

9. まとめ

DA画像の特長である、即時画像表示、画像処理、画像解析は臨床で必要不可欠なものとなっている。また、DA画像は空間、時間分解能ともに臨床で問題のないレベルに達したと考える。

DA画像の標準化(DICOM規格)は始まったばかりで、いろいろ問題点が指摘されているが、大きな第一歩と考える。今後の標準化促進が期待される。

デジタル技術のハード面と防護の最適化と言うソ

フト面から被検者の被曝低減に努力していかなければならないと考える。

謝 辞

本報告に際し、資料を提供していただきました松山赤十字病院の水谷氏に感謝いたします。また、発表の機会を与えて頂きました、加賀大会長ならびに座長の中西先生に、この紙面をお借りして御礼を申し上げます。

参考文献

- 1) 江口陽一, 岡田明男, 加賀勇治, 他: 100万画素CCDカメラの画質評価. 日放技学誌, 52(6), 731-746, (1996).
- 2) Condit PB: Requirements for cardiac interchange media and the role of recordable CD. International Journal of Cardiac Imaging, 11(3), 153-157, (1995).
- 3) 青木邦夫, 中山博士, 朝比奈宏, 他: 心臓カテーテル検査用デジタル動画像観察システムー第1報 システム開発ー. 日放技学誌, 51(8), 1143, (1995).
- 4) 佐藤俊光, 鈴木幸司, 江口陽一, 他: 心臓カテーテル検査用デジタル動画像観察システムー第2報 1024²マトリックス原画像対応ー. 日放技学誌, 52(2), 236, (1996).
- 5) Shope TB: Radiation-induced skin injuries from fluoroscopy. Updated May 15, 1996. Rockville, MD, Center for Devices and Radiological Health, FDA.

図表の説明

- Fig. 1 新旧DF装置のDA画像とシネフィルムの解像特性の比較.
 Fig. 2 新旧DF装置のDA画像とシネフィルムのノイズ特性の比較.
 Fig. 3 新旧DF装置のDA画像とシネフィルムのNEQ(u)の比較.
 Fig. 4 新DF装置のDA画像とシネフィルムのROC解析の比較(臨床画像).
 Fig. 5 ROC解析の試料例.
 Fig. 6 新DF装置のDA画像とシネフィルムのROC解析の比較(信号を水平方向に秒速250mm動かしながら画像を収集し, 表示の際, 実際の速度の1/4で表示).
 Fig. 7 新DF装置のDA画像とシネフィルムのオーバーオール(LI入射線量とTVモニタまたはシネプロジェクタのスクリーンでの輝度)のグラディエント曲線.
 Fig. 8 当施設のデジタル動画像観察システムの構成図.
 Fig. 9 当施設のデジタル動画像観察システムの写真.

- Table 1 当施設の新旧DF装置のおもな仕様.
 Table 2 ACCがDA画像に求める条件.
 Table 3 FDAに報告された皮膚障害の発生数.

2. 血管撮影検査におけるデジタル画像の有用性

Symposium

多賀谷靖
国家公務員共済組合連合会虎の門病院

1. はじめに

現状の血管造影検査は、リアルタイム性を活かした検査内容になっている。これは、デジタル回路技術のなかでも半導体素子の進歩により、多量のデータを高速処理することが可能になったためである。これらの技術により、リアルタイムで画像処理(リカーシブフィルタ, 空間フィルタ等)が行われるデジタル透視画像, リアルタイムでサブトラクションができるDSA(digital subtraction angiography)画像が検査の主流になっている¹⁻⁴⁾。

血管造影検査では、IVR(interventional radiology)を目的とした検査の増加に伴い、患者と術者の透視による被曝線量の増加が懸念されてきている⁵⁻⁸⁾。また最近の装置は、回転DSA, DA画像がCアーム等の進歩により容易に得られるようになってきた。この検査は、血管走行や腫瘍を立体的に観察できることが最大のメリットである。

