



Title	DSA血管ファントームの試作と分解能に関する実験的研究
Author(s)	高橋, 瞳正; 土龜, 直俊
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1984, 44(3), p. 494-502
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17617
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

DSA 血管ファントームの試作と分解能に関する実験的研究

熊本大学放射線医学教室（主任：高橋睦正教授）

高 橋 睦 正 土 亀 直 俊

（昭和58年5月26日受付）

（昭和58年7月11日最終原稿受付）

Construction of a DSA Vessel Phantom and Experimental Study on Resolution

Mutsumasa Takahashi and Tadatoshi Tsuchigame

Department of Radiology, Kumamoto University School of Medicine

(Director: Prof. M. Takahashi)

Research Code No. : 201, 501, 508

Key Words : DSA, DSA phantom, DSA resolution, DSA instrumentation

A vessel phantom suitable for evaluation of spatial and contrast resolution of DSA units has been developed and used for determining resolution of 3 prototype DSA units at Kumamoto University Hospitals. The effects of magnification, X-ray dose and frame summation on the resolution are evaluated with use of this phantom. It has been proved that improved resolution can be obtained with geometric magnification, increased X-ray dose and 4 frame summation. These factors should be appropriately chosen in clinical setting.

目的

非侵襲性の血管造影法としてデジタルサブトラクション血管造影法(DSA)が広く臨床に用いられるようになったが、その空間分解能、濃度分解能の測定には困難な点が多く、装置間の分解能の比較にも不便を感じることが少なくない^{2,6,7)}。

我々は、このたび、DSAに使用可能な血管ファントームを試作し、熊本大学と関連病院に設置している3種のDSA装置で撮影を行い、空間分解能、濃度分解能の比較検討を行うとともに、在來の血管造影装置でもファントームの撮影を行い、その分解能をDSAと比較した。

さらに、DSAの空間分解能、濃度分解能に影響を及ぼす2、3の因子についても実験的検討を行ったので報告する。

材料及び方法

(1) 血管ファントーム：厚さ1cmのアクリル板に内径0.5, 0.8, 1.0, 1.5, 2.0, 3.0mmの工業用軟質塩化ビニールチューブを埋め込み血管ファントームとした(Fig. 1)。チューブの壁厚はそれぞれ0.35, 0.35, 0.4, 0.4, 0.4, 0.5mmである。同じ内径を有するチューブ4本を相隣り合わせて埋め込んだ。相隣すチューブ内壁間の距離は、それぞれ、0.7, 0.8, 1.0, 1.5, 2.0, 3.0mmとした。

(2) 撮影系：血管ファントームを2枚のアクリル板(厚さ9cm, 5cm)の間に狭み撮影を行った(Fig. 2)。血管ファントームのアクリル厚が1cmであり、全体の厚さ15cmのアクリル板を用いたことになる。

