellingham, WA, 2000), Vol. 1, Chap. 2.
- [7] Friedman SN, Cunningham IA, “A moving slanted-edge method to measure the temporal modulation transfer function of fluoroscopic systems” *Med. Phys.* **35(6)** 2473-2484 (2008)
- [8] Friedman SN, Cunningham IA, “A small-signal approach to temporal modulation transfer functions with exposure-rate dependence and its application to fluoroscopic detective quantum efficiency” *Med. Phys.* **36(8)** 3775-3785 (2009)
- [9] Friedman SN, Cunningham IA, “A spatio-temporal detective quantum efficiency and its application to fluoroscopic systems” *Med. Phys.* **37(11)** 6061-6069 (2010)
- [10] IEC 62220-1-3, “Medical electrical equipment – Characteristics of digital x-ray imaging devices – Part 1-3: Determination of the detective quantum efficiency – Detectors used in dynamic imaging” International Standard, (2008)
- [11] Menser B, Bastiaens RJ, Nascett A, Overdick M, Simon M, “Linear system models for lag in flat dynamic x-ray detectors”, *Proc. SPIE* **5745** 430-441 (2005)
- [12] 西木雅行, “残像のある動画用 X 線検出器の DQE 測定に関する一考察”, 国際医療福祉大学紀要 **13(2)** 7-15 (2008)
- [13] Granfors PR and Aufrichtig R, “DQE(f) of Amorphous Silicon Flat Panel X-ray Detector: Detector Parameter Influences and Measurement Methodology”, *Proc. SPIE* **3977** 2-13 (2000)
- [14] 西木雅行, “動画 FPD の画質評価—標準化の動向—”, 画像通信 **32(2)** 15-21 (2005)
- [15] 梅原孝好, 松本一真, 藤田知子, 前田勝彦, 池内陽子, 萩原芳明, 藤川慶太, “X 線透視画像における時系列ノイズ周波数特性”, 日放技学誌 **72(1)** 13-20 (2016)

動画の画像評価 – IEC 62220-1-3 の紹介–

金沢大学 医薬保健研究域 田中 利恵

1. IEC 62220 シリーズ作成の背景

デジタル X 線画像システムの普及が進む中、異なる医療機器メーカー間のシステムの画質を相互に比較しやすくする目的で、1999 年頃から実用的なデジタル DQE (Detective Quantum Efficiency) 測定方法を標準化しようとする動きが生まれた[1]。その後、国際電気標準会議[†] (International Electrotechnical Commission: IEC) から、デジタル画像の X 線検出器の DQE 決定に関する規約として、IEC 62220 シリーズが発行された。DQE は MTF (Modulation Transfer Function) と NPS (Noise Power Spectrum) から計算される量であり、かつ、測定に使用する X 線ビームの線質を厳密に定義することも重要であるため、IEC 62220 シリーズは、それらを網羅した内容となっている。

[†]電気及び電子技術分野の国際規格の作成を行う国際電気標準会議

2. IEC 62220 シリーズについて

IEC 62220 シリーズは、医療機器メーカーなど専用の実験設備を有する者が評価を行うことを想定しており、臨床目的に応じて作成された 3 つの規約からなる (図 1)。2003 年に発行された IEC 62220-1-1 は、一般撮影等の静止画用検出器 (FPD, CR, II) を対象としており、2005 年と 2015 年に改定され現在に至る[2]。2007 年に発行された IEC 62220-1-2 は、マンモグラフィ用検出器 (FPD, CR) を対象としており、IEC 61223-3-6 (乳房 X 線撮影装置の受入試験) と併せて活用されている[3, 4]。マンモグラフィ装置特融のいくつかの工夫を除けば、基本的には一般撮影用の IEC 62220-1-1 と同様となっている [1]。一方、動画用 FPD システムの DQE 測定方法は、基本的に静止画用のデジタル X 線画像システムのそれと同様であるが、動画特有の因子として残像を考慮する必要がある。2008 年発行された IEC 62220-1-3 (動画用) の一番の相違は、この残像効果への対応が記載されている点にある[5]。



図 1 IEC 62220 シリーズ

IEC の WEB サイト(<https://webstore.iec.ch/>) から有償でダウンロードできる

3. IEC 62220-1 シリーズの残像対策

DQE 算出に必要な MTF と NPS のうち、NPS の計測対象である均一照射画像に残像が含まれるとノイズが過小評価される。そこで、静止画を取り扱う IEC 62220-1-1（静止画用）と IEC 62220-1-2（マンモグラフィ用）では、残像が含まれない条件でデータ収集するよう規定されている。これには、残像の影響を受けないように、X 線曝射間隔をあけてデータ収集することで対応される。一方、動画の場合は、連続収集した画像に臨床用途があるため、静止画のように間隔をあけて取得したデータを計測対象にするわけにはいかない。そこで、IEC 62220-1-3（動画用）では、連続収集した画像から残像の影響を除いた NPS を求める方法が規定されている（図 2）。なお、残像は動画の解像特性に影響を与えるが、IEC 62220-1-3 では、静止しているタングステンエッジを使って MTF を測定することを規定しているので、静止画同様の方法で動画用 FPD の MTF は計測される。

INTRODUCTION	6
1 Scope	7
2 Normative references	7
3 Terms and definitions	8
4 Requirements	10
4.1 Operating conditions	10
4.2 X-RAY EQUIPMENT	10
4.3 RADIATION QUALITY	10
4.4 TEST DEVICE	11
4.5 Geometry	12
4.6 IRRADIATION conditions	14
4.6.1 General conditions	14
4.6.2 AIR KERMA measurement	15
4.6.3 LAG EFFECTS	16
4.6.4 IRRADIATION to obtain the CONVERSION FUNCTION	16
4.6.5 IRRADIATION for determination of the NOISE POWER SPECTRUM and LAG EFFECTS	16
4.6.6 IRRADIATION with TEST DEVICE in the RADIATION BEAM	17
4.6.7 Overview of all necessary IRRADIATIONS	18
5 Corrections of RAW DATA	18
6 Determination of the DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY	19
6.1 Definition and formula of $DOE(u,v)$	19
6.2 Parameters to be used for evaluation	19
6.3 Determination of different parameters from the images	20
6.3.1 Linearization of data	20
6.3.2 The LAG EFFECTS corrected NOISE POWER SPECTRUM (NPS)	20
6.3.3 Determination of the MODULATION TRANSFER FUNCTION (MTF)	24
7 Format of conformance statement	24
8 Accuracy	25
Annex A (informative) Determination of LAG EFFECTS	26
Annex B (informative) Calculation of the input NOISE POWER SPECTRUM	29
Bibliography	30
Index of defined terms	32

図 2 IEC 62220-1-3 の目次 ※赤枠は残像効果に関連する項目

4. IEC62220-1-3 で定める残像補正 NPS の算出法

IEC62220-1-3 では、残像の計測は、NPS 計測時に取得する画像を対象にしてよいとしている。また、テストデバイスのない状態で、少なくとも 64 枚（2 の累乗）の非照射・照射画像を取得すること、Transit effect を避けるために取得し始めの部分は計測に使用しない（保存しない）ことなどを規定している。さらに、臨床使用の目的によって 3 つの撮影モード（Imaging Model1: 透視, Imaging Model2: 心臓撮影, Imaging Model3: 連続撮影）を定義し、NPS 及び残像計測のための画像は、撮像モードごとに 3 つの空気カーマレベル（normal level と、normal level の 3.2 倍ずつ異なる 2 モード（=3.2 倍と 1/3.2 倍））で取得することを定めている（図 3）。

Table 2 – Necessary IRRADIATIONS

	Imaging Mode1	Imaging Mode2	Imaging Mode3
Subclause 4.3 Conditions	RQA 20 nGy System Settings 1	RQA 200 nGy System Settings 2	RQA 2 000 nGy System Settings 3
Subclause 4.6.4 Conversion function	0..80 nGy	0..800 nGy	0..8 000 nGy
Subclause 4.6.5 Noise power spectrum + lag	6 nGy, 20 nGy and 64 nGy	60 nGy, 200 nGy and 640 nGy	600 nGy, 2 000 nGy and 6 400 nGy
Subclause 4.6.6 Modulation transfer function (H/V)	Either 6, 20 or 64 nGy	Either 60, 200 or 640 nGy	Either 600, 2 000 or 6 400 nGy

図 3 空気カーマレベル 文献 5 より引用 ※20nGy≒0.2mR, 200nGy≒2mR, 2000nGy≒20mR

動画用 PFD システムの NPS 測定において、残像があると、連続する画像フレーム間に相関が生じるため、残像がない場合に比べて、見かけ上のノイズ特性が改善される。そのため、ノイズ特性を正確に測定するには、残像の影響を補正する必要がある。しかし、X 線照射時の残像効果を正確に評価するには、X 線をステップ上に精度よく遮断する必要があり、また、X 線照射時と非照射時で残像特性が不変であることが前提となるなど、現実的でない [6]。そこで、IEC 62220-1-3 では、Menser ら（2005）が提案した方法[7]にもとづいて、残像補正係数 r （過去画像がどの割合で現画像に含まれているか）を、X 線照射時の連続画像から時間方向のノイズスペクトルから計算することを定めている。具体的には、残像のある場合の時間的な NPS(f)と残像がない場合の時間的な $NPS_{lag}(f)$ の全周波数に渡る積分値の比から r を求める（図 4）。そして、 $NPS_{lag}(f)$ は実測できるので、 r を求めるには NPS(f)を求めればよいことになる。一方、NPS(f)は、 $NPS(f) = NPS(0) = NPS_{lag}(0)$ であることを利用して求める[7, 8]。なお、この残像補正係数 r の算出法は、「残像のある場合とない場合の空間的 NPS の比が、時間的 NPS の全周波数に渡る積分値の比

に等しい」という仮説にもとづくものだが、西木ら（2008）によって、その仮説が正しいことと、当該手法により、残像の大きさによらず NPS が正確に評価できることが報告されている[9]。

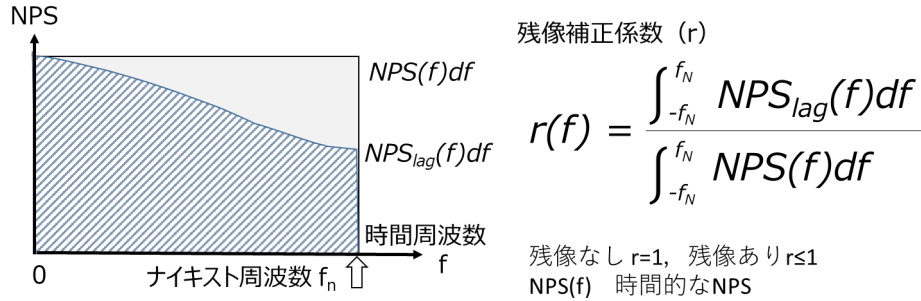


図4 残像補正係数 r の算出法

最終的には、回路ノイズ $NPS_{circuit}(f)$ の効果も考慮した次式により、残像補正された NPS を求め、その NPS を用いて動画用 FPD の DQE が算出される。

$$NPS_{nolag}(f) = NPS_{circuit}(f) + \frac{NPS_{lag}(f) - NPS_{circuit}(f)}{r(f)}$$

5. おわりに

動画用 FPD システムの DQE 測定方法は、基本的に静止画用のデジタル X 線画像システムのそれと同様であるが、動画特有の因子として残像を考慮する必要がある。ここでは動画用 FPD システムの DQE 測定方法を定めた IEC62220-1-3 について、IEC 62220-1-1 との相違点を中心に、理解の助けとなる文献を引用しながら解説した。動画研究の一助になれば幸いである。

参考文献

- [1] 加野 亜紀子 デジタルマンモグラフィの画質評価：標準化の動向 画像通信 2006 年 29 巻 1 号 55-59
- [2] IEC 62220-1-1, Ed.1.0: Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices - Part 1-1: Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in radiographic imaging. International Electrotechnical Commission (IEC), Geneva, Switzerland, 2015.
- [3] IEC 62220-1-2, Ed.1.0: Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices - Part 1-2: Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in mammography. International Electrotechnical Commission (IEC), Geneva, Switzerland, 2007.
- [4] IEC 61223-3-6, Ed.1.0: Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 3-6: Acceptance and constancy tests - Imaging performance of

mammographic X-ray equipment used in a mammographic tomosynthesis mode of operation. International Electrotechnical Commission (IEC), Geneva, Switzerland, 2020.

[5] IEC 62220-1-3, Ed.1.0: Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices - Part 1-3: Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in dynamic imaging. International Electrotechnical Commission (IEC), Geneva, Switzerland, 2008.

[6] 西木 雅行 動画 FPD の画質評価 : 標準化の動向 画像通信 2005 年 28 巻 2 号 3-8

[7] Menser B, Bastiaens R, Nascetti A, et al. Linear system models for lag in flat dynamic x-ray detectors, Proc. SPIE5745, 430-441, 2005.

[8] 西木 雅行 動画のノイズ特性(画像について語ろう:『デジタルラジオグラフィの画像評価-ノイズ特性の評価-』, デジタルラジオグラフィの画像評価, 第 64 回画像分科会) 画像通信 2008 年 31 巻 2 号 23-27

[9] 西木雅行, 飯沼一浩. 残像のある動画用 X 線検出器の DQE 測定に関する一考察. 国際医療福祉大学紀要, 2008; 13(2):7-15.

IEC62220-1-3 に基づく動画用 X 線検出器の画質評価

九州大学病院 医療術部 放射線部門

倉本 卓

1. はじめに

X 線画像診断におけるデジタル化は急速に進み、我が国においては、ほぼ 100%に達成したといっても過言ではない。その中で、異なるメーカーの製品の比較を容易にする目的で、画質評価の測定方法を標準化する活動が行われた。国際電気標準会議（International Electrotechnical Commission: IEC）は、2003 年にデジタル X 線検出器に対するレポート IEC62220-1¹⁾を発表した。これは主に一般撮影等の静止画用検出器を対象としている。続いて、2007 年にマンモグラフィ用検出器に対する IEC62220-1-2²⁾を、2008 年に動画用 X 線検出器の画質評価に関する IEC62220-1-3³⁾を発表した。現在、動画用 X 線検出器は X 線透視診断装置や血管撮影装置に多く導入されている。

これまで、一般撮影等の静止画用検出器やマンモグラフィ用検出器に対して、IEC62220-1-1 および IEC62220-1-2 を使用した画質評価の測定方法は広く認知され、これまでに多くの報告が行われている。しかし、IEC62220-1-3 に基づく動画用 X 線検出器の画質評価の報告は、ほとんどない。その理由の一つとして、装置の構造上の問題がある。多くの、X 線透視診断装置や血管撮影装置は、ユーザー側で検出器のみを取り出して使用することが非常に困難である。そのため、装置メーカーの協力が不可欠なのであるが、このような臨床目的以外の作業は保守対象外になりうるため金銭的な問題が生じる可能性がある。また、構造上の問題がない場合でも、装置の検出器のみを取り出して作業することに対して所属している施設の了解を得るのは容易ではないことも予想される。さらに、装置の構造上の問題のほかに、画像取得時の問題もある。現在の X 線透視診断装置や血管撮影装置において、高画質な X 線画像を安定出力するための特別な画像処理機能（散乱線除去用グリッドの使用により生じる縞目の陰影を除去する処理や、画像のノイズを選択的に低減する処理など）が標準的に搭載されており、X 線動画の生データを取得することが非常に困難である。

近年、一般 X 線撮影装置を用いて X 線動画を取得できるデジタル X 線動画撮影システムが開発された。このシステムは、通常の一般撮影装置として従来の単純 X 線撮影に加えて、X 線を連続的に照射することで、動画撮影が可能である。本発表では、このシステムを使用して、IEC62220-1-3 に基づく動画用 X 線検出器の画質評価を臨床施設内で行った経験を解説するとともに、得られた結果と知見を紹介する。

2. 使用機器

本研究で使用した X 線動画が取得できるデジタル X 線動画撮影システムは、連続撮影に対応した一般 X 線撮影装置である RADspeed Pro（島津製作所製）と、X 線検出器である flat panel detector (FPD) AeroDR fine 1717HD（Konica Minolta 製）で構成されている（Fig. 1）。本システムは、通常の X 線画像（静止画）と、パルス X 線を 1 秒間に 15 回連続照射して X 線動画（動画）を取得することが出来る。FPD の大きさは 424.8 mm × 424.8 mm である。静止画では 100 μ m と 200 μ m の 2 種類のピクセルサイズを設定することが可能であり、マトリクスサイズはそれぞれ 4248 pixel × 4248 pixel および 2124 pixel × 2124 pixel となる。一方、動画のピク



Fig. 1 使用装置外観

Table 1 IEC62220-1 に示される標準線質

Radiation quality No.	Approximate X-ray tube voltage (kV)	half value layer (HVL) (mm Al)	Additional filtration (mm Al)
RQA 3	50	4.0	10.0
RQA 5	70	7.1	21.0
RQA 7	90	9.1	30.0
RQA 9	120	11.5	40.0

セルサイズは、静止画のピクセルサイズ $100 \mu\text{m}$ を 4×4 でビニング処理した $400 \mu\text{m}$ のみ設定可能であり、マトリックスサイズは $1062 \text{ pixel} \times 1062 \text{ pixel}$ となる。静止画、動画とも画素信号の階調数は、65536 階調 (16 bit) である。

静止画の撮影条件は、通常の一般X線撮影装置と同様、様々な管電圧、管電流、撮影時間の設定が可能である。一方、動画の撮影条件は一部制限があり、管電圧は 70–125 kV、管電流は 80 or 250 mA、撮影時間は 1–8 ms (19 段階) の範囲のみで設定が可能である。線量測定には Model 9095 (6 cc イオンチェンバ, Radcal Corporation) 線量計を使用した。画像の解析には、汎用画像解析ソフト Image J (NIH, Bethesda, MD) と MATLAB (MathWorks Inc., Natick, MA) を使用した。

3. 実際の測定

3-1. 線質の決定

線量測定や画像を取得する前に、X 線質を決定する必要がある。IEC62220-1-3 に記載されている標準線質を Table 1 に示す。これは IEC62220-1 に示されているものから変更はない。IEC62220-1-3 では、4 つの RQA の線質が示されているが、本検討では、代表して RQA5 の線質のみを使用した。また、半価層の測定には、JIS-H4000 の合金番号 1050 (純度 99.5%以上) のアルミニウム板を使用した⁴⁾。

3-2. 入出力特性の測定

入出力特性は、検出器入射した露光量と画像データのデジタル値の関係を示したものである。X 線出力に装置の制限があること、FPD が 16 bit の広い階調を有することから、入出力特性の測定は、距離法とタイムスケール法を組み合わせた方法⁵⁾を用いた。本検討に際し、使用した X 線発生装置で設定した表示撮影時間と露光量は、安定して直線性が得られることを確認した。

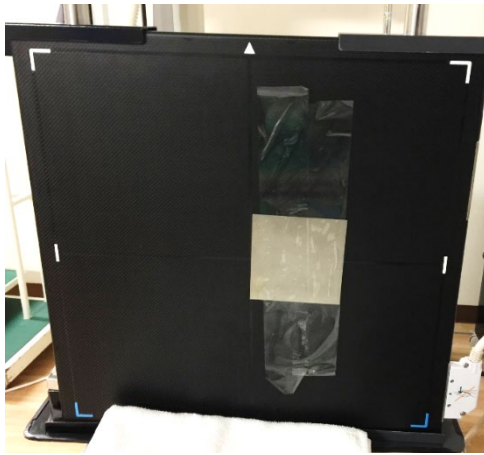


Fig. 2 タングステンエッジの配置

Table 2 IEC62220-1-3 に示される線量レベル

Exposure level	Dose
Fluoroscopy	20 nGy +/- 10%
Cardiac imaging	200 nGy +/- 10%
Series exposures	2000 nGy +/- 10%

3-3. 解像特性の測定

解像特性 (modulation transfer function: MTF) の測定は、静止画像同様の測定法が規定されている。IEC62220-1 に準じて、タングステンエッジを用いたエッジ法が推奨されている。タングステンエッジは、純度 90% 以上で、長さ 100 mm、幅 75 mm 以上、厚さ 1.0 mm で構成される必要がある。また、X 線管焦点-検出器表面間距離を可能な限り 1500 mm 以上とすること、X 線管焦点-検出器表面間に散乱線の低減を目的に 2 つのコリメータを配置することが必要になる。タングステンエッジは FPD に直接密着させて配置し、エッジ部は X 線束の中心と一致させる。また、検出器のピクセルの列または行の軸に対して、タングステンエッジ板は検出器に対して $1.5^{\circ} \sim 3.0^{\circ}$ 程度傾ける (Fig. 2)。MTF の測定を行う際の X 線照射線量について、IEC62220-1-3 では、X 線検出器の臨床使用目的に応じて、「Fluoroscopy」、「Cardiac imaging」、「Series exposures」の 3 つのイメージングモードの線量帯域から選択するとされている (Table 2)。本検討では、「Series exposures」の 2000 nGy に設定し、MTF を測定した。

3-4. ノイズ特性の測定

動画のノイズ特性は、静止画のノイズ特性と同様に、ノイズパワースペクトル (noise power spectrum: NPS) を使って評価する。しかし、一般的に動画像を取得する際、検出器には残像が存在するため、NPS を正しく評価するためには、残像の影響を考慮しなければならない⁶⁾。動画像に残像がある場合、連続する画像間に相関が発生し、ノイズが過小評価されると報告されている^{6,7)}。動画像の残像が NPS に与える影響を補正するための一手法が、IEC62220-1-3 で提案されている。以下は、IEC62220-1-3 の測定方法と、それを非常に理解しやすく解説している西木らの報告⁸⁾を基に記載する。

$NPS(u, v)$ は 2 次元フーリエ変換法を使うことが決められており、 $NPS(u, v)$ は次式で定義される。

$$NPS(u, v) = \frac{1}{S} |F(u, v)|^2 \quad (1)$$

ここで、 $F(u, v)$: 画像のノイズ成分のフーリエ変換、 S : 画像の面積、である。

また、残像の影響がない場合の NPS を $NPS(u, v)$ 、残像がある場合の NPS を $NPS_{lag}(u, v)$ とすると、 $NPS(u, v)$ を算出するためには、以下の式から $r(u, v)$ を求める必要がある。

$$r(u, v) = \frac{NPS_{lag}(u, v)}{NPS(u, v)} \quad (2)$$

残像がない場合、 $NPS(u, v)$ と $NPS_{lag}(u, v)$ は等しく、 $r(u, v)=1$ となるが、通常は残像があるため、 $r(u, v) < 1$ となる。 $r(u, v)$ は空間周波数 (u, v) の関数であるが、一般的に空間周波数依存性がないので、以後 $r(u, v)=r$ と表現できる。 IEC 規格では、次式から r を算出することを定めている。

$$r = \frac{\int_{-f_n}^{f_n} NPS_{lag}(f) df}{\int_{-f_n}^{f_n} NPS(f) df} \quad (3)$$

ここで、 f : 時間的な周波数、 f_n : 時間的なナイキスト周波数、 $NPS_{lag}(f)$: 残像がある場合の時間的な NPS、 $NPS(f)$: 残像がない場合の時間的な NPS、である。

時間的な NPS は次式で定義される。

$$NPS(f) = \frac{1}{K} |F(f)|^2 \quad (4)$$

ここで、 $F(f)$: 画素値の時間軸方向の変動分のフーリエ変換、 K : 画素が含まれる時間、である。

実際に r を求めるには、評価に用いる線量レベルで、一連の動画像を 64 枚以上取得する必要がある。線量レベルとは、Table 2 に示す線量レベルを基準に、通常レベルの 3.2 倍と通常レベルの 1/3.2 の計 3 種類であり、Series exposures の Exposure level の場合、600, 2000, 6400 nGy である。撮影した連続画像から 64 枚を抽出し、時間的なスペクトル $NPS_{lag}(f)$ を計算する。Fig. 3 に示すように、 $NPS_{lag}(f)$ は画素 (i, j) 毎に時間軸方向の画素値列を抜き出し、フーリエ変換することで取得できる。IEC レポートでは、測定誤差をできるだけ小さくするために、 $NPS_{lag}(f)$ の算出は少なくとも 256×256 画素の平均値を使用することが推奨されている。

次に、 $NPS(f)$ を求めるには、 $NPS(0) = NPS_{lag}(0)$ であることを利用する。 $NPS(0)$ が求めれば、 $NPS(f)$ は一定値を示すため、

$$NPS(f) = NPS(0) = NPS_{lag}(0) \quad (5)$$

であり、式(3)式は以下に変換できる。

$$r = \frac{1}{2f_n NPS_{lag}(0)} \int_{-f_n}^{f_n} NPS_{lag}(f) df \quad (6)$$

最後に、算出した r と式(2)を使用して、実測された $NPS_{lag}(u, v)$ から $NPS(u, v)$ を求めることができる。

IEC62220-1-3 では、残像の影響を可能な限り正確に評価するために、取得した一連の動画像の後半のフレームを使用することや、動画像の最初のフレームの平均値が前画像のフレームの平均値に対して 2%以上逸脱しないことなどが定められているので、解析を行う際は詳細を確認することが必要である。

本検討では、解析した関心領域内の平均ピクセル値で NPS を除した normalized NPS (NNPS) を測定した。

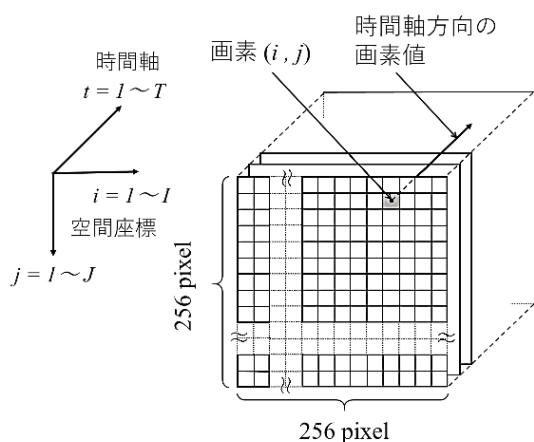


Fig. 3 解析対象の動画像

Table 3

IEC62220-1-3 で規定されている SNR_{in}^2 の値

RADIATION QUALITY No.	SNR_{in}^2 1/(mm ² ·μGy)
RQA 3	21759
RQA 5	30174
RQA 7	32362
RQA 9	31077

3-5. 検出量子効率の算出

動画の検出量子効率 (detective quantum efficiency: DQE) は静止画同様, MTF と NNPS を使用して次式で与えられる.

$$DQE(u, v) = \frac{MTF^2(u, v)}{q \times NNPS(u, v)} \quad (7)$$

ここで, q : 単位面積あたりにカウントされるフォトン数である. q は $NPS(u, v)$ を測定するときの検出器に入射する単位面積あたりの光子数であり, 入力 of SNR の 2 乗と一致することから,

$$q = (\sqrt{q})^2 = SNR_{in}^2 \quad (8)$$

となる. IEC62220-1-3 で規定されている SNR_{in}^2 の値を Table3 に示す. 使用した線量に応じてフォトン数を代入し, 計算する.

