

学術調査研究班報告

一般撮影領域のDICOM画像における付帯情報および 画像特性の現状調査班報告

平成20年度 一般撮影領域のDICOM画像における付帯情報および
画像特性の現状調査班

班 長	五味 勉	北里大学医療衛生学部医療工学科
班 員	土田拓治	埼玉県済生会川口総合病院放射線技術科
	中島正弘	獨協医科大学越谷病院放射線部
	平野浩志	信州大学医学部附属病院放射線部
	柳田 智	北里大学北里研究所メディカルセンター一病院放射線部

緒 言

放射線画像がフィルム・スクリーン系を記録媒体としていたアナログ画像からデジタル画像に移行し、放射線画像を読影する医師、画像形成に携わる放射線技師の画像に対する認識は大きく変化している。特にデジタル画像は連続データ(アナログ情報)を標本化(sampling)と量子化(quantization)プロセスによって離散データへ変換し、画像コントラストの調整、画像処理による強調や平滑化処理が行えるなど、従来のアナログ画像にはない特性を持ち合わせている。またデジタル化に伴い、画像診断手法もフィルムレス化に移行し、モニタを媒体として診断を行っている施設が増加する傾向になっている。デジタル画像のフォーマットもメーカー独自のフォーマットから digital imaging and communications in medicine (DICOM)フォーマットが普及し、さまざまなメーカーから提供されている画像ビューワを使用して容易にデジタル画像を観察・加工することが可能になっている。

このように医用画像標準フォーマットであるDICOM規格が医療機関を中心に、画像保存や画像転送に汎用されていて、多くのユーザにとって画像の取り出し、加工、画像処理等が容易に実現できる環境になっている。しかしながら、メーカーによってその付帯情報の規格は多種多様であり、多くのユーザに困惑を与えているのが現状であると思われる。加えて、モニタ診断を視野に入れた場合、画像保存されている状態のデジタル値とモニタ出力する際の輝度値の関係を把握しておくことは、物理特性や視覚特性を含めたオーバーオール評価を行っていく上で、必要不可欠な知識であると思われる。そこで、主要メーカーのDICOM画像に対して、1)その付帯情報がどのような

構成を採用しているか、2)付帯情報の各パラメータの持つ意味が何であるか、3)その付帯情報のパラメータがどのように生データおよびliquid crystal display (LCD)に反映されているか[許容ビット数(bit allocated)、保存時のビット数(bit stored)、白黒反転(photometric interpretation)など]、現状を調査し公表することを目的とする。なお、今回は一般撮影領域を取り扱っている主要メーカーのDICOM画像を調査対象とする。

今回の調査項目については、今後普及されると予想されるフィルムレス診断を視野に入れ、DICOM付帯情報の構成と画像特性の相関関係を調査し、一般的なDICOM画像の諸特性について、広く有益な情報を開示することにある。調査項目の概略と目的は以下3項目である。

1. DICOM画像の付帯情報の構成を調査分析。具体的には付帯情報構成について、内容とその意義について調査を行う。また付帯情報構成と生データ画像の特性について相関関係を調査する。

2. 特定の医療機関(関東地域)を対象にアンケート(DICOMフォーマットで出力するときの付帯情報値や設定値など)を行い、結果の調査分析を行う。

3. 生データの画像特性とディスプレイ上で表示される画像特性(オーバーオール特性)の差について、デジタル値と輝度の再現性を調査する。併せて、DICOM画像(ファイル容量の異なる)の画像転送パフォーマンスについても調査する。

P値と相対濃度値(D値)^{1,2)}

画像のデジタル化、モニタ診断の普及により、撮影した画像を複数のモニタで読影・参照する、異なる

る撮影装置で作成した画像を同一の装置で観察するというように、医用画像の運用形態が大きく変化してきている。この場合問題となるのは、複数の装置間で画像表示階調の見え方が異なれば、診断に不都合が生じることになる。また、出力階調やダイナミックレンジ(直線性)が異なるモニタが混在するなかで、画像階調の見え方を同様にすること(display consistency)が非常に重要になる(表示の一貫性)。これに対処する方法として、DICOM規格Part14のなかで、Bartenモデルと呼ばれる、人間の視覚特性を基にしたグレースケール標準表示関数(grayscale standard display function: GSDF)を用いることにより、異なるダイナミックレンジを持つ表示装置間の見え方を合わせる方法を定義している。ダイナミックレンジが異なる装置間の見え方を合わせる階調変換方法の流れとしては、① 画像データの画素値を出力装置のダイナミックレンジに依存しない視覚にリニアなスケールに変換する(GSDF処理)。② GSDF変換処理された画像を、視覚にリニアなスケール上で線形変換を行い、出力装置のダイナミックレンジに合わせて表示、という工程で処理が進められる。①の処理で生成された画像はP値画像と呼ばれる。P値画像をGSDFによってキャリブレーションされている各種モニタに表示すると、各モニタのダイナミックレンジによらずに同様の見え方にすることが可能になる。

1. デジタルデータ(P, D値)とオーバーオール特性の比較検証

視覚的な補正処理を行ったP値、補正処理を行わないD値のデジタルデータと、輝度変換を行い最終的に観察者がモニタを通して見るオーバーオールを測定し、デジタルデータとオーバーオールデータの両特性に生じる差(視覚的補正効果)を測定する。この検証では、P値出力とD値出力、それぞれの特性が人間の視覚的な濃度差を補正したオーバーオール特性に対する緊密性を知ることが目的となる。

1-1 使用装置・器具

LCDモニタ[TOTOKU社製, Model ME351i (3M pixel)]

輝度計(x-rite社製, Model DTP94)

一眼レフデジタルカメラ(キヤノン社製, EOS40D, 50 mm接写レンズ使用)

ステップウェッジファントム(アルミニウム)

撮影装置(キヤノン社製, CXDI, 収集マトリクス 2878×2256, ピクセルサイズ 100 $\mu\text{m}/\text{pixel}$, 12 bit)

1-2 実験方法

1. 測定対象のLCD面に対して、一眼レフデジタル

カメラレンズが水平・垂直になるように固定してセッティングをする。このとき、LCD面とレンズ間の距離は観察者が通常読影に使用する平均的な間隔を想定して、約100 cmにした。

2. 測定を開始する前に、輝度計にて測定したLCDの輝度値(cd/cm^2)と各画素の階調データを輝度値として出力する際にLCDの駆動レベルDDL (digital drive level)の直線性が保たれていることを確認する。

3. 測定対象データは、ステップウェッジファントム(20階段)を50 kVp, 10 mAs, 焦点-検出器間距離100 cmで撮影されたものを使用する。

4. 撮影されたデジタルデータをD, P値個々にLCDに出力し、オーバーオール特性の測定を行う。オーバーオール特性に使用するデータ収集は、絞り値5.6, シャッタースピード 1/5, 室内は暗室の状態で撮影を行った。撮影された生データ(色補正なし, 無処理)を評価に使用する。