ファントームは蛍光増倍管の受光面に近づけ、

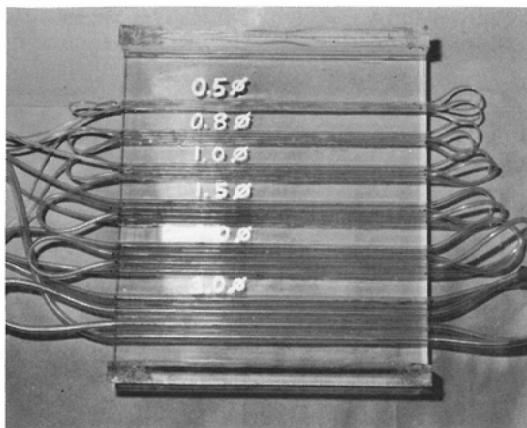


Fig. 1 Vessel phantom

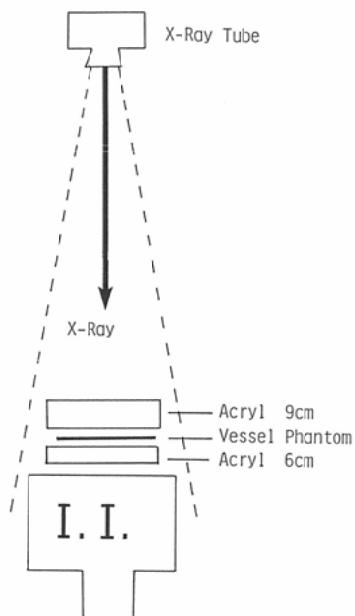
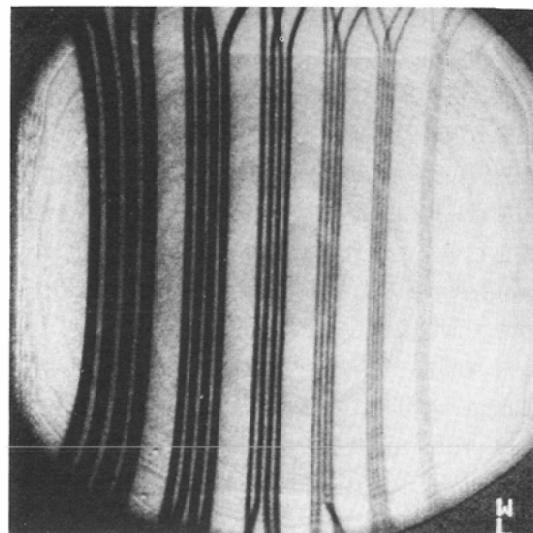


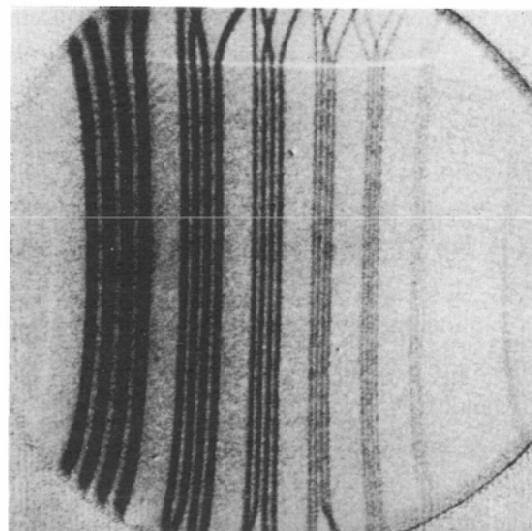
Fig. 2 Schematic diagram of experiment

受光面からX線管球に向って5cm アクリルファントーム, 1cm 血管ファントーム, 9cm アクリルファントームとした。

マスク像として、チューブを水で満たしたファントームを撮影した後、種々のヨード濃度の造影剤40%, 20%, 10%, 4%, 2%, 1%, 0.5% (希釈倍数1, 2, 4, 10, 20, 40, 80倍) を注入して撮影を行い、サブトラクション、加算などの処理を行い画像表示を行った (Fig. 3)。使用した造



A: Iodine concentration 20%; Log (+);
Resolution 0.8+mm



B: Iodine concentration 10%; Log (+);
Resolution 0.8mm

Fig. 3 Determination of DSA resolution; DSA unit of A Corporation

影剤はUrograffin 76%で、ヨード濃度は370mgI/ml であり、上記のように希釈すると185, 92.5, 37.0, 18.5, 9.3, 4.6mgI/ml となるが、ここではこれを上記のようにおおよそのヨード濃度(%)で呼ぶことにした。

フィルム焦点間距離はA社100cm, B社86cm, C社105cmである。

(3) 撮影条件：撮影条件は通常のDSA撮影に出来る限り近い条件設定を行うようにした。A社の装置(実効焦点 $1.3 \times 1.3\text{mm}$), B社の装置(実効焦点 $1.0 \times 1.0\text{mm}$)では70KV, 300mAで4枚加算を行った。C社の装置は、加算は実施しないprogressive方式を採用している機構のため、そのまま画像表示した。

対数増幅を行った場合(log)と行わない場合(linear)に分けて撮影を行った。A社, B社の装置はprototype装置であり、最近、種々の改良を行ったが、改良後の撮影では対数増幅を用いた(newと表示)。

(4) 在来のX線撮影：同じファントーム系をDSAの場合と同じ要領で在来の血管造影装置で2倍拡大撮影と密着撮影を行った。使用装置は島津製Pangioman Iで焦点フィルム間距離102cmでブックフィルムチェンジャーを有し、焦点の大きさはF=0.1, 0.2, 0.8mmで撮影可能である。F=0.1, 0.2で2倍拡大撮影を行い、F=0.8で密着撮影を行った。

