

デジタイザーを用いた核医学画像のデジタル化

村川 圭三^{1,3)} 伊藤 譲一¹⁾ 片渕 哲朗²⁾
 中村 武司¹⁾ 藤本 豊¹⁾ 松浦 基夫³⁾
 濱口 雅夫³⁾

¹⁾国立病院大阪医療センター

²⁾岐阜医療科学大学

³⁾Basic Education for an Enjoyable RI Technology (BEER)

Dititization of Nuclear Medicine Images with Digitizer System

Keizo MURAKAWA^{1,3)}, Joichi ITO¹⁾, Tetsuro KATAFUCHI²⁾,
 Takeshi NAKAMURA¹⁾, Yutaka FUJIMOTO¹⁾, Motoo MATSUURA³⁾
 and Masao HAMAGUCHI³⁾

¹⁾National Hospital Organization Osaka National Hospital

²⁾Gifu University of Medical Science

³⁾Basic Education for an Enjoyable RI Technology (BEER)

(article recieved : Mar 2, 2007)

Key Words : Digitizer, PACS, Digital, SPECT

1. 緒 言

近年、医療業界のIT (Information Technology) 化が進み、電子カルテやオーダエントリシステムなどが普及している^{1,2)}。放射線領域において、医療情報の標準規格としてDICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 規格が促進され³⁾、医療画像のシステム統合をはかるため、PACS (Picture Archiving Communication System) を導入する施設が増加している^{1,4)}。PACSの導入は、医療画像が簡便かつ効率よく閲覧可能となり、フィルムレスで医療画像の閲覧を運用すれば、フィルム購入費の削減、フィルム保管庫の有効利用など経済効果は大きいと報告されている^{5,6)}。しかし、PACSの導入前にフィルム出力した医療画像をオンラインで閲覧するためには、デジタイザーなどを用いてフィルム出力された画像をデジタル化し、PACSへ転送する必要がある。

そこで今回われわれは、フィルム化した核医学

画像をデジタル化し、PACSへ転送後の画質検証を行った。

2. 使用機器

デジタイザー : AOC Scan (Array 社), PACS : Easy Access Viewer (フィリップス社), レーザーイメージャー : DRYPRO mode I722, 使用フィルム : DRYPRO SD-P・半切 (コニカミノルタエムジー社), 濃度計 : TM-5 (伊原電子工業社), 画像解析ソフトウェア : Image J (フリーソフトウェア), 核医学処理装置 : GMS-5500/PI (東芝社)

3. 方 法

3-1. PACS への転送方法

PACSへの画像転送は、フィルム出力された画像をデジタイザーを用いて読み取り転送を行った (以下 ; DT 法)。一方、核医学処理装置からも同画像をセカンダリーキャプチャーで取得し直接転送した (以下 ; WS 法)。

3-2. デジタイザーの読み取り方法

デジタイザーの読み取り条件は, サンプルングピッチ $100\text{ }\mu\text{m}$ (以下; DT100) と $200\text{ }\mu\text{m}$ (以下; DT200) の二通り, ピクセルビット数 8 bits, 読み取り濃度範囲 2.0 で行った. ピクセルビット数の決定は, WS 法のキャプチャー画像が PACS のサーバーに 8 bits で保存されているため, 同様のビット数とした.

3-3. PACS 転送後の画像解析方法

転送された画像を, フリーソフトウェアの Image J を用いてプロファイルカーブを作成した. Image J のプロファイルカーブは, Gray Value (以下; GV) という指標で濃度を表し, その値を用いて各画像の解析を行った. その際の画像階調はすべて C (中央値): 128, W (ウィンドウレベル): 256 で行った.

4. 検討項目

4-1. レーザーイメージャーの濃度特性の確認

レーザーイメージャー (以下; イメージャー) から出力されるフィルムは, イメージャー側で設定された濃度階調とフィルム自身による濃度特性の影響を受ける. 一方, WS 法の画像は, フィルムを媒介せずに転送を行うため, そのような特性が存在しない. そのため純粋にデジタイザーによる読み取りの比較を行うには, イメージャーから出力されるフィルムの濃度階調がリニアな状態の必要がある. そこで, イメージャーから SMPTE パターンを出力し, 各濃度ステップの濃度を測定

しフィルムの濃度階調を調べた.

4-2. SMPTE パターンを用いた濃度直線性の比較

DT 法, WS 法を用いて SMPTE パターンを PACS に転送した. それらの画像のプロファイルカーブより濃度直線性を調べた.