4. 測定結果

4-1. 入出力特性

測定した入出力特性の結果を Fig. 4 に示す. 照射線量と動画像から得られたピクセル値との間に直線関係がみられた. また, グラフの横軸は対数をとらない相対露光量であり, いわゆる Linear システムであることが確認できた.

4-2. 解像特性

測定した MTF の結果を Fig.5 に示す. 水平方向と垂直方向の MTF は, ほぼ同一であったため, 平均値を示す. 50%MTF と 10%MTF はそれぞれ 0.89 と 1.80 であった.

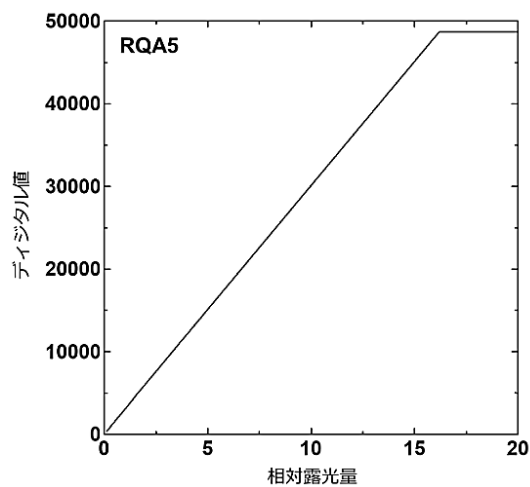


Fig. 4 入出力特性の結果

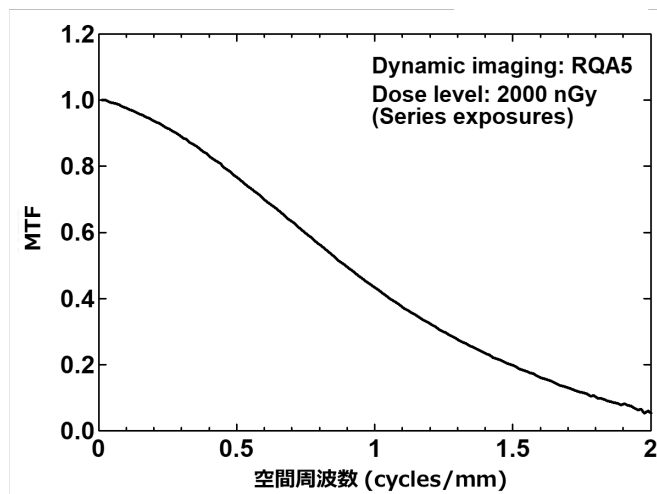


Fig. 5 MTF の結果

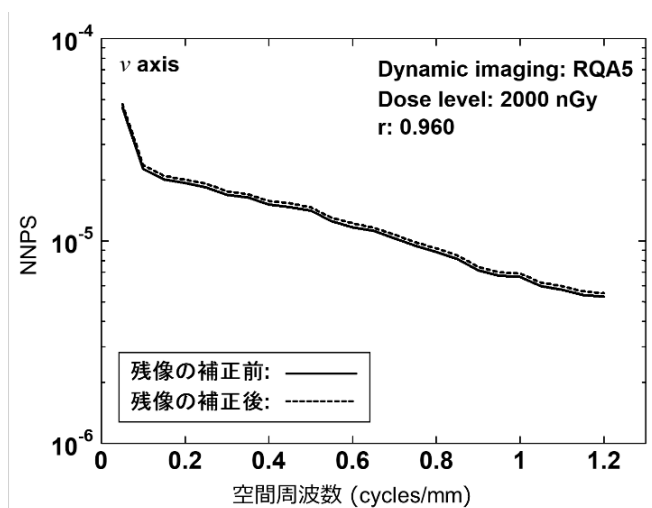


Fig. 6 NNPS の結果

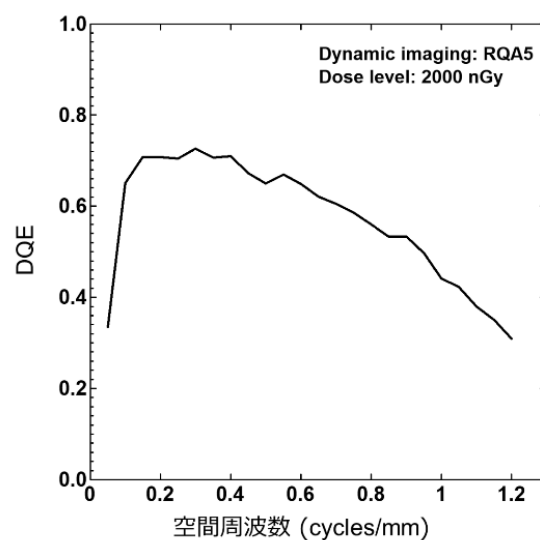


Fig. 7 DQE の結果

4-3. ノイズ特性

残像の影響の補正前と補正後の NNPS の測定結果を Fig. 6 に示す. 使用した装置のフレームレートは 15 frames per second, 測定した X 線照射線量は 2000 nGy であり, 算出した r の値は 0.960 であった. 残像の補正前の NNPS は, 残像補正後の結果と比較すると低値を示し, 残像の効果によりノイズを過小評価していたことが確認できる.

4-4. 検出量子効率

算出した測定した DQE の結果を Fig. 7 に示す. DQE は約 0.3 cycle/mm にピーク値を示し, 波数域が大きくなるにつれて小さくなる傾向を示した. また, 1 cycle/mm における DQE 値は約 44% を示した.

5. 終わりに

IEC62220-1-3 に基づく動画用 X 線検出器の画質評価を臨床施設内で行った方法と結果について紹介した。X 線透視診断装置や血管撮影装置に搭載された動画用 X 線検出器を用いた検討が困難であることから、本報告は連続撮影に対応した一般 X 線撮影装置を使用した。これらの検討から得られた結果を、実際の臨床画像と結び付けた評価を行っていくことが今後の課題となると考える。

また、装置管理や特性の把握の観点から考えると、X 線透視診断装置や血管撮影装置においても同様の検討が必要なことは言うまでもない。装置メーカーには、X 線動画像の生データを取得することが可能になるよう対応してもらいたいところである。更に、ユーザー側で検出器のみを取り出すことが非常に困難な構造においても同様に検討していただきたい。今後、我々ユーザー側も、X 線透視診断装置や血管撮影装置の寝台や X 線検出器部のコリメータ等が取り外せない構造を含んだ状態で評価を行う方法含めて、継続した検討を行っていくべきではないかと考える。

謝辞

本原稿執筆にあたり、有意義なディスカッションを頂きました、純真学園大学 放射線技術科学科の村上誠一先生、久留米大学 医学部の片山礼司先生をはじめとする九州医用画像コミュニティ世話人の皆様に深く感謝申し上げます。また、データの取得・解析に協力をいただいた、九州大学病院 医療技術部 放射線部門の吉川英樹主任、實部真也氏、柴山祐亮氏、津留弘樹氏に御礼申し上げます。

参考文献

- 1) IEC 62220-1 Ed. 1.0, Medical electrical equipment – Characteristics of digital X-ray imaging devices – Part 1: Determination of the detective quantum efficiency. Geneva: International Electrotechnical Commission, 2003.
- 2) IEC 62220-1-2 Ed. 1.0, Medical electrical equipment – Characteristics of digital X-ray imaging devices – Part 1-2: Determination of the detective quantum efficiency – Detectors used in mammography. Geneva: International Electrotechnical Commission, 2007.
- 3) IEC 62220-1-3 Ed. 1.0, Medical electrical equipment – Characteristics of digital X-ray imaging devices – Part 1-3: Determination of the detective quantum efficiency – Detectors used in dynamic imaging. Geneva: International Electrotechnical Commission, 2008.
- 4) 大釜 昇. 診断領域 X 線の実効エネルギー測定. 日本放射線技術学会雑誌 2001; 57(5): 550-556.
- 5) 柳田 智. X 線画像の入出力特性とコントラスト. 画像通信 2020; 43(2): 2-5.
- 6) 西木雅行, 動画 FPD の画質評価. 画像通信 2005; 28(2): 3-8.
- 7) 西木雅行. 動画のノイズ特性. 画像通信 2008; 31(2): 23-27.
- 8) 西木雅行, 飯沼一浩. 残像のある動画用 X 線検出器の DQE 測定に関する一考察. 国際医療福祉大学紀要 2008; 13(2): 7-15.

血管撮影装置における透視画像の視覚評価

大阪大学医学部附属病院 医療技術部放射線部門 日高 国幸

1. はじめに

動画用 X 線検出器の性能評価は IEC 規格 (IEC6220-1-3) で規定されており、画像処理前の生データを用いて評価される。一般的に、臨床で使用されている血管撮影装置では生データの取得は困難な場合が多く、ユーザによる IEC 規格に準じた性能評価は難しい。また、IEC 規格では動画像の評価には残像の影響を考慮することも規定されている。

現在、血管撮影装置では検出器に FPD (Flat panel detector) が使用されるシステムが主流となっている。FPD システムに移行して著しく、画質向上、画像処理、低線量化技術が向上しており、様々な FPD の物理評価、臨床での血管造影像 (DSA 像) と物理特性との関連、主観的評価、さらに動画の時系列に対する周波数特性などについて報告がある [1-5]。

血管撮影装置での撮影条件は自動露出機構 (Automatic Exposure Control: AEC) により、自動的に決定され画像が生成される。これにより、被写体厚により X 線吸収が異なる場合でも管電圧、管電流、撮影時間などを制御し、適正な条件で撮影・透視ができる。血管造影検査や画像下治療 (Interventional radiology: IVR) ではとくに手技時間が長くなることも多く、透視時間や撮影回数が多くなる場合があり、被ばく線量にも注意を払う必要がある。

撮影画像と透視画像では根本的に 1 枚の画像を生成するための必要な設定線量が異なるため、そのノイズ特性は異なり、設定線量の低い透視画像では顕著にノイズ特性が悪くなる。そこで、様々なアルゴリズムを用いノイズ低減処理が行われており、X 線量をあげることなく高画質の残像の少ない透視画像を提供することが可能となっている [6-9]。それでも実際には透視画像は撮影画像に比べてノイズが極めて多く、視覚評価を行う場合でも、個人差や判断のばらつきが大きい。このため、X 線出力時間が長くなる血管撮影装置では被ばく線量を考慮して術者と協議の上、画質を決定することが多いのが現状である。

本稿では、撮影画像よりノイズ特性の取り扱いが重要となる透視画像について、実際に使用される各撮影プロトコル別に、どのように描出されるのか、残像の影響を加味して供覧する。

2. 血管撮影装置に用いられる透視プロトコルについて

FPD 搭載の血管撮影装置では様々な画像処理が加えられ、デジタル画像として出力されている。ダイナミックレンジ圧縮処理、ノイズ低減処理、エッジ強調処理などがあげられる [10]。血管撮影装置では連続するフレーム間同士でノイズ低減を目的とした各社独自の加算平均処理が行われている。近年では動態検出付の処理も各装置メーカーで独自に開発されている。IEC 規格では量子検出効率 (detective quantum efficiency: DQE) の評価において、動画像では残像の影響を考慮して評価することが規定されている。この加算平均処理を基本とする時系列のフィルタ処理が臨床画像で残像感を感じる最大要因の

一つとなっている。動きの少ない部位では加算平均に係る処理を強くすることでノイズ低減を図り、動きの大きい部位では逆に弱くして残像の少ない画像としている。

3. 臨床における血管撮影装置で使用される線質

臨床で使用する際、血管造影検査の撮影条件、透視条件は設定された1画像当たりの線量、すなわち、設定線量に従って AEC によって自動で決定される。そのため、通常、我々は臨床で血管撮影装置を使用する際には肺や骨などの単純X線写真を撮影する時のように、撮影条件を常に注視してはいない。

そこで、2020年1月から12月末までの1年間に当院の血管撮影室2室(血管撮影室①と②)で施行された心臓カテーテル検査、心臓系 IVR を除く、頭頸部～四肢の血管造影検査、IVR (血管系、非血管系) の管電圧を部位別に調査した。血管造影検査が行われる装置2台は装置メーカー、機種が異なるため、設定線量、各種画像処理技術、AEC などの手法が異なり、施行される検査部位、撮影シリーズ数の偏りもみられる。本データ(表1、図1)は画像保存サーバ PACS に転送された撮影画像、保存された透視画像の1シリーズを1case として統計処理したものである。データには撮影と透視の両方が含まれているが、使用される線質は概ね 70kV から 90kV の線質であることがわかる。被写体厚の変化が他の部位に比べ大きな腹部領域の撮影・透視の管電圧にばらつきが大きいことがわかる。

	Room1			Room2		
	kV	SD	n	kV	SD	n
Head	82.104	11.729	22447	73.248	3.679	2738
Thorax	78.272	7.453	3062	75.745	3.709	5051
Abdomen	86.208	11.365	18611	73.3	5.09	26518

表 1. 血管撮影装置で行われる検査の撮影・透視の管電圧

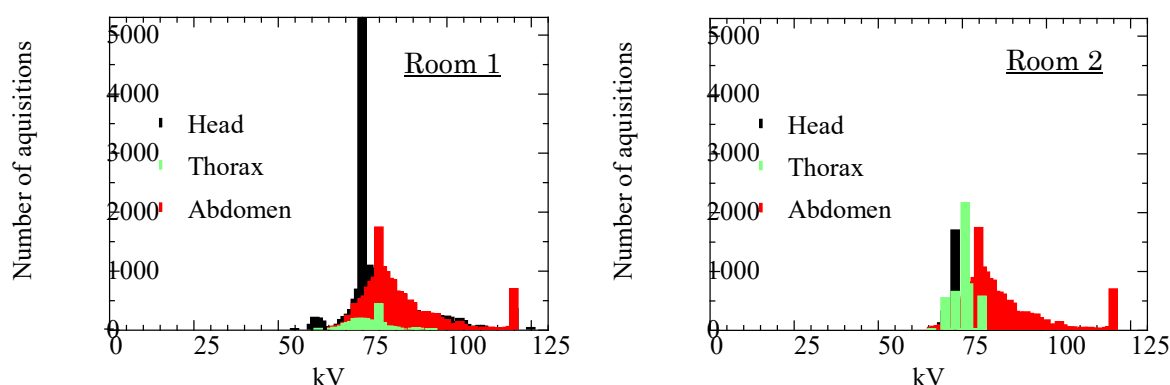


図 1. 血管撮影装置で行われる検査の撮影・透視の管電圧分布

4. 術者の透視画像における残像の認識

臨床画像で残像を感じる要因の一つは画像処理によるものが大きい。その影響は術者にどれくらい影響を与えているのかアンケート調査にて術者の認識を調査した。対象は当院の血管撮影室に出入りす

る放射線科医，脳神経外科医，脳神経内科医 17 名である．血管造影検査・IVR 経験年数は平均 9.58 年である．図 2 に「Q1. 透視において残像を感じたことがあるか」，「Q2. 残像が血管造影検査・IVR 手技の妨げになったことがあるか」についてアンケート調査した結果を示す．術者は術中に透視像において残像はほとんど意識して感じていないことがわかる．また，残像があったとしても手技への影響はないことがわかる．

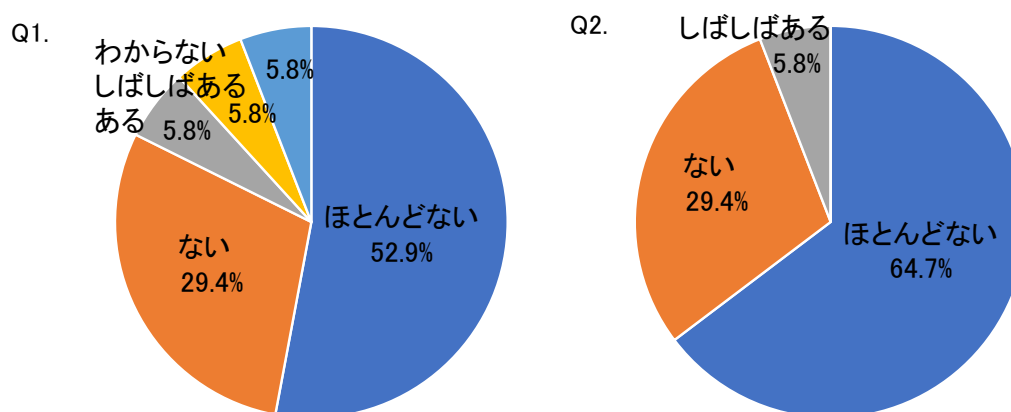


図 2. 術者へのアンケート調査 (Q1. 透視において残像を感じたことがあるか, Q2. 残像が血管造影検査・IVR 手技の妨げになったことがあるか)

5. 血管撮影装置における各プロトコルの透視像

実際の臨床機では 2 項で示したように，ノイズ特性が悪い透視像のプロトコルは様々な処理を行い，ノイズの少ない画像を出力するように調整されている．加算平均処理に係る処理の強弱も動きのある部位とない部位で様々である．例えば，動きの少ない頭部用プロコルでは加算平均処理に係る処理が強く，動きの大きな胸腹部用では残像の影響を少なくするため弱く設定されている．

加重平均処理に係る処理の強弱でノイズと残像がどのように視覚的に認識できるかアルミステップを用いて調査した．幾何学的配置は SID 100cm，インチサイズ 22cm とし，散乱体として 20cm のアクリルを用い，「IVR に伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイドライン」記載の線量測定に準じた．本稿では C アームを並行移動させ，アルミステップが平行移動している様子を各プロトコルで透視保存した．また，CDRAD ファントムを静止させ，約 10 秒間透視保存した．

図 3 に各プロトコルで透視保存したアルミステップ像を示す．加重平均に係る処理が強い頭部用プロトコルで残像が多いことが視覚的に確認できる．

図 4 に頭部用と腹部用プロトコルで透視保存した CD RAD ファントム画像を示す．2 つのプロトコルの設定線量は同じであり，ノイズ低減処理などの処理過程は少し異なる．透視の管電圧，管電流の条件はほぼ同等であるにも関わらず，顕著にノイズ特性のよい画像が加重平均処理の強い頭部用プロトコルで得られていることがわかる．このように残像に関わる処理はノイズ特性に大きな影響を与える．残像があると過去のフレーム信号の一部が現フレームに加算されるため，残像がない場合に比べてノイズが小さく観察される．

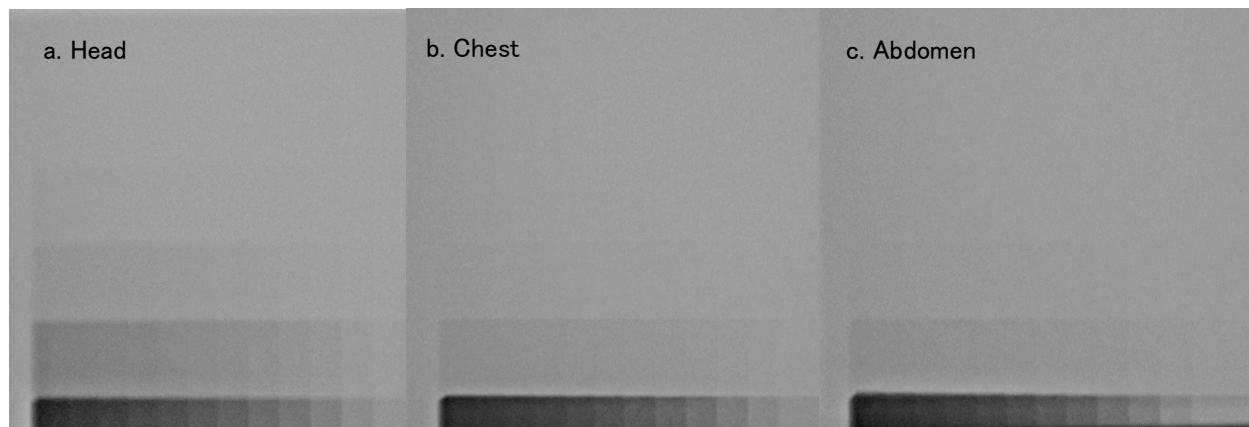


図3. アルミステップ像 a. 頭部用プロトコル, b. 胸部用プロトコル, c. 腹部用プロトコル

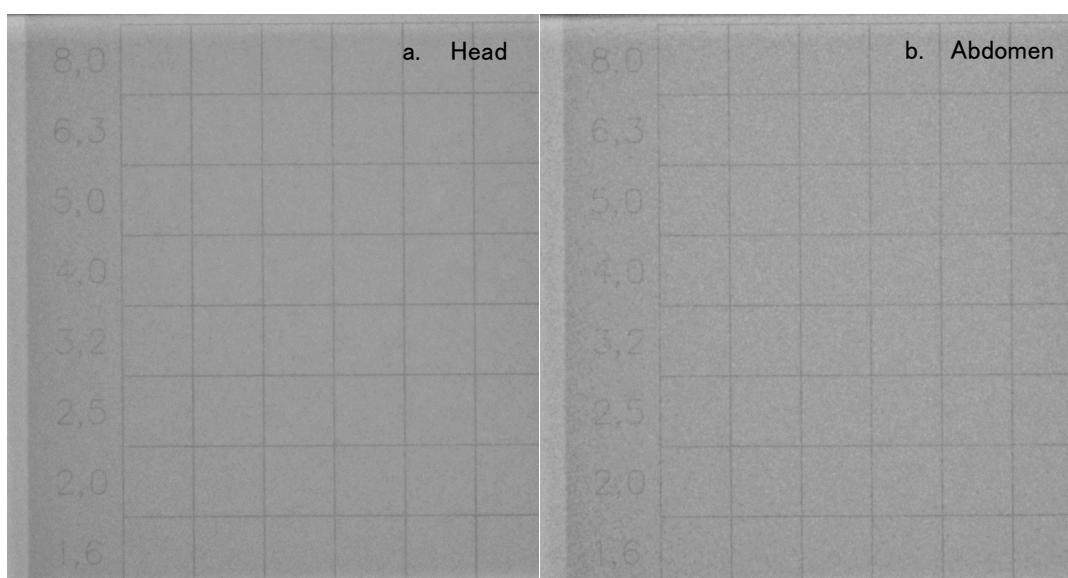


図4. CDRAD ファントム像 a. 頭部用プロトコル, b. 腹部用プロトコル

6. おわりに

血管撮影装置ではFPDが主流となり、画像処理などが著しく発達している。また血管撮影装置ではAECによって、撮影、透視条件が複雑に絡み合い自動的に変動する。さらに被ばく線量は最小限に抑えたい思いも働き、低線量でよりよい画質を得るために様々な処理が施されている。この画像処理技術は各装置メーカー独自のアルゴリズムでユーザには非公開のものも多く、画質の良し悪しに複雑に関わるパラメータである。これらの影響で、血管撮影装置の画質調整は非常に複雑で難しい。本稿では臨床で得ることができる透視画像について、ノイズに関する項目や画像処理の違いによる残像感に言及した。検査部位の特性を想定した画像処理が、場合によっては残像感に影響を与え、ノイズ特性に影響を与えることを示した。これらの血管撮影装置ならではの特性をよく理解し、臨床で調整していくことが重要である。

本講演に用いたデータの一部は大阪大学医学部附属病院倫理審査委員会の承認を受けて行った(承認番号 20422)。

7. 参考文献

- 1) 片山礼司, 坂井真二, 杜下淳次, 他. FPD システムにおけるリサンプリングが基本的な画質特性の測定に及ぶ影響. 日放技学誌 2007; 63(7): 749-756.
- 2) 市田隆雄, 佐々木将平, 庄垣雅史, 他. 血管撮影における FPD の臨床像と物理特性 — 検出器特性による臨床への影響 — 日放技学誌 2009; 65(6): 795-804.
- 3) 坂井真二, 片山礼司, 杜下淳次, 他. 直接変換型 FPD を搭載したデジタル X 線透視撮影システムの基本的な画質特性の比較. 日放技学誌 2008; 64(1): 41-49.
- 4) 坂口太郎, 片山礼司, 杜下淳次, 他. 直接変換型 FPD を搭載したデジタル X 線透視撮影システムの画質特性と視覚評価の対応. 日放技学誌 2010; 66(11): 1457-1465.
- 5) 梅原孝好, 松本一真, 藤田知子, 他. X 線透視画像における時系列ノイズ周波数特性. 日放技学誌 2016; 72(1): 13-20.
- 6) 山田真一. フラットパネルディテクタ技術を極めた血管撮影装置:「AlluraClarity シリーズのインパクト」. 映像情報メディカル 2015; 2: 134-137.
- 7) 大久保彰, 内田千尋, 鈴木克己. 新型 X 線透視診断 DIAVISTA と透視画像対応ノイズ低減処理技術 (ANR) の開発. MEDIX 2014; 60: 36-39.
- 8) 長岡秀樹. Angio の技術進歩と被ばく低減への取り組み. INNERVITUTION 2011; 26(5): 56-59.
- 9) Image Noise Reduction Algorithm for Digital Subtraction Angiography: Clinical Results. Söderman M, Holmin S, Andersson T, Palmgren C, Babić D, Hoornaert B. Radiology. 2016 Mar;278(3):962. doi: 10.1148/radiol.2016164004.
- 10) 放射線医療技術学叢書(34) Interventional Radiologic Technology. 日本放射線技術学会, 京都, 2015.