以上の観点から、デジタル画像の有用性について述べる。

2. 血管造影検査の現状

2-1 血管撮影装置の構成、仕様

一般的な血管撮影装置の構成をFig.1, 仕様をTable 1に示す。

頭部、腹部全般、下肢(循環器領域を除く)など広範囲におよぶ撮影が必要になる血管撮影装置のI.I.サイズは、16インチ(40cm)で電子的に視野を4段階に切り替えて使用できる。またTVカメラは、CCDカメラを搭載しているものもあるが、当院で使用している装置は撮像管(サチコン)を使用している。I.I.で受けたX線は可視光に変換され、TVカメラで電気信号に変換した後、この電気信号はA/Dコンバータを介して、10ビットの階調でデジタル変換される。デジタル変換された画像は、image processor内で画像処理が行われたり、画像メモリ、ディスク等に記録される。画像処理をされたデジタル信号は、D/Aコンバータでビデオ信号に変換されCRTに表示される。

2-2 当施設での腹部血管造影検査の現状

腹部血管造影検査の現状を把握するために、1992年11月から1993年1月のIVRと診断の件数の割合と、1996年10月から1997年1月までの件数の割合を比較

した(Table 2)。

結果は、1992年11月から1993年1月のIVRの割合は145件中84件、57.9%で、1996年10月から1997年1月の割合は、148件中101件で68.2%であった。約10%増加していることがわかった。この結果から、IVRを目的に行われる検査の比率が高いことがわかる。また当施設でのIVRは、肝細胞癌に対する動脈塞栓術、動脈化学療法が非常に多く行われている。このように、IVRを目的とした検査が多いと透視時間の増加が懸念される。当施設におけるIVRと診断の透視時間の割合をFig.2に示す。結果は、診断を目的にした検査は15分以内の透視時間が多く、IVRを目的にした検査は、10~30分以上まで同じような傾向で透視時間の割合が分布していることが分かる。この結果からもわかるようにIVRを目的に行われる検査は、透視時間が長くなる傾向があることが分かる。

2-3 腹部血管造影検査に求められる(IVR主体)画像

IVRを目的に行われる検査においては、透視時間が長くなる傾向があるので、IVR主体の検査で求められる画像とは何か?を考えてみる。実際に肝臓のTAEでは、治療効果の向上と合併症の軽減のために、できる

だけ選択的に目的の血管にガイドワイヤを進める。そのため、細いガイドワイヤ、カテーテルの先端のプラチナマーカが十分確認できる透視画像が要求される。またマイクロカテーテルの使用で、少量のテストインジェクションにおいても造影剤が確認できる高いコントラストが透視画像に要求される。このようにIVR主体では、良く見える透視画像が要求される。

そこで、現在使用している装置の解像度と透視線量について検証してみる。

透視画像の解像度については、

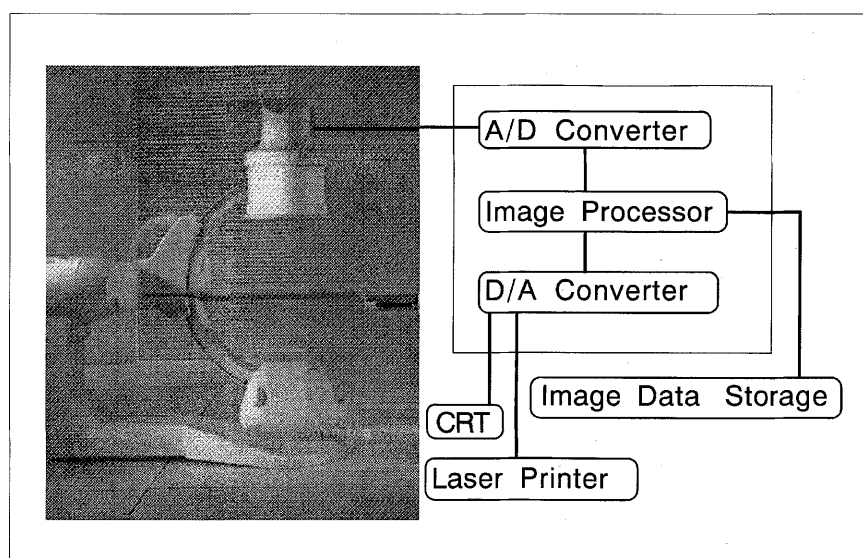


Fig. 1 Components for angio system.