5. D, P値のデジタルデータと、オーバーオールデータに対し、ステップウェッジファントム中心部の数値プロファイル(正規化)を算出し、視覚補正効果を比較検証する。

1-3 結果・考察

Fig. 1にP値出力のデジタルデータとオーバーオール特性, Fig. 2にD値出力のデジタルデータとオーバーオール特性の数値プロファイルを示す。D値出力に比べて、P値出力の方がデジタルデータとオーバーオールの格差がなくなる傾向になっていることが確認できる。特に、P値出力のステップウェッジファントムにおける10段階前後の濃度域(視覚的に画像コントラストの識別できる濃度域)では、その差が接近しており、GSDF変換処理における視覚的な補正効果の有効性が確認できる。一方、D値出力では、デジタルデータとオーバーオールの格差が大きくなる傾向になっており、LCDで見る視覚的な特性とデジタルデータの特性で大きなギャップがあることが確認できる。この結果の傾向から、P値またはD値のどちらの特性で出力するかによって、LCDで観察する視覚的な特性と大きな差が生じることが確認された。特にD値出力の場合、画像コントラストの濃度域によってはデジタルデータとオーバーオールとで大きな差が生じている領域が存在しているため、双方のデータ結果を比較するときには、それぞれの特性を理解したうえで解析する必要があると思われる。

2. 一般撮影領域のDICOM画像における付帯情報および画像特性の現状調査

(関東 8 県特定医療機関に対するDICOM画像付帯情

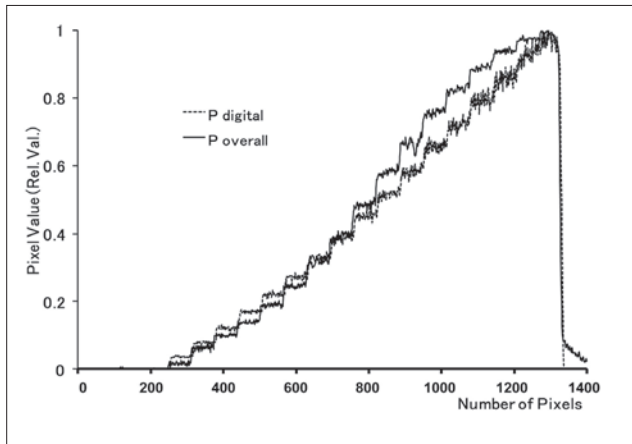


Fig. 1 P値出力のデジタルデータとオーバーオール特性の比較(正規化表示による数値プロファイル)

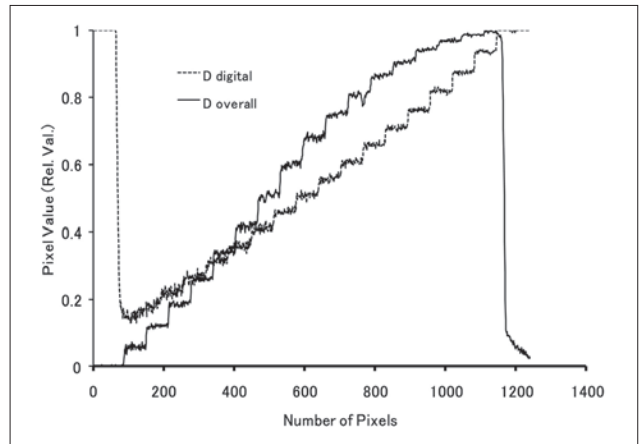


Fig. 2 相対濃度値(D値)出力のデジタルデータとオーバーオール特性の比較(正規化表示による数値プロファイル)

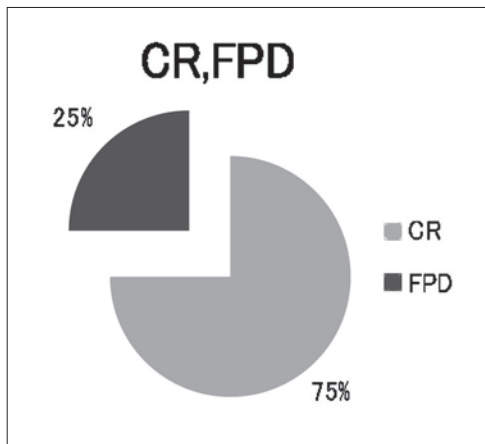


Fig. 3 設問 1：一般撮影画像処理装置 (CR, FPD)

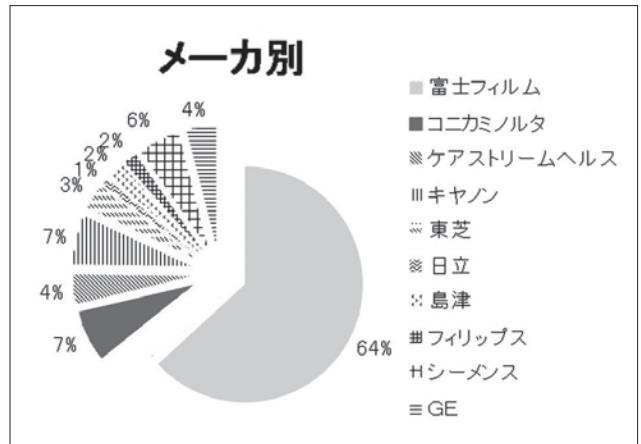


Fig. 4 設問 1：一般撮影画像処理装置 (メーカー別)

報アンケート調査結果)

医用画像の標準規格であるDICOM画像は、ほとんどのメーカーが標準で取り入れている。しかし、一般撮影領域において標準規格であるDICOM画像の画像画素や提示look up table (LUT)形状に関連した付帯情報はメーカーや導入施設によりさまざまであり、多くのユーザーに困惑を与えているのが現状であると思われる。当研究班では、一般撮影領域における画像画素や提示LUT形状に関連した付帯情報が各施設でどのような設定になっているか、現状調査を目的にアンケートを行った。

2-1 アンケート調査方法

一般撮影デジタル画像処理装置(CR, FPD等)を導入していると思われる関東部会 8 県の70施設を抽出して、自施設の一般撮影デジタル画像処理装置のDICOM付帯情報について第一次アンケート調査を郵

送した。また、第一次アンケート調査回答施設中30施設に対して第二次アンケートを行った。

2-2 アンケート調査結果

第一次アンケート調査 アンケート送付施設70施設 回答施設40施設 回答率57.1%。

第二次アンケート調査 アンケート送付施設30施設 回答施設20施設 回答率66.6%(Fig. 3~14, Table 1~6)。

2-3 考察

DICOM付帯情報(0028 0004)光度測定解釈 photometric interpretationは、CRでは90%がMONOCHROME1で、FPDでは75%がMONOCHROME2であった。CRメーカーはCRでMONOCHROME1をFPDメーカーはCRでMONOCHROME2を多く採用しているように思われる。

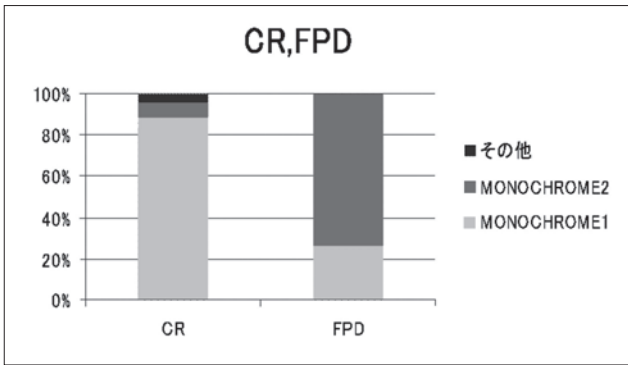


Fig. 5 設問 2：光度測定解釈 photometric interpretation (CR, FPD)