非参照メトリクスを用いた動画の物理評価

大阪市立大学医学部附属病院 中央放射線部 片山 豊

1. はじめに

一般的に画像の画質は、コントラスト、解像度および粒状度の 3 つの画質因子に影響される。画質評価の中でも物理評価ではそれらの項目を評価する。

放射線画像の物理評価には、全ての基本である特性曲線、実空間領域での評価である signal-to-noise ratio (SNR), contrast-to-noise ratio (CNR) や、周波数領域での評価である modulation transfer function (MTF), noise power spectrum (NPS) などが挙げられる。これらのメトリクスはスクリーンフィルム系の装置の画像評価としても用いられていた画質スコアで、広く普及している。MTF, NPS から算出される noise equivalent number of quanta (NEQ) や detective quantum efficiency (DQE) はある程度絶対的な指標としても取り扱うことができ、非常に使い勝手が良い。しかし、デジタル画像の MTF や NPS を算出するためには、階調処理（画像処理）の適用されていない画像に対して行う必要がある¹⁾。

静止画、動画像を問わず近年の撮影装置は検出器が computed radiography (CR) から flat panel detector (FPD) へと変化し、各指標の算出に必要な“生データの取出し”が困難になっている。そのため、直線階調の所謂 A 階調で処理した画像から MTF や NPS を算出した結果を放射線画像の評価とすることが一般的となっているが、臨床検査の画像の物理評価を行うことができないため、総合的な放射線動画像の評価が出来る新たなメトリクスの登場が期待されている。

本稿では、工学系での動画像の評価手法を放射線動画像に適用するための方法論を実例を交えて解説する。また、“動画像”は“一定時間間隔でサンプリングした静止画像の集合”，“フレーム”は“動画像を構成する 1 枚の画像”，“フレームレート”は“毎秒あたりのフレーム数 (frame/sec)”と定義する。

2. 放射線領域の画像に対する物理評価の課題

近年の装置の検出器に採用されていることが多い FPD の生データは、素子の抜けが多いなどの FPD 検出器の性質より、ユーザが生データを取り出すことを許可していない装置が多い。また、通常取り出すことができる DICOM 形式の画像では、様々な階調処理や画像処理が適用されている。そのため、旧来より行われてきた物理評価を用いた評価を行うことが困難である。

撮影された DICOM 形式の画像に対して power spectrum density (PSD) を用いた総合評価がなされることもあったが、PSD を用いた評価はあくまで各周波数帯域にある信号の分布を評価しているだけで、画質の評価を直接行うことはできない^{2,3)}。PSD 値は統計ノイズが増加することで、高周波数帯域の値が

上昇する。鮮鋭度が向上したのか統計ノイズが増加したのかを物理指標からのみ判断することは難しいためである。PSD は peak signal to noise ratio (PSNR) などと併せて用いることで物理評価の裏付けに用いることができる。

一般論であるが、血管造影検査や X 線透視検査で必要とされる動画像の画質は、手技に用いている“デバイスが鮮明に視認できるか”が重要となり、動画像の統計ノイズ、鮮鋭度および残像（リカーシブフィルタの強さ）が影響している。これらの指標を客観的に評価できる NPS や MTF を用いた評価には露光量変換が必要となるため特性曲線を取得する必要がある。しかし、近年の血管造影検査装置や X 線透視検査装置は、被ばく線量の最適化の観点から、マニュアルでの撮影が出来ない装置が多くなっており、物理指標の基本である特性曲線を得ることが難しく、旧来の物理指標を算出することが困難である。また、動画像の評価は一般化されていない。放射線動画像の評価としては、他の講演であるように視覚評価による画像評価が一般的となっている。

3. 工学系での動画像に対する物理評価

工学系での動画像コンテンツとは、映像のメディア形式で保存・配信される情報を指す。保存・配信される動画像コンテンツは、記録メディアの規格や通信インフラの帯域制限など、様々な制約により動画コーデックが行われている。動画コーデックとは、映像や音声データをエンコード（符号化）・デコード（復号化）を指し、動画コーデックの性能評価（変換された動画像に対する物理評価）では、必ずエンコードする前の目標動画像が存在する。そのため、工学系での動画コーデック / 動画エンコード関連に対する物理評価では完全参照画質メトリクスである peak signal-to-noise ratio⁴⁾ (PSNR) や structural similarity⁵⁾ (SSIM) を用いた目標動画像と評価評価対象動画像との差を求め、RD-Curve, BD-Rate により各手法を比較することが一般的となっている。

3-1. PSNR

PSNR は客観的評価手法の中でもよく使われている古典的なメトリクスの一つである。また、PSNR は完全参照画質メトリクスの一つであり目標動画像と評価対象動画像の mean square error (MSE) とその動画像が取り得る最大画素値 (MAX) の二乗の比により求められる (式 1)。実際の動画像の評価では、動画エンコードによって非可逆圧縮される前後の動画の画質の差をスコア化する。値が大きいほど入力の実現度が高いということになる。動画像に対して PSNR を適用する場合、動画像の全フレームの平均値で評価する。

$$PSNR = 10 \log_{10} \left(\frac{MAX^2}{MSE} \right) \quad (1)$$

電子化文書の画像圧縮ガイドライン⁵⁾ では PSNR を用いた画像の指標が示されている。しかし工学系で用いられる動画像（静止画）は 8-bit であるため取り得る最大値が $2^8 = 256$ である。一方、放射線

動画画は 16-bit であることが多く、取り得る最大値が $2^{16} = 65536$ となり PSNR 値のとり得る最大値が変化する。PSNR 値の絶対的な取り扱いには注意が必要である。

文献にもよるが、PSNR 値と人間の主観との相関は必ずしも良好とは言えない。特に PSNR 値が低い領域では差が大きいと言われている。しかし、放射線画像の中でも低 SNR である核医学領域の画像を取り扱っている書籍⁶⁾では相関があるとされている。

PSNR を用いたが雑兵かでは、比較対象となる目標動画画が必ず必要となるため、臨床検査を対象とした動画画の評価は困難である。

3-2. SSIM

PSNR と同じく完全参照画質メトリクスの一つである。SSIM は画素値（輝度値）の変化、コントラストの変化および構造の変化を使って評価する。一般的に PSNR に比べて人の視覚特性を考慮した数値比較を行っているため、PSNR よりも人間の主観との一致性は高い傾向にあると言われている。しかし、計算に用いるパラメータが多く、また、パラメータ値により SSIM 値が変化するため、電子化文書の画像圧縮ガイドラインでは SSIM を用いた画像評価は推奨されていない。

PSNR と同様に比較対象となる目標画像が必要となるため、臨床検査を対象とした動画画の評価は困難である。

3-3. RD-Curve

工学系では一般的な動画画コンテンツのコーデック、エンコーダ、エンコード・パラメータなどを決定するには、「エンコーダが使えるビットレートを変化させた時に画質はどう変化するか」という観点から動画画の画質を評価する。具体的には、エンコーダの品質パラメータを変化させ、PSNR のような画質スコアを測定し、ビットレート/PSNR の組を比較する。

一般的な動画画コンテンツではデータ量を増やすとノイズは減るため、横軸にビットレート、縦軸に PSNR をとると、グラフとしては単調増加の曲線を描く。この曲線はビットレートと歪みの関係を表し、RD-curve と呼ばれる。複数の RD-curve を並べ比較することで、エンコーダやエンコードオプションなどの優劣を論じることが可能となる⁷⁾。

放射線画像領域では、撮影線量を基準に比較することで、処理パラメータや装置毎の画像の優劣をスコア化できる。

3-4. BD-Rate

RD-curve を比べることで複数のコーデックやパラメータの特性の違いを評価することが出来るが、定量的に差を評価することができない。BD-Rate は 2001 年に Gisle Bjontegaard が提案した手法で、RD-curve の差を定量的に評価する手法である⁸⁾。

放射線画像領域では BD-Rate を用いた評価は行わないので、名前の紹介だけに止めておく。詳細は論文を参考にされたい。

4. 非参照画質メトリクス

peak signal-to-noise ratio: PSNR や structural similarity: SSIM 等の完全参照型画質メトリクスとことなり、非参照型画質メトリクスは入力画像の統計的な特徴量を使用して画質を評価し得るメトリクスである。

近年、人工知能 (artificial intelligence: AI) 技術の中でも、敵対的生成ネットワーク (generative adversarial networks: GAN) が注目されている。GAN により生成された画像の評価には、旧来より用いられてきた完全参照型画質メトリクスでは評価することが困難なため、非参照型画質メトリクス⁹⁻¹³⁾を用いた評価が推奨されている。本稿では、非参照画質メトリクスの中でも比較的良好に使われている、blind/referenceless image spatial quality evaluator (BRISQUE), naturalness image quality evaluator (NIQE) および perception based image quality evaluator (PIQE) の概要を解説する。

BRISQUE, NIQE は教師あり手法のため、自然シーン統計量を使用して学習したモデルを使用して画質スコアを計算する。一方 PIQE は教師なし手法のため、学習済みモデルを使用せず、平均値減算コントラスト正規化係数を使用して画質スコアを計算する。何れの手法も画質スコアが低いほど良好な結果を示す。一般的に全ての非参照画質メトリクスは完全参照型画質メトリクスよりも主観的な人間の画質スコアと一致する点が優れる。BRISQUE は歪んだイメージから NSS 特徴量を抽出し、サポートベクター回帰を使用して画質スコアを予測するのに対し、NIQE は歪んだイメージの統計的に有意なブロックの NSS 特徴量を抽出し、ガウス分散の間の距離として画質スコアを得る。一方、PIQE は平均値減算コントラスト正規化 (mean subtracted contrast normalized: MSCN) 係数を使用して画質スコアを計算する。

上記、3 つの指標の内、BRISQUE は OpenCV¹⁴⁾ にも実装されている指標なので、機械学習で頻用されている Python やわれわれ診療放射線技師にも馴染みが深い ImageJ からでも使用することが出来る。NIQE は ECCV2018 PIRM Workshop にて開催された超解像のコンペティション (perceptual image restoration and manipulation (PIRM) Challenge on Perceptual Super Resolution) では、知覚品質と歪みのトレードオフ問題¹⁵⁾を踏まえて、NIQE に基づく perceptual index (PI) が提案^{16,17)}されたことより、AI 系の研究者、特に超解像や GAN を用いた画像生成を専ら行なっている研究者にはなじみがある指標である。しかし、これらの指標を用いて直接放射線画像を評価しても必ずしも望んだ結果とならないことがある。これは学習モデルと実際の画像 (放射線画像) の違いが原因であると考えられる。

一般的な放射線画像群を定義することが出来れば、その定義した放射線画像群から学習させた Model を構築し BRISQUE や NIQE を用いた評価が可能となると考えられるが、日本の診断参考レベル¹⁸⁾ (diagnostic reference levels: DRLs) を鑑みると全ての施設で使える標準画像の構築は現実的ではない。また、施設毎にモデルを学習してしまうと汎用的な指標とならない。

5. 放射線領域の動画像に対する物理評価

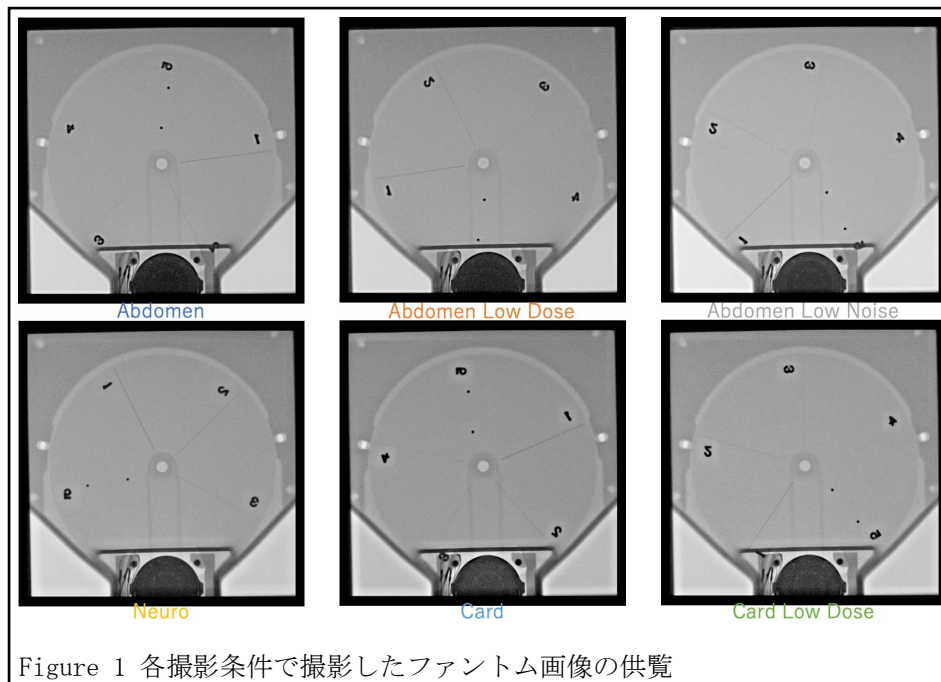
本稿のテーマである“生データが出ない装置の画像の物理評価”として、非参照型画質メトリクスのなかでも教師なし手法である PIQE を用いた動画像評価を血管造影検査の動画に適用し、撮影条件から想定される結果との相関を観察する。なお、工学系の動画像の評価は、動画像の各静止画の評価の平均値を動画の総合評価として用いることが一般的であることより、本稿でも同様に各シリーズの平均値を動画像のスコアとする。

5-1. 撮影条件

Table 1 撮影条件

撮影モード	リカーシブフィルタの強さ	撮影線量 [%]
Abdomen	弱い	100
Abdomen Low Dose	弱い	80
Abdomen Low Noise	強い	105
Neuro	強い	105
Card	弱い	125
Card Low Dose	弱い	60

5-2. 画像の供覧



5-3. 結果の提示

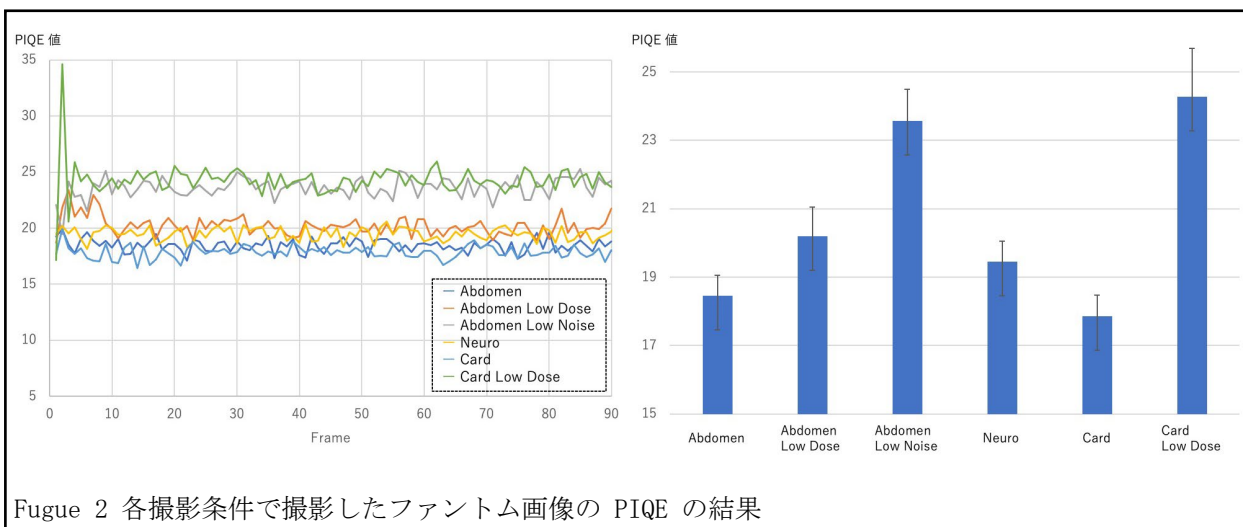


Figure 2 各撮影条件で撮影したファントム画像の PIQE の結果

物理指標は、1. Card , 2. Abdomen, 3. Neuro, 4. Abdomen Low Dose, 5. Abdomen Low Noise, 6. Card Low Dose の順となった。

5-4. 結果のまとめ

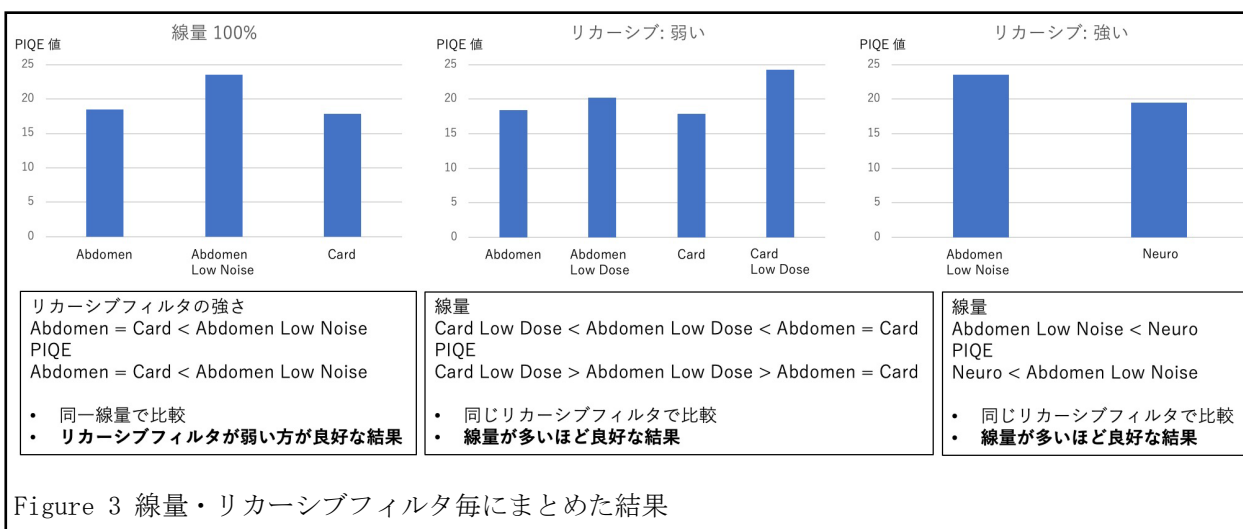


Figure 3 線量・リカーシブフィルタ毎にまとめた結果

同じ撮影線量で撮影している Abdomen, Abdomen Low Noise, Card を比較するとリカーシブフィルタの強さと逆の結果となった。リカーシブフィルタが弱い Abdomen, Abdomen Low Dose, Card, Card Low Dose を比較すると撮影線量の多さと同じ結果となった。即ち、撮影線量に比例し、リカーシブフィルタの強さに反した想定通りの値を示した。撮影線量の変化よりもリカーシブフィルタの強さによる残像の強さが非参照画質メトリクスの値に影響を与えた。

Card Low Dose のみ最初のフレームで PIQE の値が上昇（低評価）している。これは装置の自動露光機構により被写体に応じた線量を決定している過程を表したものであると考える。

6. まとめ

工学系で必要とされている動画像の評価と異なり放射線検査の動画像の評価では、必ずしも評価したい動画像と位置ずれのない目標動画像を取得することが困難である。そのため、工学系で頻用されている画質スコアである PSNR や SSIM のような完全参照画質メトリクスを用いた評価が出来ないことが多い。

本稿で示した非参照画質メトリクスの一つである PIQE を用いた動画像の評価は、目標動画像を必要としない画質メトリクスである。本手法を用いて放射線検査の動画像を評価できれば、動画像自身の特徴量からスコアを算出するため、目標画像を必要とせず臨床検査の動画像の評価に用いることができる。また、生データを出力できない装置であっても動画像の画質のスコア化が可能である。

本稿の結果より、撮影条件を変化させて撮影したファントムを PIQE を用いて評価した手法は撮影条件の違いから予想される画質と相関を持った値を示したことより、PIQE を用いた目標画像を必要としない手法は、臨床検査の動画像を含む放射線動画像の物理評価の新たなメトリクスとなり得る可能性が示唆された。また、工学系で用いられている動画像の評価は、評価対象の動画像に含まれる全ての静止画の評価を平均化したものであることより、本手法を用いた静止画の評価も可能だと考える。

今後は様々な放射線画像や動画像に対して非参照画質メトリクスの示す値と視覚評価に相関があるかを検証することで、臨床検査の画像に対しても評価可能な指標となり得るのかを検証していく必要がある。また、医療データに関する倫理的な規制等から実現させるのは難しいが、学会が主導となり標準的な放射線画像の配布が可能となれば、BRISQUE や NIQE のような学習が必要となるが、より定量的な物理指標を得られるメトリクスの提案が出来るのではないかと考える。

7. 謝辞

本稿を終えるにあたり、このような講演の機会を与えて頂いた鈴鹿医療科学大学の東出了先生、ご助言を賜りました大阪市立大学医学部附属病院の岸本健治先生、実験にご協力頂いた、大阪市立大学医学部附属病院の高尾由範先生、阪井裕治先生に深く感謝申し上げます。

引用文献

1. 岸本健治. 一般撮影におけるフラットパネルディテクタの評価 (臨床技術講座). 日本放射線技術学会雑誌, 2002, 58. 4: 455-461.
2. 片山豊, et al. 骨シンチグラフィへのバイラテラルフィルタの適用. 日本放射線技術学会雑誌, 2013, 69. 12: 1363-1371.
3. 片山豊, et al. PET 画像に対する超解像を用いたデノイズ手法の適用. 日本放射線技術学会雑誌, 2018, 74. 7: 653-660.
4. WANG, Zhou, et al. Image quality assessment: from error visibility to structural similarity. IEEE transactions on image processing, 2004, 13. 4: 600-612.