Table 1 System configuration.

Image intensifier	16 inch (視野4段階切り替え可能)
A/D converter	10 bit
収集速度	512×512 (0.2~8.3 fps) 1024×1024 (0.2~6.3 fps)
高速磁気ディスク容量	約16,000画像 (1024×1024)
回転DSA収集速度	最大 30deg/sec 512×512 (max. 8.3 fps) 1024×1024 (max. 2.7 fps)
データ保存	8 ミリデジタルテープ

Table 2 Case of IVR and diagnosis.

	IVR	Diagnosis	Total
	% of total	% of total	
1992. 11 }	84	61	145
1993. 1	57.9	42.1	
1996. 10 }	101	47	148
1997. 1	68.2	31.8	

デジタル変換しないconventional透視とデジタル変換したdigital透視を比較した(Table 3). 結果は, digital透視すべてのI.I.サイズにおいて, 約0.1Lp/mm劣ることがわかる. しかし, digital透視の6インチサイズの解像度は, 2.0Lp/mm(0.25mm)であった. この値は, 通常使用されているガイドワイヤの0.016"(0.406mm)を十分確認できる透視画像であることが分かった(Fig.3).

次に透視線量については, 20cm厚水ファントムの表面線量を測定した(Table 4). 結果は, 通常使用していると, 約20%ほどdigital透視の方が透視線量を少なくできる.

解像度と透視線量の比較から, 透視画像をデジタルとして使用することは, 通常使用されるガイドワイヤは確認でき, 被曝線量の低減にもつながる.

3. DSA画像の特長

3-1 DSAの長所

DSA画像の最大の長所は, コントラスト分解能の良さにある. 例えば腹部のIA-DSAにおいて, 腹部各臓器の腫瘍性病変などは, 正常組織と腫瘍部のわずかな濃度差を診断の情報源としている場合がある. このわずかな濃度差を撮影と同時にCRT上に映しだされるDSA画像は, 質的診断に大いに役立っている(Fig.4). また, IV-DSAによるY字人工血管置換術後の血行状態の確認のための撮影を経静脈性で行っても満足のいく画像が得られることも, コントラスト分解能が良いからといえる(Fig.5).

また, リアルタイムでサブトラクション画像が得られるという点は, 通常の血管撮影にも役立つが, 特に臓器内出血, 消化管出血などの緊急IVR検査には大いに役立つ. 肝臓内出血のDSA画像と塞栓後の画像

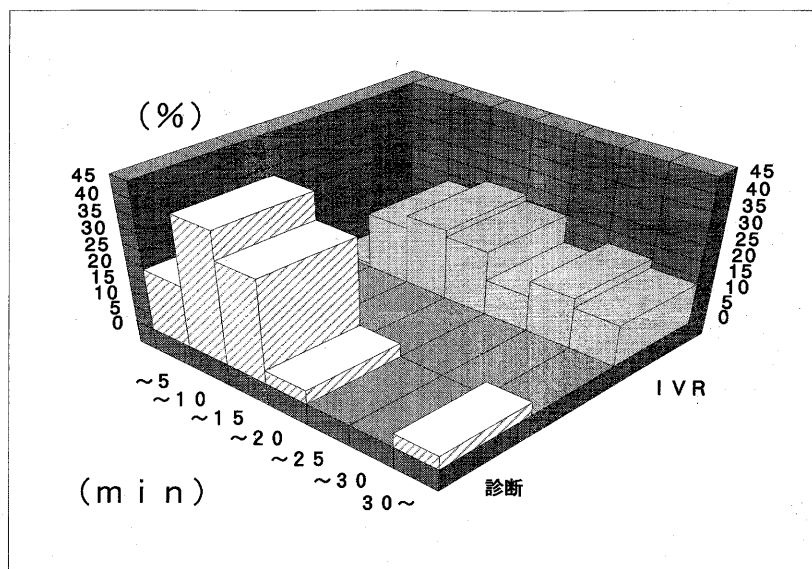


Fig. 2 Rate of IVR and diagnosis fluoro time.