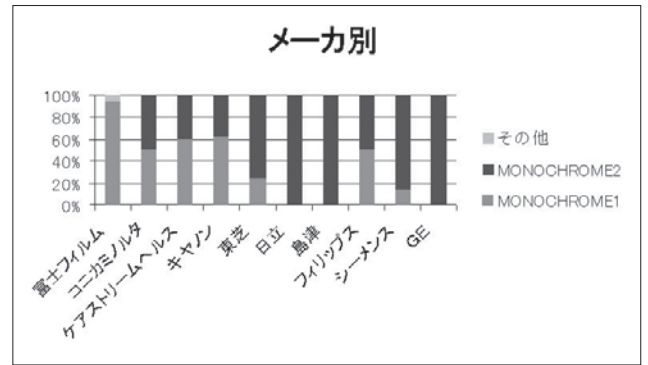


Fig. 6 設問 2：光度測定解釈 photometric interpretation (メーカー別)

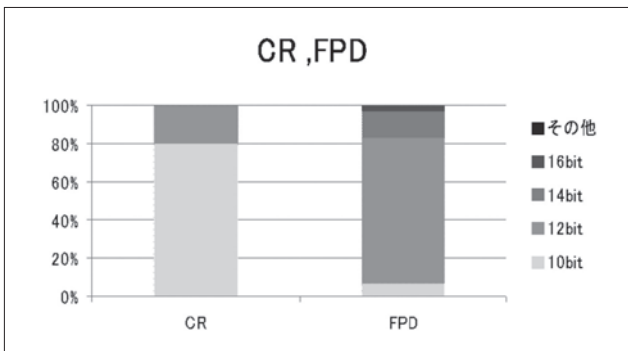


Fig. 7 設問 3：格納ビット bits stored (CR, FPD)

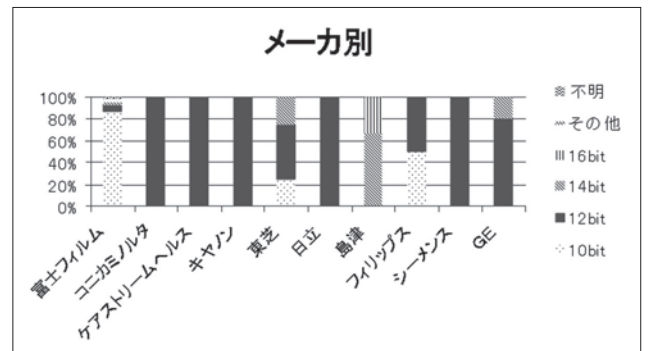


Fig. 8 設問 3：格納ビット bits stored (メーカー別)

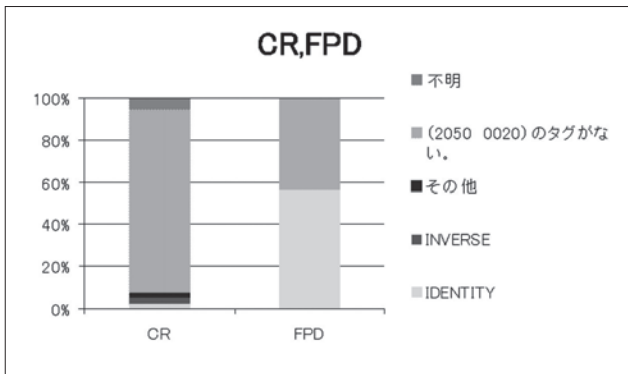


Fig. 9 設問 4：提示LUT形状 presentation LUT shape (CR, FPD)

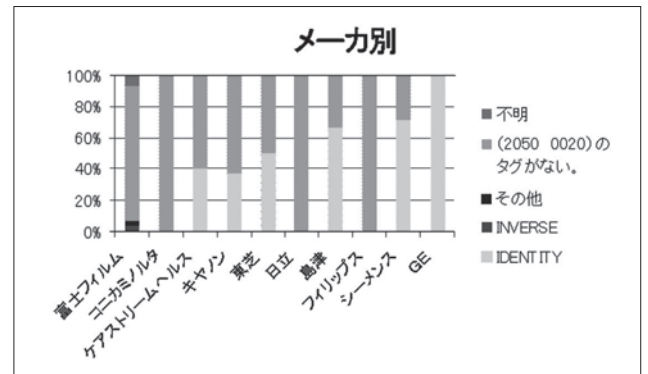


Fig. 10 設問 4：提示LUT形状 presentation LUT shape (メーカー別)

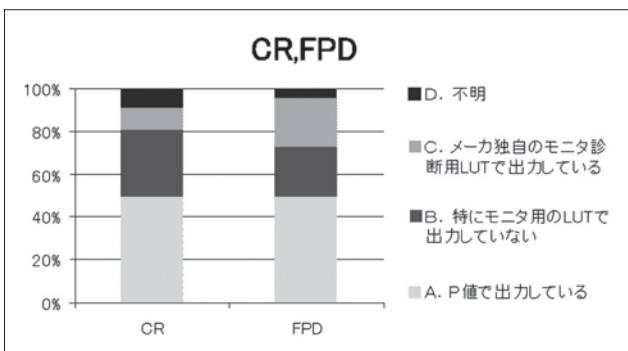


Fig. 11 第二次アンケート 設問 1：出力LUTについて (CR, FPD)

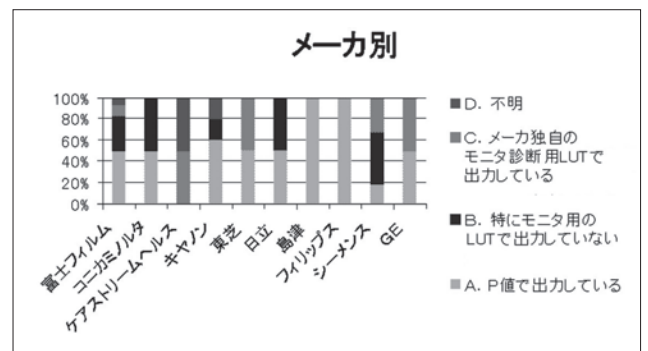


Fig. 12 第二次アンケート 設問 1：出力LUTについて (メーカー別)

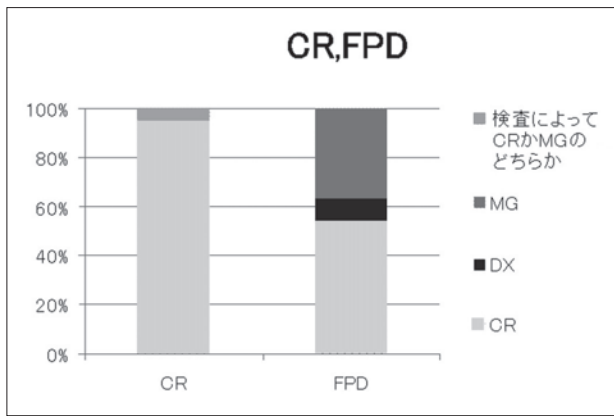


Fig. 13 第二次アンケート 設問 2：モダリティ modality (CR, FPD)

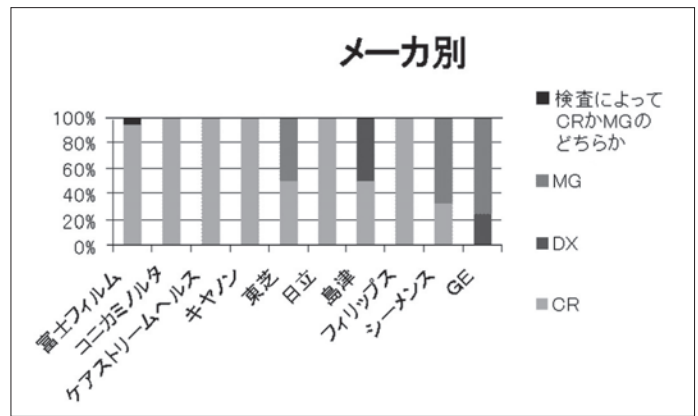


Fig. 14 第二次アンケート 設問 2：モダリティ modality (メーカー別)