5. 小箱雅彦. 標準化への道 標準化委員会報告 (3) 電子化文書の画像圧縮ガイドライン. 月刊 IM, 2011, 50.5: 21-24.
6. オーム社. 核医学検査技術学. 改訂 2 版:192-197
7. http://compression.ru/video/codec_comparison/mpeg-4_avc_h264_2007_en.html
8. GISLE, Bjontegaard. Calculation of average PSNR differences between RD-curves. ITU-T VCEG-M33, April, 2001, 2001.
9. MITTAL, Anish; MOORTHY, Anush Krishna; BOVIK, Alan Conrad. No-reference image quality assessment in the spatial domain. IEEE Transactions on image processing, 2012, 21.12: 4695-4708.
10. MITTAL, Anish; MOORTHY, Anush K.; BOVIK, Alan C. Blind/referenceless image spatial quality evaluator. In: 2011 conference record of the forty fifth asilomar conference on signals, systems and computers (ASILOMAR). IEEE, 2011. p. 723-727.
11. MITTAL, Anish; SOUNDARARAJAN, Rajiv; BOVIK, Alan C. Making a “completely blind” image quality analyzer. IEEE Signal processing letters, 2012, 20.3: 209-212.
12. VENKATANATH, N., et al. Blind image quality evaluation using perception based features. In: 2015 Twenty First National Conference on Communications (NCC). IEEE, 2015. p. 1-6.
13. SHEIKH, Hamid R., et al. LIVE image quality assessment database release 2 (2005). URL <http://live.ece.utexas.edu/research/quality>, 2005.
14. <https://imagej.net/IJ-OpenCV>
15. BLAU, Yochai; MICHAELI, Tomer. The perception-distortion tradeoff. In: Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. 2018. p. 6228-6237.
16. MA, Chao, et al. Learning a no-reference quality metric for single-image super-resolution. Computer Vision and Image Understanding, 2017, 158: 1-16.
17. 梅原健輔. 1. 深層学習を用いた超解像技術と医用画像への応用. 日本放射線技術学会雑誌, 2020, 76.5: 524-533.
18. http://www.radher.jp/J-RIME/report/JapanDRL2020_jp.pdf

GE ヘルスケアのトモシンセシス機能について

GE ヘルスケア・ジャパン株式会社 Women's Health&X-ray 営業推進部 藤田 奈津子

1. はじめに

GE ヘルスケアでは、乳房用 X 線診断装置 [図 1] に Digital breast tomosynthesis (DBT)、据置型デジタル式汎用 X 線診断装置 Definium 656 HD [図 2] に全身用トモシンセシス VolumeRAD がそれぞれ搭載可能である。これら 2 種類のトモシンセシスは、対象となる被写体の違いから、異なる思想に基づき設計されている。今回、これらのトモシンセシス機能の特徴について解説する。



図 1. 乳房用 X 線診断装置
Senographe Pristina™



図 2. 据置型デジタル式 汎用 X 線診断装置
Definium™ 656 HD

2. DBT 機能の概要

乳腺撮影には、高い鮮鋭度・高コントラスト・被ばくの低減が必要となる。Senographe Pristina に採用された DBT はこれらを優先して設計されている。

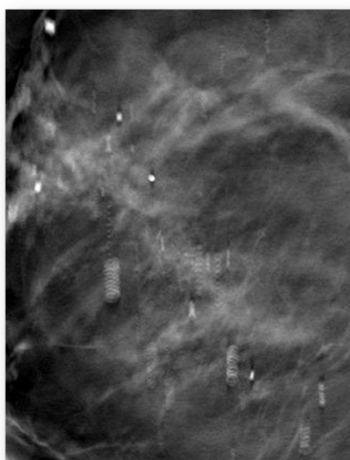
X 線管はモリブデン (Mo) とロジウム (Rh) の 2 重陽極、フィルタにはモリブデン (Mo) と銀 (Ag) を採用している。走査振角は 25° (± 12.5)、収集回数は 9 回、ディテクタは $100\mu\text{m/pitch}$ 、グリッドは 2D と共通である。データ収集時は X 線照射時に移動を一時停止する step & shoot [図 3]、逐次近似法 ASiR^{DBT} [図 4] による再構成、1mm もしくは 0.5mm の薄い断層厚 (Plane) と 10mm の断層厚 (Slab) の 2 パターンの再構成画像や DBT の撮影データから合成 2D 画像の作成も可能である。2D 撮影との組み合わせでは、一回の圧迫で 2D と DBT の両方の撮影が可能のため、受診者の負担を軽減できる。



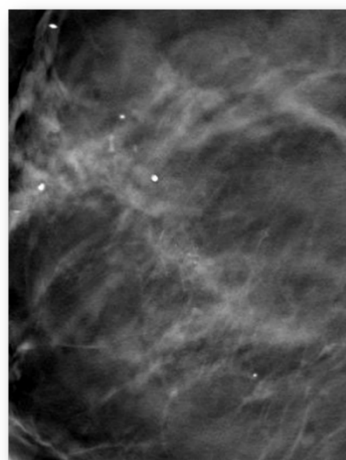
図 3-1. Step&Shoot (静止画：外観)



図3-2. Step&Shoot (動画クリック：Flash対応)



Filtered back projection (FBP)



逐次近似法 ASiR^{DBT}

図 4. 再構成法による DBT 画像の違い

FBP で認められる石灰化の残像やリップルアーチファクトが、ASiR^{DBT} では解消されている。

また、この Senographe Pristina では、3D 撮影から再構成された DBT 画像と合成 2D 画像の読影 Protocol で FDA を取得しており、被ばく低減が期待できる¹⁾。

3. DBT の鮮鋭度向上のために

乳腺撮影には、微細な石灰化の検出や形状把握のため、高い鮮鋭度(sharpness)が求められる。鮮鋭度を左右する要因は、半影・動き (motion artifact)・空間分解能・散乱線等である。

Step&shoot 方式を採用する Senographe Pristina の半影の大きさは、以下の式の通りである。

$$H=F (M-1)$$

なお、H は半影、F は焦点サイズ、M は拡大率である。

一方で、焦点を停止せずに移動しながら照射する Continuous 方式の半影の大きさは、以下の式の通りである。

$$H=FVT (M-1)$$

なお、V は焦点移動速度、T は 1 照射に要する照射時間である。

仮に Senographe Pristina と同じ幾何学的配置のシステムで Continuous 方式を採用した場合、半影の大きさは約 4 倍となり、鮮鋭度低下の恐れが生じる。

鮮鋭度を低下させる動きの要因は、装置の振動と被写体の動きに大別できる。装置の振動対策にも Step & shoot は有効である。被写体の動きは、撮影時間の延長に伴い発生頻度が高くなるため、いかに撮影時間を短くするかが課題となる。トモシンセシスの撮影時間には、走査の開始から終了までのトータル撮影時間と 1 照射に要する照射時間とがある。さらに、Rh 焦点/Ag フィルタで管電圧を 34kV 固定とすることにより照射時間を短縮している。被写体厚により異なるが、トータル撮影時間は 10 秒以内である。

トモシンセシスの空間分解能は受光面に平行な面(X-Y 方向)と垂直な厚さの方向 (z 方向) とに分けて考える必要がある。X-Y 方向の分解能は主にディテクタのピクセル間隔に依存する。Senographe Pristina は 100 μ m/pitch で、解像度を下げるビニング処理はしていない。z 方向の分解能は振角と再構成方法に依存する。振角は大きくするほど分解能が高くなるが、被写体に対する X 線の入射角が大きくなると像の歪みによるアーチファクトが発生する。Senographe Pristina は振角を 25° としアーチファクトの影響を抑制しつつ、逐次近似法 ASiR^{DBT}により薄く精度の高い再構成画像を描出する。この薄い断層厚の画像 (Plane)に加え、読影効率の向上や、集ぞく性石灰化検出を容易にする目的で、10 mm厚の画像(Slab)の作成も可能ある。2D の疑似画像を DBT のデータから作成する合成 2D の画像処理も改善され、欧米では DBT と合成 2D を併用した検査が主流となりつつある〔図 5〕。

鮮鋭度を低下させる散乱線は、散乱線除去グリッドの有無・被写体厚・照射野が主な要因となるが、Senographe Pristina では、2D と共用のユニバーサルグリッドを用いることにより DBT 撮影に対応している。

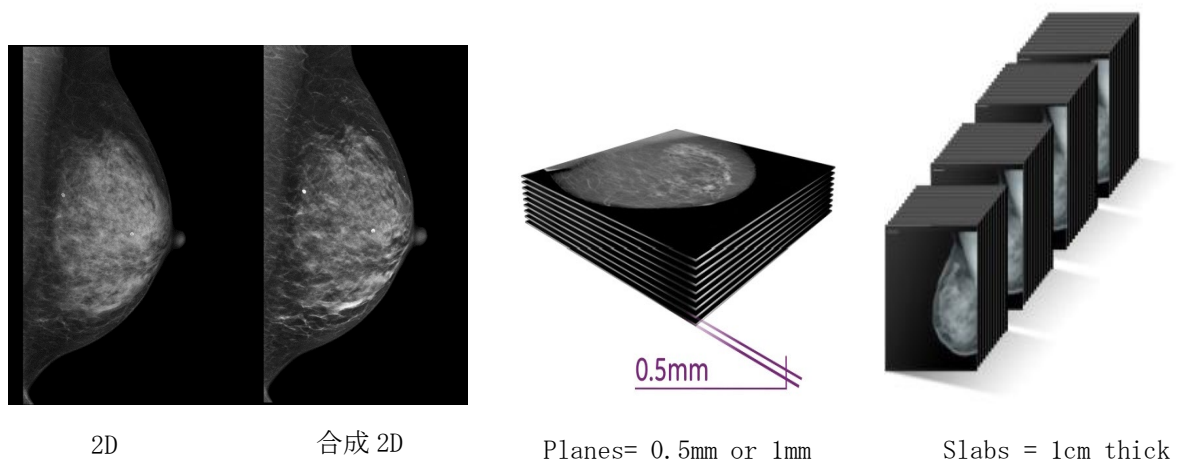


図 5. Senographe Pristina で取得可能な画像の種類

4. DBT のコントラストの向上と被ばくの低減

乳腺撮影には、軟部組織どうしの微細な X 線吸収差を描出するため、高コントラストの撮影システムが求められる。コントラストを左右するシステム因子は、X 線の線質・受光部のコントラスト係数・散乱線であり、同時に被ばくを考慮する必要がある。被ばくを左右する撮影システムの要因は、X 線の線質・受光面の感度である。

Senographe Pristina の DBT 時には、コントラストの向上と被ばく低減のため、薄い乳房では Mo/Mo、厚い乳房では Rh /Ag の組み合わせが選択される。乳腺に適したコントラストが得られる特性 X 線を主なスペクトルとしながら、透過性の向上もはかられ、60mm 以上の厚い乳房での画質も担保している。また、被ばく線量が同程度で比較すると、Ag フィルタを使用した際には従来の Rh フィルタと比較して厚さ 80mm において CNR が 12%増加している²⁾ [図 6]

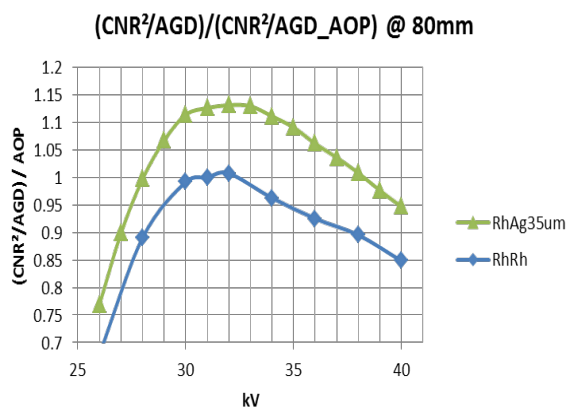


図 6. Rh フィルタと Ag フィルタによる CNR の違い
従来の Rh フィルタと比較して、CNR が 80mm で 12%増加

また、DBT の低線量の信号を効率よく取得できるディテクタにより、DBT のトータル撮影線量は 2D 撮影の線量と同等である³⁾ [図 7]。

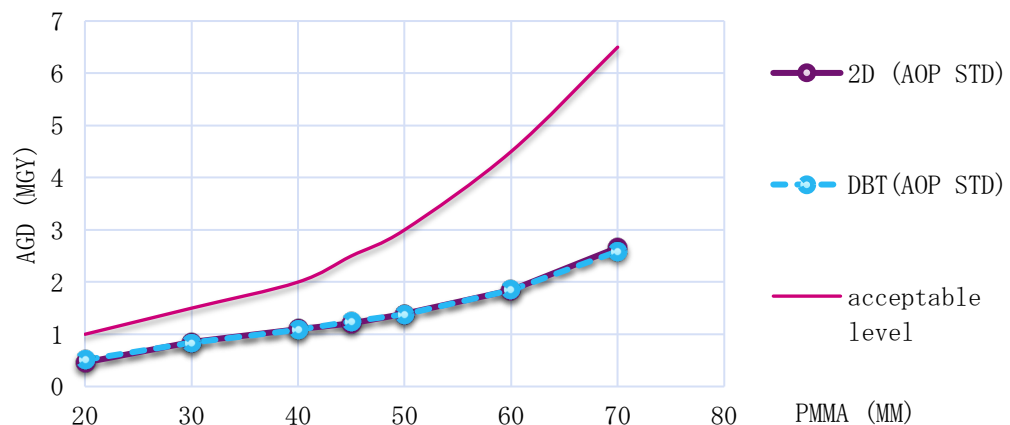


図 7. DBT と 2D の線量比較

DBT（デジタルブレストトモシンセシス）は被写体厚によらず 2D と同等線量で撮影可能である

5. VolumeRAD の概要

全身を対象にしたトモシンセシスの撮影には、さまざまな部位に適切な収集条件を提示する多様性や金属アーチファクト対策、処理時間の短縮・被ばく適正化が必要となる。

Definium656HD に搭載した VolumeRAD は、新しいタイプの FPD が採用され、金属アーチファクト低減処理 MAR や再構成処理速度の高速化もされている。走査方向は垂直と水平の選択ができ、立位・臥位撮影台で撮影が可能である。収集条件は 29 種類の撮影部位に対するプログラムがあらかじめ設定できる。線量の決定には 2D 画像を基準することで被写体厚の違いに対応している。撮影時の患者観察のためにライブビューを搭載し、検査中の患者安全や、体動などの異常の検出に素早く対応できるようにしている〔図 8〕。

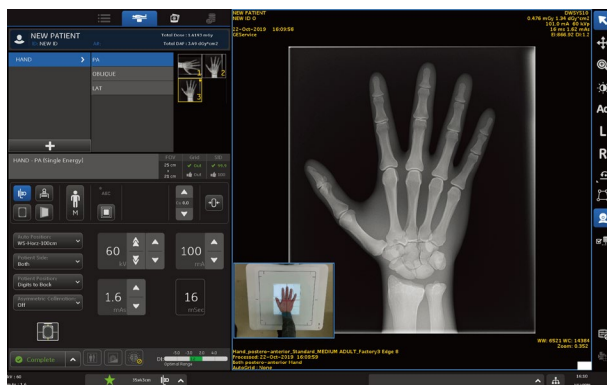


図 8. ライブストリーミングカメラ機能

ライブストリーミングカメラを備え、被写体の観察と撮影条件の操作が視線を動かさずにでき、検査中も患者の安全を確保しながら、撮影を実施することが可能

6. VolumeRAD 多様性への対応

VolumeRAD では、撮影の目的部位に合わせ、部位別に 29 種類のプログラムが用意されている。条件には管電圧・管電流などの撮影条件に加え、振角・収集回数・回転中心・再構成間隔・再構成断面の開始と終了などの収集および再構成条件が設定可能である。さらにプログラムごとに 6 種類の体型別設定と立位台/臥位テーブルの撮影台に応じた撮影条件も設定可能である。

収集条件の設定は部位や入射方向により細かく異なる。振角は腹部で 20° ・頸椎矢状断・胸椎・胸部で 30° ・その他の部位で 40° としている。収集回数は腹部 25 回・手足 30 回・膝 40 回・頭部や体幹部で 60 回としている。回転中心も部位の厚さを加味して変化する。

振角と収集回数関係はさざ波状のアーチファクトであるリップルに影響する。リップル発生位置に関する計算式は以下の通りである。

$$D = \frac{N}{2fc \cdot \tan \frac{\theta}{2}}$$

なお、D はリップル発生源とリップルが発生する断面の最短間隔、N は収集回数、 θ は振角、 fc は再構成フィルタのカットオフ周波数である。観察目的が厚い場合は、収集回数当たりの振角を小さくする必要があり、同じ振角の場合は収集回数を増やす必要がある。逆に薄い場合は収集回数を削減することが可能である。被写体厚の薄い乳腺を対象とする DBT で収集回数を 9 回まで下げられるのはこのためである。収集回数と画質の関係は、総線量が同じであればほとんど差はないか、もしくは収集回数が少ない側の画質が高い傾向を示す。これは収集回数が増えることにより信号取得時の固定ノイズの割合が増えるためである。

走査方向は立位・臥位ともに水平方向と垂直方向が選択できる。胸骨前額断では、薄く X 線吸収の少ない胸骨に対し、厚く吸収の大きい椎体が障害陰影となる。走査方向を垂直方向にした場合、椎体がすべてのデータで写り込み胸骨の障害陰影となる。水平方向の走査では椎体の写り込みを制限できる。また、通常垂直方向に走査する頸椎や腰椎のトモシンセシスにおいて、臥位台に移乗せずにストレッチャー上で立位台を使用して撮影する際に、垂直方向走査が有効である〔図 9〕。

人工関節置換術の弛みや固着評価に対し、トモシンセシスが利用されている。このとき問題となるのが金属アーチファクトである。Definium656HD には金属アーチファクト低減処理 MAR が採用され、走査方向に生じる信号異常の軽減に貢献している〔図 10〕。

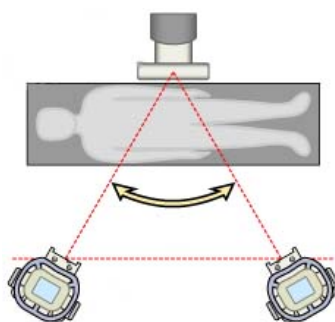


図 9. 水平方向走査の例

走査方向は立位・臥位ともに水平・垂直方向を選択でき、ストレッチャー上での撮影にも対応する。



図 10. 金属アーチファクト軽減処理 “MAR”

7. VolumeRAD 再構成処理時間の短縮と被ばく軽減

一般撮影装置では、X線業務のなかで最も検査数が多く、高い作業効率が求められる。Definium656HDに搭載されたVolumeRADでは、この点が大きく改善された。再構成処理速度の例として、照射回数60回・照射範囲17×14inch・再構成画像枚数32枚の条件でトモシンセシスをした場合、照射を開始してから全ての再構成画像が描出し終わるまでの時間は約50秒である。前額断と矢状断などの複数の依頼においても、待ち時間なしに対応できる。

新しいタイプのディテクタには、高いDQEと100 μ m/pitchの高分解能のものが採用されている。VolumeRADではビニングにより200 μ mに変換している。X-Y平面の空間分解能は2D画像の方が優れるものの、粒状性の向上と高いDQEのディテクタにより、従来よりも低線量での検査を実現している[図11]。

VolumeRADの総線量の決定には、2D画像の線量を参照している。自動露出装置の線量を参照することも可能である。被写体厚が標準体型と極端に異なるケースや、依頼のすくない部位においても、適正線量を選択することが可能である。

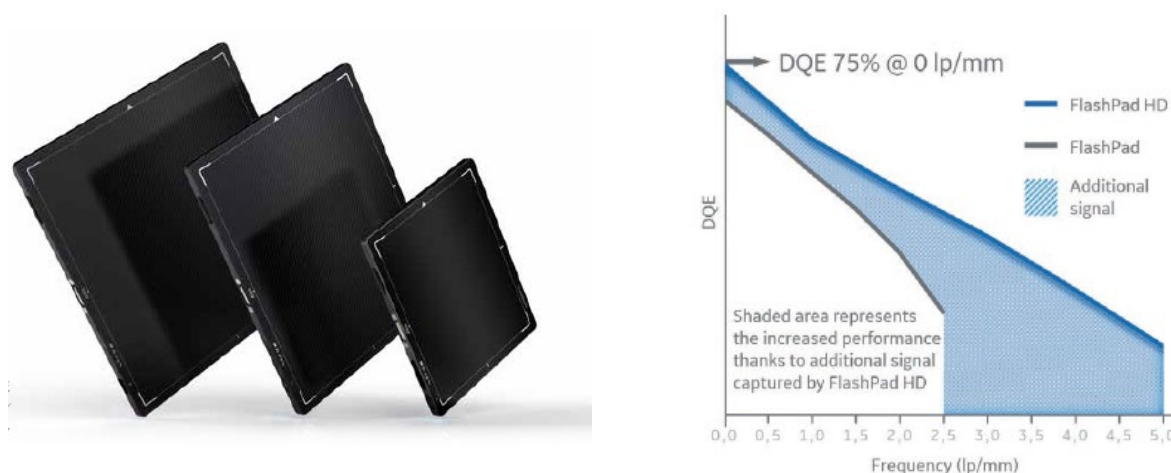


図 11. ピクセルサイズ 100 μ m のディテクタ FlashPadHD と量子検出効率

8. おわりに

GE ヘルスケアの Senographe Pristina および Definium 656 HD のトモシンセシス機能について、乳房用 X線撮影装置用には、鮮鋭度・コントラスト・被ばく低減のバランスを重視するとともに、医師の読影効率とその負担軽減、受診者の快適性を考慮した設計とし、全身用の X線診断装置では部位の多様性への適応・作業効率の向上・撮影線量の適正化を優先した個別設計がなされていることを紹介した。この様に、トモシンセシスを目的に適した仕様で実施することにより、低線量でアーチファクトの少ない 3 次元的データが得られ、X線診断の精度を高めるために貢献する。

- 1) GE190-004 BIE (Blinded Imaging Evaluation) study – US. A Multicenter Study to Test the Non-Inferiority of Digital Breast Tomosynthesis Compared to FFDM as measured by the area under the Receiver Operating Characteristic (ROC) curve in Detecting Breast Cancer

- 2) GE Healthcare 調べ
- 3) Nicholas W. Marshall et al., 2019

高画質・低線量・使いやすさを追求した Cアーム搭載多目的デジタルX線TVシステム 『Ultimax-i』

キヤノンメディカルシステムズ株式会社 瀧北 直人

はじめに

近年、医療環境変化の観点から医療設備の効率的な運用が求められている中、X線TVシステムは、消化器科、呼吸器科、整形外科や小児科ばかりでなく、泌尿器・婦人科検査や血管造影検査のように専用システムで行われていた検査など、各診療科の多様な用途で使用されている。特に、内視鏡的逆行性胆道膵管造影（ERCP）関連手技や Interventional EUS などのX線を用いた胆・膵内視鏡検査の件数は増加傾向にあり、高度な技術を必要とする内視鏡手技を効率的に実施するための使いやすいX線検査室の構築が望まれている。そのような中で、キヤノンメディカルシステムズ（株）は、今求められているX線検査室の姿の一つとして高画質、低線量、使いやすさを追求した新しい高画質・低線量検査をコンセプトとした『octave SP』を開発した。octave SPは、2021年1月に標準搭載された新しい画像処理技術で、リアルタイムの画像処理技術と低線量検査のためのアイテムにより、高画質と低線量の両立を高い次元で実現し、従来より照射線量を約65%低減（当社比）可能とする。本稿では、octave SPを17×17インチサイズの大視野FPD『FPD1717』に組み合わせたCアーム搭載多目的デジタルX線TVシステム『Ultimax-i（アルティマックス アイ）』について紹介する。

1. 高画質・低線量検査コンセプト octave SP

octave SPは、従来から当社が採用していたノイズ低減フィルタ（Super Noise Reduction Filter：SNRF）やデジタル補償フィルタ（Digital Compensation Filter：DCF）を高いレベルで進化させながら8つの最新技術から構成される高画質・低線量検査のための当社独自のコンセプトである。従来より1オクターブ上の診断・治療に最適な線量と画質のバランスを追求することで、安心・安全な医療を提供する。以下に、主な最新の画像処理技術を紹介する。これら全ての処理は、リアルタイムに行われ、低線量検査を提供するパルス透視のフレームレート（1~15fps）の設定やX線量を変更できる透視線量モードの設定にかかわらず、高画質と低線量の両立を高い次元で実現する。また、検査ごとに設定・登録でき、各検査に応じた最適な画像を得ることができる。

1) 多重解像度 SNRF

消化管造影検査における残像の少ない透視像、インターベンションにおけるカテーテルの視認性、小児領

域や婦人科検査などにおける低被ばく、これらの要求に応えた新しい画像処理が多重解像度 SNRF である。多重解像度 SNRF は、画像を複数の周波数帯域に分け、周波数帯域毎の全画素に対して周囲の情報を元に、ノイズと必要な信号を判別して有用な情報を抽出することで、微細な構造を残したままノイズ低減が可能なキヤノンメディカルシステムズ社の独自技術のノイズ低減フィルタである（図 1）。一般的なノイズ低減フィルタであるリカーシブフィルタは、過去画像の加算を行うため、処理前の画像に対して画像処理後は残像が生じる（図 2a）。一方、当社の多重解像度 SNRF は過去画像の加算なくノイズ低減を行うため、残像やコントラストの低下を生じさせることなく鮮鋭度を保ったまま大幅にノイズを低減することが可能である（図 2b）。これにより、多くの検査で重要とされる透視像の視認性をさらに向上させ、残像、コントラストの低下なく、高画質を提供する。

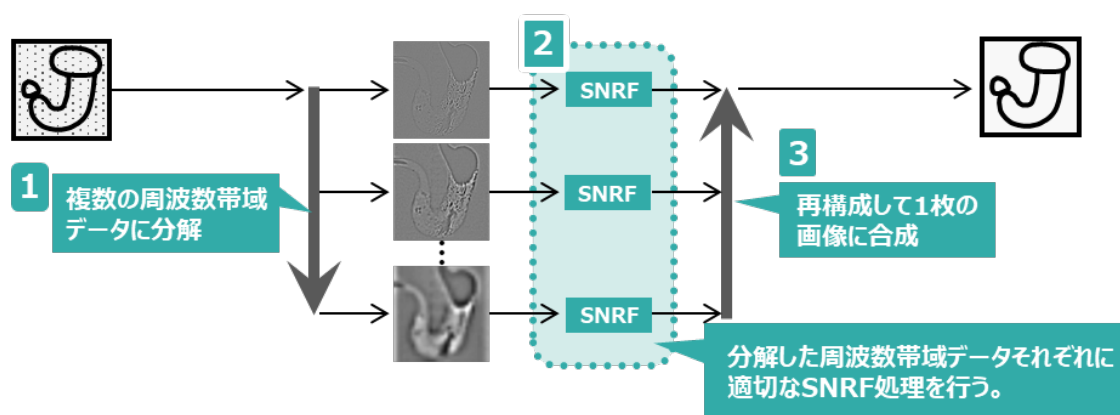


図 1 多重解像度 SNRF プロセスマップ

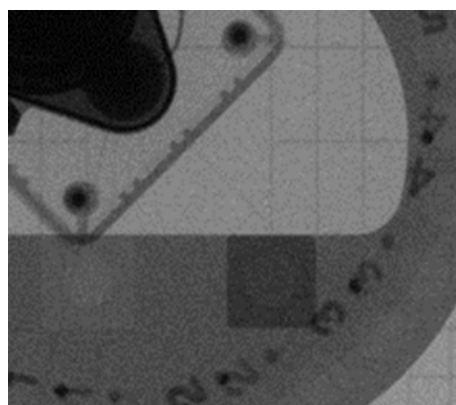


図 2a 一般的な処理

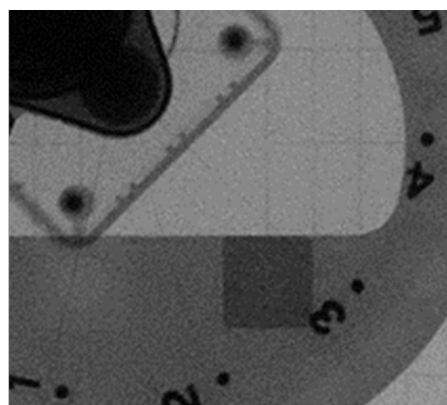


図 2b 多重解像度 SNRF

2) デジタル補償フィルタ（DCF）

画像の高線量部と低線量部の明るさを自動補正するデジタル補償フィルタ機能により、X線の吸収差によって生じる画像の黒つぶれ、白とびを補正して、観察しやすい画像に調整する。従来は観察が困難であった腸管ガスの重なり、気管支鏡検査や穿刺、直接線の影響で確認しにくかった整形領域のスキンラインな