撮影条件は拡大撮影の場合72KV, 300mA, 0.13secであり、密着撮影では70KV, 300mA, 0.05secで8:1のグリッドを用いた。

フィルム増感紙の組合せは、Fuji RXOG, G8の組合せである。

Kodak社製のサブトラクション用フィルムであるX-Omat subtraction filmを用いて一次サブトラクションを行い、画像の評価を行った。

(5) 分解能に関する因子の検討：B社の改良後の装置で対数増幅を行って実施した。

(a) 拡大率の変更による画質の検討は造影剤ヨード濃度4.0, 2.0, 1.0, 0.5%についてファントーム系をI.I.前面に密着させた場合(密着画像)とI.I.前面から血管ファントームを38.5cm離した場合(1.8倍拡大画像)について検討した。撮影条件は電流300mA、電圧70KV、4フレーム加算である。

(b) 照射X線量による画質の変化は、(a)と同様なヨード濃度、撮影電圧70KVで電流100mA,

200mA, 300mAと変更して検討した。4フレーム加算、密着画像で検討した。

(c) フレーム加算枚数による画質の検討は1, 2, 4, 8フレーム加算とし、1, 2%ヨード濃度にて電流100mA, 200mA, 300mAとし、電圧は70KVに固定して比較した。

(d) 画像表示は臨床に通常用いている数個の異なる条件で行ない、マトリックス社マルチメジャー(モデル1010)でイメージングフィルム(Fuji MI-MC)焼付けして評価した。

(6) 評価

分解能の評価はX線フィルムに焼付けた画像によって行った。鮮明に解像している血管ファントームの直径で評価した。血管ファントームの解像が一部分でされなかったり、鮮明さを欠く場合には、次に大きい直径を併記し、1.0~1.5mmのように表現した。グラフにプロットする場合には、中間の値を測定値とみなし、曲線を描かせた。

分解能に関する因子(拡大率、照射X線量、フレーム加算)を検討する場合には、同じ解像度を示している場合でも鮮明に解像している方に+の記号をつけて区別した。

分解能の評価は3名の放射線科医が別個に行い、多数の判定を解像度とした。

結果

(1) 造影剤濃度と識別できる血管ファントームの直径の関係はFig. 4, Table 1のようになった。高濃度域では、従来のX線撮影が優れ、低濃度でDSAが優れているという結果を得た(Fig. 5)。装置の開発当初は分解能は2%，1mm附近であったが装置の改良によって1%，1mm程度に改善することができた。

(2) 対数増幅を行った場合と行わない場合の差はB社のは、わずかに対数増幅が優れ、A社では対数増幅をしない方が分解能が上った。

(3) X線撮影では拡大、非拡大に分解能に差はみられず、拡大撮影においても焦点の大きさによる差は見出しえなかった。

(4) 拡大率を密着撮影から1.8倍にするとすべてのヨード濃度において分解能の向上がみられた(Fig. 6, Table 2)。すなわち、一段階の分解能の

Table 1 Detectability of vessel phantom (mm)

Iodine concentration (%)	A linear	A log	B new	B log	C linear	C log	2×Mag (F=0.1mm) (F=0.8mm)	Contact
40	0.8	0.8	0.5	0.8-1.0	0.8	0.5	0.8	0.5
20	0.8	0.8	0.5	1.0	0.8	0.5	0.8	0.5
10	0.8	0.8	0.5-0.8	1.0	0.8	0.5-0.8	0.8-1.0	0.5
4	0.8-1.0	1.0	0.8	1.5	1.0	0.8-1.0	1.0	0.5-0.8
2	1.0	1.0-1.5	0.8	1.5	1.5	0.8-1.0	1.0-1.5	0.8-1.0
1	1.5	1.5	1.0	2.0	1.5	1.0-1.5	1.5	1.0
0.5	1.5	1.5	1.5	2.0	1.5-2.0	1.5	2.0-3.0	1.5-2.0

