

図5 アナログ画像における測定線量（8施設）

電離箱：0.090±0.020 mGy, ガラスバッジ 0.091±0.025 mGy

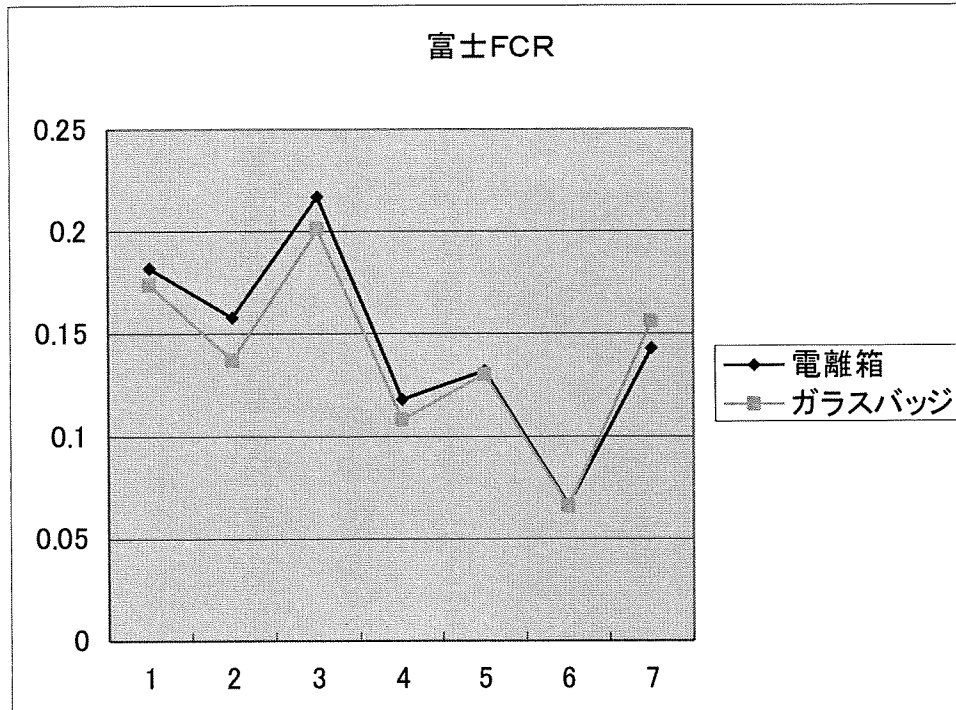


図6 富士フィルム社 CR における測定線量（7施設）

電離箱 0.145±0.044 mGy, ガラスバッジ 0.139±0.044 mGy

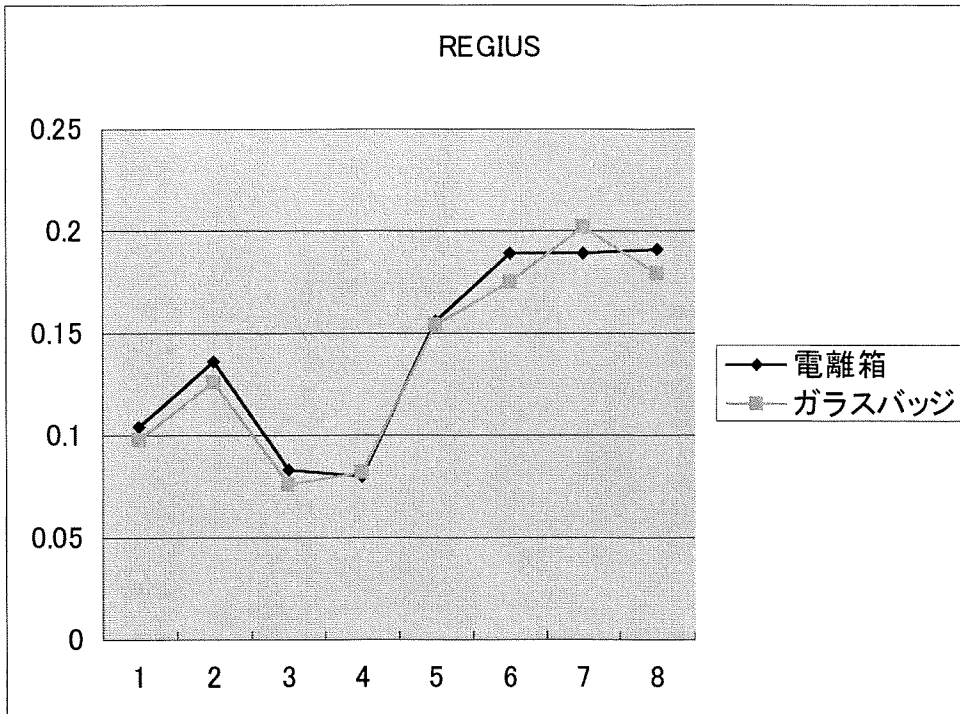


図7 コニカ社 CR における測定線量 (8施設)

電離箱 0.141 ± 0.044 mGy, ガラスバッジ 0.137 ± 0.048 mGy

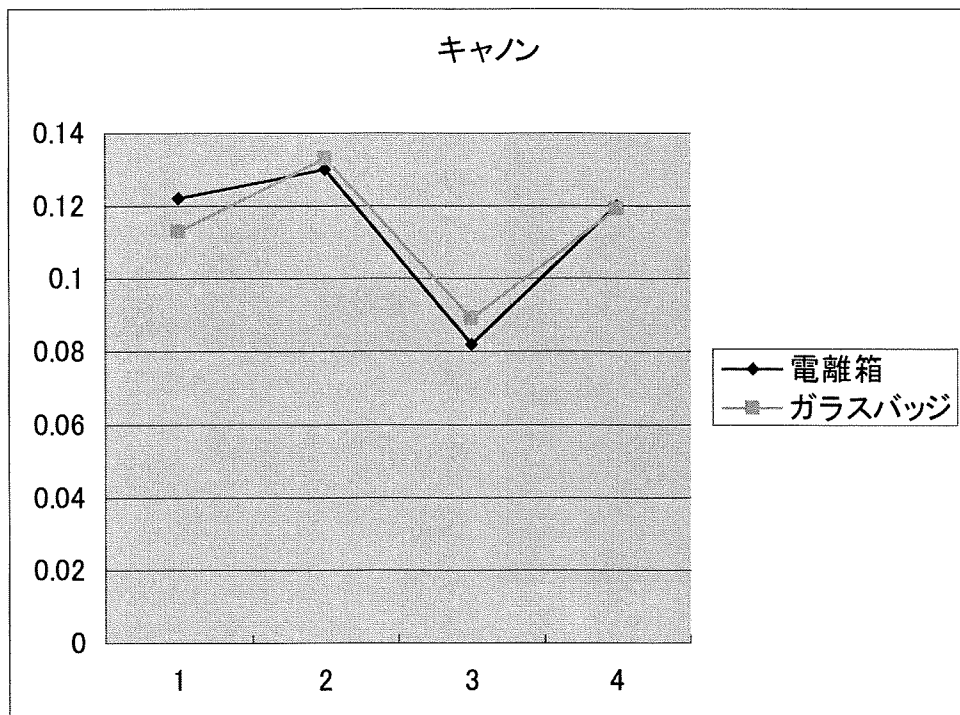


図8 キャノン社 DR における測定線量 (4施設)