ど、1枚の画像に混在する明るさの差をリアルタイムに補正し、あらゆる部位で最適な透視像、撮影像を提供する。体厚が厚くカテーテルが見にくい場合や、椎体に重なったガイドワイヤの観察にも有用である。octave SP では、DCF 設定の幅が広がり、さらに診断に適した画像の提供が可能となった（図 3a、b）。特に、同一画像内に、消化管造影よりもさらに大きく X 線吸収の異なる箇所が含まれる、内視鏡治療時の透視、ミエログラフィ、長尺（全脊椎、下肢）、一般撮影（足首、膝、頸椎、腰椎単純など）の検査において、従来よりもさらに観察しやすい画像を提供する。

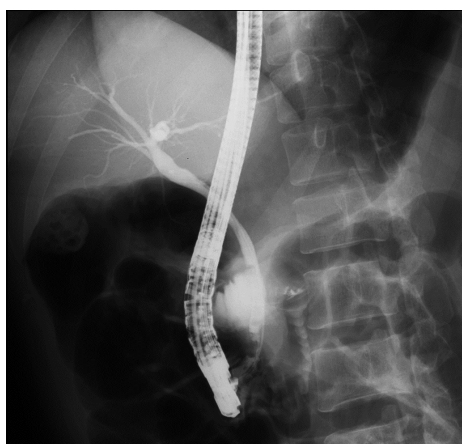


図 3a DCF 処理なし



図 3b DCF 処理あり

3) IR 解像度補正

従来よりもさらに鮮明な撮影像を得るために、最新の画像処理技術である逐次近似法（Iterative Reconstruction：IR）を採用した。IR は、目標とする解を設定し、その解に近くなるように計算を繰り返して問題の解を目標の解に近づける計算方法であるが、octave SP では、IR をリアルタイムに画像に反映する最新技術を開発し、理想とする高い MTF（Modulation Transfer Function）を実現した（図 4a、b）。

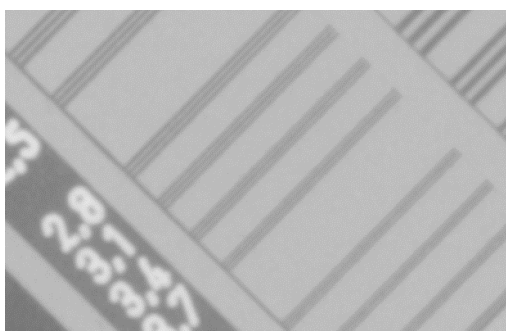


図 4a IR 解像度補正なし



図 4b IR 解像度補正あり

2. C アーム搭載多目的デジタル X 線 TV システム Ultimax-i

Ultimax-i は、多方向からの観察を可能とする C アームを搭載した X 線 TV システムである。胃透視など

の消化管検査のほか、ERCP（内視鏡的逆行性胆道膵管造影）やミエログラフィ（脊髓造影）など、1台で各診療科の多様な検査に柔軟に対応できるシステムとして多くの施設に導入されている。

1) Cアームにより得られる最適な視野

Ultimax-iのCアームは、スムーズなLAO/RAO、CRA/CAUの角度づけによってさまざまなアングルの観察を実現する。消化器内視鏡検査においては、脊椎と胆管の重なり、肝門部胆管の分岐部、胆嚢管の分岐部、整形、呼吸器領域の検査においては、患者が動くことなく正面と側面の観察を行えるなど、Cアームならではの自在な動きが部位をとらえ、ストレスのない観察のしやすさで術者とスタッフを支える。例えばERCPにおいて脊椎やスコープと胆管が重なる場合、術中に重なりのない視野を得ようとセデーションされた患者の体位を変換させることは容易ではない。また、胆管穿刺しているような場合に患者を動かすことは危険を伴う。しかし、Cアームであれば、患者の体位はそのまま、正確な処置をサポートする視野が得られる。Cアームは、直感的かつ簡便なレバー操作で、肝門部胆管の分岐部、胆嚢管口の分岐部などの複雑な形状も、最適な視野と3次元的な情報をCアームが提供し、確実なガイドワイヤ操作をサポートする。

2) アンダーテーブルチューブによる術者被ばくの低減

検査数の増加に伴い、被ばくの低減は重要な課題である。Ultimax-iは、術者やスタッフの被ばく低減に着目し、アンダーテーブルチューブでの検査が可能である。術者被ばくの主な要因である患者や天板からの散乱線量を比較すると、オーバーテーブルチューブはX線管に近い術者の上半身側の線量が多く、アンダーテーブルチューブは術者の下半身側の線量が高い。患者の上方の空間で手技を行うこともあるため、オーバーテーブルチューブでは直接X線も考慮する必要があるが、手技を妨げない最適な防護は難しい。アンダーテーブルチューブとX線防護垂れの組み合わせは、術者を散乱X線から防護しやすく、適切な被ばく低減を実現する（図5）。Cアームは、先述の散乱線特性を考慮した動きを採用しており、側面から観察する場合、いずれにおいても患者からの散乱線量の多いX線管側が、術者から離れるように配置される（図6）。Ultimax-iは、Cアームの動きでも術者の被ばく低減をサポートする。

3) コンパクトなCアームシステム

当社独自のコンパクト設計により、Cアームシステムでありながらも検査室に広い作業スペースを確保できるため、さまざまな手技における患者へのアプローチが容易である。また、術中に透視像と内視鏡などの画像を同時に確認するため、複数のモニタや大画面モニタの設置、PinP（Picture in Picture）機能の導入など、検査に必要な情報をわかりやすく表示するモニタレイアウトも重要であり、各施設ではさまざまな要望に応えたX線検査室が構築されている。撮影像あるいはMRIやCTなども確認することで、術者は安心して確実な手技を進めることができ、例えばERCPにおいては、MRCP像を表示し、Cアームを活用してMRCP像と透視像を同じアングルにすることにより、ガイドワイヤの誘導をサポートする。



図5 Ultimax-i のアンダーテーブルチューブ
と X 線防護垂れの組み合わせ

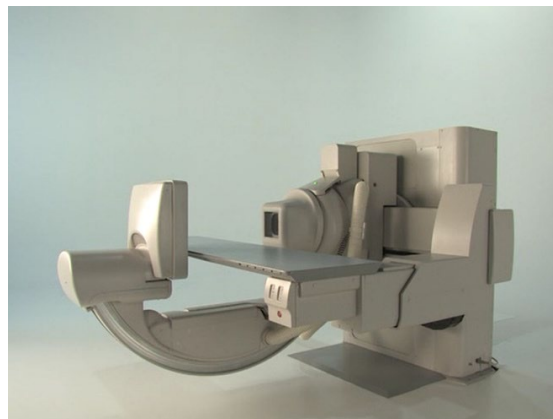


図6 Ultimax-i の術者被ばくも考慮した
C アームの動き

3. まとめ

大視野の FPD1717 と C アームを搭載した Ultimax-i は、X 線 TV システムとしての基本機能と性能を、患者と医療スタッフの立場から再度分析して改良を行い、新しい高画質・低線量検査をコンセプトとした octave SP を搭載したことで、画質の向上を図りながらも従来より照射線量を約 65% 低減可能とした。キヤノンメディカルシステムズは、長年培った経験とユーザの意見を基に、常に進化させた X 線 TV システムを提供し、1 人でも多くの患者に優しさと確かな診断情報を届けることを目標とし、安心・安全で、効率の良い医療を提供する。

*Ultimax、octave はキヤノンメディカルシステムズ株式会社の商標です。

血管撮影装置による One Stop Stroke Management

その可能性に向けた取り組みについて

シーメンスヘルスケア株式会社 アドバンスセラピー事業本部 CA/IR 事業部

中西 哲也、富士溪 俊之

1. はじめに

日本人の主な死亡要因の一つである脳卒中（脳血管障害）は、高齢社会におけるさらなる対策が必要な疾患となっている。脳卒中の原因は高血圧が大きな原因であるが、高齢者の心房細動による血栓化も脳梗塞の原因となり、かつ重症化しやすいことも報告されている。さらには、脳卒中が寝たきりなどの要介護・要支援の主な原因となるため¹⁾、本人のみならず家族にとっても大きな負担になる。本邦における医療体制整備のさらなる強化により、迅速かつ適切な治療を地域格差なく提供する体制の確立が急がれている。

関連学会も精力的な活動を進めており、2015年の第32回NP0法人日本脳神経血管内治療学会学術総会では同総会会長で兵庫医科大学脳神経外科学吉村紳一主任教授より「脳梗塞に対する血管内治療の普及に関する学会宣言となる神戸宣言」が発表され、「RESCUE-Japan：脳卒中になっても困らない国を目指す」を掲げ、脳卒中患者に対する、特に急性期脳梗塞における血栓回収療法の普及に当たり、調査と公表、啓発、実践の3つのアクションプランを打ち出している。その他、様々な関連学会の活動により「健康寿命の延伸等を図るための脳卒中、心臓病その他の循環器病に係る対策に関する基本法」の公布、「静注血栓溶解（rt-PA）療法適正治療指針」の改訂、PSC（一次脳卒中センター）の施設認定など、医療体制整備の強化が進められている。

臨床現場においては、“Time is Brain”に代表されるように脳卒中治療は時間が重要なファクターであり、発症から再開通までをできる限り短時間で行うよう、プロセス時間の短縮に向けて取り組みがなされている。患者状態の詳細把握のために実施されるMRI、CT-Perfusion（CTP）による診断プロセスは、被検査の検査室への移動、画像撮影、画像解析処理、画像診断などが必要となり、この診断によってrt-PA静注療法や機械的血栓回収療法の治療適用判定が行われ、血管内治療の適用患者は血管撮影室へ移動し治療が速やかに実施される。近年MRI、CTPによって行われる検査プロセスを血管撮影装置で実施する試みが行われており、ドイツGöttingen大学のグループらの報告ではNIHSS高値の患者群に対して血管撮影室へ直接移動し、血管評価に基づき治療を行うことで、プロセス時間を短縮しDoor to Reperfusion（D2R）時間を約20分に短縮したと発表している²⁾。本稿では、血管撮影装置を用いたOne Stop Stroke Managementの可能性に向けた機能などについて紹介する。

2. 血管撮影装置による取り組み

前述のGöttingen大学のPsychogiosらより発表されたプロトコルでは、NIHSSが ≥ 10 の有意にスケールの高い患者に対して血管撮影室へ移動して撮影を実施している。なお、血管撮影装置はArtis Q（Siemens Healthineers製）を用いた。本装置は16bitの濃度分解能を備えたフラットディテクタを装備し、CTライクイメージングへsyngo DynaCT HDRを有する。このフラットディテクタならびに画像再構成エンジン（HDR Reconstruction Engine）

は血管撮影装置Artis zee i シリーズにも搭載され、軟部組織の検出に優れた性能が様々な領域において優れた画質を実現する。さらに近年ではCTライクイメージングにおけるビームハードニングの影響を補正するHomogenization処理が搭載され、頭蓋周囲の組織描出が向上した。これら技術によって明瞭な病変評価に寄与する画質が得られている（図1）。

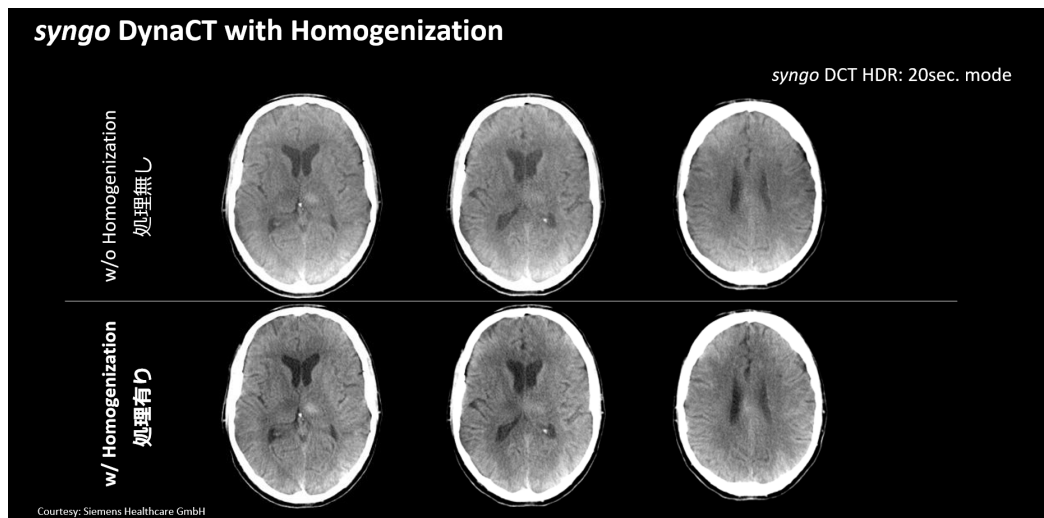


図1 CTライクイメージング (syngo DynaCT HDR)におけるHomogenization処理による違い

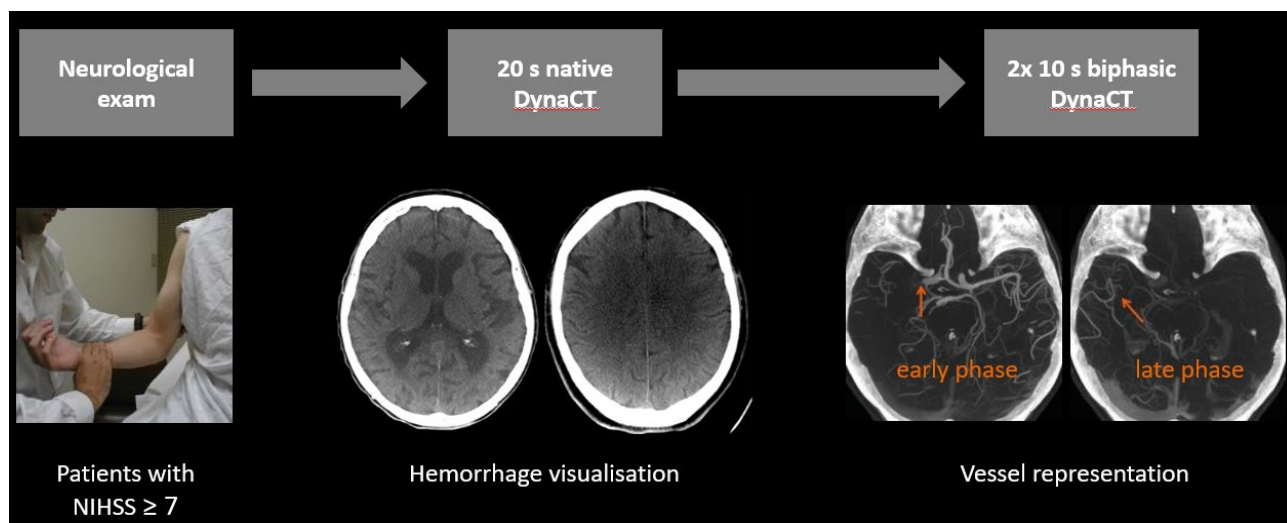


図2 Göttingen大学における血管撮影装置を用いた脳梗塞診断プロトコル

2017年1月よりNIHSS \geq 7に変更³⁾

血管撮影室に到着した患者には、上記の20秒DynaCT HDRによる非造影CTライクイメージング（FDCT）にて出血の否定を行ったうえで、2相FDCT（FDCTA）の撮影を次のプロトコルで実施している。（図3）

1: FDCT（20s native DynaCT）

20s rotation; 200° total angle with approx.500 projections; 109 kV; 1.8 μ Gy/frame; effective dose ~ 2.5mSv

2: FDCTA (2 x 10s biphasic DynaCT)

i.v. 60ml CM at an injection rate of 5 ml/s followed by 60 ml saline chaser at the same injection rate of 5 ml/s; a power injector is used for injection; 2x10s rotation; 200° total angle (0.8° per frame); 70 kV; 1.2 μ Gy/frame; effective dose ~2.8mSv

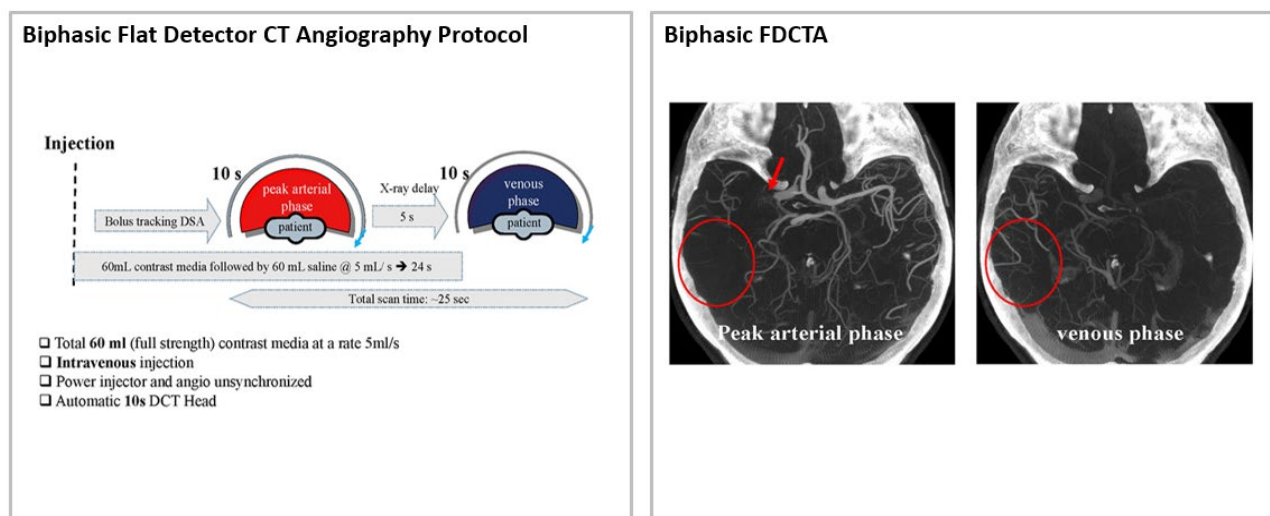


図3 2相FDCT撮影プロトコル

2相FDCT（FDCTA）の1回目FDCTAは動脈相のピーク時、2回目は静脈相として5秒Delayの後に撮影を行っている。FDCTは出血の確認や虚血領域の確認、動脈相ピーク時と静脈相の2相FDCTAは血管梗塞の検出と側副血流の評価に用いる。

Psychogios らは、この方法による報告として、LV0 症例に対し one-stop management が時間を短縮しうるか観察研究を実施し、脳卒中 30 症例に対して血管撮影室だけで撮影および治療を実施した。このクリニカルトライアルでは NIHSS > 10 以上の場合に CT 検査を実施せず血管撮影室へ直接患者を搬送している。インターベンション治療術前には FDCT と FDCTA を施行し、LV0 に対しては機械的血栓回収療法を行っている。その他はガイドラインに準じて血栓溶解療法を施行した。虚血性脳卒中は 22 例（73%）であり、4 例（13.5%）は頭蓋内出血を伴い、4 例（13.5%）は Todd 麻痺と診断された。この研究による Door to Recanalization (D2R) は 20.5 分、従来の MDCT によるフローでは 54.5 分であることから、大幅なプロセス時間の短縮を報告している。

3. syngo DynaPBV Neuro を用いた脳血流量解析

CTライクイメージングによる脳機能解析として *syngo DynaPBV Neuro* が開発され、臨床で用いられている。これはCTによる脳機能解析である脳血液量測定方法と類似した画像構成手法である⁴⁻⁶⁾。CTと同じような画像解析を血管撮影装置へ搭載することで、脳機能障害の程度および範囲を血管撮影装置単独でも評価できるように考案された。

CTとの類似性に関して、Struffertらによる臨床試験において、脳虚血患者において造影剤の静脈投与を用いて撮影した *syngo DynaPBV Neuro* のPBV(parenchymal blood volume)マップは、CT Perfusionの脳血流量画像(CTP-CBV)と十分な相関関係があることが示されており⁷⁾、同じくStruffertらが患者25名を対象とした臨床試験においても、*syngo DynaPBV Neuro* のPBVマップとCTP-CBVマップの高い相関関係が報告されている⁸⁾。

この再構成法は、Cアームシステムによる2回の3D回転撮影画像から差分画像を生成することでCBV解析が行われる。1回目の回転撮影は差分画像を得るための非造影で行うMask撮影 (Mask run) であり、2回目の回転撮影 (Fill run) では脳組織の造影剤濃度を一定に保つため、解析に最適な造影剤投与プロトコルを用いており、脳組織が造影されるまでの遅延時間を考慮して注入器により造影検査を行う必要がある。経静脈的造影剤投与法の報告に次いで、日本国内からは、糸川らにより、大動脈弁直近の上行大動脈からの経動脈的造影剤投与法による *syngo DynaPBV Neuro* の臨床報告も行われている⁹⁾。

このような条件下で回転撮影された投影画像の解析処理過程は、フィルター補正逆投影法を用いた3D画像の再構成をMask runとFill runのそれぞれの撮影画像に対して行う。その後、この2つの再構成データから患者の動体補正を行った後に差分画像が生成される。また、造影剤を頭蓋内全体の血液に行き渡らせるように持続注入を行い、再構成された画像からはヒストグラム解析により動脈入力関数 (AIF) が自動的に算出されている。その動脈入力関数を用いて差分処理を行った血液量データを正規化してPBVマップを生成している。さらに大血管と毛細血管のヘマトクリット値の相違を補正後にPBVマップをカラーコード形式で表示している¹⁰⁾。

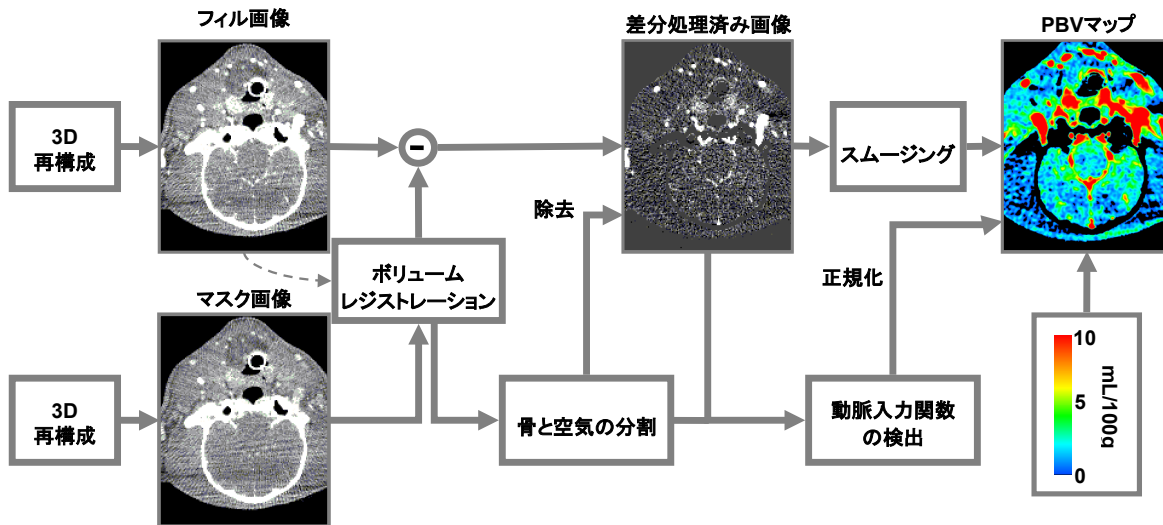


図4 syngo DynaPBV Neuroにおける回転撮影を用いたPBVマップの再構成法

このアプリケーションは、脳血管造影検査や脳血管内治療時に血管撮影装置で解析を行えるため、状況に応じた柔軟な対応が可能となる。急性期脳梗塞疾患の治療適応の検討や脳血管内治療時の虚血性合併症の検出、頸動脈ステント留置術前後での脳循環動態の評価だけでなく、脳腫瘍やBOT (balloon occlusion test) など、様々な病態評価が行えるものである。