4-3. 臨床画像を用いた分解能の比較

画像の分解能を調べるため, 骨シンチの planar 画像 (512×512 マトリクス) と脳血流 SPECT 画像 (128×128 マトリクス) を DT 法と WS 法を用いて PACS に転送を行った. 転送された各画像のプロファイルカーブより, ピーク濃度の半値幅を調べて画像の分解能を測定した.

4-4. 心筋血流 SPECT による画像コントラストの比較

再構成された心筋血流 SPECT (64×64 マトリクス) の短軸画像を, 分解能の比較と同様に PACS に転送した. それぞれの画像の心内腔と心筋部, 心筋欠損部と正常心筋部のプロファイルカーブより, 各画像の心筋コントラストを調べた.

5. 結 果

5-1. レーザーイメージャーの濃度特性の確認

イメージャーより出力された SMPTE パターンの濃度特性を Fig. 1 に示す.

今回の検討に用いたフィルムは, イメージャーとの調整により濃度階調がリニアであり, イメージャー・フィルム系による階調の影響を受けない

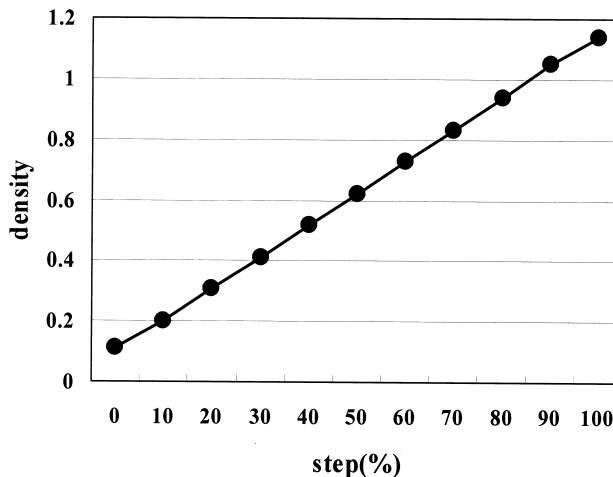


Fig. 1 SMPTE パターンを用いた出力フィルムの濃度特性

ことが確認できた。

5-2. SMPTE パターンを用いた濃度直線性の比較

DT 法と WS 法により転送された SMPTE パターン画像を Fig. 2 に示す。DT100・DT200 の画像を WS 法の画像と視覚的に比較すると、DT