電離箱 0.114 ± 0.019 mGy, ガラスバッジ 0.114 ± 0.018 mGy

2. デジタル画像を用いたじん肺健康診断システムの検討

研究担当者: 村田喜代史、高橋雅士、新田哲久、松尾 悟、野間和夫、西田省三

総括

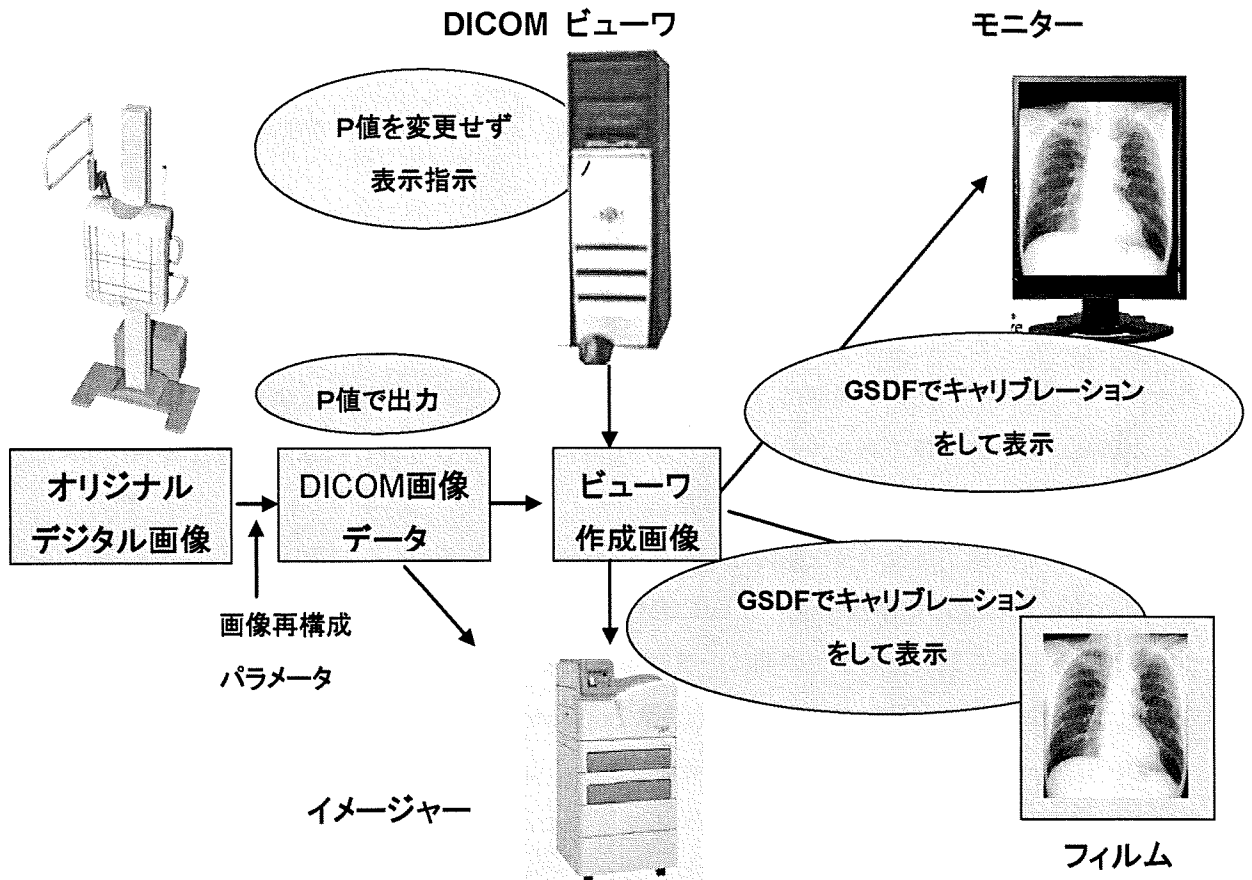
近年、医療分野におけるデジタル機器の急速な普及と共に、胸部診断はモニター診断が主流となっているにもかかわらず、じん肺健康診断の管理区分の判定についてはアナログフィルムによる提出、アナログ標準写真との比較が義務付けられていることから、デジタル画像によるじん肺健康診断システムの構築が緊急の課題である。そこで、デジタル画像診断を行う場合に重要な画像表示の一貫性に関する問題点と解決法に関する検討を行った。

現在みられる画像不整合の発生原因としては、①画像生成装置 (CR、FPD)、②フィルム出力をするイメージャ、③画像の描画指示をする DICOM ビューワ、④画像を表示する高精細モニタの 4 箇所、つまり画像生成から画像出力までの間に一貫性を確保する仕組みが十分に普及していないことがあげられる。解決法として、IHE の CPI(Consistent Presentation of Image)プロファイルでも規定されている DICOM part14 の GSDF カーブを採用することによって、各装置のキャリブレーションを行い、これらの装置に用いる画像データを P 値とすることによって画像表示の一貫性を確保することが、じん肺モニター診断の前提として重要と考えられる。

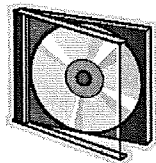
具体的には、画像生成装置 (CR、FPD) から出力される DICOM データは P 値で出力することを必要条件とし、DICOM ビューワは一切変更せずに GSDF キャリブレーションを行われた高精細モニタに表示指示をするシステムを要求することによって画像表示の一貫性が確保される。フィルム焼き付けを行う場合には GSDF キャリブレーションを行われたイメージャを用いることを必要条件とする。

このようなシステムを前提に、GSDF カーブに対応した新たなデジタルじん肺標準エックス線画像が完成されれば、DICOM ビューワを組み込んだ CD-R など配布することにより、高精細モニター2面を使用して標準画像と比較しながらじん肺 X 線病型を判定できるシステムを作ることができる。

ただ現在販売されている画像生成装置 (CR、FPD)、DICOM ビューワ、高精細モニタ、イメージャは GSDF カーブに対応しているが、過去に販売された多くの機種が未対応であることが現時点での大きな問題点となっていて、当分の間は標準画像に近付けるような個々の装置での修正も許容する必要があると思われる。



デジタルのじん肺標準エックス線画像の配布についての提案

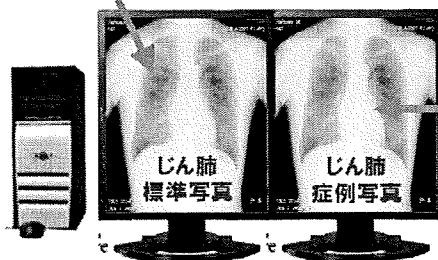


【じん肺標準写真のCD-ROMの構成】

- CPIプロファイルに適合した簡易DICOMビューワ(CD-ROM起動)
- モダリティからP-Valueで出力された標準写真

このCD-ROMをGSDFキャリブレーションされた医療用モニターで表示

診断医の環境



【診断医の判定】

診断医が地方じん肺診査医に提出する写真は、じん肺標準写真同様に画像の一貫性を確保する必要がある

デジタル画像データ保存における問題点の検討

研究要旨

現在、臨床で使用されているデジタル胸部写真のデータ保存は非可逆である場合が多く、今後、デジタルデータの表示パラメータの標準化等の研究目的には適切なデータではない。そこで、データ保存における問題点を明らかにし、将来の基礎的検討が可能なじん肺データを保存する方法を考案し、また、将来の方向性についても検討した。