4. syngo DynaCT Multiphaseによる脳機能解析応用の検討

急性期脳梗塞における組織灌流評価はMRIまたはCTPが活用されており、データ解析によって梗塞および虚血コア領域の評価が行われている。One Stop Stroke Managementの可能性に向け、血管撮影装置によっても同様評価を行うことができないか開発検討が行われてきた。前述の「syngo DynaPBV Neuro」ではCT Perfusionの脳血流量画像(CTP-CBV)に相関したデータが得られるが、Mask RunとFill Runの撮影だけでは、血流画像(CTP-CBF)に類似したデータ解析を行うことができない。この課題に対して、特殊設計された血管撮影装置を用いてCT装置と同じようなダイナミック撮影を行い、得られたデータを専用ワークステーションによる解析が開発されたので紹介する。

血管撮影装置はARTIS icono D-Spin (以下ARTIS icono)、大視野フラットディテクタ (FD) を搭載した装置であり本邦では2019年11月に発表された。ARTIS iconoには高速・広範囲回転が可能な側面アームが新規に開発されている。従来3D撮影時には側面アームの退避動作が必要であったが、本装置では側面アームの退避なしで正面アームの高速回転に追従し、即ちバイプレーンセッティングのまま3D撮影を行うことができる。ハードウェアの高速動作性能と高い位置精度によって維持される安全性も本機能に寄与する。当然ながら、FDのデータリードアウト時間の高速化も併せて実現しており、頭蓋内ステントなどを描出するsyngo DynaCTの高精細モードでは従来装置で20秒撮影であるが、ARTIS iconoでは同等以上の画質を担保しつつ、8秒撮影を実現、当社比2.5倍速の高速撮影となっている。その他の3D撮影プロトコルについても従来から時間短縮を果たしている。



図5 血管撮影装置 ARTIS icono D-Spin 外観

このような血管撮影装置ハードウェア、画像処理性能の進化の活用として開発されたのが「syngo DynaCT Multiphase」である。この特殊撮影機能は、5秒Mask runの1往復に続いて5秒Fill runの4往復の回転撮影を連続して行い、8つの異なる時点での機能画像を得ることが可能となる。

4往復回転撮影例



図6 「syngo DynaCT Multiphase」による撮影例

この撮影によって経時的变化を含む評価を行うことができ、Psychogiosらが報告したように、非造影のCTライクイメージングによる出血の確認や虚血領域の確認、本撮影により動脈相ピーク時や静脈相を含むFDCTAの評価が行え、血管梗塞の検出と側副血流の評価を行うことができる。

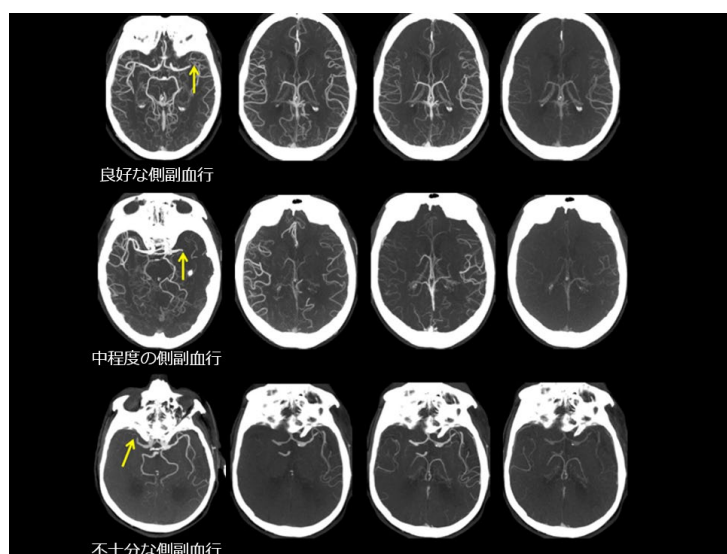


図7 「syngo DynaCT Multiphase」による側副血行評価

さらに「syngo DynaCT Multiphase」のダイナミックデータは、CTPに用いられるダイナミックデータと同じようにTime Activity Curve (TAC) 解析を行うことができ、iSchemaview社のRAPID Angio Moduleを用いた専用解析を行うことで、CBV、CBF、MTTなどのパラメトリック画像が得られ、ペナンプラ領域、梗塞領域の評価が可能となる。MRIやCTPを用いたプロセスを血管撮影室で行うことができ、One Stop Stroke Managementの可能性を大きく広げるものである。

5. 最後に

「健康寿命の延伸等を図るための脳卒中、心臓病その他の循環器病に係る対策に関する基本法」が公布され、脳卒中に関する数々の施策と全国での体制整備が進められている。同時に、脳卒中発症から再開通までの時間短縮に向けた取り組みは医療施設各々の組織努力によりプロセスの時間短縮が学会および研究会で報告されている。一方で、高齢社会における脳卒中患者への医療負担増加が予見される状況において、常時（24時間週7日）稼働 24/7 に対応した医療体制の維持には、関係チームスタッフの負担も懸念される。脳卒中治療における患者治療成績を維持しつつ、医療施設側の負担も軽減できるソリューションが期待される。今回紹介したSiemens Healthineersの開発した技術が、この医療課題に対する一助となることを期待し、そのサポートを推進していくものである。

参考文献

- 1) 厚生労働省 「2019年 国民生活基礎調査の概況」
- 2) Psychogios MN et al. (2017) , One-Stop Management of Acute Stroke Patients Minimizing Door-to-Reperfusion Times. Stroke 2017; 48(11):3152-3155.
- 3) Onestopinstroke, “SIGNIFICANT REDUCTION OF DOOR-TO-GROIN TIMES” . <http://onestopinstroke.eu/>
- 4) Zellerhoff M et al. (2009) Measurement of cerebral blood volume using angiographic C-arm systems. In Hu XP, Clough AV (eds) Medical Imaging 2009: Biomedical Applications in Molecular, Structural, and Functional Imaging. Proc SPIE 7262:72620H-1
- 5) Hamberg LM et al (1996) Measurement of cerebral blood volume with subtraction three-dimensional functional CT. AJNR Am J Neuroradiol 17:1861- 1869
- 6) Hunter GJ et al (2003), Whole-brain CT perfusion measurement of perfused cerebral blood volume in acute ischemic stroke: probability curve for regional infarction. Radiology 227:725- 730
- 7) Struffert T et al (2010), Flat detector CT in the evaluation of brain parenchyma, intracranial vasculature, and cerebral blood volume: a pilot study in patients with acute symptoms of cerebral ischemia. AJNR Am J Neuroradiol. doi:10.3174/ajnr.A2083
- 8) Struffert T et al (2010), Cerebral blood volume imaging by flat detector computed tomography in comparison to conventional multislice perfusion CT. Eur Radiol. doi 10.1007/s00330-010-1957-6
- 9) Hiroshi ITOKAWA et al (2011), Technical evaluation of the measurement of cerebral blood volume by intra-arterial injection of contrast medium and visualization of color-coded digital subtraction angiography images using an angiographic C-arm system. JNET Vol.5 No.2, August 2011
- 10) Michael Zellerhoffa et al (2009), Measurement of Cerebral Blood Volume using Angiographic C-Arm Systems. SPIE Vol. 7262 72620H-2, 2009
- 11) One-Stop Management of Acute Stroke Patients Minimizing Door-to-Reperfusion Times
Marios-Nikos Psychogios, Daniel Behme, Katharina Schregel, Ioannis Tsogkas, Ilko L. Maier, Johanna Rosemarie Leyhe, Antonia Zapf, Julia Tran, Mathias Bähr, Jan Liman, and Michael Knauth

Originally published 10 Oct 2017 <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.117.018077> Stroke.
2017;48:3152- 3155

出典：

*1 脳卒中・循環器病対策基本法の成立を求める会 “なぜ、今「脳卒中・循環器病対策基本法」が必要か”
<http://www.junkankitaisaku-motomerukai.org/update/20180315909.html>

*2 老健局高齢者支援課 認知症・虐待防止対策推進室 “認知症施策の現状”
<https://www.mhlw.go.jp/file/05-Shingikai-11901000-Koyoukintoujidoukateikyoku-Soumuka/0000069443.pdf>

第 21 回 DR セミナー（オンライン）を受講して

JA 福島厚生連 白河厚生総合病院 石森 光一

2020 年 11 月 29 日（日）9:00 から 13:00 まで第 21 回 DR セミナーがオンラインにて開催されました。

私が今回のセミナーに参加した理由は、職場内の一般撮影システムが CR システムから FPD システムに移行したことで、従来の撮影条件（CR システム系）そのまま線量を減らせば良いのか？ システムの性能はどの程度なのか？システム性能を生かして医療被ばくを低減しながら診断に有益な画像情報を得るためにはどうすれば良いのか？などの問題点を解決するために「画像評価の初心者」を対象とした本セミナーを受講するに至りました。

COVID-19 の影響によりオンライン開催となった本セミナーですが、オンライン開催で感じたメリットで以下のことが挙げられます。従来の会場参加型に比べ現地までの移動時間が無いこと。金銭的な負担が大幅に減ったこと。職場における勤務環境（技師の人数や勤務体制）に影響されにくい事。移動による COVID-19 感染リスクが無い事。会場型だと設置されているプロジェクターの性能などに左右されスライドが見にくい時があるがモニター越しの場合それがない事。以上のことが今回受講して感じたメリットであり、このような環境下で集中して視聴することができました。

講義の内容は初心者の私にとっても理解しやすい内容で、測定及び解析に関して「この測定の根拠は？」、「なぜこうなるのか？」などテキストなどでは得ることのできない、実際の測定風景や講師の先生方のワンポイントアドバイスがあり最後まで楽しく講義を視聴することができました。私的に理解が難しかったのが「SNR, NEQ, DQE」のところで、講師の先生も前もって言われていたように頭の中での理解と整理に一番時間がかかりました。質問はテキストで行いましたが、テキストによる質問は口頭での質問に比べニュアンスなどが伝わりにくい感じがし、講師の先生方を悩ましてしまったのではと思います。

今回習ったことを忘れないようにするために、早速タングステン板の購入を上司に頼み、自分でテキストを購入しました。今後は、講習を受けていない後輩を巻き込んで自施設の装置における画像評価および様々な検討を行っていきたいと考えています。

個人的に考えるオンライン開催のセミナーの唯一の欠点は、セミナー終了後に講師の先生方と直接話ができる場がないことです。その点を除けばオンライン開催における参加のメリットはとても多く、次回も同じ内容でセミナーが開催されるのであれば復習を兼ねてぜひ参加したいと考えています。

最後に、COVID-19 が猛威を振るう大変な状況の中でオンラインセミナーの企画・運営をいただいた日本放射線技術学会画像部会の皆様、講師の先生方に心より感謝申し上げます。

第 21 回 DR セミナー(オンライン)を受講して

JA 北海道厚生連 札幌厚生病院 医療技術部 放射線技術科 千葉 浩樹

この度、2020 年 11 月 29 日に開催されました第 21 回 DR セミナー（オンライン）に参加させて頂きました。

私は一昨年より縁があり北海道 CR 研究会の幹事を拝命致しましたが、特に DR の物理評価に関して知識不足を感じていたところでした。昨年は近隣の大学や病院、メーカーからデバイスを諸々お借りして物理評価を行いました。教科書だけでは解決しない疑問点も多く、今回本セミナーの受講を決意致しました。

今回のセミナーは日曜日の 9:00～13:00 の 4 時間のセミナーでした。講義の内容は「X 線画像の入出力特性とコントラスト」、「X 線画像の解像特性」、「X 線画像のノイズ特性」、「SNR, NEQ, DQE」でした。講義はどの内容も非常に分かりやすく、教科書に記載されている以上の収穫がありました。オンラインならではの良い点としては気軽にチャットで質問することが出来たことでした。私は「X 線画像の解像特性」の部分で質問を 2 点させて頂きましたが、他の受講者の方も多くの質問をしていたのでその回答内容を聞くだけでも勉強になりました。質問内容とその回答内容に関しては Word でまとめられ後から見返すことが出来たので内容を振り返る良い機会となりました。後日、「CR から FPD への撮影条件を決めるための評価に DQE ではなく NEQ を用いたほうが良い」という講義の一部内容を思い出し、理由を聞き逃してしまい後悔していました。そんな矢先に原稿依頼を頂いたため、上記内容の理由を改めて質問させて頂き、セミナー終了後にも関わらず快く(?)回答いただいた東出先生には非常に感謝しております。

今回のセミナーを受講したことにより DR の物理評価に関して理解が深まり、非常にスッキリとした気持ちで 2020 年を終えることが出来ました。職場の同僚や知人にも今後薦めたい勉強の機会であると考えています。今回はコロナ渦のためオンラインでの開催でしたので懇親会がなかったのが残念でしたが、今は一刻も早くこの新型コロナウイルスの猛威が終息することを心より願っています。最後になりますが、セミナーの企画、運営をして頂いた日本放射線技術学会画像部会の皆様、講師の方々に心より感謝申し上げます。

第21回 DR セミナー(オンライン)を受講して

茨城県立こども病院 放射線技術科 **本元 強**

1. はじめに

2020年11月29日にオンラインで開催された、第21回DRセミナーを受講した。私自身がDR関連のセミナーをオンラインで受講するのが初めての体験だったので、内容と感想を述べさせて頂く。

2. オンラインでのセミナーについて

オンラインでのセミナーは、現在オンデマンド配信とライブ配信の2つの方法が主流である。今回のDRセミナーは、後者のライブ配信に分類される方法がとられており、リアルタイムでの講義を共有できるシステムが採用されていた。

オンラインでのセミナーのメリットとして私が感じたのは、参加の容易さが挙げられる。移動時間や交通費の心配が不要であり、自宅でリラックスして受講できるのはとても快適であった。また講義の説明が聞きやすく、スライドも見やすい点も良い点である。対面式のセミナーと比較して、周囲の雑音を気にせず演者の話に集中できると感じた。また私は画面が15インチサイズのパソコンで視聴したのだが、演者のスライドが細かい文字まで視認することができた。次にデメリットとしては、運営側とのコミュニケーションが対面式と比較してとりにくいと感じた。対面式では、休憩時間や開催後に演者と直接話をする機会を得られるが、オンラインではチャットやWEBでの対話が必要となり少々敷居が高く感じた。

3. DR セミナーの内容と感想

当日までの事前準備は特に無く、「画像通信 85 号」を参考にしながらオンラインでのスライド講義だった。内容は、検出器の入出力特性、解像特性、ノイズ特性、DQE について詳細な説明である。文献や教科書のみでは、測定方法や解析方法について理解するのは難しいので、このセミナーを受講できてとてもよかったと思えた。

少々残念な点として、講義のみで解析の実習を行うことができなかった。次回はサンプル画像や ImageJ のプラグインなどを配布して頂き受講者が実習を試せるところまでオンラインで開催して欲しいと思う。

次回以降の開催も非常に楽しみにしており、また受講の機会があれば是非参加したい。今回講義をして頂いた演者の皆さま、画像部会の委員の皆さまに心よりの感謝を述べさせていただき締め括りとさせて頂く。

医用画像評価のための ROC・FROC 観察者実験

熊本大学大学院 白石 順二

1. はじめに

医療画像を用いて行われる診療行為における「診断の正確さ」の評価に、ROC・FROC 観察者実験が適していることは、世の中に存在する ROC・FROC 観察者実験を用いた論文の数からも明白である。しかしながら、ROC・FROC 観察者実験の実施には、経験と知識に加えて、煩雑な作業が必要となるため、二の足を踏む研究者も少なくない。画像部会では、ROC・FROC 観察者実験の煩雑さを少しでも軽減するため、数々の観察者実験用のソフトウェアを開発し、ROC セミナーで普及活動を行ってきた。そして今回、ROC・FROC 観察者実験用ソフトウェア (ROCViewer, ROCAnalyzer) の入手方法や観察者実験を実施するためのマニュアル、さらには一対比較法の実験サンプルも含めた「標準 医用画像の視覚評価法」(図 1)を出版した。この講座では、「標準 医用画像の視覚評価法」を用いて ROC・FROC 観察者実験を実施するための効果的な方法とチェックポイントを解説する。



図 1 標準 医用画像の視覚評価法

2. ROCViewer と ROCAnalyzer

前述のように、この参考書は本学会の学術研究班で開発した二つの ROC・FROC 観察者実験用のソフトウェアの ROCViewer¹⁾, ROCAnalyzer²⁾を使用することを前提に記述されている。そして、ソフトウェアを入手する方法は、この参考書の中に記載しており、一般には公開していない。その理由は、これらのソフトウェアを使いこなすためには最低限の ROC・FROC 解析に関する知識が必要であり、そのことを理解した人だけがこのソフトウェアの便利さと有効性を知ることができるからである。多少高額ではあるが(税込 5,280 円)、この参考書を入手し、ROC・FROC 解析について学習するだけでなく、2 つのソフトウェアを正しく使いこなせるようになってもらいたいと願っている。

3. 「標準 医用画像の視覚評価法」の内容

この参考書は表 1 に示す全 10 章で構成される。著者は画像部会で ROC セミナーを 10 年間実施してきたメンバーで、2 つの ROC ソフトウェアの開発を行った学術研究班のメンバーでもある、岐阜大学の福岡大輔先生、原 武史先生、金沢大学の田中利恵先生、そして私である。医用画像の視覚評価法をこのようにまとめた書籍は、私が知る限り国内外に存在せず、この参考書に記載された内容で、医療現場において

実施される観察者実験のほとんどを網羅している．特に ROC 解析³⁻⁶⁾および，LROC&FROC 解析⁷⁻¹⁰⁾，そして一対比較法¹¹⁾については，さまざまなモダリティにおける検出・鑑別といったタイプの異なる観察者実験の例を示したので，これらをヒントにして，今後，観察者実験の応用範囲が広がると期待する．

表 1 標準 医用画像の視覚評価法の章立てと各章の著者

第 1 章 視覚評価の目的とその重要性 (白石)
第 2 章 ROC・FROC 解析の理論 (白石)
第 3 章 ROC・FROC 観察者実験の実験計画 (白石)
第 4 章 ROC 解析の実験例 (白石)
第 5 章 LROC&FROC 解析の実験例 (白石)
第 6 章 一対比較法 (白石)
第 7 章 視覚評価における統計と検定 (原)
第 8 章 観察者実験ソフトウェア ROCViewer と ROCAnalyzer (福岡)
第 9 章 観察者実験用ソフトウェア ROCViewer 使用マニュアル (田中)
第 10 章 観察者実験統計処理ソフトウェア ROCAnalyzer 使用マニュアル (福岡)

4. ROC・FROC 解析による医用画像の評価

ここからは，実際に医用画像の評価を実践したいと考えた場合に，この参考書をどのように利用すれば失敗せずに期待される結果を導き出すことができるか，について説明する．

4-1 実験目的に応じた視覚評価法の選択 (第 1 章 視覚評価の目的とその重要性)

医用画像を対象とした視覚評価の目的は，主に「診断の正確さ」を評価するためと考えられる．ここで，医用画像を用いた「診断」という行為は，以下に示す 3 つの主たる行為に分類が可能である．

- (i) 画像上に存在する異常所見 (病変) の検出
- (ii) 画像上で確認された異常所見 (良性も含む) の識別
- (iii) 画像上に存在する異常所見 (良性も含む) の検出と識別

さらに，「診断の正確さ」の評価に直接的には関係しないが，「診断の正確さ」に影響を与えると考えられる“診断のしやすさ”を評価する以下の行為が追加される．

- (iv) 画像上で確認された対象物の見えやすさの比較

そこで，実験者が最初に考えるべきことは，自分が実践しようとしている医用画像 (システム) の評価が上記の 4 つの行為のどれに対応するか，ということである．(i) の場合であれば，検出しようとする異常所見 (病変) の数に応じて，ROC または FROC が選択され，(ii) の場合は，必然的に ROC 解析が選択される．(iii) の場合は ROC と FROC の組み合わせが一般的であるが，観察者実験の初級者には少し荷が重いのので，複数回の観察者実験を経験した研究者が実施すべきである．いずれにしても存在や鑑別の判定が非常に困難な試料画像を用意しなくてはいけない (i) から (iii) に比べて，(iv) の場合は，試料画像の作成や収集が容易で，一対比較法を利用することで統計的有意差検定が可能であるので，初級者にはお勧めで

ある。この参考書の中に示されている実験例を、付属の試料画像と ROCViewer と ROCAnalyzer を用いて自分で試しに実践してみることで、一対比較法の実験方法を容易に理解することが可能である。

4-2 試料画像の収集・選出と観察者の選択（第3章 ROC・FROC 観察者実験の実験計画）

実験目的に応じた視覚評価法の選択が完了したら、次に行う作業は試料画像を収集し、その中から観察者実験に必要なものを選出すること、そして、それらの試料画像の読影に適した観察者を選択することである。こういった ROC・FROC 観察者実験における試料画像や観察者の最適な数について、何度も質問を受けるが、実際のところ、ROC・FROC 観察者実験は、すべてがそれぞれに異なった条件や目的をもつため、これが最適と言える一般的な答えは存在しない。そのため、この参考書では、最適な試料枚数や、観察者数を導き出すために何を考慮すべきかということが詳細に示されている。試料画像の収集時のゴールドスタンダードの決定や、観察者選択後の学習方法など、文献等ではあまり記載されていないノウハウも多く記載されているので、参考にしてほしい。

4-3 観察者実験の実施（第9章 観察者実験用ソフトウェア ROCViewer 使用マニュアル）

観察者実験の実施に当たっては多くの場合、この参考書で解説している ROCViewer を使用することで、再現性が高く、評定実験データ収集時におけるエラーが生じにくい観察者実験を行うことが可能である。ソフトウェアと一緒に入手可能な試料画像セットを用いて、自分で ROC、または FROC の観察者実験を実践することで、観察者実験を準備・実施するための手順や方法が身につくと思われるので、まずは、マニュアルに従って実践し、同じ結果が出ることを確認するとよい。

4-4 観察者実験結果の統計解析（第10章 観察者実験統計処理ソフトウェア ROCAnalyzer 使用マニュアル）

観察者実験が終わった後の統計的有意差検定は、視覚評価にとって非常に重要なことで、この参考書では、第7章 視覚評価における統計と検定、の中で、さまざまなシミュレーションの結果を示すことで、統計的検定に関する理解が深まるようになっている。この章では、フリーで入手可能な「R」という統計分析のためのソフトウェアを用いた場合の検定方法を示しており、Rを理解しようとする方にも役立つ内容となっている。実際の観察者実験後の統計的有意差検定は、付属の ROCAnalyzer を用いて、マニュアル通りに操作するだけで、統計的有意差の有無が判定可能となる。ROCAnalyzer では、ROCViewer から出力された評定データや、あらかじめ作成しておいた GS（ゴールドスタンダード）のデータをドラッグ＆ペーストで指定の場所に入力するだけで処理が完了するので、非常に使いやすくなっている。

5. おわりに

画像部会では10年以上の間、ROCセミナーや臨床画像評価セミナーにおいて、ROC・FROC 観察者実験に必要なソフトウェアを配布し、その使い方を受講生の皆さんに教示してきた。しかし、限られた時間内で多くのことを学び、そこから得た知識を職場に持ち帰って自分の研究に役立てることは容易でないことが、これまでに受講された皆さんの声からわかっている。今回、われわれが出版したこの参考書はセミナーを受講しなくてもセミナー受講と同等、またはそれ以上に ROC・FROC 観察者実験のことを理解し実践できることを目標としている。近々、この参考書に合わせた内容のeラーニングも本学会 HP で公開予定である。これらの教材が、ROC・FROC 観察者実験の実践の一助になることを期待している。

参考文献

- 1) Shiraishi J, Fukuoka D, Hara T, Abe H. Basic concepts and development of an all-purpose computer interface for ROC/FROC observer study. Radiol Phys Technol. 2013 Jan;6(1):35-41.
- 2) Shiraishi J, Fukuoka D, Iha R, Inada H, Tanaka R, Hara T. Verification of modified receiver-operating characteristic software using simulated rating data. Radiol Phys Technol, 2018, 11(4): 406-414.
- 3) 田中利恵, 白石順二, 高森美保, 渡 千寛: ROC 解析による患者体動に起因する不鋭の検出能の評価—ファントム画像による診断用 LCD と画像プレビュー用 LCD の比較—, 日本放射線技術学会誌, 67(9): 772-778, 2010.
- 4) Shiraishi J, Abe H, Engelmann R, Aoyama M, MacMahon H, Doi K: Computer-aided diagnosis for distinction between benign and malignant solitary pulmonary nodules in chest radiographs: ROC analysis of radiologists' performance. Radiology 227: 469-474, 2003.
- 5) Sugimoto K, Moriyasu F, Shiraishi J, Saito K, Taira J, Saguchi T, Imai Y. Assessment of arterial hypervascularity of hepatocellular carcinoma: comparison of contrast-enhanced US and gadoxetate disodium-enhanced MR imaging. Eur Radiol. 2012 Jun;22(6):1205-13.
- 6) 白石順二, 上田容子, 宇都宮あかね, 花岡信子, 辰巳大作, 他: ROC 解析を応用した CT 装置の密度分解能の測定. 日本放射線技術学会誌, 53(4), 431-436, (1997).
- 7) Li F, Arimura H, Suzuki K, Shiraishi J, Li Q, Abe H, Engelmann R, Sone S, MacMahon H, Doi K. Computer-aided detection of peripheral lung cancers missed at CT: ROC analysis without and with location. Radiology 237: 684-690, 2005
- 8) Shiraishi J, Appelbaum D, Pu Y, Pesce L, Li Q, Doi K: Usefulness of temporal subtraction images for identification of interval changes in successive whole-body bone scans: JAFROC analysis of radiologists' performance. Acad Radiol 14: 959-966, 2007.
- 9) Tanaka R, Takamori M, Uchiyama Y, Nishikawa RM, Shiraishi J. Using breast radiographers' reports as a second opinion for radiologists' readings of microcalcifications in digital mammography. British Journal of Radiology, 2015 Mar; 88(1047): 20140565
- 10) Sugimoto K, Shiraishi J, Saito K, Moriyasu F, Doi K: Improved detection of hepatic metastases with contrast-enhanced low mechanical-index pulse inversion ultrasonography during the liver-specific phase of Sonazoid: Observer performance study with JAFROC Analysis. Acad Radiol 16(7): 798-809, 2009.
- 11) 白石順二, 岡崎友香, 後藤 淳. 自動解析ソフトウェアを用いたシェッフェの一对比較法による画像評価: 撮影線量を模擬的に変化させた CT 画像の比較評価. 日放技学誌, 75(1): 32-39, 2018.

