

シネフィルム像とデジタル像における定量的冠動脈造影法の比較

Comparison of Quantitative Coronary Arteriography Using Cinefilm and Digital Images

荒居 広明
佐藤 廣*
相澤 忠範*
渡辺 熙*

Hiroaki ARAI, BS
Hiroshi SATO, MD*
Tadanori AIZAWA, MD, FJCC*
Hiroshi WATANABE, MD*

Abstract

Objectives. Quantitative coronary arteriography using both analog data (cinefilm) and digital data was evaluated with a stenotic vessel phantom and clinical data.

Methods. A stenotic vessel phantom using contrast medium with diameters of 2, 3, 4 and 6 mm was imaged using an X-ray image intensifier. Quantitative coronary arteriography was performed to measure reference and stenosis diameters in the phantom and under clinical conditions to measure coronary artery diameters using cinefilm and digital images.

Results. Both cinefilm and digital images were distorted at the peripheral image area, so errors were caused when the reference and stenosis were not in the same area. Measurements of diameters in the horizontal direction were larger than in the vertical and diagonal directions ($p < 0.05$). Reference diameters measured on digital images were larger than those on analog images ($p < 0.0001$). The difference in the real and measured reference diameter (2 and 3 mm) was less than 1% on digital images. The mean error in measurement of stenotic diameter measured on cinefilm images was 0.4 - 6.3% smaller for 0.5 - 4.5 mm diameter, but on digital images was 13% larger for 1 mm diameter, 18% larger for 0.75 mm diameter and 28% larger for 0.5 mm diameter. Under clinical conditions, the reference vessel diameter measured at the stenosis and the percentage stenosis were well correlated between the analog and digital images.

Conclusions. Reference diameters of stenotic vessels are almost the same on cinefilm and digital images, but stenotic diameters under 1 mm are larger than actual size on digital images and on cinefilm images.

J Cardiol 2001; 37(5): 241 - 248

Key Words

Angiography (quantitative coronary arteriography)
Coronary artery disease

Interventional cardiology

はじめに

心臓カテーテル検査で行われる定量的冠動脈造影法はシネフィルム画像から血管径を計測し、冠動脈疾患の進行や改善時の血管動態の定量^{1,2}や経皮的冠動脈インターベンション前後の形成術の評価³、経皮的冠動脈インターベンション施術時の術式や器具の選択の参考となっている⁴。一方、コンピューターや通信技術の発達によって医用画像のデジタル化が進み、心臓

カテーテル検査領域においてもデジタル画像のコンピューターネットワークによる動画の通信システムが普及している。そのため、定量的冠動脈造影法に用いられる画像はアナログ像から512 × 512マトリクス、256階調のデジタル像(DICOM 3.0規格)⁵に移行した。

Reiberら⁶は、アナログ像とデジタル像の定量的冠動脈造影法の比較を行ったが、造影剤を封入した模擬血管は、厚さ10 cmのプレキシグラスの上[X線のイ

心臓血管研究所附属病院 放射線部, *循環器内科: 106-0032 東京都港区六本木7-3-10
Department of Radiology, * Division of Cardiology, Cardiovascular Institute Hospital, Tokyo

Address for correspondence: ARAI H, BS, Department of Radiology, Cardiovascular Institute Hospital, Roppongi 7-3-10, Minato-ku, Tokyo 106-0032

Manuscript received December 27, 2000; revised February 20, 2001; accepted February 23, 2001