A. 研究目的

胸部 X 線デジタル画像を得る為の装置には、画像取得方式の異なる X 線検出器が用いられている。その中で現在、製造され主体となっている装置には X 線検出器に IP (イメージングプレート) を用いた CR 系と FPD (フラットパネルディテクター) を用いた DR 系がある。CR 系と DR 系のデータ収集には、その検出器の構造により、レーザービームによる列毎のサンプリングと無数に並んだ素子による点毎のサンプリングという違いがあるが、どちらの方式にもメリット、デメリットはある。

両者ともデータ量が多くなるために、その保存においては、データを圧縮している場合が多いことが明らかになり、保存されたデータではパラメータ処理の変更等ができないために、将来の研究に支障がある可能性がでてきた。そこで、どのような問題点があり、どのような対策が必要かを検討することを研究目的とした。

B. 研究方法

1. FCR システムにおける現状把握

本研究の分担研究者の 3 施設では、共に富士フイルム社製 CR 装置 (以下 FCR) が導入されており、また全国の医療機関におけるシェアも大きいことから、FCR システムにおけるデータ保存の現状を調査した。

2. 対策の検討

その問題点の把握から、施設間のデータ共有が可能で将来のじん肺研究に利用できるデータの保存方法を検討した。

C. 研究結果

1. 3施設の FCR の現状

FCR は 1980 年頃から存在し、101 系、201 系 (1985 年～)、7000 系 (1988 年～)、9000 系 (1993 年～)、5000 系 (1998 年～)、5000plus 系 (2001 年～)、現行 Profect / Speedia 系 (2004 年～) と約 5 年毎に世代交代が行われている。このような機器の変遷の中で、本研究の分担研究者の 3 施設の FCR は導入時期が異なるため装置の世代も異なっていた。

具体的には、施設 1 : 現行モデル Speedia Velocity / CR console、施設 2 : 5000R / CR

console、施設 3 : 9501, 5501D+IDT4 / HIC655QA
であった (図 1)。

大きな問題点は、装置の世代が異なると保存されているデータの互換性がないことであり、CR console と HIC655QA の間ではデータの互換性がないことが明らかになった。

また、それぞれの施設で DICOM サーバに保存されている画像データに関しては、富士フィルム社標準の処理済み画像 (ST 運用) の保存が行われていたために、そのデータを用いたパラメータ変更等の画像処理変更は不可能であった。

もう一つの大きな問題は、サンプリングピッチが $100\ \mu\text{m}$ の画像 (1pixel= $100\ \mu\text{m}$) を $200\ \mu\text{m}$ に変換して保存されている点である。データ量を小さくするためであるが、このために保存されたデータから改めて作成された画像は元の画像とは空間分解能が異なることになるという問題が発生する。

2. 将来研究に向けたデータ保存

a. 処理装置の更新

対象 3 施設の FCR はバージョンアップにより現行処理装置との接続が可能になるので、CR console、HIC655QA となっていた処理装置をすべて最新 CR console Plus に変更し世代の統一を図った (図 2)。

b. 保存段階の検討

次に、FCR の画像データを画像処理のどの段階で保存するかの検討を行った。FCR の画像処理の流れは IP の生データから EDR 処理 (自動濃度補正機能 : Exposure Data Recognizer) により必要なデータのみを切り出し、GP 処理 (階調処理 : Gradation Processing) と各種画像処理により診断し易い画像にし、ディスプレイに出力と

なる (図 3)。ここで可能なデータ保存段階は 3 段階あることになる。一つは IP の生データ (EDR 処理前) の Private Unstandard CR Storage、EDR 後で画像処理前の Private CR Storage、画像処理後の Standard CR Storage と呼ばれる段階である (図 4)。画像処理後の Standard CR Storage は本研究班の目的である、じん肺デジタル標準画像あるいはじん肺標準デジタル画像データの作成には不適当なデータ形式であり、使用できるのは Private Unstandard CR Storage もしくは Private CR Storage のどちらかということになる。今回の評価対象は胸部 X 線写真であり EDR を失敗することは考えにくく、データの取り扱いが簡便な EDR 後で画像処理前の Private CR Storage を採用するのが実際的である。そこで CR console Plus に DVD-RAM ドライブを接続し、簡単に保存できる方式とした。

c. 保存データの共有

CR console Plus と DVD-RAM ドライブの設置により各施設のデータ共有が可能となり、画像の劣化もないシステムが確立された。また、処理装置が同一で保存データには画像処理パラメータも保存されていることから、各施設での処理画像の再現あるいは画像処理パラメータの変更も可能である (図 5)。

D. 考察

1. 被写体への入射 X 線の線質の統一

施設毎に X 線管球やフィルターの種類、厚さにより異なっている。各施設で臨床使用されている装置で統一は難しい。フィルムシステムに比べるとデジタル系では影響は少ないが、得られた画像の撮影管電圧とフィルターの総濾過、撮影距離程度の情報は必要ではないかと思われる。(大きく

撮影管電圧が異ならなければ EDR 処理により問題ない画像になると思うが。)

2. 画像圧縮

問題なのは原画像のサンプリングピッチが $100\ \mu\text{m}$ の画像を $200\ \mu\text{m}$ に変換しデータサイズを 4 分の 1 に圧縮し保存すると、当然、保存画像から原画像は再現できない。近年の PACS では可逆圧縮もしくは原画像 (圧縮なし) をサーバに保存している。しかし、サーバの容量やネットワークのトラフィックへの負荷の軽減のために、装置から送信するときに FCR ではこの様な DICOM 保存が標準となっていると考えられる。また、サンプリングピッチの変更なしでも JPEG 等の非可逆圧縮では原画像が再現できない。したがって圧縮するのであれば可逆圧縮が必要となり 2 分の 1 程度が通常行われている。

3. 画像の標準

本研究では、将来の検討のために、画像処理パラメータの変更が可能なデータの収集を行っているが、今後、最適な画像処理パラメータが確定すれば、DICOM Part14 準拠の処理済み画像を基準画像とするのが現時点では妥当と考えられる。現在発売されている各社 PACS 等で標準採用されているディスプレイも標準 LUT は DICOM Part14 準拠となっている。これに準拠すれば輝度の異なるディスプレイ間でもほぼ同じ表示が可能となる。DICOM Part14 で定義される GSDF (Grayscale Standard Display Function) は同一画像を異なるディスプレイで表示した場合、見え方が同じになるようにする画素値の標準変換規格であり、フィルムレス時代のディスプレイ機器の標準規格と考えることができる。

現時点での CR 装置のデータ保存状態を検証し、将来のじん肺研究にも利用できるようなデータ保存方法を検討し、実施した。今後は、この方法によってデータを集積し、じん肺デジタル標準フィルム構築に向けた検討を行う予定である。