Table 1 設問 1：一般撮影画像処理装置機 CR, FPDおよびメーカー

	CR (装置数)	FPD (装置数)
富士フィルム	79	0
コニカミノルタ	8	0
ケアストリームヘルス	5	0
キヤノン	0	8
東芝	0	4
日立	0	1
島津	0	3
フィリップス	0	2
シーメンス	0	7
GE	0	5

Table 2 設問 2：光度測定解釈 photometric interpretation

	MONOCHROME1	MONOCHROME2	その他	不明	回答なし
富士フィルム	75	0	4	0	0
コニカミノルタ	4	4	0	0	0
ケアストリームヘルス	3	2	0	0	0
キヤノン	5	3	0	0	0
東芝	1	3	0	0	0
日立	0	1	0	0	0
島津	0	3	0	0	0
フィリップス	1	1	0	0	0
シーメンス	1	6	0	0	0
GE	0	5	0	0	0

	MONOCHROME1	MONOCHROME2	その他	不明	回答なし
CR	82	6	4	0	0
FPD	8	22	0	0	0

Table 3 設問 3：格納ビット bits stored

	8 bit	10 bit	12 bit	14 bit	16 bit	その他	不明
富士フィルム	0	64	5	0	0	4	1
コニカミノルタ	0	0	8	0	0	0	0
ケアストリームヘルス	0	0	5	0	0	0	0
キヤノン	0	0	8	0	0	0	0
東芝	0	1	2	1	0	0	0
日立	0	0	1	0	0	0	0
島津	0	0	0	2	1	0	0
フィリップス	0	1	1	0	0	0	0
シーメンス	0	0	7	0	0	0	0
GE	0	0	4	1	0	0	0

	8 bit	10 bit	12 bit	14 bit	16 bit	その他	不明
CR	0	69	18	0	0	0	1
FPD	0	2	23	4	1	0	0

Table 4 設問 4：提示LUT形状 presentation LUT shape

	IDENTITY	INVERSE	その他	(2050 0020)のタグがない	不明
富士フィルム	0	3	2	69	5
コニカミノルタ	0	0	0	8	0
ケアストリームヘルス	2	0	0	3	0
キヤノン	3	0	0	5	0
東芝	2	0	0	2	0
日立	0	0	0	1	0
島津	2	0	0	1	0
フィリップス	0	0	0	2	0
シーメンス	5	0	0	2	0
GE	5	0	0	0	0

	IDENTITY	INVERSE	その他	(2050 0020)のタグがない	不明
CR	2	3	2	80	5
FPD	17	0	0	13	0

Table 5 第二次アンケート 設問 1：出力LUTについて

	A. P値で出力している	B. 特にモニタ用のLUTで出力していない	C. メーカー独自のモニタ診断用LUTで出力している	D. 不明
富士フィルム	20	13	4	3
コニカミノルタ	2	2	0	0
ケアストリームヘルス	0	0	1	1
キヤノン	3	1	0	1
東芝	1	0	1	0
日立	1	1	0	0
島津	2	0	0	0
フィリップス	2	0	0	0
シーメンス	1	3	2	0
GE	2	0	2	0

	A. P値で出力している	B. 特にモニタ用のLUTで出力していない	C. メーカー独自のモニタ診断用LUTで出力している	D. 不明
CR	23	15	5	4
FPD	11	5	5	1

Table 6 第二次アンケート 設問2:モダリティ modality

	CR	DX	MG	検査によってCRかMGのどちらか
富士フイルム	39	0	0	2
コニカミノルタ	4	0	0	0
ケアストリームヘルス	2	0	0	0
キヤノン	5	0	0	0
東芝	1	0	1	0
日立	1	0	0	0
島津	1	1	0	0
フィリップス	2	0	0	0
シーメンス	2	0	4	0
GE	0	1	3	0
	CR	DX	MG	検査によってCRかMGのどちらか
CR	45	0	0	2
FPD	12	2	8	0

DICOM付帯情報(0028 0101)格納ビットbits storedは、CRメーカーでは10 bitもしくは12 bitを採用しており、FPDメーカーでは1社を除きすべて12 bit以上を採用している。これは、デバイス自体のダイナミックレンジの差により、メーカーごとに適切な格納ビット数を採用していると思われる。

(2050 0020)提示LUT形状bits presentation LUT shapeは、CRではほとんどタグ自体がなく、FPDメーカーでは、55%のタグが存在し、値が「IDENTITY」であった。DICOM付帯情報(0008 0060)モダリティmodalityが「DX」「MG」では、(2050 0020)提示LUT形状bits presentation LUT shapeの値はすべて、「IDENTITY」であった。これは、DICOM規格Part3情報オブジェクト定義のモダリティ特有モジュールが関連すると思われる。

CRメーカー、FPDメーカーともP-Valueで出力している施設は半数程度であった。今後はモニタ診断が進むにつれて、P-Valueで出力する施設が増加すると思われる。

3. DICOM画像転送速度測定

PACSの普及により一般撮影のデジタル画像もモニタ診断で行われるようになり、院内PACSネットワークによる画像配信速度が問題となる。そこでネットワークでの通信速度をデジタル画像サイズごとに配信速度を測定する。

3-1 方法

一般撮影で使用される四つ切サイズから半切サイズまでのデジタル画像をネットワーク間で配信を行い通信時間・通信速度を測定した。

ネットワーク内の回線は第二オクテットまでのハブ内の通信設定を行い、PACSサーバへのアクセス検索時間を含まず行った。

また、表示端末での表示時間も考慮してなく、ネットワーク回線内の通信速度を計測した。また、ネットワークの使用状況を考え、診療時間内の午前・午後と診療時間外の測定時間を変えて測定を行った。

3-2 測定ネットワーク環境

PACSメインケーブルは1000BASE-SX光ケーブルを使用し、放射線部門スイッチ以降が100BASE-TXの環境で測定を行った。全体構成図とPACSフロア構成図を示す(Fig. 15, 16)。

3-3 結果

通信速度はほぼ一定に保たれていて画像サイズに比例して通信時間が増加した。

ネットワークの使用状況による通信速度の変化はほぼ一定の速度で送信されていた。通信時間の差はみられなかった(Fig. 17)

4. DICOM TAG情報が画像に及ぼす影響 (Bitsの変調について)

DICOM画像を扱ううえでTAG情報は重要である。特に画像を表示するために構成する画素(pixel)の列と行の数およびグレーレベルを知る必要がある。この値はグループ番号・エレメント番号0028・0010と0028・0011にそれぞれrows(列)とcolumns(行)が保存されている。次に1画素に割り当てられているビット数(1画素の値を格納する箱の大きさ)で、この値がグレーレベルを決定していると思われる。