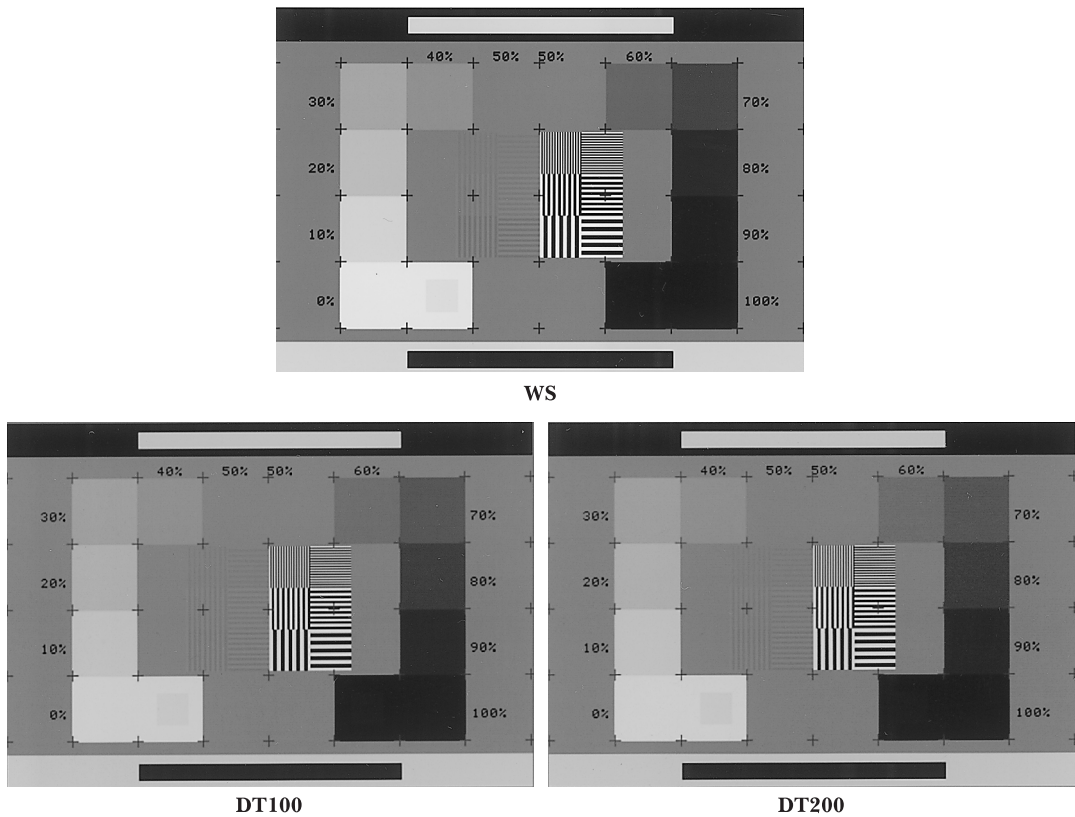


Fig. 2 WS 法・DT 法による SMPTE パターン画像

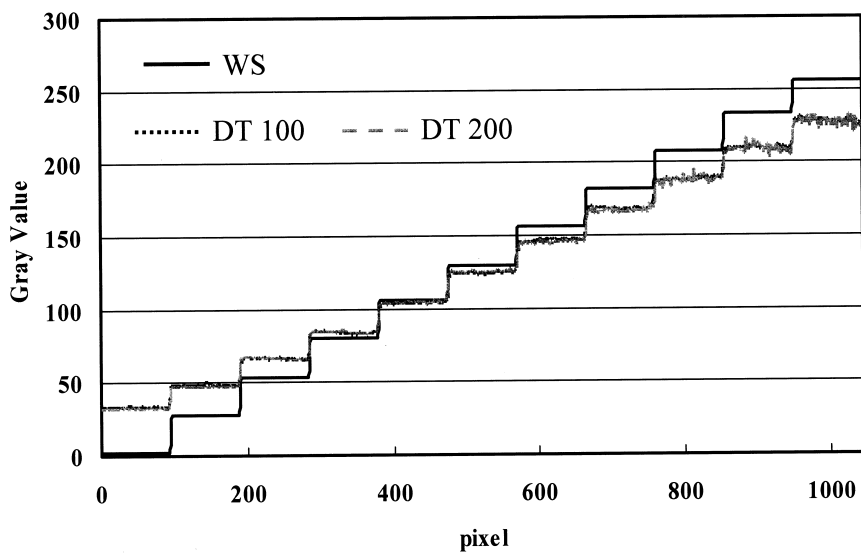


Fig. 3 SMPTE パターンから得られた WS 法・DT 法の濃度直線性

法の画像は SMPTE パターンの step 0 % で鮮明さに欠けており, step 100 % においては, 白濁した低濃度の画像であった. また, プロファイルカーブの解析においては, すべての画像で濃度直線性が確認できたが, その GV は, 視覚的な印象と同様で DT 法の画像で低濃度領域が高く, 高濃度領域では低くなり, WS 法の画像と比較するとコントラストが低下していた (Fig. 3). サンプルングピッチの違う DT100 と DT200 を比較した場合, プロファイルカーブの傾きは同じ傾向を示したが, DT200 は GV のバラツキがあった.

5-3. 臨床画像を用いた分解能の比較

骨シンチの planar 画像と脳血流 SPECT 画像

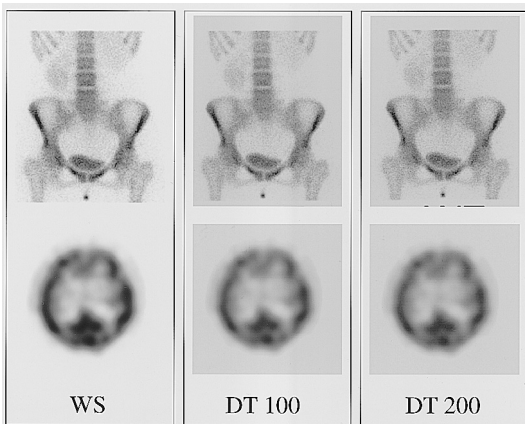


Fig. 4 WS 法・DT 法による骨シンチ・脳血流 SPECT 画像

を Fig. 4 に示す. 視覚的な評価において DT 法の画像は, WS法の画像よりもバックの濃度が高い画像であった.

それらのプロファイルカーブにおいても WS 法はバック部分の GV が低く, DT 法では, それよりも高くなった. また, 腸骨部と脳実質部の A・B 点では, WS 法の方が明らかに高い GV となった (Fig. 5, 6).