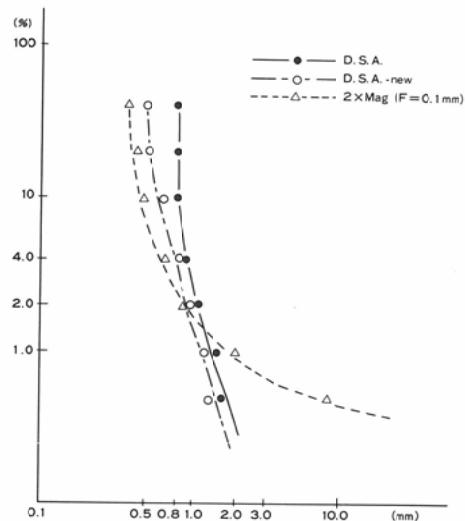


Fig. 4 Spatial resolution (mm) in relation to iodine concentration (%)

Table 2 Relationship of detectability to magnification (mm)

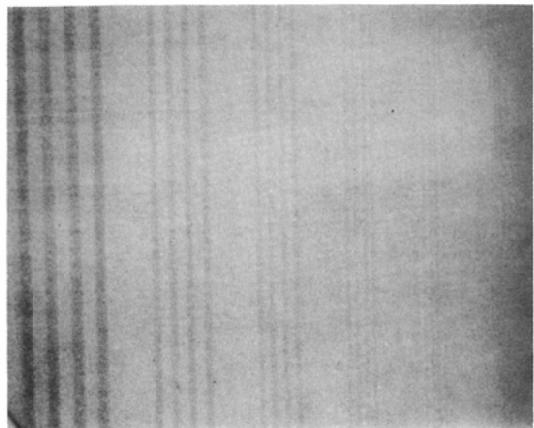
Iodine concentration	Contact image	Magnification
4.0%	0.8+	0.5
2.0%	0.8	0.8+
1.0%	1.0+	0.8
0.5%	1.5+	1.0

Table 3 Relationship of detectability to tube current (mm)

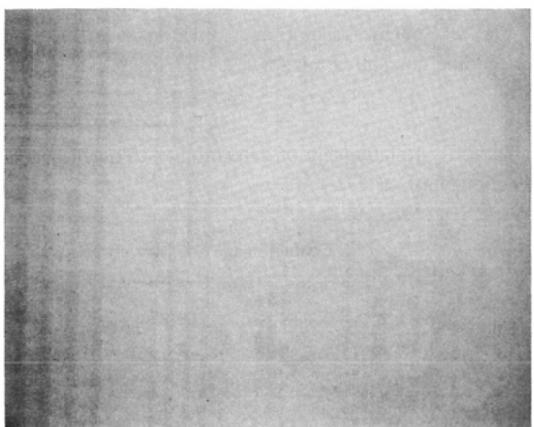
Iodine concentration	100mA	200mA	300mA
4.0%	0.8+	0.8+	0.8+
2.0%	1.0+	0.8	0.8
1.0%	1.5+	1.0	1.0+
0.5%	1.5	1.5+	1.5+

向上がみられ、同一段階の場合には、より鮮明に描出されるようになった。

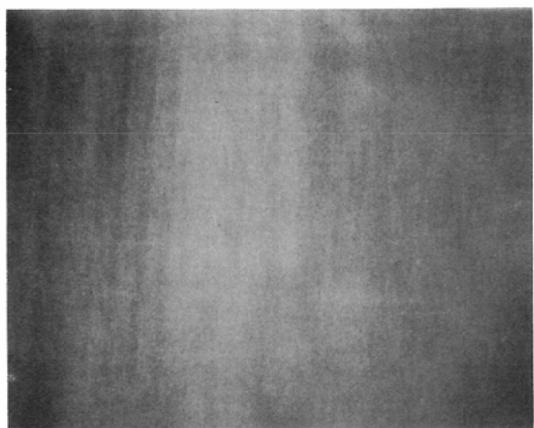
(5) 照射X線量については100mAから200mAに変更すると、すべての濃度で分解能の向上がみられたが、200mAから300mAの増加に対しては1%のヨード濃度において向上がみられたのみで他では分解の改善は認められなかった(Fig. 7, Table 3)。



A: Iodine concentration 2%; Resolution 0.8–1.0mm



B: Iodine concentration 1%; Resolution 2.0 mm



C: Iodine concentration 0.5%; Resolution more than 3mm

Fig. 5 Resolution of conventional angiography
(2×Magnification; F=0.1)