E. 結論

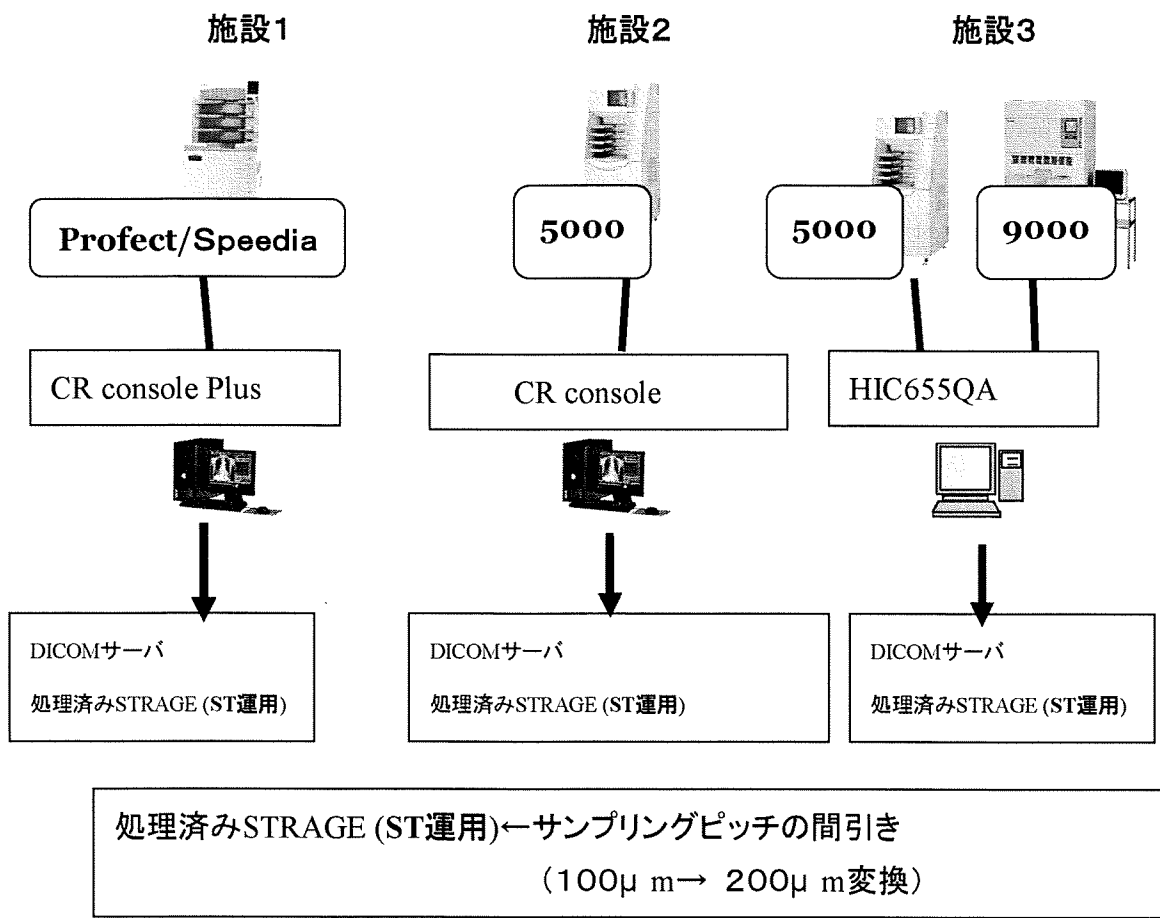


図1 3施設のFCRのデータ保存の現状

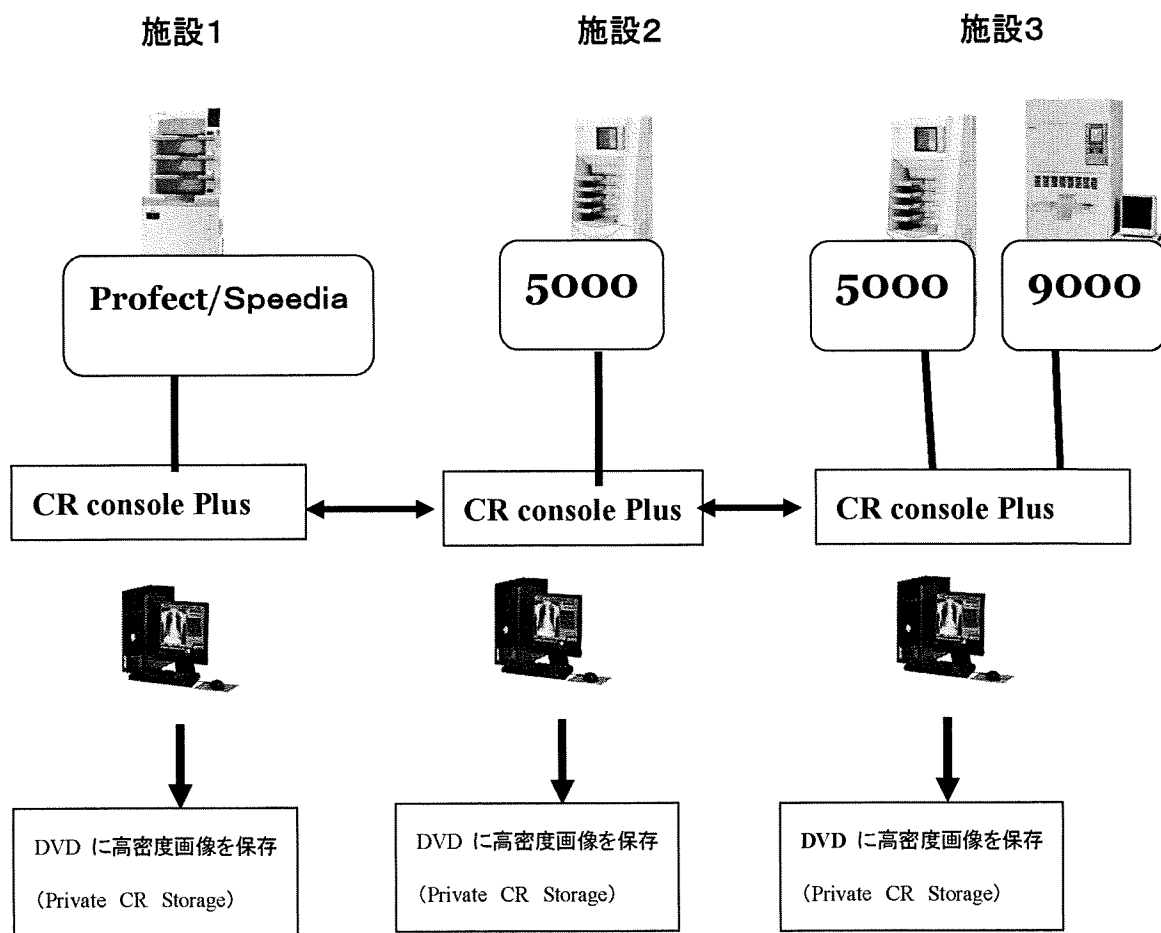


図2 可逆データ保存のための装置の対応