プロファイルカーブから得られた骨シンチのピーク濃度の半値幅は, A・B 二点の平均で, WS: 13.3 pixel, DT100: 15.3 pixel, DT200: 16.5 pixel であり, 脳血流 SPECT では, WS: 28.8 pixel, DT100: 32.8 pixel, DT200: 32.0 pixel であった. これらから臨床画像を用いた分解能は, DT 法で低下する傾向であった (Table 1). また, DT100 と DT200 法でのサンプルングピッチの違いによる差は見られなかった.

5-4. 心筋血流 SPECT による画像コントラストの比較

視覚的な評価において WS 法の画像は DT 法の画像と比較して, コントラストが高く, 欠損部の描出も良好であった (Fig. 7). 心内腔と心筋部のプロファイルカーブによる解析では, WS 法は心内腔の GV が低く, DT 法は高い結果となった (Fig. 8). 欠損・正常心筋のプロファイルカーブにおいても, WS 法の欠損部の GV が低下していた (Fig. 9).

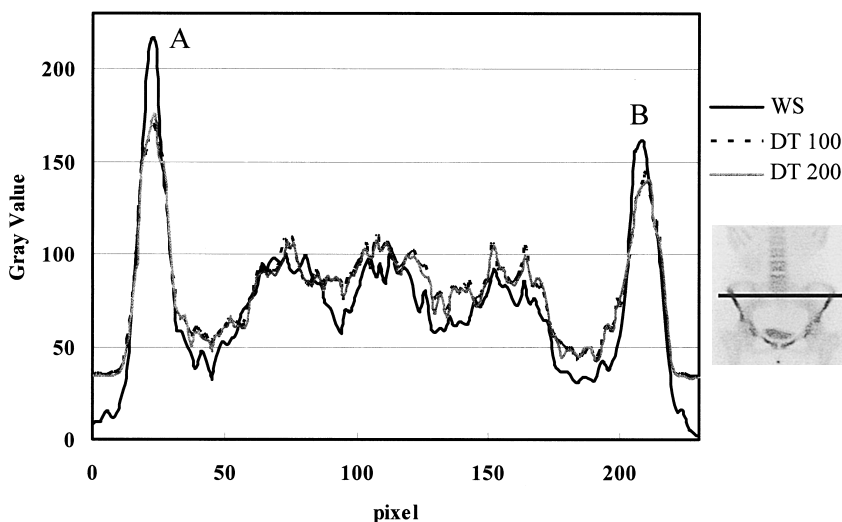


Fig. 5 WS 法・DT 法による骨シンチのプロファイルカーブ

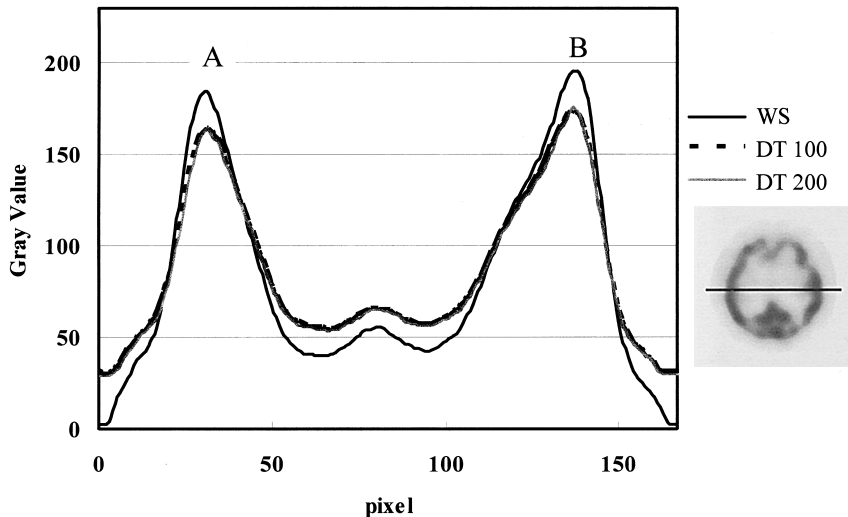


Fig. 6 WS 法・DT 法による脳血流 SPECT のプロファイルカーブ

Table 1 WS 法・DT 法による骨シンチ・脳血流 SPECT の分解能

	骨シンチ			脳血流 SPECT		
	A	B	Average	A	B	Average
WS	12.5	14.0	13.3	25.0	32.5	28.8
DT100	14.5	16.0	15.3	29.0	36.5	32.8
DT200	14.0	19.0	16.5	28.0	36.0	32.0