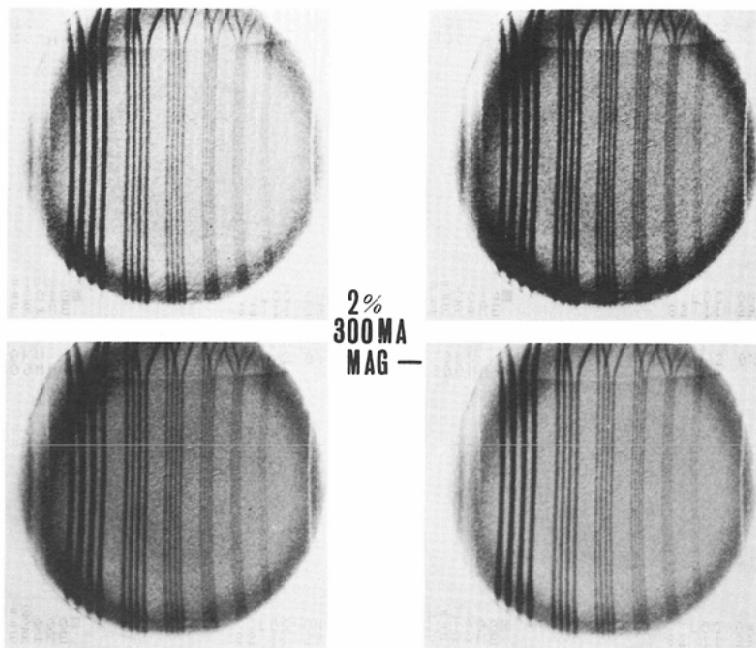
(6) フレーム加算については、1フレームから2フレーム加算、4フレーム加算とするに伴い、分解能の向上がみられた(Table 4)。しかし、4フレーム加算から8フレーム加算になると、2%の実験1回のみで向上がみられたが、他の3実験では分解能の向上は認められなかった。

考 察

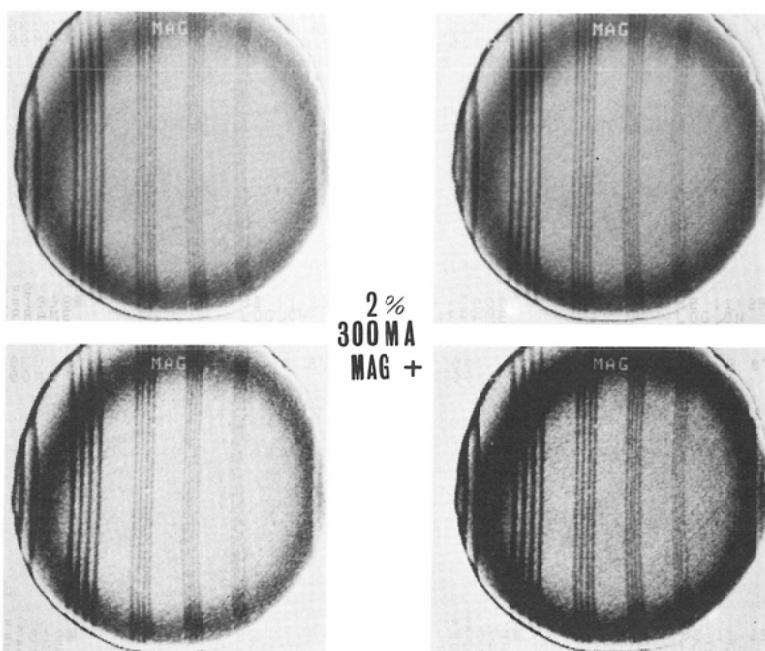
DSAの画質の検討を行う際に、問題とすべき事項は、小さい血管の検出能（空間分解能）と血管内の低濃度ヨード造影剤の検出能（濃度分解能）である。両者には相互に密接な関係があり、これを同時に試験可能なファントームが臨床に必要となる²⁾⁽⁶⁾⁽⁷⁾。このようなDSA血管ファントームの要望は強いが、適切な血管ファントームはまだ開発されていないのが実情である。我々は、DSA装置の分解能をテストするために血管ファントームを試作し、臨床にある程度の効果をあげることができたので報告した。