BS = bachelor of science

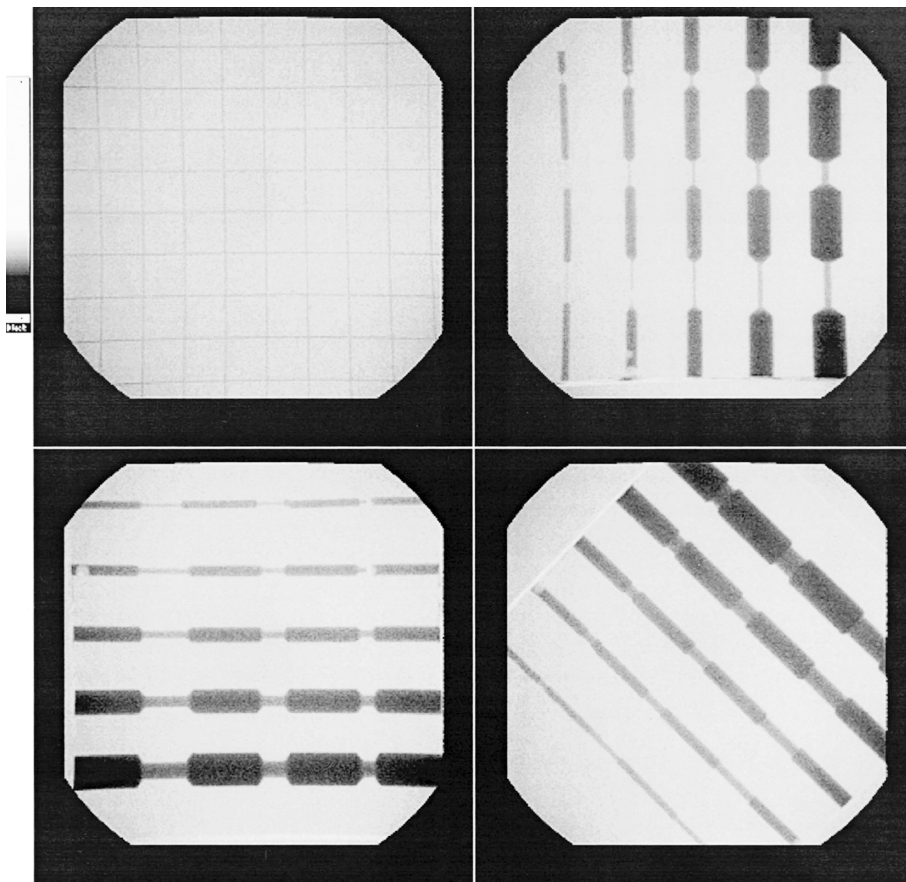


Fig. 1 Examples of digital images

Upper left: Reference grid. *Upper right:* Phantom 75% stenosis with the vessel in the vertical direction, and diameters of 8, 6, 4, 3 and 2 mm. *Lower left:* Phantom 50% stenosis with the vessel in the horizontal direction. *Lower right:* Phantom 25% stenosis with the vessel in the diagonal direction.

メージ増幅管(image intensifier : II)側]に置かれ、70kVと90kVの固定の撮影条件で、小焦点で撮影されている。我々は、より臨床の条件に近づけるため、厚さ20cmのアクリレートの中央に模擬血管を置き、画像濃度を適正にするため、自動露出で撮影した(大焦点撮影)。そして、アナログ像とデジタル像を同時に作成して同じ解析ソフトで定量的冠動脈造影法を行い、計測値の比較を行った。また、臨床上の狭窄血管病変のアナログ像とデジタル像の定量的冠動脈造影法を行い、血管径と狭窄率を比較した。

方 法

1. 模擬血管像の収集

厚さ2cmのアクリレート製の模擬血管(京都科学製)を30×30×厚さ10cmの2枚のアクリレート板で挟み、心血管撮影装置BICOR T.O.P.(シーメンス旭メ

ディテック製)の患者用ベッド(カーボンファイバー製)上に置いた。X線管焦点とIIの距離を95cm、アクリレート表面からII表面までの距離を1cmにした。

模擬血管の狭窄の前後の部分の基準直径が2, 3, 4, 6, 8mmの内腔に造影剤(イオパミドール370mg I/ml)を封入した(基準直径8mmの部分は撮影のみで、計測はしていない)。模擬血管は狭窄率が25%, 50%, 75%の3種を用いた。また、模擬血管の走行が画面上で、水平、垂直、水平方向から45°方向になるように置いて、II視野サイズ13cm、自動露出でX線シネ撮影を行い、アナログ像とデジタル像を同時収集した。そのときのX線管電圧は83.2 - 83.9 kV、管電流は746 - 747 mA(大焦点0.8×0.8mm)、パルス幅は6.7 - 6.8 msec/frameであった。デジタル画像の例をFig. 1に示す。

較正用のグリッド像は1cm間隔の格子(幅0.5mm、

Table 1 Calibration factors

Vessel direction	Vessel diameter(mm)				
	2	3	4	6	
Cinefilm image	Horizontal	0.0837	0.0847	0.0854	0.0848
	Vertical	0.0835	0.0845	0.0850	0.0849
	Diagonal	0.0824	0.0846	0.0850	0.0843
Digital image	Horizontal	0.2054	0.2104	0.2112	0.2071
	Vertical	0.2043	0.2089	0.2116	0.210
	Diagonal	0.2003	0.2085	0.2102	0.2105

厚さ0.2mmの銅製、フクダ電子製)を30×30×厚さ11cmの亚克力板で挟み(全体で厚さ22.4cm)、模擬血管と同じ位置に置いて上記と同様にアナログ像とデジタル像を同時収集した。そのときの撮影条件は82.7kV, 745mA, 6.8msec/frameであった。

撮影したシネフィルムMI-CG(富士フィルム製)は、自動現像機FPM3000(富士メディカルシステム製)で現像液XCD-1(Softener 20ml/l;富士フィルム製)、現像温度25.3℃、現像速度28ft/minで処理した(平均階調度1.29)。デジタル画像はDICOM 3.0規格ですべての画像をCD-Rに記録した。

2. 定量的解析

画像の心血管解析システムへの取り込みと定量的解析は、つぎのように行った。

シネフィルムのアナログ像を心血管解析システム(Cardiovascular Measurement System Ver 4.0: CMS; MEDIS製)に取り込んで解析した(以下、アナログ法)。その際の画像のパーソナルコンピューターへの取り込みは、装置付属のテレシネコンバーター[1/2inch CCD(約41×10⁴pixel)のテレビカメラ]によりデジタル像に変換した。画像の取り込み時に較正係数(calibration factor: 画像内で寸法が既知であるもののpixelの大きさをmm単位に変換する係数)が0.08-0.1mm/pixel(狭窄率を計測するときのCMSの推奨値)になるようにテレビカメラのズームの拡大率を調整した。