(pixel)

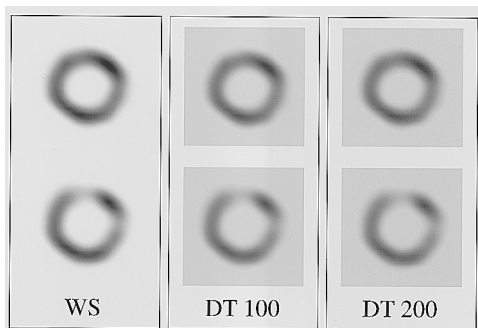


Fig. 7 WS 法・DT 法による心筋血流 SPECT 画像

プロファイルカーブから得られた内腔・心筋比は、WS : 1.5%, DT100 : 24.1%, DT200 : 23.9%。欠損・正常心筋比は、WS : 1.8%, DT100 : 27.9%, DT200 : 27.2%となった。これらの値は、内腔/心筋、欠損/正常心筋で算出しており、低値を示すほど心筋コントラストが高いことを意味している。これより DT 法の心筋および欠損部のコントラストは、WS 法と比較して低下していた (Table 2)。心筋コントラストにおいても、分解能の検討と同様に、サンプリングピッ

チの違いによる差は見られなかった。

6. 考 察

今回検討したイメージャー・フィルム系の濃度曲線はリニアであり、一般的なX線フィルムのもつシグモイドカーブによる階調の影響はない。しかし、両者の調整が行われていない組み合わせについては、それらの影響により画質が大きく左右されることが考えられる。従って臨床において核医学処理モニターの画像を忠実にフィルム出力するためには、両者の調整は必須である。

SMPTE パターンのプロファイルカーブにおいて GV は、リニアに上昇していた。しかし、WS 法の画像と DT 法の画像ではプロファイルカーブの傾きに相違が見られた。また、分解能の比較において、DT 法による画像の半値幅が大きく、コントラストの比較においても DT 法を用いた画像のコントラストが低下していた。これは DT 法が光源からの透過光を用いてフィルムを読み取る機構であるため、画像のないベース部分でも透