DSA用血管ファントームは理想的にはアクリルなどの材質の中に細長いチューブ様の穴をあけることであるが、現在の技術では直径1mm以下のものを作ることは困難な点が多い。したがって、2材質以上で製作せざるを得ないことが多く、ヨード造影剤の情報をサブトラクションで検出して分解能を知るファントームの製作は困難である。

我々が試作した血管ファントームにも、いくつかの問題点が残されている。第一には、チューブが工業用軟質塩化ビニールによってできているのに反し、チューブを埋め込んだ支持盤はアクリル板であり、材質が異なることである。即ち、チューブ壁と周囲組織の2材質からできており、画像表示を適切にすればヨードを含有しない溶液を注入して撮影してもチューブが解像する場合があることである。本研究では、表示法は、一般臨床に用いている表示法をとった。第二には、相隣るチューブ内壁間の距離は内腔と同じ距離を有することが望ましいがチューブの壁厚の関係でそのようなファントームを作成することは不可能である。第三の問題点はチューブ間の距離が近接すればするほど、分解能は低下するが何本のチューブがどの

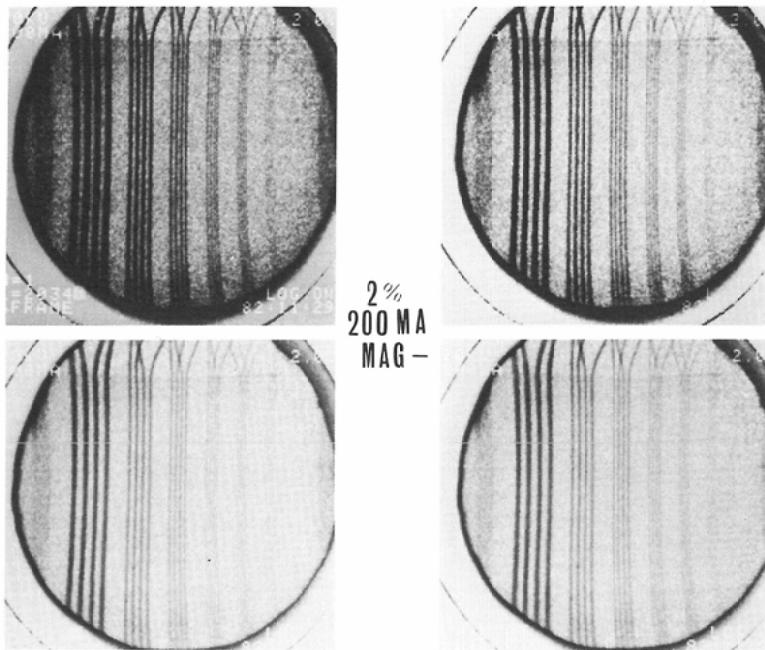


A : Iodine concentration 2% ; Log (+) ; 300mA ; Magnification (-) ;
Resolution 0.8mm

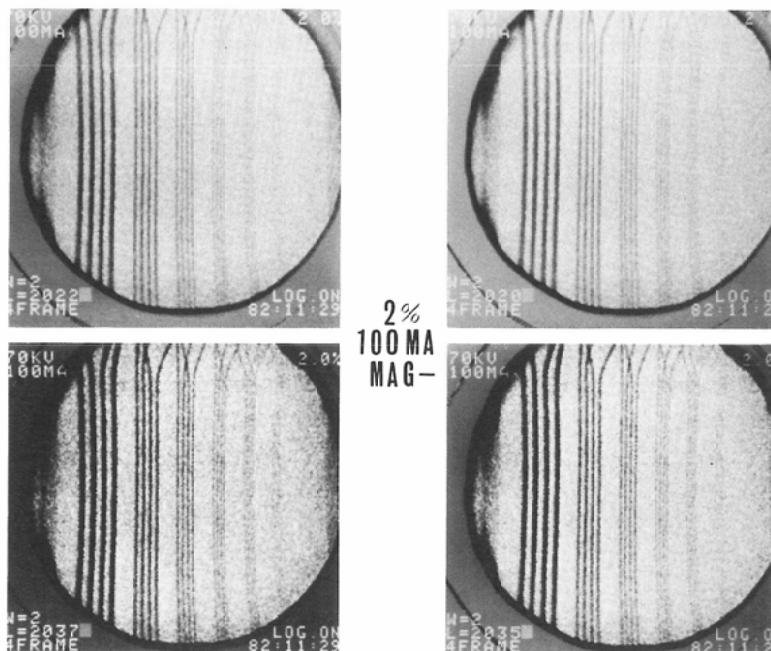


B : Iodine concentration 2%, Log (+) ; 300mA ; Magnification (+) ;
Resolution 0.8+mm