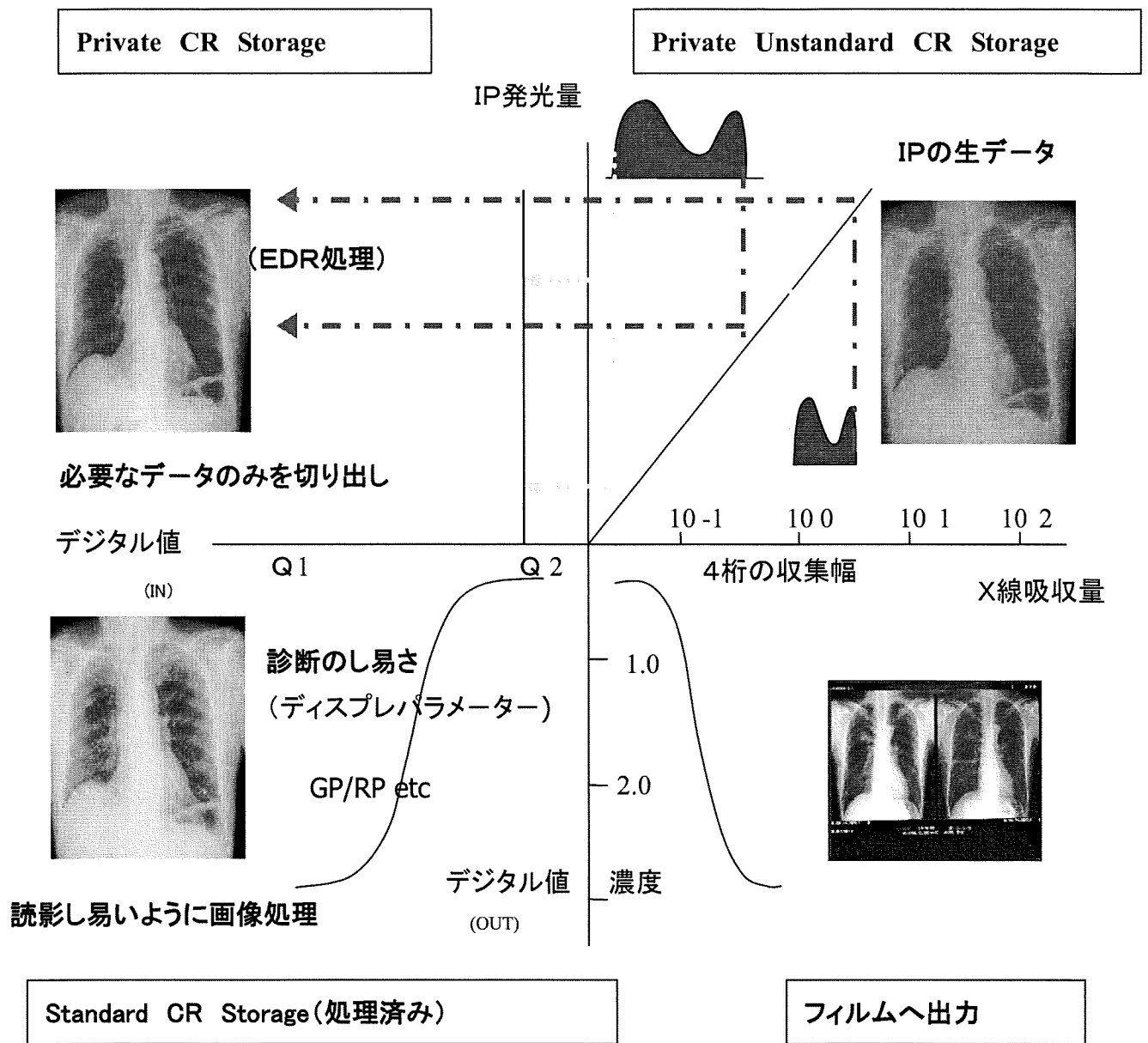


図3 FCRにおける情報データの流れ (富士フィルム社資料より引用)

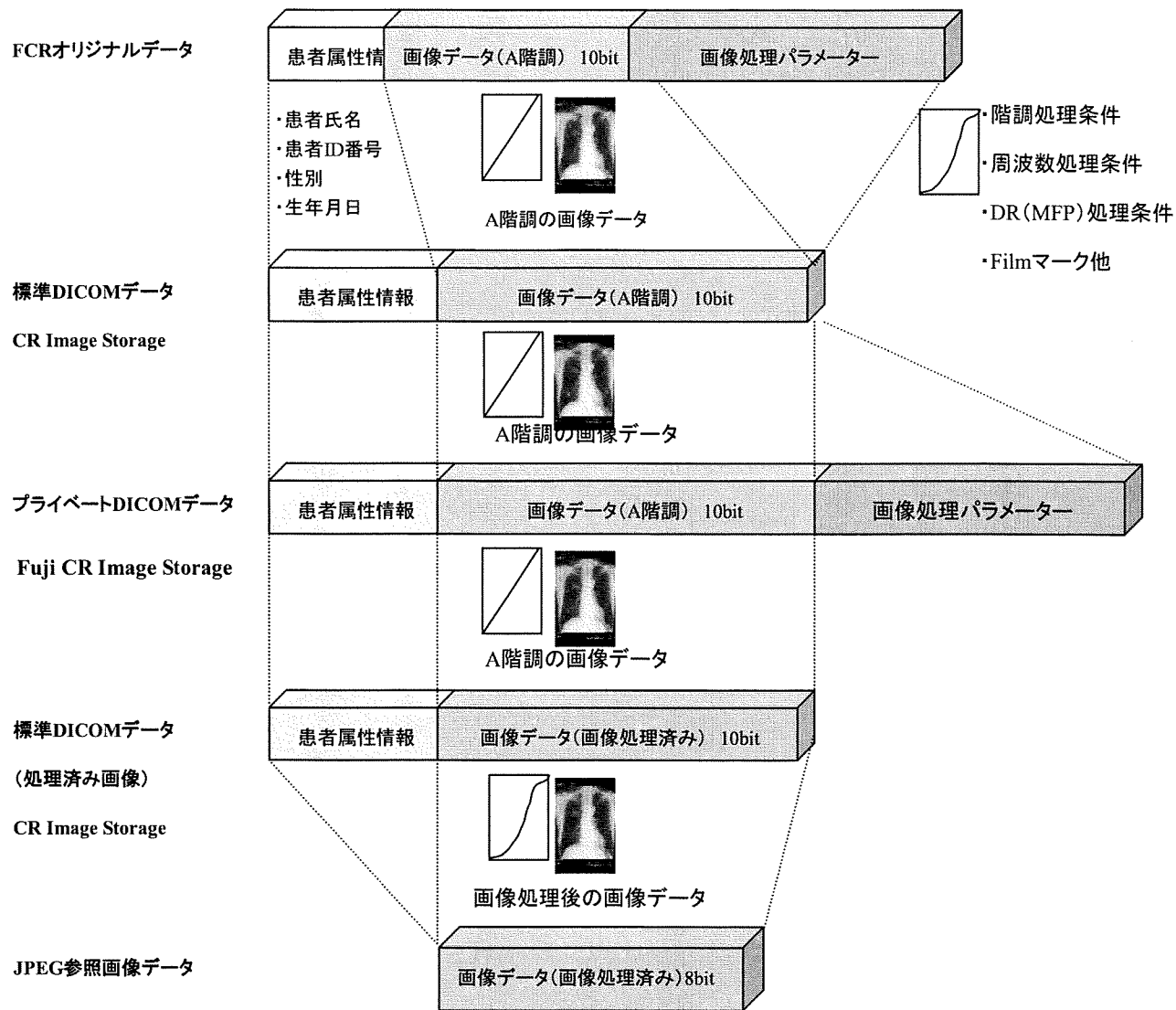


図5 保存データに含まれる情報 (富士フィルム社資料より引用)