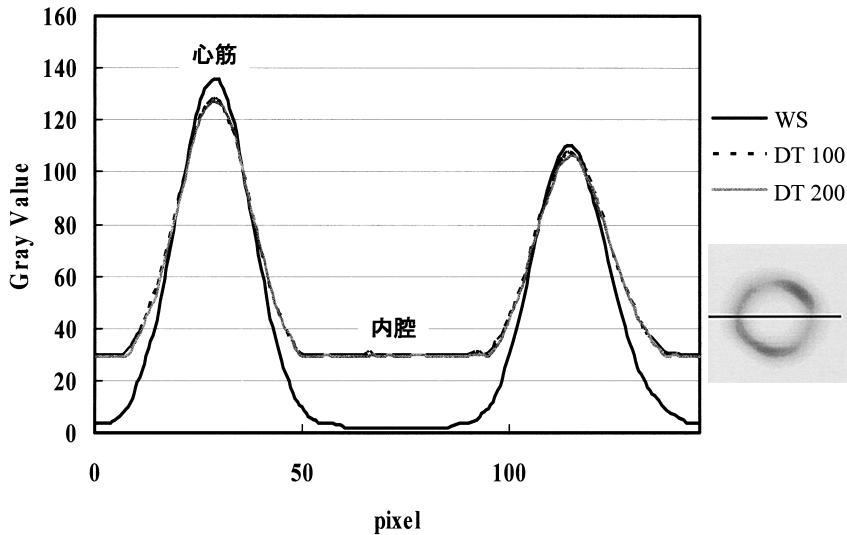


Fig. 8 WS 法・DT 法による心内腔と心筋のプロファイルカーブ

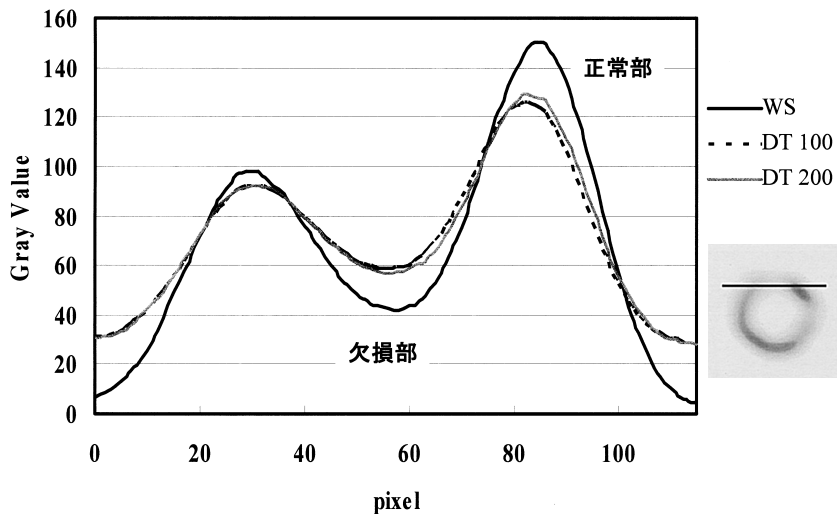


Fig. 9 WS 法・DT 法による欠損部と正常心筋のプロファイルカーブ

Table 2 WS 法・DT 法による心筋コントラスト

	内腔/心筋比	欠損/正常心筋比
WS	1.5%	1.8%
DT100	24.1%	27.9%
DT200	23.9%	27.2%

過光が减弱される。そのためベース濃度の影響を受け、プロファイルカーブのすそ野が広がった。さらに、フィルムのダイナミックレンジは、デジタルのそれよりも狭いため、高濃度領域において DT 法の GV が低下したと考え、両者の影響により DT 法は WS 法よりも分解能・コントラスト

ラストともに低下したと考える。

今回の検討では、DT 法で取得したサンプリングピッチの違いによる画像の分解能・コントラストともに大きな違いはなかった。しかし、PACS 転送後のファイルサイズは、DT100 で 2.6 Mbyte, DT200 で 660 kbyte (SMPTE パターン画像半切 6 分割の一コマ) となり約 4 倍の差が生じ、サーバー容量の圧迫を考えると、DT200 の方が現実的である。

過去に「画像情報の電子化に関する研究」が報告されている⁷⁾。それによると「フィルムデジタ

イズ装置に関する規格」の中で、装置の仕様についての規定はあるが、読み取り方式については特に規定はされていない。しかしながら、デジタイザーの性能テストにおいて、測定サンプリングピッチの規定は、 $200\text{ }\mu\text{m}$ 以下と記載されている。このことは $200\text{ }\mu\text{m}$ のサンプリングピッチで得られた画像は、性能評価に十分耐え、その画像が許容できるものであると受け取れ、上記ファイルサイズのことも併せて判断すると、DT200 の使用がより現実的であると考ええる。

フィルム出力画像を PACS に転送する主な目的は、過去画像の参照と他院からの画像を取り込みオンラインで閲覧することであると考ええる。そのような利用方法であれば、核医学の画像をデジタイズする場合、 $200\text{ }\mu\text{m}$ のサンプリングピッチで十分と考えられる。

7. 結 論

フィルム化した核医学画像をデジタイザーによりデジタル化した際の画質について検討を行った。その結果、デジタイザーを用いて PACS に転送した画像は、原画像と比較し、分解能・コントラストともに低下する。しかしながら、現在、フィルム化した画像を PACS で閲覧する手段と

して、デジタイザーを用いる方法しかなく、閲覧者は、その方法を用いた場合の画像特性を認識しておく必要がある。

参考文献

- 1) 祐延良治：フィルムレスの現状と将来. 日放技学誌, **61**(5) : 599-600, 2005
- 2) 梅田徳男, 小笠原克彦：一医療情報の基礎から応用—医療情報概論. 日放技学誌, **61**(3) : 344-348, 2005
- 3) 岡崎宣夫：PACS この20年の歩み. 日放技学誌, **62**(10) : 1392-1398, 2006
- 4) 細羽 実：医療情報の標準化その1—標準化の流れ, なぜ標準化が必要か—. 日放技学誌, **61**(7) : 959-964, 2005
- 5) 杉山直樹：フィルムレスの現状と将来 フィルムレスシステムの構築と保守. 日放技学誌, **61**(5) : 600-603, 2005
- 6) 煎本正博, 山之内佳良子, 高柳紫摩, 他：フィルムレスの現状と将来 人間ドック・検診におけるフィルムレスシステム導入のメリットは？. 日放技学誌, **61**(5) : 603-605, 2005
- 7) 小塚隆弘 (主任研究者), 稲邑清也 (分担研究者)：画像情報の電子化に関する研究 分担研究班報告書 X線フィルムの電子保存に関する通則. 厚生省科学研究情報化技術開発研究課題研究成果報告書, 1998