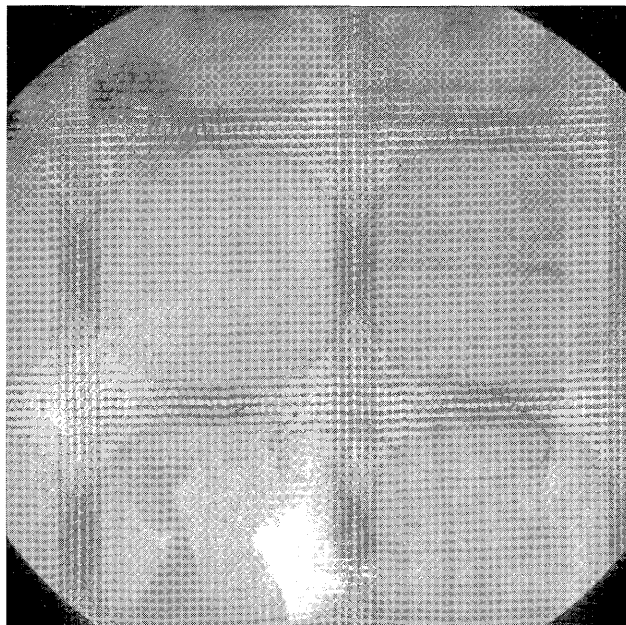


Fig. 3 Fluorography image of a guidewire (0.016 inch).

Table 3 Conventional and digital fluoro resolution.

I.I. size (inch)	Conventional resolution (lp/mm)	Digital resolution (lp/mm)	
16	1.1 (0.455 mm)	1.0 (0.500 mm)	Guidewires 0.016 in. (0.406 mm)
12	1.5 (0.333 mm)	1.4 (0.357 mm)	
9	1.9 (0.263 mm)	1.8 (0.278 mm)	Platinum coil 2 mm (dia.)
6	2.1 (0.238 mm)	2.0 (0.250 mm)	

60 kV - mode auto - Filtration 1/4 inch Al (no grid)
SID=1 meter - Funk pattern on I.I. entrance

Table 4 Conventional and digital fluoro entrance dose.

I.I. size (inch)	Conventional (mGy/min)		Digital (mGy/min)	
	9	12	9	12
Low	10.30	7.65	8.82	6.59
Medium	19.46	14.40	16.33	12.13
High	39.20	28.90	33.96	24.44

80 kV - 20 cm water - SID=1 meter



Fig. 4 Proper hepatic aortography at IA-DSA (hypervascular stain image of HCC).

(Fig.6)を示す。

画像をデジタルとして扱うことで、画像加算によるS/Nの向上、マスク像とコントラスト像の多少のズレをあわせてくれるオートピクセルシフト機能、血管壁を強調し画像を見えやすくするエッジ強調フィルタの使用による画質の向上、画像の拡大、移動、画像解析(機能・狭窄率解析、距離測定)が行える。このような画像処理ができることがデジタルとして画像を扱う最大の長所である。

肝疾患における造影剤の使用量についてscreen/filmとDSAを比較した(Table 5)。結果は、DSAの方がトータルの造影剤使用量では50%ほど少ない。このこと