ソフトコピーによるじん肺健康診査におけるグレースケール 画像表示の一貫性確保

研究要旨：

近年、胸部健康診断は医療分野におけるデジタル機器の急速な普及と共に、モニタ表示によるソフトコピー診断が主流となっている。一方、じん肺健康診査の管理区分の判定についてはアナログフィルムによる提出が義務付けられているが、フィルムレス化の急速な拡大を背景にソフトコピーによる画像の提出を検討する時期に来ている。そこで、ソフトコピー診断を行う場合に重要な画像表示の一貫性に関する問題点と解決法に関する検討を行った。現在みられる画像不整合の発生原因としては、①画像生成装置（CR、FPD）、②フィルム出力をするイメージャ、③画像の描画指示をする DICOM ビューワ、④画像を表示する高精細モニタの 4 箇所、つまり画像生成から画像出力までの間に一貫性を確保する仕組みが十分に普及していないことがあげられる。そこで、IHE の CPI(Consistent Presentation of Image)プロファイルでも規定されている DICOM part14 の GSDF カーブを採用することによって、各装置のキャリブレーションを行い、これらの装置に用いる画像データを P 値とすることによって画像表示の一貫性を確保することが、じん肺モニター診断の前提として重要と考えられた。

A. 研究目的

労働安全衛生法などで義務付けられている胸部健康診断は、CR(Computed Radiography)や FPD(Flat Panel Detector)といったデジタル画像生成装置、高精細モニタと DICOM ビューワといったデジタル画像表示装置の普及により、ソフトコピー診断が急速に拡大している。一方で、じん肺健康診査の管理区分は、中央労働災害防止協会から配布されているアナログの「じん肺標準エックス線フィルム」が判定基準とされていることから、フィルムによるハードコピー診断で判定を行うことが規定されている。

近い将来、医療機関における一般診療のフィルムレス化の拡大による全ての画像診断のソフト

コピーへの移行は不可避であることから、ハードコピーの前提となるシャウカステンとアナログフィルムによる運用が出来なくなる可能性を考慮する必要もある。

そこで、じん肺健康診査をソフトコピーで行う際に問題となるグレースケール画像表示の一貫性確保における問題点を明らかにし、今後の方向性を検討した。

B. 研究方法

デジタル画像生成装置やモニタを製造する各社における現状を資料収集し、さらに、国内外の標準化に向けた取り組みについても検討を行い、課題抽出と解決法の検討を行った。

C. 研究結果

1. じん肺モニタ診断の問題点

アナログじん肺標準エックス線フィルムを用いて健診施設から提出されたアナログフィルムの管理区分判定を行う際には、フィルムの見え方の一貫性に影響する要素としては、読影に用いるシャウカステン自体の照度と環境照度の違いに限られる。ところが、これをソフトコピーで行う際には、画像生成から表示までのシステム構成が複雑であり、異なる表示装置（高精細モニタ、DICOM ビューワ）による表示画像の見え方の不整合を解決する必要がある。つまり、少なくとも健診施設、地方じん肺診査医、中央じん肺診査医の3箇所においてソフトコピー画像の一貫性を確保しなければならない。

しかしながら、現時点では健診施設に限らず医療機関においてフィルム出力画像とモニタ表示画像の不整合や異なるモニタ表示画像の不整合が発生し大きな問題となっている。

これらの画像不整合の発生原因としては、①画像生成装置（CR、FPD）、②フィルム出力をするイメージャ、③画像の描画指示をするDICOM ビューワ、④画像を表示する高精細モニタの4箇所、つまり画像生成から画像出力までの間に一貫性を確保する仕組みが十分に普及していないことがあげられる。

また、白から黒までを濃度データで出力するフィルムと黒から白を輝度データで出力するモニタでは人間の視覚的な分解能が異なることから、画像生成装置から出力された濃度の画像データをそのまま高精細モニタに表示した際に、画像が“白とび”、“黒つぶれ”するなどの不整合が発生する。(図1) また、画像生成装置から出力し

たデジタル画像が高精細モニタに表示されるまでには、出力画像だけではなくDICOM ビューワと高精細モニタの表示機能の設定も関与しており、例えばDICOM ビューワのウィンドレベルや高精細モニタのガンマ特性を変更した場合に画像の不整合が発生する。

2. 画像表示一貫性確保の仕組み

医療用画像表示の一貫性確保を目的とした仕組みとして、次の2つの規格が提唱されている。

(1) IHE の CPI プロファイル

IHE は画像を含んだ医療情報の円滑な連携を可能とするために、DICOM、HL7といった世界標準規格の「使い方」を定めるガイドラインである。IHE の規格に準拠することにより、マルチベンダでのシステム構築を容易に行うことを目的としている。

IHE が患者情報の整合性の確保について定義しているプロファイルの一つに画像表示整合性確保「CPI プロファイル」があり、画像の表示形式について、ハードコピーやモニタ表示において、複数の装置の間で一貫性を保つための仕組みを提供している⁽¹⁾。このCPI プロファイルの技術的な枠組みとしてDICOM part14のGSDF (grayscale standard display function)が使用されている。

(2) DICOM part14 の GSDF カーブ

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)は医用画像機器のための標準規格で、part14の中でグレースケール画像の表示のための標準表示関数としてGSDFカーブが定義されている⁽²⁾。

人間の視機能は、暗い領域よりも明るい領域で相対的に高い感度を示す特性を持つため、平均的人間観察者が識別可能な最少輝度差を測定し輝

度との相対値を JND(Just Noticeable Difference)インデックスとして規定している(図2)。この JND インデックスと輝度の関数が GSDF カーブとして定義され(図3)、各対象機器において表1の要求事項を満たすことで、メーカーや機種異なる組み合わせにおける画像表示の一貫性を確保することとしている⁽³⁾⁻⁽⁶⁾(図4、図5)。

DICOM part14 では、人間に感じられる輝度差がどの階調間でも等しく認識される階調特性(スケール)を GSDF カーブとして統一し、その階調特性に当てはめることで滑らかなグレースケール表示と共に画像表示の整合を実現している。