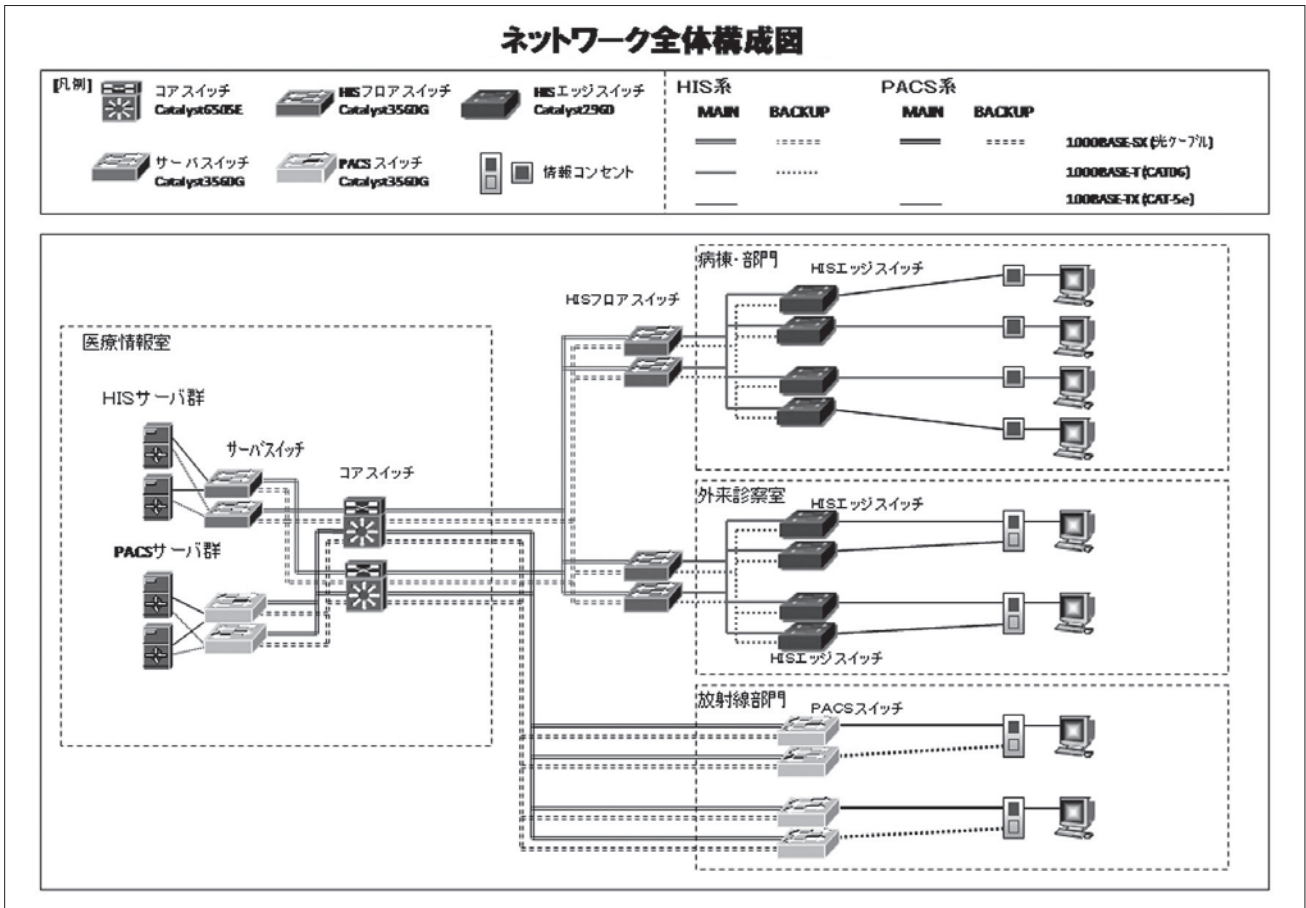


Fig. 15 放射線部門の全体構成図

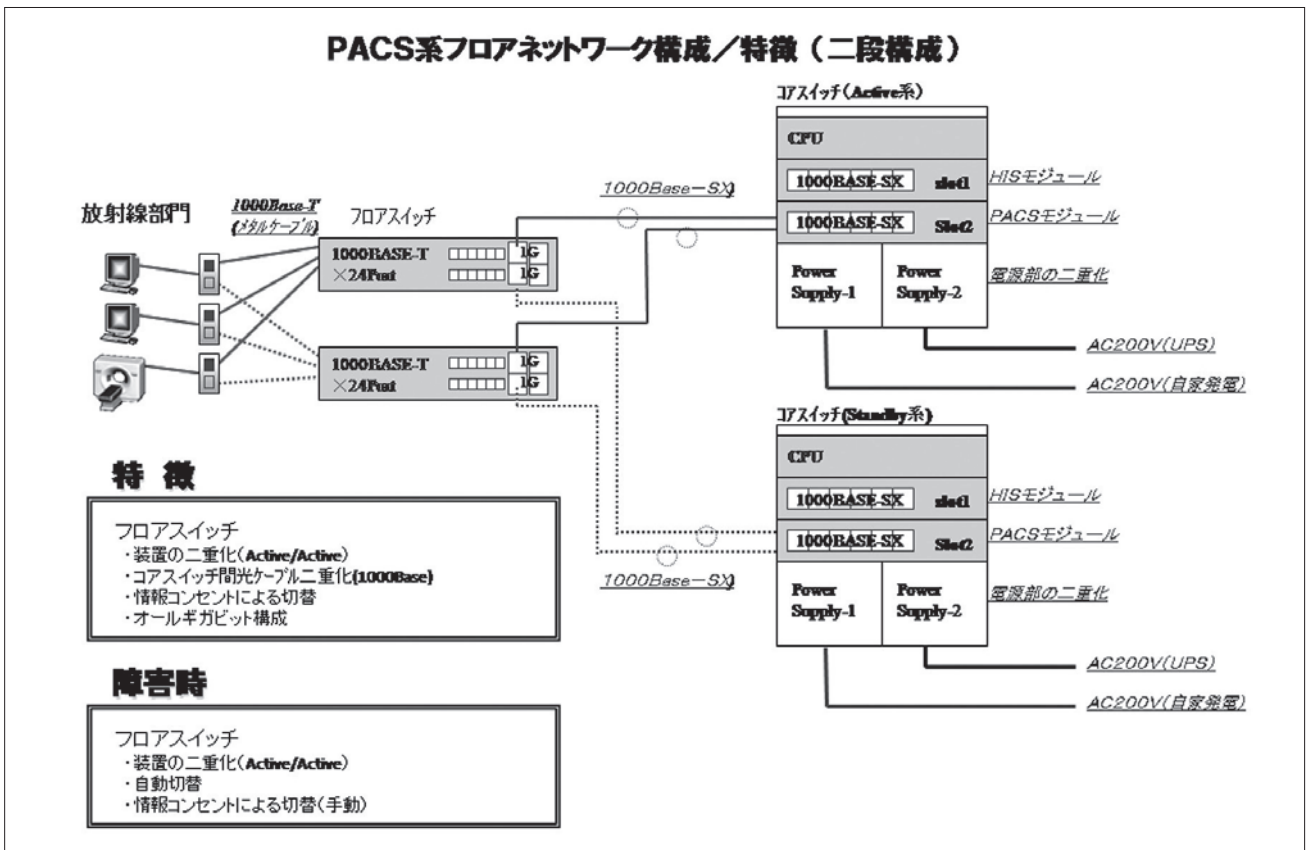


Fig. 16 放射線部門のPACSフロア構成図

午前 (9 : 00)			正午 (12 : 00)		
file size(Mbyt)	処理時間(sec)	転送速度(Mbps)	file size(Mbyt)	処理時間(sec)	転送速度(Mbps)
12.44	0.31	334.43	12.44	0.31	334.43
18.79	0.48	325.63	18.79	0.44	360.66
24.11	0.61	332.62	24.11	0.56	359.84
30.82	0.78	331.51	30.82	0.7	368.34
37.51	0.81	387.99	37.51	0.8	395.3
3.11	0.08	334.52	3.11	0.09	277.58
4.7	0.12	315.27	4.7	0.14	281.49
6.03	0.16	324.13	6.03	0.16	324.13
7.71	0.2	318.48	7.71	0.2	318.48
9.38	0.25	314.69	9.38	0.25	314.69