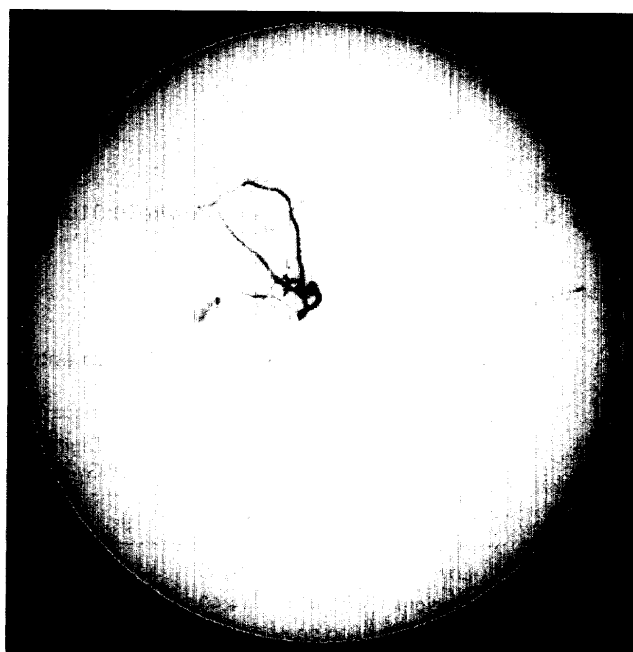
Fig. 5 Common iliac aortography at IV-DSA (After Y-graft).

は、患者に対しての造影剤による副作用(侵襲性)が少なくすむことにつながる。

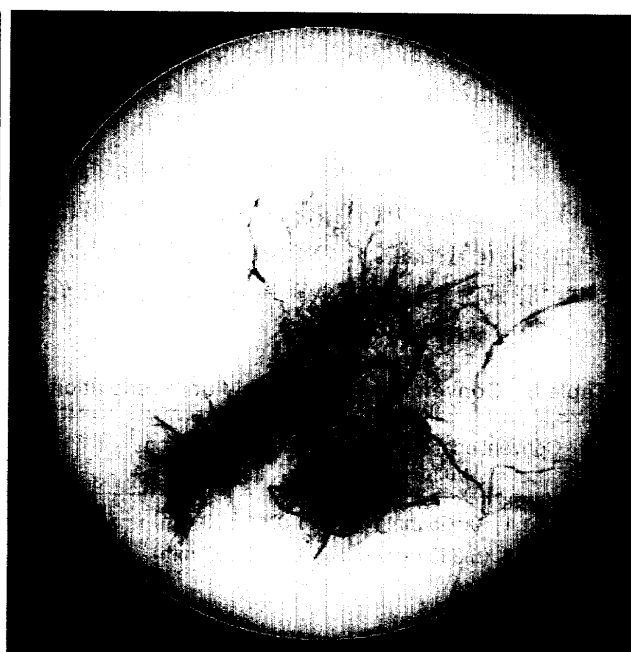
3-2 DSAの短所

患者の動きによるmisregistration artifactの影響を受けやすい(Fig.7)。また、ハレーションが起きやすいことも挙げられる。これを改善する方法として内挿型フィルタ等の使用で抑えられる。また、カメラのレベル調整でも抑えられる。

次に、フィルムに比べ、空間分解能が劣ると言われ



(a)



(b)

Fig. 6 Bleeding of right hepatic artery
a : Bleeding image b : After TAE

Table 5 Infusion condition of contrast media at liver disease.

	Screen/film (注入速度/使用量)	DSA (注入速度/使用量)
腹腔動脈	8~12/35~40	5/15~20
上腸間膜動脈	8~12/30~60	5~6/15~25
固有肝動脈	3~6/20	2/12
造影剤使用量	100~150 ml	50~85 ml

ている点について検証を行った。

1024×1024マトリクスにおけるDSAの解像度について、Funkチャートによる視覚的評価を行った(Table 6)。結果は、I.I.サイズからわかる計算上の解像度を中央に、測定結果を右側に示す。16、12、9インチサイズでは計算上より解像度は良く、6インチサイズでは、2.75Lp/mmであった。これは、拡大効果とボケによる結果ではないかと考える。9インチサイズで2.50Lp/mmまで解像度があるということは、0.2mmまで認識することになるので、通常使用されている検査部位では十分ではないかと思う。つまり、1024×1024マトリクスの使用で十分ではないかと思う。