D. 考察

じん肺健康診査についても、読影に使用される機器が前述の GSDF カーブを用いた要求事項を満たすことでソフトコピー診断が可能になると考えられる。

画像生成装置(CR、FPD)から出力された P-Value 画像を、DICOM ビューワは一切変更せずに GSDF キャリブレーションを行われた高精細モニタに表示指示をすることによって画像表示の一貫性が確保される。従って、健診施設の読影医、地方じん肺診査医、中央じん肺診査医の全てがこの環境を構築することがモニタによるじん肺診査の前提となる。

また、現在アナログフィルムで配布されている「じん肺標準エックス線フィルム」に代わって GSDF カーブを適応したデジタルのじん肺標準エックス線画像と DICOM ビューワを CD-R など配布することにより、高精細モニタを使用した画像比較で管理区分の判定を行うシステムが

構築可能と思われる(図6)。

なお、現在販売されている画像生成装置(CR、FPD)、DICOM ビューワ、高精細モニタ、イメージャは GSDF カーブに対応しているが、過去に販売された多くの機種が未対応であることが現時点での大きな問題点となっている。従って、ソフトコピーによるじん肺健康診査が認められたとしても一定期間はハードコピーとの併用を考慮する必要があると思われる。

また GSDF カーブに適応していることに加えて、じん肺判定に使用される高精細モニタの適切な画素数と設定輝度については確立されたものが無いことから、今後ある程度の指針が必要になると考えられる。

最後に、現在デジタルの画像生成装置毎に規定されているじん肺健康診査のための画像処理パラメータは、低圧で撮影された「じん肺標準エックス線フィルム」の見え方に合わせたもので、現在メーカー各社が胸部健康診断用に推奨しているパラメータとは大きく異なっていることから、臨床現場で問題となっていることを付け加えておきたい。今後、じん肺以外の肺疾患の読影を考慮したじん肺パラメータの再検討が必要と考えられる。

E. 結論

デジタル撮影装置で一定の画像処理条件で得られた CR あるいは DR の画像データを DICOM part 14 で定義されるグレースケール標準表示関数に基づいた P 値として出力し、この規格に適合したモニターで観察する方向に今後進むと考えられる。

F. 参考文献

1. 吉村仁：IHE テクニカルフレームワーク斜め読み：日本放射線技術学会雑誌 第 58 巻 第 10 号.
- 2 . DICOM part14 Grayscale Standard Display Function
- 3 . 小野陽一ほか：医用画像システムにおける Display Consistency の 開 発 : KONICA MINOLTA TECHNOLOGY REPORT VOL.1(2004)
- 4 . TOTOKU White Paper : 求められるグレースケール精度とその実現方法
- 5 . EIZO White Paper : 医用画像診断用モニターに求められるグレースケール表示とは.

画像表示の不整合

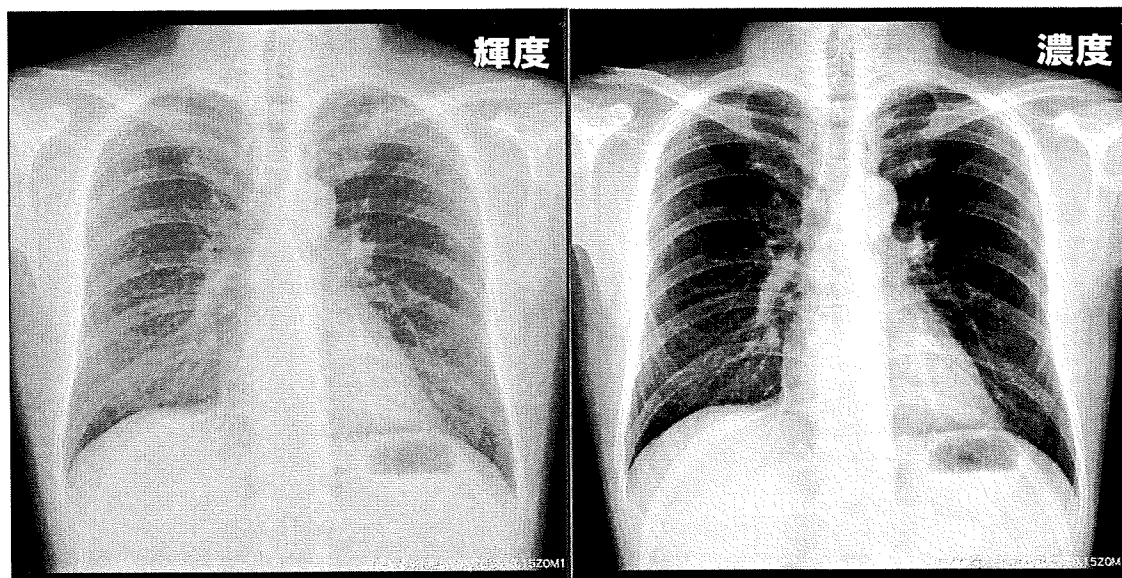
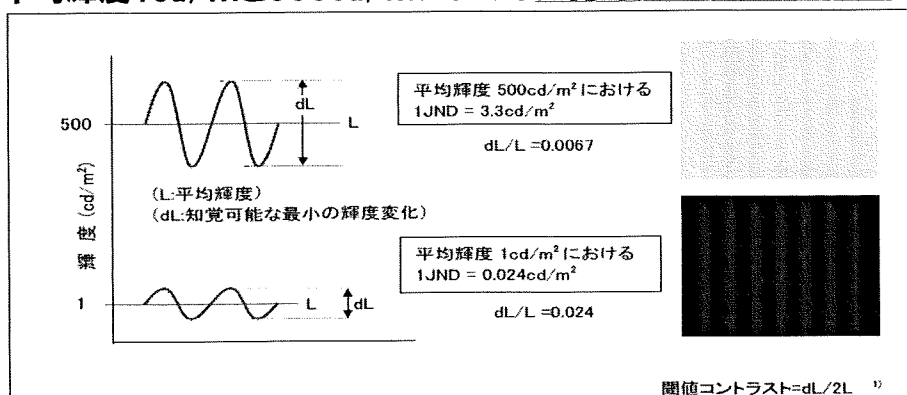


図1 画像表示の不整合

DICOM part 14で定義されているJNDインデックス 「輝度差における人間の視覚特性」

平均輝度1cd/m²と500cd/m²における知覚可能な最小輝度変調

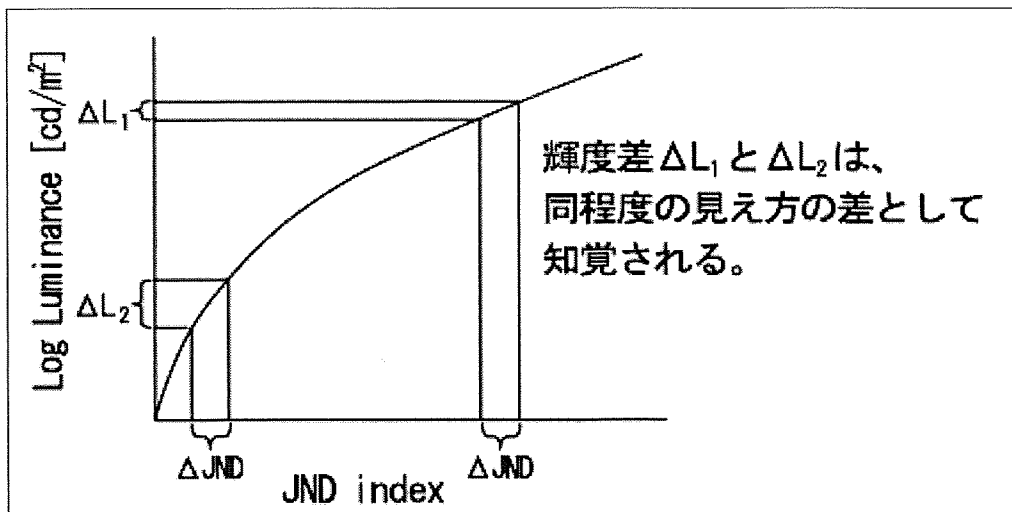


低輝度が2.4%、高輝度が0.67%の輝度変化率で知覚可能

資料提供: 東京特殊電線株式会社

図2 JND インデックス

DICOM part14で定義されている GSDF(Grayscale Standard Display Function)