夕方 (17 : 00)			時間外 (19 : 30)		
file size(Mbyt)	処理時間(sec)	転送速度(Mbps)	file size(Mbyt)	処理時間(sec)	転送速度(Mbps)
12.44	0.31	334.43	12.44	0.3	352.51
18.79	0.47	336.77	18.79	0.44	361.48
24.11	0.59	341.03	24.11	0.59	341.61
30.82	0.78	331.51	30.82	0.7	368.34
37.51	0.92	342.02	37.51	0.92	341.65
3.11	0.09	277.58	3.11	0.08	334.52
4.7	0.11	361.55	4.7	0.12	315.27
6.03	0.16	324.13	6.03	0.12	404.52
7.71	0.19	343.89	7.71	0.2	318.48
9.38	0.23	336.21	9.38	0.25	314.69

Fig. 17 画像データ量別にみた時間別院内ネットワーク画像通信速度の測定

現状の一般撮影系画像データは10 bit (1024階調), 12 bit (4096階調)といったグレーレベル数を持っており, その情報はDICOM TAG 0028・0100 bits allocated (割り当てビット), 0028・0101 bits stored (格納ビット)に記載されている。

画像データ出力時のbits allocated, bits storedの変調と, 読み込む際のbits allocatedの不一致が及ぼす画像への影響も検討した。

4-1 方法

撮影条件50 kV, 2 mAs, 100 cmにてアルミステップファントムを撮影。画像取得装置Philips Medical Systems Digital Diagnost (間接変換方式FPD 143 $\mu\text{m}/\text{pixel}$) ROI matrix size 743 \times 1773にて出力したDICOMデータ(オリジナル14 bit)に対して,

1) Bits stored を8 bit, 10 bit, 15 bitに変調出力した場合のデータプロファイルとヒストグラム解析を行った (Fig. 18)。

2) 1)で使用したデータを読み込むときのbits allocatedを変更した場合についても検討した。

・出力デジタル値はD値にて行い, 汎用解析ソフトImageJ (ver.1.4)を用いた。

・ヒストグラム解析には, 16Bit_Histogram. [製作者 Wayne Rasband (wayne@codon.nih.gov)]を使用した。

・0028, 0004 Photometric Interpretation: MONOCHROME1とした。

4-2 結果・考察

4-2-1 Bits storedの影響

① ステップファントムのプロファイルによる比較 (Fig. 19)

各サンプリングポイントのデジタル値はBits Storedに依存するが, 各プロファイル特性を指数近似式で比較すると (Y =デジタル値, X =サンプリングポイント) $Y=Ae^{0.0054x}$ となり同じ特性であると思われる。

② ヒストグラムによる比較

Bit数が大きいほど同じデジタル値辺りのカウント数が相対的に低くなる。これはデータ総カウント数に対する, グレーレベル数拡大によるものと思われる (Fig. 20)。更に各bitのヒストグラム特性を比較するためにFig. 20のデジタル値を対数変換して比較した場合, ヒストグラムはすべて重なりヒストグラムにおいても同じであるといえる (Fig. 21)。

4-2-2 Bits allocatedの影響

画像は二次元であるが, データの並び方は一行ずつつながっている。1画素1 byte (8 bit) データの場合, コンピュータ・メモリ上の番地と単位が一致するので問題はないが, 1画素2 byte (9~16 bit) の場合は二つの番地が必要となり, その情報はbits allocatedに記

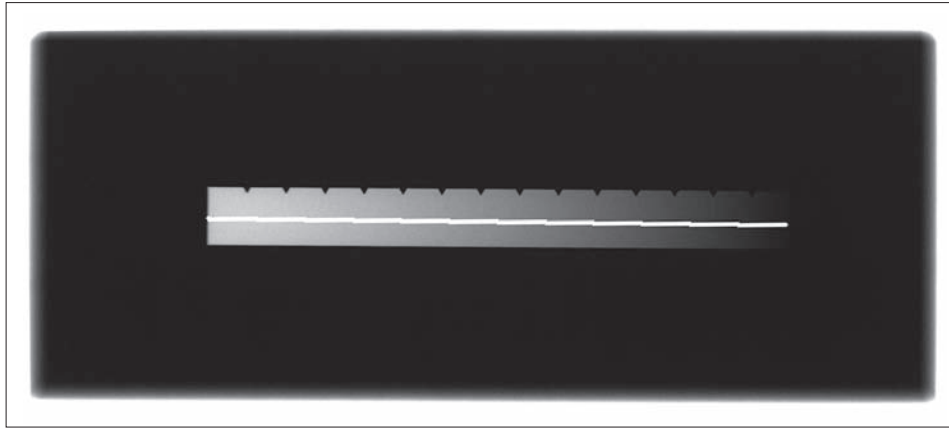


Fig. 18 Philips Medical Systems Digital DiagnostよりBits Stored 10 bitにて出力したDICOMデータとプロファイル設定位置

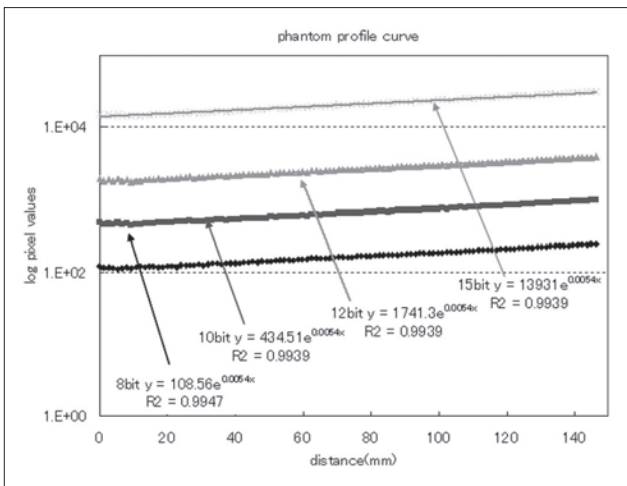


Fig. 19 Bits stored変調によるファントム・プロファイルの比較

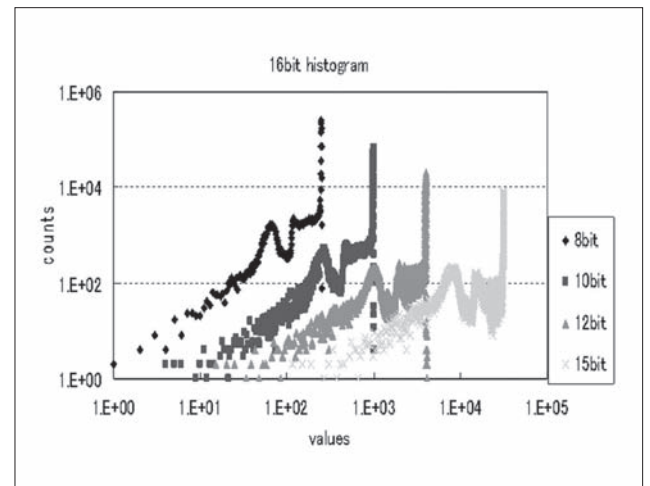


Fig. 20 Bits stored変調によるファントムのヒストグラム

載されている。

Bits allocatedが8 bitデータを、16 bitとして読み込ませるとグレーレベル数が256から65536に変調され、コンピュータ・メモリ上の番地と単位が一致しないため、元画像マトリクス1773×743から886×371と1/4に縮小され、上1/2に並列表示される。また下1/2は何も表示されない(Fig. 22, 23)。