Fig. 6 Effect of magnification ; DSA unit of B Corporation



A : Iodine concentration 2% ; Log (+) ; 200mA ; Magnification (-) ;
Resolution 0.8mm



B : Iodine concentration 2% ; Log (+) ; 100mA ; Magnification (-) ;
Resolution 1.0+mm

Fig. 7 Effect of X-ray dose ; DSA unit of B Corporation

Table 4 Relationship of detectability to frame summation (mm)

Iodine concentration	Radiographic technique	1 Fr	2 Fr	4 Fr	8 Fr
2%	300 mA 70 kV	1.5+	1.0+	0.8	0.8
2%	200 mA 70 kV	1.5+	1.0	0.8	0.8
2%	100 mA 70 kV	1.5	1.0	1.0	0.8
1%	300 mA 70 kV	1.5	1.5+	1.0+	1.0+

距離でアクリル支持盤内に埋め込まれるべきであるかの結論が得られておらず、我々の血管ファントームもこの点を考慮する必要のあることである。しかし、我々の血管ファントームは使用しやすく、適切なものが市販されていない現段階では臨床的には有用と考える。

Riederer ら⁶⁾が報告しているファントームは、アクリル板内に種々の濃度のヨード造影剤を流しこんだものである。これは、一材質で製作されているという長所はあるが、ヨード造影剤を入れるチューブに相当する部分の断面が四角形を呈しており、サブトラクションの断端効果 edge effect が出て、真の分解能の測定は困難となる欠点がある。種々の厚さのアクリル板に大小種々の穴をあけて作成した Rose ファントームも同様に 1 材質で構成されている利点はあるが、濃度差は空気とアクリルによって形成され、分解能に断端効果の影響がみられる欠点がある⁸⁾。

DSA の画質には血中のヨード濃度のほかに、多くの因子が関与するか、中でも X 線管球の焦点の大きさ、マトリックスサイズ、I.I. のモード、撮影時の拡大率の影響が大きい。これらを一つ一つ最適条件に保ち、撮影を行うことが望ましい。

一定のマトリックスサイズを最大限有効に利用するためには I.I. の視野をできるだけ小さくするか、幾何学的拡大を行えば 1 ピクセル当たりの被撮影体の大きさは小さくなり、空間分解能が向上することはすでによく知られた事実である⁹⁾。すなわち、512×512 のマトリックスを有する装置の場合、ピクセルの大きさは、およそ I.I. の 14 インチで 0.68 mm, 12 インチ 0.59 mm, 9 インチ 0.45 mm, 6 インチ 0.30 mm となり、I.I. 面が小さいほど分解能は向上する。これは、我々の今回の実験および日常の臨床においてよく経験するとところであ

る。即ち、I.I. の切換え可能な装置では観察の必要な部分のみにできるだけ絞った小さい I.I. 視野を用い、必要に応じて患者を I.I. から離し、拡大撮影下で撮影を行うとよい画像が得られる。一方、I.I. の切換え機構のないものでは、臨床上可能な限り患者を I.I. から離して拡大撮影を行うとよい。

画像処理でフレーム加算を行う interlace 方式では 4 フレーム加算で良好な画像が得られ、8 フレーム加算では画質の向上がみられないことがわかった。1 フレーム当たりの撮影時間は 1/30 秒であり、我々が日常用いている 4 フレーム加算でも 4/30 秒 (0.13 秒) になり、動きのある部位では、撮影時間が長すぎ、画質の劣化につながることが予想される。このような観点から、被曝線量を減少させるためには、interlace 方式より progressive 方式が有利と思われる。

画質改善のために、照射 X 線量を増加させると、画質は向上するが、被曝線量も増加する²⁾⁽³⁾⁽⁶⁾⁽⁷⁾。診断上必要な画像の得られる最小限の X 線量で撮影を行うことは当然であるが、今後、DSA 装置の機構を全体的にみなおし、照射 X 線量を可能なかぎり少なくする努力をしなくてはならない。