P-Valueの表示輝度や光学濃度値への変換に利用

資料提供: コニカミノルタエムジー株式会社

図3 GSDF カーブ

GSDFカーブの適用方法

画像生成装置の要求事項
D-Value ⇒ P-Value

イメージの要求事項
P-Value ⇒ フィルム

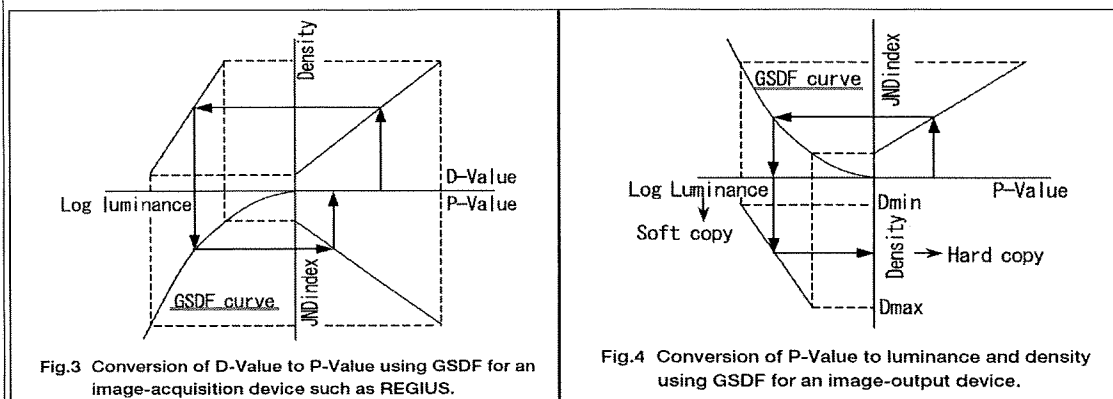


Fig.3 Conversion of D-Value to P-Value using GSDF for an image-acquisition device such as REGIUS.

Fig.4 Conversion of P-Value to luminance and density using GSDF for an image-output device.

資料提供: コニカミノルタエムジー株式会社

図4 GSDF の適用方法

表 1

対象機器	要求事項
画像生成装置 (CR、FPD)	GSDF に対応した画像出力(P-Value)
DICOM ビューワ	画像生成装置から出力されたデジタル値を表示指示
高精細モニター	GSDF を用いたキャリブレーション
イメージャ	GSDF を用いて輝度データを濃度データに変換したフィルム出力

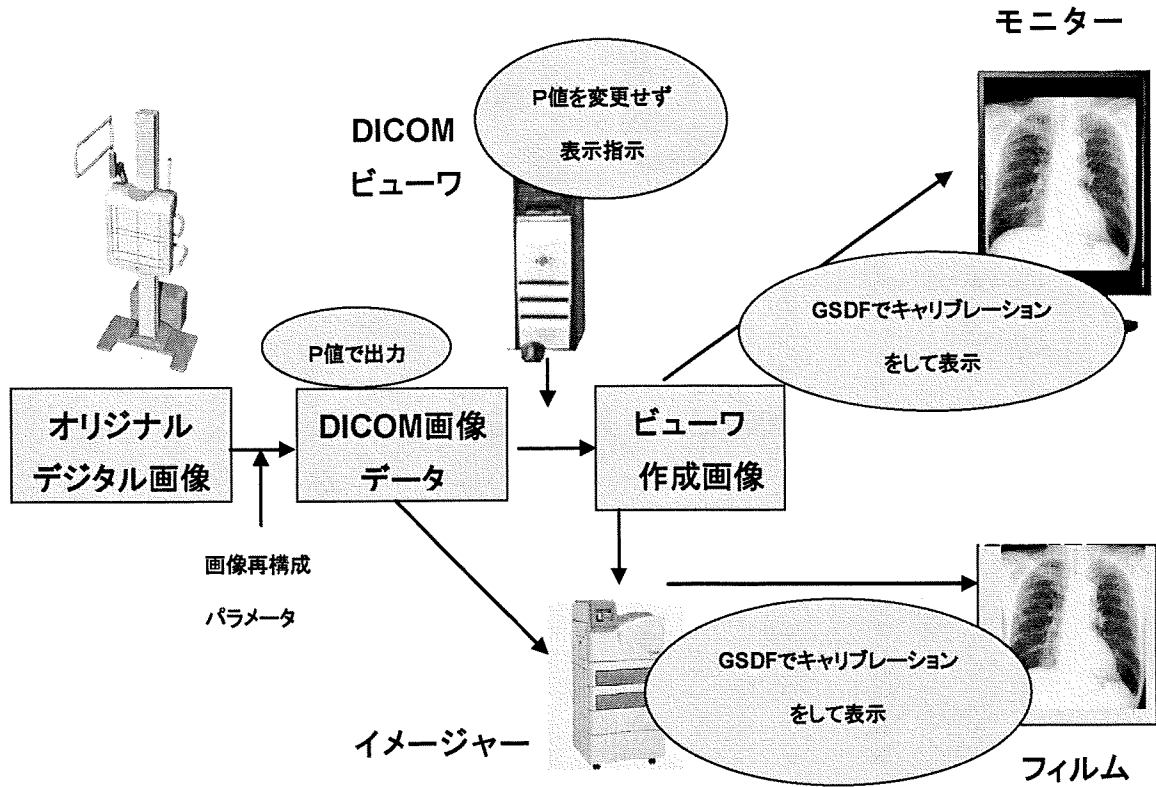
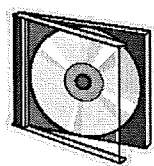


図 5

デジタルのじん肺標準エックス線画像の配布についての提案



【じん肺標準写真のCD-ROMの構成】

- CPIプロファイルに適合した簡易DICOMビューワ(CD-ROM起動)
- モダリティからP-Valueで出力された標準写真

このCD-ROMをGSDFキャリブレーションされた医療用モニターで表示

診断医の環境



【診断医の判定】

診断医が地方じん肺診査医に提出する写真は、じん肺標準写真同様に画像の一貫性を確保する必要がある

図6 デジタルのじん肺標準エックス線画像の配布について