被曝線量(撮影線量)の増加になるのではないかと。という点では、適切な撮影プログラムの選択や撮影条件の設定によって線量の増加に歯止めが掛けられるのではないかと考える。当施設における撮影プログラムの一例を示す。腹腔動脈では、10秒間を秒間3フレームで撮影し、5秒間を秒間2フレームで撮影を行っている。また上腸間膜動脈では、5秒間を秒間2フレームで撮影し、20秒間を秒間1フレームで撮影を行っている。

次に、撮影線量の設定^{9,10)}について述べる。DSA画像におけるI.I.入射線量(撮影条件)の最適化が可能であるのかを、I.I.入射線量とトータルノイズの関係について、画像中心50×50ピクセルの標準偏差で評価した。ここで使うトータルノイズは、X線による量子ノイズ成分とI.I.とTVカメラなどによる各装置固有のノイズをあわせて言う。使用機器は、株式会社東芝製DFP-60A(サチコンカメラ)で、測定条件は、10インチI.I.で管電圧75kV一定、ビデオ信号の動作点を飽和光量の25%とした。測定結果をFig.8に示す。縦軸にSD値、横軸に1フレーム当たりの線量を示し、AEC 500、1000、2000は、ビデオ信号の動作点のデジタル値を示す。通常使用しているAEC 1000のところで見ると、1フレーム当たりの線量を増やしていくと、0.0516μC/kg(200μR)以上の線量からTVカメラ単体でのSD値6.43に近づく。つまり、1フレーム当たり0.0516μC/kg(200μR)以上の線量をかけてもS/



Fig. 7 Misregistration artifact at peristalsis.

Table 6 DSA resolution(1024×1024 matrix).

I.I. size (inch)	Resolution Theoretical (lp/mm)	Resolution (×1.3) Measured (lp/mm)
16	1.26	1.60
12	1.68	2.00
9	2.24	2.50
6	3.36	2.75

75 kV 320 mA - dose 250 μR frame - 20 cm water
SID = 1 meter - magnification = 1.3

Nの改善が望めないことが分かる。このようなポイントはどのような装置にもあると思われるので、システムノイズ成分の支配的領域が分かることは、画質と被曝線量の両者を最適化するポイントを知ることになる。

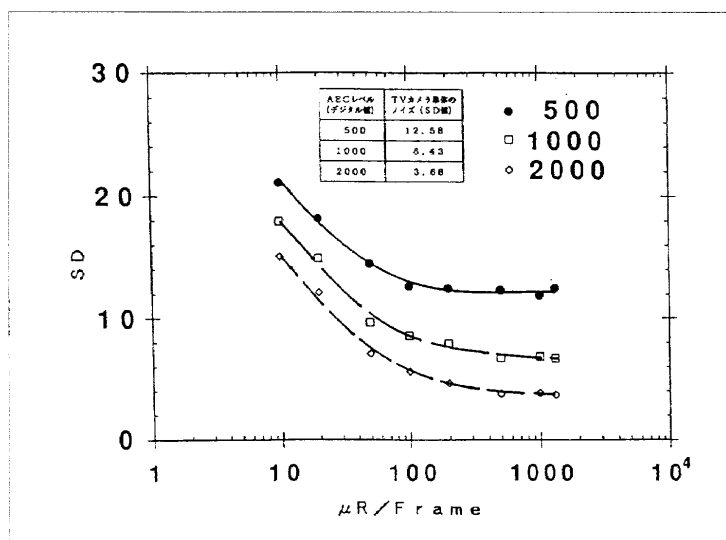


Fig. 8 Total noise and I.I. input dose.