ディープラーニングのための画像処理技術の基礎

藤田医科大学 医療科学部 放射線学科 寺本 篤司

1. はじめに

ディープラーニングはデータ解析の強力なツールとして広く利用されるようになり、放射線技術領域においても今後必要不可欠な技術になると予想される。最近は使い勝手のよいソフトウェアが多く開発され、巷に溢れる情報を利用しながらディープラーニング研究を容易に開始することができるようになった。ディープラーニング研究を進める上で重要となるのは原理を理解し、合理的な手法を導入し、適切にデータを取り扱うことである。そこで本講座では、ディープラーニングの基礎や処理性能を向上させるための画像処理技術について述べたあと、本研究領域で主に利用する畳み込みニューラルネットワークの応用技術について解説する。

2. ディープラーニングの基礎

2.1 人工知能の関連技術

「ディープラーニング」という言葉は、「人工知能」「機械学習」「人工ニューラルネットワーク」とともに用いられる。まず「人工知能」とは、人間の有する知的な能力をコンピュータでも可能にするための技術の総称であり、上述の用語の中で最も広い意味を持つ。次に「機械学習」は、人工知能に関する技術の中でも、人間が自然に持っている学習能力と同様の機能をコンピュータで実現しようとする技術をさす。そして「人工ニューラルネットワーク」は機械学習法のひとつであり、脳の神経系にみられるニューロンのはたらきを模擬的に実現しようとする数学的モデルである。この人工ニューラルネットワークをさらに高度化させ、処理能力を向上させた技術が「ディープラーニング」とよばれるようになった。これらの関係を図に表すと図1のようになる。

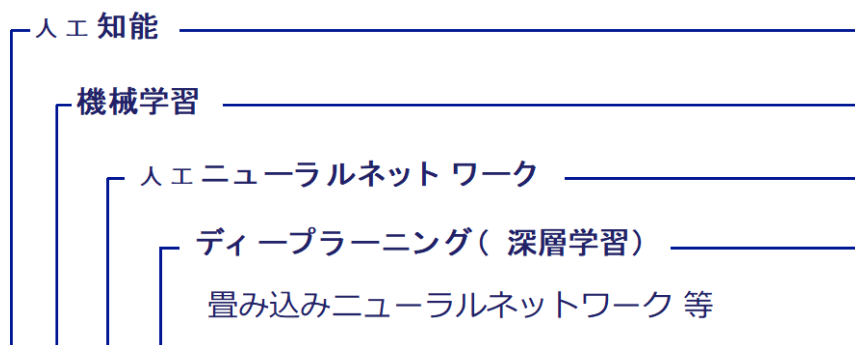


図1 人工知能関連技術

2.2 ニューロンのモデル化

放射線技術領域では前述の人工知能全般に関する技術が利用可能であるが、本講座では人工ニューラルネットワークとその応用であるディープラーニング技術を取り上げる。人工ニューラルネットワークは、我々の脳にある生体ニューロン（図2）のはたらきを模したものである[1]。生体ニューロンにおいて、細胞体にある樹状突起に入力される刺激が一定レベルを超えると細胞がアクティブになりパルス信号が発生し、軸索を通じて他の細胞に伝達される。細胞間の結合はシナプス結合とよばれ、その結合の強さは刺激が繰り返し与えられることによって変化していく。例えば、重要な信号が与えられる細胞からの信号は強い結合で結ばれ、そうでない信号は弱い結合で結ばれるようになる等、情報の取捨選択が可能となっている。我々は様々な経験を通じて、ニューロン同士が異なる結合強度でつながっていくことで知識や知能を獲得していく。

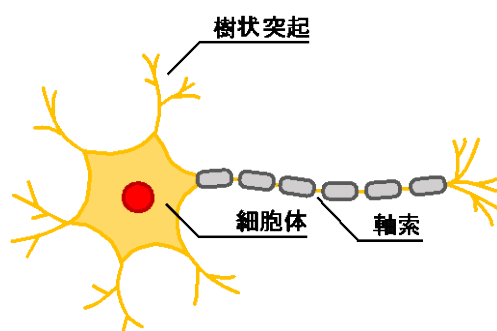


図2 生体ニューロン

この生体ニューロンを模式化したものが人工ニューロンとよばれ、図3に示すような構造をとる。多入力1出力の素子として考えることができ、入出力の関係は式(1)(2)のように表される。ここで、 x_i は入力、 w_i は入力に乘じられる重み係数、 b はオフセットを表す。 $f(u)$ は活性化関数とよばれ、シグモイド関数や線形関数(ReLU)などが利用される。

$$u = \sum_{i=1}^n x_i w_i + b \quad (1)$$

$$y = f(u) \quad (2)$$

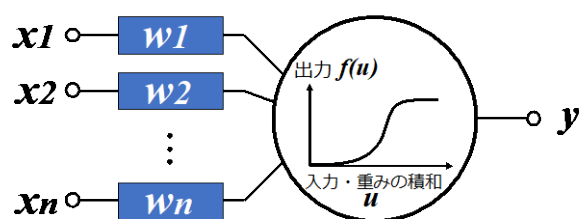
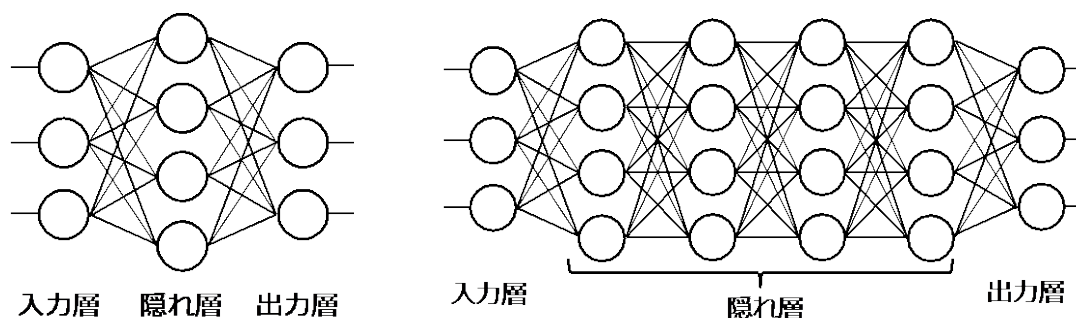


図3 人工ニューロン

2.3 人工ニューラルネットワークとその多層化

前節にて述べた人工ニューロンを多数並べて結合したものが、人工ニューラルネットワークである。様々な人工ニューロンの配置や接続方法が考えられるが、図4 (a)のように階層状に人工ニューロンを並べた階層型ニューラルネットワークがよく利用される。処理対象のデータが与えられる入力層、結果が出力される出力層のほか、その中間に隠れ層を設け、層間のニューロン同士が重み係数で結ばれる。

この人工ニューラルネットワークの隠れ層を多層化したもの（図4 (b)）を深層ニューラルネットワークとよび、ディープラーニング技術で利用される基本的な構造となる。



(a) 人工ニューラルネットワーク

(b) 深層ニューラルネットワーク

図4 人工ニューラルネットワークとその深層化

2.4 畳み込みニューラルネットワーク

ディープラーニング技術の中でも、画像を入力情報として利用する場合は畳み込みニューラルネットワーク (Convolutional neural network, CNN) がよく利用される。CNN は我々が持っている視覚のはたらしをモデル化したものであり、画像分類、回帰（予測）、物体検出・領域抽出や画像生成・変換等の様々な画像処理が可能である。それらの目的に応じて異なる構造をとるが、ここでは図5に示すような、画像分類のためのネットワーク構造について説明する。

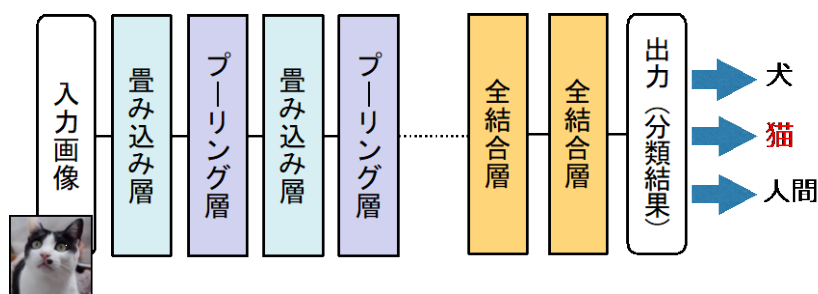


図5 畳み込みニューラルネットワーク

CNN の畳み込み層では、畳み込み演算とよばれる処理を行い、画像から特徴を取り出す。画像に対して行う畳み込み演算は、入力された画像に対して、画像と同じ次元で表されたフィルタ関数（重み係数、フィルタカーネル等ともよぶ）を積和演算する。その種類は1つではなく、異なる重み係数を用いて多数の特徴を取り出す。取り出された特徴群のことを特徴マップとよんでいる。

多くの CNN モデルでは、畳み込み層の後にプーリング層が設けられる。プーリング層では、特徴マップのデータを間引く処理を行う。具体的には、特徴マップ内の注目画素近傍の最大値(Max pooling とよぶ)や平均値(Average pooling とよぶ)などを定められた間隔で算出し、元の特徴マップよりも小さい画像を出力する。それによって処理後のデータを圧縮し、画像内にある物体の位置に依存しない識別が可能となる。

フル結合層では、畳み込み層とプーリング層によって取り出された特徴量を用いて識別処理を行う。フル結合層には主に階層型人工ニューラルネットワークが利用され、出力層の値に基づき、どのクラスに属す画像であるか識別が行われる。このとき、複数設けられた出力層の出力値の総和が1になるように正規化することで、個々のクラスに属する確率を得ることができる。この正規化処理には Softmax 関数が利用される。

2.5 学習処理

ネットワークが正しい結果を出力できるように、多くのデータを利用して内部パラメータを調整する。この手続きは学習（英語では training）とよばれる。このとき、最適なパラメータに近づけるための指標を損失関数とよび、理想的な出力と実際の出力の誤差を表している。損失関数には2乗和誤差や交差エントロピー誤差などが利用され、学習の際には損失関数が最も小さくなるパラメータを探索する。

基本的には、パラメータを少し変化させたときの損失関数を算出し、パラメータの変化量に対して損失関数の変化が大きいときはパラメータを大きく修正し、逆の場合は修正量を小さくする。この操作を多数（数百回）繰り返し行うことでネットワークのパラメータが調整されていくが、効率よく最適値に達するためのアルゴリズムも考案されており、代表的なものとして SGD や Adam などがある。

3.6 データ拡張(Data augmentation)

医用画像を対象とした研究では、十分な症例が集まらないことや、症例に偏りが生じることなどがある。これらはネットワークの処理能力を低下させる原因の一つになる。この影響を軽減する方法として、データ拡張（Data augmentation）とよばれる技術がある。これは、収集したデータに加工を施し、データ量を増加させる技術である。例えば、画像の回転、反転、拡大縮小などを行い、様々なバリエーションの画像を生成する。分類処理においてクラス間のデータ数に偏りが有る場合には、水増しする量を変更して（例えば回転処理の角度ピッチを変更）、増量後の画像枚数が同程度になるように調整するとよい。

3.7 転移学習・ファインチューニング

データが少数しか得られない状況下において高い性能を得るもう一つの手法として、転移学習、ファインチューニングがある。転移学習とは、すでに学習済みのネットワークの大部分を別の用途に転用することをさす。例えば、人物や動物、自動車などを見分けるために作られたネットワークを医用画像の分類処理などに利用することができる。

この転移学習では、別の用途に転用するにあたって、ネットワークの出力層付近は別のネットワーク構造に作り直される。作り直された箇所のパラメータは用意した画像を用いて調整する必要がある。このように、学習済みのネットワークを再学習により調整することをファインチューニングとよんでいる。

3. 畳み込みニューラルネットワークの応用技術

畳み込みニューラルネットワークは画像を直接入力することができ、上述の分類処理以外にも様々な応用が考えられる。以下に分類、回帰、物体検出・領域抽出、画像生成・変換に関する技術の概要や応用例を紹介する。

3.1 分類処理

分類処理は、前述のように与えられた画像データを複数のクラスに分類する。病変の良悪性鑑別や組織型分類のほか、放射線技術系では再撮影の可否を分類する処理や、マンモグラムから乳腺濃度を自動分類する処理(図6)などが検討されている[2]。

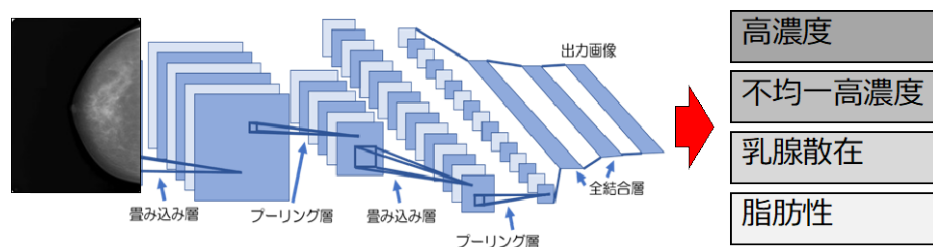
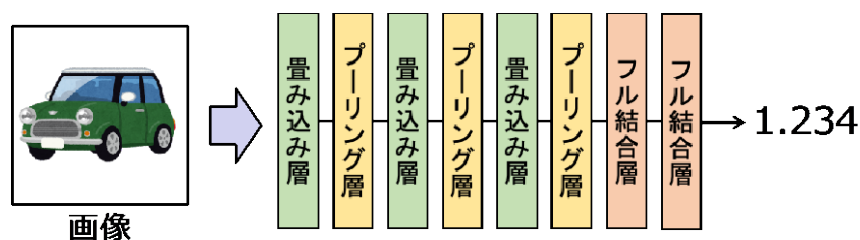


図6 乳腺濃度の自動分類

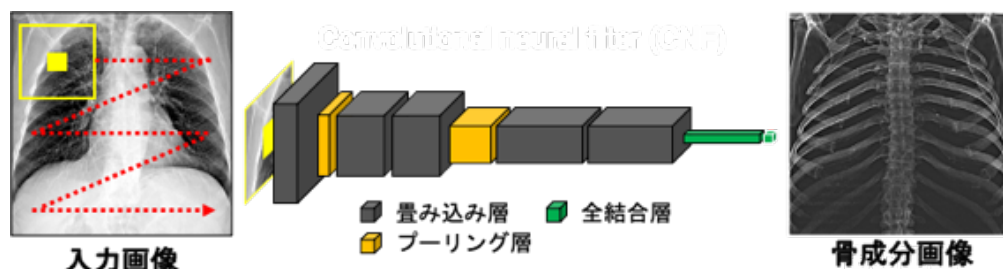
3.2 回帰処理

回帰処理は、与えられた画像データに基づいて連続値を出力する(図7(a))。なお、分類処理でも出力層から連続値が得られるが、分類を正確に行うことを目的とした損失関数が定義されている。回帰処理では連続値を正確に回帰できるようにするために、活性化関数として線形性の高いReLU関数、損失関数は平均2乗誤差や平均絶対値誤差がよく利用される。

画像への応用としては、例えば画像のノイズ低減処理のためのフィルタ処理をCNNで実現することや、胸部X線画像の骨抑制(図7(b)) [3]などが挙げられる。



(a) CNN による回帰処理



(b) 骨抑制処理への応用（骨成分を抽出し、入力画像から差分することで骨抑制を行う）

図 7 回帰処理への応用

3.3 物体検出・領域抽出

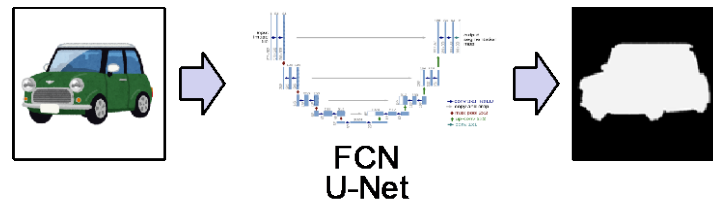
画像に写っている物体を単に分類するのではなく、位置や大きさを知りたいときには、ここで述べる物体検出モデルが利用される。基本的な検出手順であるが、まず画像全体から物体が存在していると思われる場所を候補領域として多数取り出し、続いてその候補領域を精査して絞り込んだ上で、大きさや種類を特定する（図 8 (a)）。動画の物体認識を目的とした高速かつ高精度な物体認識モデルが多数開発されており、有名な方法として R-CNN[4]、Fast R-CNN[5]、SSD[6]などがある。

物体検出モデルは物体の大まかな位置や種類を得ることができるが、物体の輪郭を含めた領域が知りたい場合には、領域分割（セグメンテーション）が行われる。領域分割を行うと、画像内の個々の画素がどのカテゴリーに属しているか知ることができる。有名な手法として、FCN[7]、SegNet[8]、U-Net[9]などが提案されている。

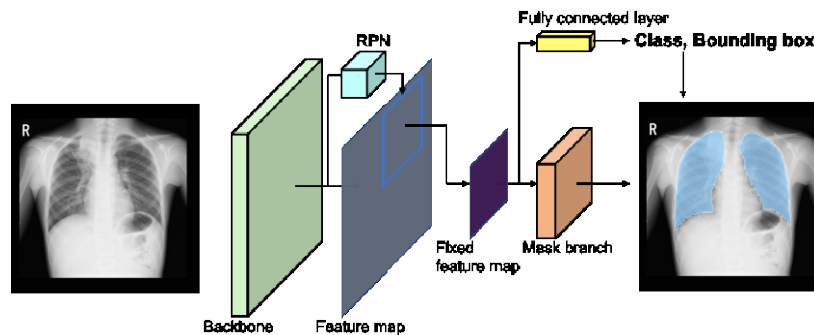
これらの物体検出や領域抽出は病変検出、臓器抽出などへの多数の応用がある。また、これらを組み合わせた手法も登場しており、2017 年に登場した Mask R-CNN[10]は物体検出と領域抽出を同時に行えるモデルとして広く利用されている。医用画像への応用としては、小児胸部 X 線画像からの肺野領域の認識[11]や、内視鏡画像を用いた早期胃がんの自動検出[12]などがある。



(a) 物体検出処理



(b) 領域抽出処理



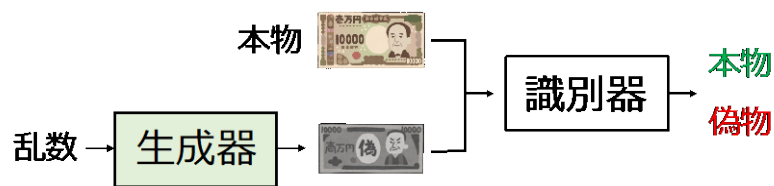
(c) Mask R-CNN による小児胸部 X 線画像の肺野領域の自動抽出

図 8 物体検出・領域抽出処理

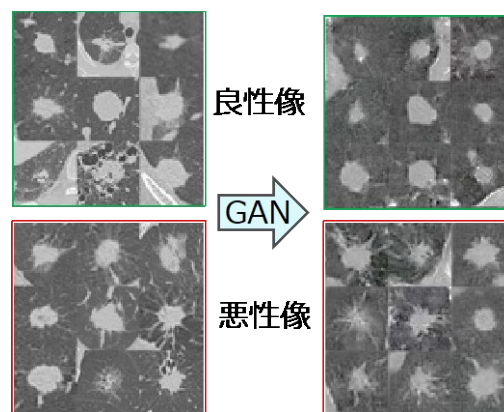
3.4 画像生成・変換

これまでの画像認識処理では行われてこなかった新しい技術として、ディープラーニングによる画像生成・画像変換技術がある。この技術を用いることで、実在しない画像を生成したり、画像を別の種類の画像に変換したりできる。様々な手法が提案されているが、敵対的生成ネットワーク (GAN) が有名である。GAN は図 9 (a) に示すように生成器と識別器とよばれる 2 つのネットワークを利用する。生成器は乱数から偽の画像を生成し、識別器は与えられた画像が本物か偽物か区別する。生成器は識別器が本物と偽物を見破られないような精巧な画像を生成するように学習を行い、識別器は本物と偽物を正しく分類できるよう学習を行う。この敵対的な動作を繰り返すことで、最終的には生成器から精巧な画像が生成されるようになる。

この技術は臨床データを多数収集することができない場合の、Data augmentation にも応用できる。例えば肺の良悪性鑑別を行うための CNN の学習データとして GAN が生成した画像を利用し、分類精度を向上させる取り組みなどがある [13]。



(a) 概念図



(b) 仮想的に生成した結節像

図9 敵対的生成ネットワーク

5. まとめ

本講座では、ディープラーニングの基礎や処理性能を向上させるための画像処理技術について述べた後、本研究領域で主に利用する畳み込みニューラルネットワークの応用技術について解説した。ディープラーニングに関する技術はまだ発展途上で、今後も様々な技術が登場することが期待される。医療だけでなく他の分野も含めて幅広く最新の情報をウォッチし、医療への応用を推進することが求められている。

参考文献

- [1] 藤田広志（監修・編），“2020-2021 年版 はじめての医用画像ディープラーニング -基礎・応用・事例-”，オーム社，東京，2020.
- [2] 腰高美穂，榎本和馬，寺本篤司，藤田広志，“深層畳み込みニューラルネットワークを用いた乳房X線画像の乳腺濃度自動分類に関する予備的検討”，医用画像情報学会雑誌，Vol. 36，No. 2，pp. 88-92，2019.
- [3] N. Matsubara, A. Teramoto, K. Saito, H. Fujita, “Bone suppression for chest X-ray image using a convolutional neural filter,” Physical and Engineering Sciences in Medicine, Vol. 43, pp. 97-108, 2020.
- [4] R. Girshick, J. Donahue, T. Darrell, J. Malik, “Rich feature hierarchies for accurate object detection and semantic segmentation,” Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition, pp. 580-587, 2014.

- [5] R.Girshick, "Fast R-CNN," Proceedings of the IEEE international conference on computer vision, pp.1440-1448, 2015.
- [6] W.Liu, "SSD: Single Shot MultiBox Detector," Lecture Notes in Computer Science, Vol.9905, No.1, pp.21-37, 2016.
- [7] J.Long, E.Shelhamer and T.Darrell, "Fully convolutional networks for semantic segmentation," 2015 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), pp. 3431-3440, 2015.
- [8] V.Badrinarayanan, A.Kendall and R.Cipolla, "SegNet: A Deep Convolutional Encoder-Decoder Architecture for Image Segmentation," in IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol.39, No.12, pp.2481-2495, 2017.
- [9] O.Ronneberger, P.Fischer, T.Brox, "U-Net: Convolutional Networks for Biomedical Image Segmentation," Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI 2015), pp.234-241, 2015.
- [10] K.He, G.Gkioxari, P.Dollar, R.Girshick, "Mask R-CNN," Proceedings of the IEEE international conference on computer vision, pp. 2961-2969, 2017.
- [11] 魚住春日, 松原尚輝, 寺本篤司, 日本あゆみ, 本元強, 河野達夫, 齋藤邦明, 藤田広志, "Mask R-CNNを用いた小児胸部X線画像における肺領域の自動抽出," Medical Imaging Technology, Vol.38, No.3, pp.126-131, 2020.
- [12] T.Shibata, A.Teramoto, H.Yamada, N.Ohmiya, K.Saito, H.Fujita, "Automated Detection and Segmentation of Early Gastric Cancer from Endoscopic Images Using Mask R-CNN," Applied Sciences, Vol.10, No.11, 3842, 2020.
- [13] Y.Onishi, A.Teramoto, M.Tsujimoto, T.Tsukamoto, K.Saito, H.Toyama, K.Imaizumi, H.Fujita, "Investigation of Pulmonary Nodule Classification Using Multi-Scale Residual Network Enhanced with 3DGAN-Synthesized Volumes," Radiological Physics and Technology, Vol.13, No.2, 160-169, 2020.