空間分解能の一般的な概念として、Rose は血管の空間分解能はヨード濃度と血管の直径の積で示されると述べており⁸⁾、大きい血管は濃度が低くても描出でき、小さい血管は濃度が高くないと観察することができないのは臨床的によく経験することである。

一方、Hill⁴⁾は Schade⁹⁾の方法にならって sampling aperture の概念を DSA の分解能を理解するのに導入している。これは X 線-I.I., テレビ系、画像処理部分を通じて有効に伝達される最低の情報量を意味するものであり、DSA 装置の MTF を総合したものである¹⁰⁾。この方法は種々の画質に

影響を与える factor を検討するのに最もよいとされている¹⁰⁾。本法によると、画質は I.I. mode, マトリックスサイズ、拡大率によってかなり変動することが示されているが、拡大率については我々の結果と同様に、0.6mm か 1.2mm の焦点を用いた場合には拡大率を上げることにより画質は向上するが、0.3mm の焦点の場合には画質の向上は軽微である¹⁰⁾。

現在の DSA 装置の空間分解能の達成目標は 1 %, 1mm といわれている。Weinstein ら¹⁰⁾は、11.25cm の I.I. mode と 512×512 の matrix を使った場合に、通常の血管造影の解像力は 5 ~ 6 line pairs/mm に対して、DSA は 2 ~ 3 line pairs/mm としている。Brant-Zawadzki ら¹¹⁾は 1mm 以上の血管に対しては DSA と通常の血管造影は同じ分解能を示すが、それ以下の血管に対して DSA が劣ることを述べ、さらに 11.4cm mode の I.I. で、DSA は 2.0 line pairs/mm に対し、在来の血管造影は 5 line pairs/mm としている。我々の結果もヨード濃度の高い部位では 0.5mm 以上であり、我々の装置でもこれに近い値を出すことが可能となった。今後、さらに空間分解、濃度分解能の向上に努力しなくてはならないと考える。さらに、本報告の実験はすべて静止画像によっており、今後は血管、被撮影体の動きの要素も考慮した血管ファントムの作成が必要である。

本研究の一部は、厚生省がん研究助成金（館野班）の援助により実施した。

測定にあたり熊本大学放射線部岡田武雄技師長、および、放射線技師各位の御協力を得た。

References

- 1) Brant-Zawadzki, M., Gould, R., Norman, D., Newton, T.H. and Lane, B.: Digital subtraction cerebral angiography by intraarterial injection: Comparison with conventional angiography. A.J.R., 140: 347-353, 1983
- 2) Brody, W.R., Macovski, A., Pelc, N.J., Lehmann, L., Joseph, R.A. and Edelheit, L.S.: Intravenous arteriography using scanned projection radiography. Radiology, 141: 509-514, 1981
- 3) Cohen, G., Wagner, L.K. and Rauschkolb, E.N.: Evaluation of a digital subtraction angiography unit. Radiology, 144: 613-617, 1982
- 4) Hill, E.R.: Aperture assessment. Application of Optical Instrumentation in Medicine X. S.P. I.E., 347: 211, 1982
- 5) Kruger, R.A., Mistretta, C.A. and Riederer, S. J.: Physical and technical considerations of computerized fluoroscopy difference imaging. I. E.E. Transactions on Nuclear Science, 28: 205-212, 1981
- 6) Riederer, S.J., DiBianca, F.A., Georges, J.-P. J., Jensen, G.A., Keyes, G.S., Pelc, N.J., Steinike, E.R. and Wesbey, W.H.: Performance characteristics of a digital fluorographic system. S.P. I.E., 273: 88-95, 1981
- 7) Riederer, S.J., Belanger, B.F., Keyes, G.S. and Pelc, N.J.: Iodine sensitivity of digital imaging system. S.P.I.E., 314: 132-139, 1981
- 8) Rose, A.: Vision: Human and electronic, New York: Plenum Press, 24: 1973
- 9) Schade, O.: Image quality, Princeton, NJ: R. C.A. laboratories, 6: 1975
- 10) Weinstein, M.A., Pavlicek, W.A., Modic, M.T. and Duchesneau, P.M.: Intra-arterial digital subtraction angiography of the head and neck. Radiology, 147: 717-724, 1983