またbits allocatedを2 byteから1 byteにして読み込ませると、画像データのマトリクスが異なるため、画像が成り立たない^{3,4)}。

5. DICOM TAG情報の解析について

一般に用いられる静止画像のファイル形式は、BMP, JPEGなどが広く使われている。しかしこれらの画像ファイルは画像情報のみが含まれたものである。これに対してDICOM形式は、同一ファイル内すべてに、DICOMタグと呼ばれる形式で患者名、ID番号、生年月日、検査日、部位など個人情報および画像に

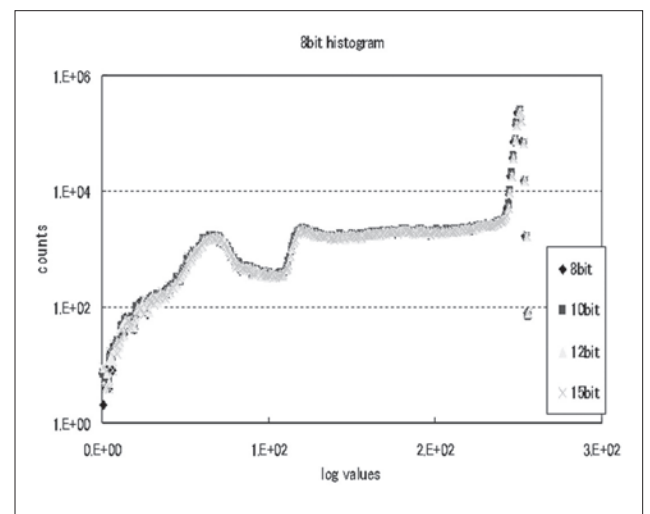


Fig. 21 Fig. 20のデジタル値対数表示したヒストグラム



Fig. 22 Bits allocatedの影響
8 bitデータを 8 bitとして読み込んだ場合、バックグラウンドROI内の平均デジタル値は247.776であった。



Fig. 23 Bits allocatedの影響
8 bitデータを 16 bitとして読み込んだ場合、バックグラウンドROI内の平均デジタル値は63992.846となり表示マトリクスは上 1/2 になる。また下 1/2 はデータが存在しないため平均デジタル値は 0 となる。

関わる情報、画素データを含んだファイル形式である。

TagはDICOM画像データファイルの構成の一部として、固有のデータに番号を付けたもので、関連のある要素の集合であるgroupと各groupに属する要素番号であるelementで構成されている。

また各装置メーカーのオリジナルデータは、private TAGとして画像と一緒に保存することができる。この場合のgroup番号は奇数で表示される。

今回、各メーカーの装置より出力された一般撮影画像の、DICOMタグに記録された付帯情報から、一般撮影領域の画像に利用されるDICOMタグの項目一覧表を作成した(Table 7)。

Groupは0008と0020が検査関係、0010が患者情報、0018が装置関係、0028が画像情報に大きく分けられている。

Group 0028の画像情報の部分について、われわれが各メーカーの装置から直接入手したDICOM画像のタ

グをまとめた表を提示する(Table 8)。

0008, 0060はmodalityを表示している、一般撮影の場合はCR (computed radiography), DX (digital X-ray), MG (mammography) が使われる。0028, 0004 photometric interpretationは、画素値の極性または光度の極性を表しMONOCHROME1は、画素値の大きいほうが黒く、逆にMONOCHROME2は、画素値の大きいほうが白い。0028, 0010, 0028, 0011は画像の横、縦のピクセル数である。0028, 0100 bits allocatedは画素に割り当てられたビット数を、0028, 0101 bits storedは、格納された画像の階調をビット数で表している。0028, 1050, 0028, 1051は画像を表示するために割り付けられたセンタ値とウインド幅である。2050, 0020 presentation LUT shapeが、IDENTITY (INVERSEは反転) ならばDICOM Part14 grayscale standard display function (グレースケール標準表示関数) に対応していることを表している。ただし、0008,

Table 7 一般撮影画像のDICOMタグ情報

Tag NO		TAG	タグ説明	Tag NO		TAG	タグ説明
Group	Element			Group	Element		
0008,	0005	Specific Character Set	特定文字集合	0018,	1166	Grid	グリッド
0008,	006	Image Type	画像タイプ	0018,	1180	Collimator/grid Name	コリメータ・グリッド/名
0008,	0016	SOP Class UID	SOPクラスUID	0018,	1190	Focal Spot (s)	焦点
0008,	0018	SOP Instance UID	SOPインスタンスUID	0018,	1200	Date of Last Calibration	最終校正の日付
0008,	0020	Study Date	検査日	0018,	1201	Time of Last Calibration	最終校正の時間
0008,	0021	Series Date	シリーズ日	0018,	1260	Plate Type	プレイトタイプ
0008,	0022	Acquisition Date	取得日	0018,	5101	View Position	視野位置
0008,	0023	Image Date	画像の日付	0018,	6000	Sensitivity	感度
0008,	0030	Study Time	検査時刻				
0008,	0031	Series Time	シリーズ時間	0020,	000D	Stury Instance UID	検査インスタンスUID
0008,	0032	Acquisition Time	取得時間	0020,	000E	Series Instance UID	シリーズインスタンスUID
0008,	0033	Image Time	画像の時間	0020,	0010	Study ID	検査ID
0008,	0050	Accession Number	受付番号	0020,	0011	Series Number	シリーズ番号
0008,	0060	Modality	モダリティ	0020,	0012	Acquisition Number	収集番号
0008,	0070	Manufacturer	製造者	0020,	0013	Image Number	画像番号
0008,	0080	Institution Name	施設名	0020,	0020	Patient Orientation	患者方向
0008,	0090	Referring Physician's Name	照会医師名	0020,	0060	Laterality	左右
0008,	1010	Station Name	ステーション名	0020,	0062	Image Laterality	画像測性
0008,	103E	Series Description	シリーズ記述	0020,	4000	Image Comments	画像コメント
0008,	1040	Institutional Department Name	施設部門名				
0008,	1050	Performing Physician's Name	実施医師名	0028,	0002	Samples Per Pixel	画素あたりサンプル
0008,	1060	Name of Physicia (s) Reading Study	読影医師名	0028,	0004	Photometric Interpretation	光度測定解釈
0008,	1070	Operator's Name	操作者名	0028,	0010	Rows	横行(ピクセル数)
0008,	1090	Manufacturer's Model Name	装置モデル名	0028,	0011	Columns	縦列(ピクセル数)
				0028,	0030	Pixel Spacing	画素間隔
0010,	0010	Patient's Name	患者名	0028,	0100	Bits Allocated	割り当てビット
0010,	0020	Patient's ID	患者ID	0028,	0101	Bits Stored	格納ビット
0010,	0030	Patient's Birth Date	患者の誕生日	0028,	0102	High Bit	高位ビット
0010,	0040	Patient's Sex	患者の性別	0028,	0103	Pixel Representation	画素表現
0010,	1010	Patient's Age	患者の年齢(検査時)	0028,	0300	Quality ControllImage	品質管理画像
				0028,	0301	Burned In Annotation	焼き込み済注釈
0018,	0015	Body Part Examined	検査部位	0028,	1040	Pixel Intensity Relationship	画素強度関係
0018,	0060	KVP	管電圧	0028,	1041	Pixel Intensity Relationship Sign	画素強度関係符号
0018,	1000	Device Serial Number	装置シリアル番号	0028,	1050	Window Center	ウィンドウ中心
0018,	1020	Software Version (s)	ソフトウェアのバージョン	0028,	1051	Window Width	ウィンドウ幅
0018,	1030	Protocol Name	プロトコル名	0028,	1052	Rescale Intercept	リスケール切片
0018,	1110	Distance Source to Detector	線源検出器間距離	0028,	1053	Rescale Slope	リスケール傾斜
0018,	1111	Distance Source to Patient	線源患者間距離	0028,	1054	RescaleType	リスケールタイプ
0018,	1150	Exposure Time	撮影時間	0028,	2110	Lossy Image Compression	非可逆画像圧縮
0018,	1151	X-ray Tube Current	X線管電流				
0018,	1152	Exposure	曝射量	7FE0,	0010	Pixel Data	画素データ
0018,	1160	Filter Type	フィルタタイプ	2050,	0020	Presentation LUT Shape	提示LUT形状
0018,	1164	Imager Pixel Spacing	画像画素間隔				