群馬パース大学 保健科学部 放射線学科の紹介

群馬パース大学 保健科学部 放射線学科 加藤 英樹

1. 群馬の日本一、高崎の日本一

群馬は上州ともいわれ、「上州」といえば、下の句は決まって「かかあ天下とからっ風」です。赤城おろしと呼ばれる冬の風の強さと、女性の運転免許取得率が全国第一位であることが「上州といえど」の下を裏付けています。

群馬パース大学は群馬県高崎市にある私立大学です。群馬県は東京の北 100km の距離にあり、県庁所在地は前橋市です。高崎市はその西側に隣接した街で、東京—高崎間は新幹線で約 1 時間のところにあります。東京から同じ線路を走って来た上越新幹線と北陸新幹線がそれぞれ金沢行と新潟行に、高崎で分岐するのでハブの街でもあります（図 1）。高崎市は、生産量日本一の「ダルマ街」として有名です。また「パスタの街」としても有名で、周辺の農地で小麦が盛んに耕作されることから消費量が極めて高く、高崎パスタと称され日曜日には家族 3 世代でイタリアンランチを食べる光景はポピュラーです。学生がよくいるので行きにくいですが、大学周辺にもパスタ屋さんが 5～6 件もあります。

2. 大学の概要

大学の名称である群馬パース大学の「パース」は平和を意味するポルトガル語、パース（Paz）に由来しています。同時にパース（Paz）の 3 文字を頭文字とする Pessoa（個性）、Assistencia（互助）、Zelo（熱意）の意義があり創始者が制定したものです。本学は 2 学部（保健科学、リハビリテーション）7 学科（看護、理学療法、作業



図 1：群馬県高崎市の位置（Google マップ）

療法、言語聴覚、臨床検査、放射線、医療工学）から成る医療系大学で、開学 20 年の若い大学です。保健医療の専門職を育成して、保健医療・福祉領域で社会貢献することを目指しています。いわゆる地方の医療系私大ですが、全学的に入学希望者は多

く、放射線学科にも多くの希望者が毎年やって来ます。また大学院は保健科学研究科の博士前期課程と博士後期課程が設置



写真 1：放射線学科が入る 4 号館

されていて、学生数は多くはないですが近隣の社会人医療職の学生や、本学の学部からの進学者が学んでいます。2020年度の修了者は博士前期課程が大学院全体で7名あり、この内1名が放射線学領域を修了しました。博士後期課程は2名が終了しどちらも臨床検査学の領域であるゲノムと生殖医療に関する研究でした。2021年度は放射線学領域に5名の院生が入りました。

3. 放射線学科の紹介

放射線学科は2017年に新設され（臨床工学科と同時）ました。教員は17名、教授7名、准教授4名、講師1名、助教3名、助手2名で構成されます。ほとんどの教員が診療放射線技師としての臨床経験があることと、女性教員が4名いることが特色の一つです。学内実習をより実践的なものとするために、この特色を生かしています。

開設以来放射線学科の入学希望者は継続して増加傾向にあり、改めて診療放射線技師人気について驚かされています。定員は70名で地元群馬県出身者が6割、埼玉・栃木・長野・新潟など隣接する県から、そして東北地方から入学する学生が多い傾向にあります。また学生の男女比は、男：女=5:5、男：女=6:4、男：女=4:6、といったパターンで学年によって差がありますが、平均すれば男女半々の割合に近いといえます。

放射線学科は新たに建設された12階のビル棟（4号館）に臨床工学科と一緒に入っていて、JR高崎問屋町から徒歩4分という利便性の良い場所にあります。アクセスが良いので画像部会のセミナーや他のJSRTセミナーの会場として使っています（メインキャンパスは放射線学科棟から500mほどの場所にある）。

4号館1階には小さいながら4号館専用の学食があり、イタリアンパスタ店出身のマスターが切り盛りしていて、時々「生パスタ」メニューが登

場して、まさにパスタの街高崎を地で行っています。



写真2：医用画像情報実習室

放射線学科には、MRI やCTをはじめFPD（Canelo：富士フイルム社）、マンモ装置（Peruru：キャノンメディカルシステムズ社）、X線TX、US、眼底カメラなどが設置されています。そして画像系の学内LANとPACSが整備され、撮影から画像参照まで病院同様の一連の流れができるようにシステム構築されています。医用画像情報実習室には、医用画像モニタを備えたPACSビューワが15台と、OsiriXにより画像処理・参照をするコンピュータ15台の合計30台のPACS機器が整備されており、学内実習で基礎的な3D画像の作成や、マルチモダリティ画像の読影演習などで活用されています。PACS実習では、学生からは「教科書で見る画像よりとてモリアルで全然違う」「CTの連続データをマウスでス



写真3：CT実習室

クロールして連続的に見ると、構造が断然わかりやすい」と好評です(写真)。

4. 放射線学科の取り組み

放射線学科では、将来医療職として働く人材に求められる「多職種連携ができること」の素地形成を目指しています。中でも診療放射線技師がチームの中で求められる役割、患者に寄り添った医療のありかた、そして求められる姿勢について、「診療放射線技師はどうあるべきなのか」を学生にしっかりと考え抜いて欲しいと思っています。そこで、グループディスカッションとプレゼンテーションを毎回繰り返すタイプの授業（アクティブラーニング）を、週1回×15週間で展開しています（写真4）。このタイプの授業は個々の学生も成長しますが、同時に教員も「考え抜く」ことに伴走することで、教員の成長もあると私自身は感じています。このような取り組みで、将来地域医療や企業などで通用する人材育成につなげています。

5. 研究室の紹介

卒業研究は4年生が全員取り組みます。助教以上の職位の教員が指導教員となり（学科長は別枠）、大体教員一人当たり学生7名前後を指導します。学生は数名のグループで1テーマの研究を進めることになります。教員の研究テーマはバラエティーに富んでいて、放射線技術学系をはじめ、オントロジー、環境、教育、工学、そして国の研究機関である高崎量子応用研究所と共同で観賞用ベコニアの花の色に及ぼすゲノム変異に関する研究なども行われます。

加藤研究室では、「SSIM: Structural Similarity（画像類似度）による画像評価」に注目しており、「散乱線補正処理の評価への応用」や「マンモグラフィの画像評価への試み」に



写真4：アクティブラーニングの実践

について取り組んでいます。多くの女子学生はマンモグラフィに関心が強い傾向があり「なんでもいいから、マンモに関する研究をやってみたい」という素朴な声をよく聞きます。粗削りではあるものの、女性として乳癌撲滅に関わる仕事や研究に興味があるようで頼もしくも感じています。

6. まとめ

本学放射線学科は、新設学科なので就職や国家試験の経験がまだ浅く2021年3月に初の卒業生となる1期生が社会に出ました。卒業生はこれから臨床現場や企業などで社会人としてヘルスケアの仕事をしていきます。この先少し仕事に慣れたら、保健医療へ貢献する一步を更に踏み出してほしいと私は期待しています。

彼らは今後学会やセミナーなどに参加する機会もあると思います。そして画像部会の皆様と交流する機会もあると思います。画像部会の皆様にはぜひ彼らに声をかけて、臨床現場でプロフェッショナルになる、そして研究領域で切磋琢磨する仲間の一人に入れてくださいと私からお願いいたします。

新しい大学ですが今後も放射線技術学会と、画像部会と協力して、ともに成長していきたいと考えています。

RSNA2020 参加報告

藤田医科大学大学院 保健学研究科 医用放射線科学領域 修士1年 **竹内野々子**

1. はじめに

2020年11月29日（日）～12月5日（土）にWEBで開催された、RSNA2020（第106回北米放射線学会）に、教育展示の共同演者として参加いたしましたので、ここに報告いたします。

2. RSNA

RSNAは放射線医学に関する世界最大の国際学会です。毎年、世界中の放射線科医をはじめとする放射線に関するエキスパートが5万人以上参加しています。例年はシカゴのMcCormick Placeで開催されます。しかし、2020年はCOVID-19の影響で、RSNA史上初めて、実地開催がなく、バーチャルミーティングのみでの開催となりました。

RSNAは講演と研究発表で構成されています。研究発表は口述発表、デジタルポスター、教育展示に分類されます。今年度のRSNAは4月にAbstractの提出を行い、7月に採択通知が来ました。そこから、10月までにスライドの提出を行うという流れでした。開催期間中はRSNAから毎日、当日のトピックがメールで送られてきていました。期間中の教育展示は時間に関係なくいつでも見られるようになっていました。

3. バーチャルミーティング

2020年のRSNAは前に述べたように、バーチャルミーティングでの開催となりました。口頭発表はライブ配信が行われ、視聴者がコメントを投稿することが可能となっていました。教育展示では、多くの発表が掲載されていました。カテゴリー別やキーワードによる検索が可能で、自分が見たい展示に絞ることができました。質疑はチャット上で盛んに行われていました。

4. 発表内容

私は「What we can do to overcome COVID-19: Comprehensive Review of Image Database and open DL models」というタイトルで教育展示の共同演者としてスライド作成を行いました。人工知能の研究において画像は大量に必要となります。そこで我々はCOVID-19のAI研究を行う上で必要となる、胸部レントゲンやCT画像のデータベース、プログラミングコードの紹介をおこないました。スライドの例を図1, 2に示します。

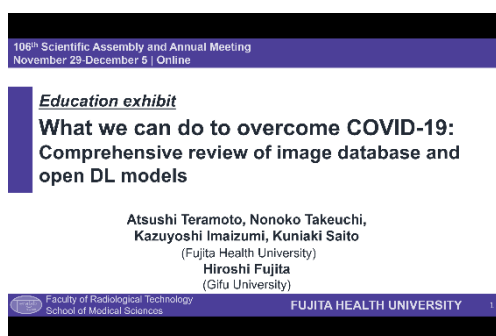


図1 発表スライドの例1

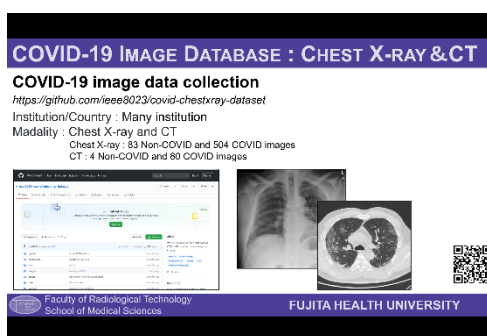


図2 発表スライドの例2

5. 最後に

まずは RSNA2020 への参加の機会をくださった寺本篤司先生に深く感謝申し上げます。今年度は COVID-19 の影響により完全オンラインでの学会となりました。しかし、オンラインでも多数の発表があり活発な学会となっていました。また、対面式の学会と異なり、オンラインならではの貴重な体験となりました。

今年度は COVID-19 の影響で学会はオンライン開催が主流となっていました。しかし、自分の見たい時間に繰り返し視聴できるなど、オンデマンドの良さも感じました。

来年度は COVID-19 が落ち着き、ぜひ様々な研究者の方々と対面で議論できるようになってほしいと思います。

IFMIA2021 参加報告

藤田医科大学大学院 保健学研究科 医用放射線科学領域 修士1年 **村木 亮介**

1. はじめに

2021年1月24日（日）～26日（火）のオンラインで3日間開催された、International Forum on Medical Imaging in Asia 2021（IFMIA2021）に参加し、発表を行ってききましたので報告させていただきます。

2. IFMIA2021のオンライン開催について

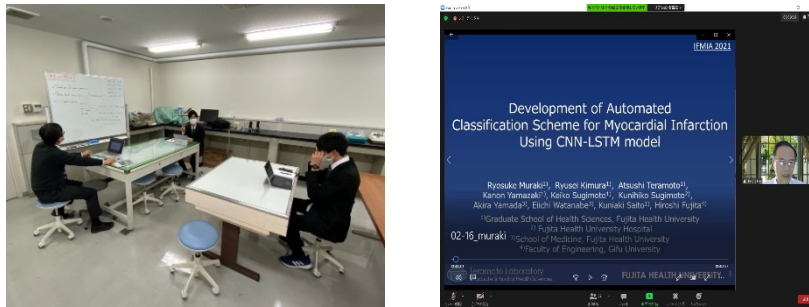
IFMIAは2年に1度開催されるアジアの医用画像情報工学系の国際学術集会で、近年は台湾、沖縄、シンガポールで開催されました。今年は台湾で開催される予定でしたが、COVID-19の影響により会議用ビデオツールのZOOMを使用したオンライン開催となりました。1日目は現地で行われた講演が放映され、2日目と3日目は口述発表、ポスター発表が行われました。私は抄録を昨年の8月に登録し、ポスターセッションのアクセプトが受理されました。12月に3分間の発表動画の提出が求められ、提出した動画を学会当日再生しながらディスカッションを行うというものでした。



図：IFMIA2021のホームページ

3. 発表内容

私は「Development of Automated Classification Scheme for Myocardial Infarction Using CNN-LSTM model」というタイトルで発表しました。心エコー上の心筋梗塞は範囲や重症度、術者の熟練度によって見落としが生じる場合があります。そこで私は Deep learning を用いて心エコー上の心筋梗塞を自動検出する技術の開発を目的とし、本学会ではその初期的検討の結果を発表しました。



図：IFMIA2021 発表時の様子

4. 最後に

初の国際オンライン学会ということ、ポスター発表やオンライン開催による準備等大変な部分はありましたが、得るものは多く大変貴重な経験となりました。オンライン開催だったため、オーディエンスの方々の表情や会場の雰囲気等を味わうことは困難でした。しかし、対面で行う学会と異なり自宅や学校からの発表となったため、比較的緊張せずに発表に取り組むことが出来ました。

IFMIA2021 で新たに学んだ知識と経験を活かし、今後の大学院生活で活かしていけるように精進したいと考えています。

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

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

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

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

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



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

【参考文献】

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

【標準デジタル画像データベースを用いた, または関連した研究】

1. 引用文献の概要 (全 174 編, Scopus 調べ, 2016 年 1 月現在)
Academic Radiology:6 *AJR*(*American Journal of Roentgenology*): 4, *EJR*: 4,
IEEE Trans. Med. Imag: 7, *J Dig Imag*:4 *Medical Image Analysis*: 4, *Medical Physics*: 7,
Radiology: 4, その他海外論文:17, その他国内論文: 2, *Proceedings*: 38
2. 主な海外論文
 - 1) Li Q, Katsuragawa S, Doi K: Improved contralateral subtraction images by use of elastic matching technique. *Medical Physics*, 27: 1934-42, 2000
 - 2) van Ginneken B, Ter Haar Romeny BM, Viergever MA: Computer-aided diagnosis in chest radiography: A survey. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20: 1228-41, 2001
 - 3) Baydush AH, Catarious Jr DM, Lo JY, et al.: Computerized classification of suspicious regions in chest radiographs using subregion Hotelling observers. *Medical Physics*, 28: 2403-09, 2001
 - 4) Li Q, Katsuragawa S, Doi K: Computer-aided diagnostic scheme for lung nodule detection in digital chest radiographs by use of a multiple-template matching technique. *Medical Physics*, 28: 2070-76, 2001
 - 5) Arimura H, Katsuragawa S, Li Q, Ishida T, Doi K: Development of a computerized method for identifying the posteroanterior and lateral views of chest radiographs by use of a template matching technique. *Medical Physics*, 29: 1556-61, 2002
 - 6) Tsukuda S, Heshiki A., Katsuragawa S, et al.: Detection of lung nodules on digital chest radiographs: Potential usefulness of a new contralateral subtraction technique. *Radiology*, 223: 199-203, 2002
 - 7) Shiraishi J, Abe H, Engelmann R, Doi K: Effect of High Sensitivity in a Computerized Scheme for Detecting Extremely Subtle Solitary Pulmonary Nodules in Chest Radiographs: Observer Performance Study. *Academic Radiology*, 10: 1302-11, 2003
 - 8) Rapp-Bernhardt U, Roehl FW, Gibbs RC, et al.: Flat-panel X-ray detector based on amorphous silicon versus asymmetric screen-film system: Phantom study of dose reduction and depiction of simulated findings. *Radiology*, 227: 484-492, 2003
 - 9) Kakeda S, Moriya J, Sato H, et al.: Improved Detection of Lung Nodules on Chest Radiographs Using a Commercial Computer-Aided Diagnosis System. *AJR*, 182: 505-510, 2004
 - 10) Suzuki, K, Shiraishi, J, Abe H, et al.: False-positive reduction in computer-aided diagnostic scheme for detecting nodules in chest radiographs by means of massive training artificial neural network. *Academic Radiology*, 12: 191-201, 2005
 - 11) Shiraishi J, Abe H, Li F, et al.: Computer-aided Diagnosis for the Detection and Classification of Lung Cancers on Chest Radiographs. ROC Analysis of Radiologists' Performance. *Academic Radiology*, 13: 995-1003, 2006

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

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

画像部会入会のご案内

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

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

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

【入会資格】 日本放射線技術学会の会員であること。

【入会方法】 Web 上 (<https://www.jsrt.or.jp/data/procedure/bunka-01/>) から、お申し込み下さい。

【年会費と会員特典について】

1. 専門部会の会員登録システムと年会費の変更について

現在、登録されている各専門部会について、それぞれ年会費 2,000 円ですが、2015 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、2015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、2015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

2015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。

画像部会「研究情報サイト」のご案内

岐阜大学教育学部技術教育講座 福岡 大輔

1. はじめに

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

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

2. 研究情報サイトの概要

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

(1) 医用画像データベースに関する情報

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

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



図1 画像部会 HP の「研究情報サイト」

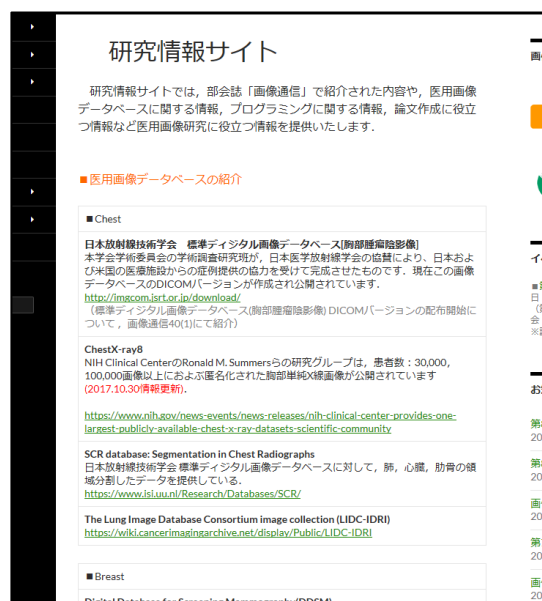


図2 「研究情報サイト」の掲載情報

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

(2) プログラミングに関する情報

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

(3) 論文作成 (文献検索など) に関する情報

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

3. 今後の活用と情報提供のお願い

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

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

2021 年度 画像部会事業計画

1) 第 87 回画像部会の開催(第 76 回総会学術大会時)

開催日:2021 年 4 月 16 日(木) 会場:パシフィコ横浜

(1) Educational Lecture

司会 岐阜医療科学大学 篠原 範充

「動画の画像評価 総論」

国際医療福祉大学 西木 雅行

(2) Intellectual Discussion

「動画の画像評価」

司会:つくば国際大学 柳田 智, 鈴鹿医療科学大学 東出 了

- ① 「動画の画像評価 - IEC 62220-1-3 の紹介-」 金沢大学 田中 利恵
- ② 「IEC62220-1-3 に基づく動画用 X 線検出器の画質評価」 九州大学病院 倉本 卓
- ③ 「血管撮影装置における透視画像の視覚評価」 大阪大学医学部附属病院 日高 国幸
- ④ 「非参照メトリクスを用いた動画の物理評価」 大阪市立大学医学部附属病院 片山 豊

2) 第 88 回画像部会の開催(第 48 回秋季学術大会時)

開催日:2021 年 10 月 15 日(金)~17 日(日)(予定) 会場:熊本城ホール

画像研究最前線

司会:篠原 範充 (岐阜医療科学大学)

「画像研究最前線 ~深層学習から Radomics まで~」

熊本大学 内山 良一

「深層学習のイロハ」(仮題)

司会:藤田医科大学 寺本 篤司, 東北大学病院 小野寺 崇

- ① 「検出」 大分大学 畑中 裕司
- ② 「分類」 広島国際大学 山本 めぐみ
- ③ 「推定」 立命館大学 檜作 彰良
- ④ 「作る」 藤田医科大学 吉田瑞希, 寺本 篤司

3) 医用画像プログラミングセミナーの開催(教育委員会)

第 42 回医用画像処理プログラミングセミナー

開催日時:未定

会 場: Cisco Webex によるオンライン実施 セミナー本部: 藤田医科大学

4) DR(デジタルラジオグラフィ)セミナーの開催(教育委員会, 近畿支部共催)

第 22 回 DR セミナー(教育委員会, 近畿支部共催)

開催日時:未定

会 場: 大阪

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 8 回臨床画像評価セミナー(東京都 築地)

開催日時: 2021 年 7 月 17 日(土), 18 日(日)(予定)

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

第 13 回 ROC セミナー

開催日時: 2022 年 1 月 9(土) 10:00~18:00(予定)

会 場: 学会事務局(京都)と Cisco Webex によるハイブリッド開催

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

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

8) 部会誌(画像通信)の発行

Vol.44 No.1(通巻 86 号)(2021 年 4 月), Vol.45 No.2(通巻 87 号)(2021 年 10 月)

9) 部会委員会の開催 年 5 回(横浜, 熊本, 名古屋, Web 開催の予定)

2020 年度 画像部会事業報告

1) 第 88 回画像部会の開催(第 76 回総会学術大会時)

開催日:2020 年 5 月 23 日(土)正午～6 月 14 日(日) 会 場:Web 開催

(1) 教育講演

司会 岐阜医療科学大学 篠原 範充

「医療画像診断と深層学習 放射線技師, 技術者に医師が期待する事」

東北大学大学院医学系研究科 保健学専攻 植田 琢也

(2) 第 88 回画像部会

「深層学習を放射線技術研究に利用する」

司会 立命館大学 中山 良平・東海大学医学部附属八王子病院 由地良太郎

① 検出する

立命館大学 檜作 彰良

② 推定する

藤田医科大学 魚住 春日

③ 作る

原田学園人工知能教育・研究開発チーム 平原 大助

2) 第 48 回秋季学術大会中止に伴い, 教育講演及び第 88 回画像部会を中止した.

3) 医用画像処理プログラミングセミナーの開催

41回医用画像プログラミングセミナー (教育委員会, 画像部会共催)

2020 年 7 月 12 日(日) 10:00 ～ 15:00

会 場: Cisco Webex によるオンライン・藤田医科大学大学(本部)

受講生人数:19 名

4) DR(デジタルラジオグラフィ)セミナーの開催

第 21 回 DR セミナー (教育委員会, 画像部会共催)

開催日:2020 年 11 月 29 日(日) 9:00 ～ 13:00

会 場: Cisco Webex によるオンライン・岐阜医療科学大学(本部)

受講生人数:13名

5) ROC セミナーの開催

開催なし.

6) 臨床画像評価セミナーの開催

中止した.

会 場:東京工業大学キャンパスキャンパス・イノベーションセンター

8) 部会誌(画像通信)の発行

Vol.43 No.1(通巻 84 号)(2020 年 4 月), Vol.43 No.2(通巻 85 号)(2020 年 10 月)

9) 部会委員会の開催

第 1 回委員会 5 月 21 日 Web

第 2 回委員会 9 月 24 日 Web

第 3 回委員会 12 月 21 日 Web

画像部会入会のご案内

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

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

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

【入会資格】 日本放射線技術学会の会員 であること。

【入会方法】 Web 上 (<https://www.jsrt.or.jp/data/procedure/bunka-01/>) から、お申し込み下さい。

【年会費と会員特典について】

1. 専門部会の会員登録システムと年会費の変更について

現在、登録されている各専門部会について、それぞれ年会費 2,000 円ですが、2015 年度より、複数の専門部会に登録される場合、1 つの専門部会分だけ年会費 2,000 円とし、それ以外は 1,000 円としま

す。例えば、画像部会、撮影部会、計測部会の3つに登録する場合、これまでは $2,000 \text{ 円} \times 3 = 6,000 \text{ 円}$ でしたが、2015 年度より $2,000 \text{ 円} + 1,000 \text{ 円} \times 2 = 4,000 \text{ 円}$ となります。なお、複数登録された専門部会に順位はなく、同等の特典を得ることができます。また、シニア会員および学生会員については現行と同じで、1つの専門部会につき年会費 1,000 円となります。

2. 専門部会誌の電子化について

現在、専門部会員の皆様に冊子体で届けている専門部会誌を、2015 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

2015 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

2021年3月11日、東日本大震災の発生からちょうど10年の月日が流れた。地震発生翌日、職場から2時間かけて自転車で帰宅したのだが、高台から津波で浸水した自宅が見えた時の絶望感を今も鮮明に覚えている。

今年は必ず黙祷しようと思っていたのだが、新型コロナウイルス患者の増加により当日は撮影業務に追われそれどころではなかった。この疫病の弊害で学術大会は中止が相次ぎ、会員の研鑽の時間が少々減ってしまったような気がする。私も忍耐強い気質といわれる純東北人であるが、読者の皆様もどうか辛抱強く自己を高めていただき、対面式学会で画像談議に花を咲かせる準備をしていただきたい。

そのお手伝いとして、画像部会では今年も皆様の研究や業務に役立つセミナーを開催します。現在「Go To JSRT」キャンペーン中であり、「TRAVEL」や「EAT」同様にクーポンをフル活用のうえご参加いただきたいと思います。

2021年が本学会にとっても皆様にとっても希望溢れる1年となるよう願うばかりである。

(S0 記)

画像通信 Vol.44 No.1(通巻'86)

発行日 2021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鋸屋町167

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

発行者 公益社団法人 日本放射線技術学会 画像部会 部会長 篠原 範 充

画像通信
通卷八六号

VOL. 44 No1
SPRING 2021