4. まとめ

血管造影検査(循環器領域を除く)におけるデジタル画像の有用性について述べた。

血管造影検査におけるデジタル化(デジタル透視, DSA画像)は, IVR, 診断の支援となる。

IVR目的の血管造影検査においては, 従来のscreen/filmシステムは必要ない。デジタル画像の有用性は, リアルタイム性, コントラスト分解能の良さ, 検

査時間の短縮などによる低侵襲的な検査が可能になる点に最大の利点がある。

撮影においてはフィルムを使用していないが, 患者への説明, カンファレンスや手術中の参照画像にフィルムを使用している。しかし, 近い将来PACSの構築ができるようになれば, 完全なフィルムレスも実現できるものと思う。

参考文献

- 1) 山田金市, 加賀勇治, 江口陽一, 他: DSAにおけるプログラム撮影とハレーション改善について. 日放技学誌, 47(7), 936-942, (1991).
- 2) 細矢貴亮: Digital Angiographyの臨床への適応と限界. 日放技学誌, 49(6), 840-844, (1993).
- 3) 佐古正雄: 血管造影の臨床一特に腹部領域における診断的意義と適応について. 日放技学誌, 46(9), 1544-1549, (1990).
- 4) 橋本 統, 平松京一: Digital Radiographyの動向ー臨床医のための最新情報ーDSAはフィルム血管撮影に代わりうるか? 画像診断, 10(10), 54-60, (1990).
- 5) 江口陽一: IVRに必要なX線透視装置の性能. 日放技学誌, 52(6), 780-782, (1996).
- 6) Pavlicek W, Weinstein MA, Modic MT, et al.: Patient doses during digital subtraction angiography of carotid arteries: comparison with conventional angiography. Radiology, 145, 683-685, (1982).
- 7) Hynes DM, Gershater R, Edmonds EW, et al.: Radiation Dose Implication of Digital Angiographic System. AJR. 143, 307-312, (1984).
- 8) 淀野 啓, 横山佳明, 篠崎達也, 他: Digital Subtraction Angiography (DSA)の被曝線量について. 日本医放会誌, 45(3), 525-530, (1985).
- 9) 多賀谷靖, 高橋順士, 菅野由紀雄, 他: デジタルアンギオの画質向上(第5報画像ノイズの評価). 日放技学誌, 49(8), 1477, (1993).
- 10) 菅野由紀雄, 遠藤吉宗, 多賀谷靖, 他: デジタル血管撮影の画質向上. 東芝メディカルレビュー, 51, (1994).

図表の説明

- Fig. 1 血管撮影装置の構成.
 Fig. 2 当施設におけるIVRと診断の透視時間の割合.
 Fig. 3 0.016インチガイドワイヤの透視画像.
 Fig. 4 IA-DSAによる固有肝動脈造影(肝細胞癌の症例で腫瘍濃染像を認める).
 Fig. 5 IV-DSAによる総腸骨動脈造影(Y字人工血管置換術後).
 Fig. 6 右肝動脈内の出血.
 a: 出血像
 b: 塞栓後
 Fig. 7 腸管の蠕動によるmisregistration artifact.
 Fig. 8 トータルノイズとI.I.入射線量.

- Table 1 仕様.
 Table 2 当施設でのIVRと診断の件数.
 Table 3 透視画像の解像度.
 Table 4 透視線量.
 Table 5 肝疾患における造影剤の注入条件.
 Table 6 DSA画像の解像度.

3. 消化管撮影領域におけるデジタル画像の有用性

Symposium

松本 貴
大阪大学医学部附属病院

1. はじめに

画像診断領域にデジタル画像が最初に登場したのは1972年のX線CTであった¹⁾。その後, 1979年のMRI (magnetic resonance imaging)装置, 1980年のDF/DSA

(digital fluorography/digital subtraction angiography), 1982年のFCR (Fuji computed radiography)と新しい装置が開発され, 1992年に開発されたI.I.-DR (image intensifier-digital radiography)装置が最も新しいもの