Table 8 装置別DICOMタグ情報

Tag NO		タグ名称	FUJI		Konica			
Group	Element		CR	DR	CR	CR	DR	CR (PCM)
			PRELIO	BENEO				
0008,	0060	Modality			CR	CR	CR	MG
0028,	0002	Samples Per Pixel	1	1	1	1	1	1
0028,	0004	Photometric Interpretation	MONOCHROME1	MONOCHROME1	MONOCHROME2	MONOCHROME2	MONOCHROME2	MONOCHROME2
0028,	0010	Rows	4280	2280	4892	1722	3052	9480
0028,	0011	Columns	3520	2372	4020	1430	3052	6880
0028,	0030	Pixel Spacing	0.10¥0.10	0.15¥0.15	0.0875¥0.0875	0.175¥0.175	0.139¥0.139	0.025¥0.025
0028,	0100	Bits Allocated	16	16	16	16	16	16
0028,	0101	Bits Stored	10	12	12	12	12	12
0028,	0102	High Bit	9	11	11	11	11	11
0028,	0103	Pixel Representation	0	0	0	0	0	0
0028,	0300	Quality ControllImage			NO	YES	NO	
0028,	0301	Burned In Annotation			NO	NO	NO	
0028,	1040	Pixel Intensity Relationship						
0028,	1041	Pixel Intensity Relationship Sign						
0028,	1050	Window Center	511		2047	2047	2047	2047
0028,	1051	Window Width	1023		4098	4096	4098	4096
0028,	1052	Rescale Intercept		0		0		0
0028,	1053	Rescale Slope		1		1.0		1.0
0028,	1054	RescaleType		US		US		US
0028,	2110	Lossy Image Compression		00		00		
2050,	0020	Presentation LUT Shape						IDENTITY

Tag NO		タグ名称	Canon	PHILIPS		SIEMENS	GE	島津
Group	Element		FPD	FPD	FPD	FPD	FPD	FPD
			CXDI	Digital Diagnost	Digital Diagnost	FD-X	Revolution	DAR7000
0008,	0060	Modality	CR	CR	DX	CR	DX	DX
0028,	0002	Samples Per Pixel	1	1	1	1	1	1
0028,	0004	Photometric Interpretation	MONOCHROME2	MONOCHROME1	MONOCHROME1	MONOCHROME2	MONOCHROME2	MONOCHROME1
0028,	0010	Rows	2592	2977	2977	2791	2022	2828
0028,	0011	Columns	2160	2632	2632	2778	2022	2320
0028,	0030	Pixel Spacing	0.16¥0.16	0.139¥0.139	0.139¥0.139	0.143¥0.143	0.2¥0.2	0.15¥0.15
0028,	0100	Bits Allocated	16	16, (8)	16, (8)	16	16	16
0028,	0101	Bits Stored	12	15, 12, 10, 8	15, 12, 10, (8)	12	14	14
0028,	0102	High Bit	11	14, 11, 9, 7	14, 11, 9, (7)	11	13	13
0028,	0103	Pixel Representation	0	0	0	0	0	0
0028,	0300	Quality ControllImage					NO	
0028,	0301	Burned In Annotation			NO	NO	NO	NO
0028,	1040	Pixel Intensity Relationship			LOG		LOG	LIN
0028,	1041	Pixel Intensity Relationship Sign			1		-1	-1
0028,	1050	Window Center	2048	1732	2047.5	1777	4008	8192
0028,	1051	Window Width	4096	1156	4095	2943	4134	16383
0028,	1052	Rescale Intercept		-0	-0	0	0	0
0028,	1053	Rescale Slope		1	1	1.0	1.0	1.0
0028,	1054	RescaleType			US	US	US	US
0028,	2110	Lossy Image Compression				0	00	0
2050,	0020	Presentation LUT Shape	IDENTITY		IDENTITY	IDENTITY	IDENTITY	IDENTITY

0060 ModalityがCRの場合、2050, 0020がIDENTITYとならなくともDICOM Part14に準拠してP値に対応している画像もあるとメーカーから聞いている。このような場合、われわれユーザはP値出力か相対濃度値出力かを確認できないのではないかと疑問を持っている。

6. 結 語

1) D値出力とP値出力の比較検証では、視覚的な補正処理を行ったP値出力に補正効果が認められ、デジタルデータとオーバーオールデータの特性にほとんど差は生じなかった。D値出力の場合では、デジタルデータとオーバーオールデータの特性に差が生じるため、双方のデータ結果を比較するときには、それぞれの特性を理解したうえで解析する必要がある。

2) 一般撮影領域において標準規格であるDICOM画

像の画像画素や提示LUT形状に関連した付帯情報はメーカーや導入施設によりさまざまであった。別章にあるように、DICOM画像の画像画素や提示LUT形状に関連した付帯情報が変わることにより、物理特性が異なる場合があるので、ユーザは、装置の設定できる範囲を知ることが重要である。

3) Bits storedの変調はグレーレベル数に影響するが、ヒストグラム形状の変化は起こらないため画像変調はない。またbits allocatedの変更は、実質グレーレベル数はbits storedにより決定されているので影響はない。問題はデータ読み込みの際bits allocatedが8 bitか16 bitであることを認識できない場合正確な画像情報の表示ができないことがある。よってDICOM TAG情報のbits allocatedは必要不可欠である。

参考文献

- 1) 小野陽一, 藤田晴美, 戸田治幸. 医用画像システムにおけるDisplay Consistencyの開発. コニカミノルタ技術レポート 2004; 1: 127-130.
- 2) TOTOKU情報機器カンパニー企画技術グループ 編. 求められるグレースケール精度とその実現方法. TOTOKU White Paper 2005; Ver.9.9.0: 1-28.
- 3) 白石順二. デジタル画像の理解とその読み方 - 特にDICOM画像に関して -. 日放技学誌 2001; 57(11): 1316-1324.
- 4) PS 3.5-2000 Digital Imaging and Communications in Medicine(DICOM) Part 5: Data Structures and Encoding.