CMSによるCD-Rのデジタル像の解析(以下、デジタル法)は、アナログ法で用いた画像と同一画像を選択して解析した。

較正係数値はアナログ法とデジタル法のそれぞれに

ついて、グリッド像の格子間を8回以上計測して平均を求めた。その際の格子間は、計測する模擬血管像と画像上の同じ位置で行い、血管の走行方向に垂直な方向(斜め走行の血管に対しては格子の対角線方向)で計測した。

模擬血管像の計測時には、上記で計測した較正係数値を入力した。模擬血管像の狭窄長は5mmの部分を用いて、その前後の基準直径部分を各10mm以上含むように血管像の走行方向に始点と終点を設定して、血管像の輪郭を自動描出して仮想的な非狭窄血管の辺縁を作成して、模擬血管像の最小直径位置に対応する血管径(以下、基準直径)を計測した。引き続き、狭窄部の平均値を求めるため、狭窄部の近位部と遠位部をカーソルで指定して計測した。

模擬血管の直径がそれぞれ2, 3, 4, 6mm, 狭窄率がそれぞれ25%, 50%, 75%, 走行方向が画面上でそれぞれ水平, 垂直, 45°方向をそれぞれ10回ずつ計測した。測定値は平均±標準誤差で表し、統計処理はt検定により行い、p<0.05を有意差の判定とした。

臨床で経皮的冠動脈インターベンションを行った20症例の施術前のシネフィルム像とデジタル像の同一画像の基準直径, 最小直径および狭窄率を前記と同様の方法で求めた(ただし、較正はカテーテル部の直径を用いて計測は1回)。

結 果

グリッド較正時の較正係数値をTable 1に示す。較正係数値の平均はアナログ法では0.0844mm/pixel, デジタル法では0.2082mm/pixelであり, 1pixelの1辺当たり約2.5倍になる。アナログ法は解析時に拡大画像

Table 2 Reference vessel diameters

Phantom		Horizontal direction		Vertical direction	
Vessel diameter(mm)	Percentage diameter stenosis(%)	Analog image	Digital image	Analog image	Digital image
2	25	1.946 ± 0.007 ^{†¶}	2.044 ± 0.007 ^{*†§}	1.892 ± 0.013	1.973 ± 0.046 [*]
	50	2.023 ± 0.018 ^{†§}	2.05 ± 0.008 ^{*†¶}	1.981 ± 0.010	2.024 ± 0.021 [*]
	75	1.939 ± 0.007	2.026 ± 0.005 ^{*†§}	1.949 ± 0.015	1.999 ± 0.025 [*]
3	25	2.936 ± 0.026 [§]	3.044 ± 0.08 ^{*†§}	2.926 ± 0.014	2.979 ± 0.009 [*]
	50	2.949 ± 0.007 ^{†§}	3.042 ± 0.008 ^{*†§}	2.868 ± 0.016	2.999 ± 0.016 [*]
	75	2.912 ± 0.010 [†]	3.046 ± 0.007 ^{*†§}	2.881 ± 0.009	2.987 ± 0.013 [*]
4	25	4.002 ± 0.006 [†]	4.109 ± 0.009 ^{*†}	3.932 ± 0.009	4.08 ± 0.013 [*]
	50	3.999 ± 0.007 ^{†§}	4.111 ± 0.014 ^{*†§}	3.952 ± 0.008	4.081 ± 0.010 [*]
	75	4.109 ± 0.009 ^{†§}	4.145 ± 0.010 ^{*†§}	3.967 ± 0.007	4.086 ± 0.010 [*]
6	25	6.065 ± 0.005 ^{§†}	6.161 ± 0.007 ^{*†§}	6.047 ± 0.007	6.112 ± 0.013 [*]
	50	6.032 ± 0.004 [§]	6.117 ± 0.008 ^{*†§}	6.034 ± 0.011	6.09 ± 0.011 [*]
	75	6.126 ± 0.018 ^{†§}	6.139 ± 0.007 [§]	6.033 ± 0.007	6.122 ± 0.013 [*]

Phantom		Diagonal direction		Mean	
Vessel diameter(mm)	Percentage diameter stenosis(%)	Analog image	Digital image	Analog image	Digital image
2	25	1.895 ± 0.007	1.973 ± 0.041 [*]	1.911 ± 0.027	1.997 ± 0.049 [*]
	50	1.916 ± 0.021	2.013 ± 0.017 [*]	1.973 ± 0.048	2.029 ± 0.022 [*]
	75	1.942 ± 0.008	1.985 ± 0.010 [*]	1.943 ± 0.011	2.003 ± 0.023 [*]
3	25	2.888 ± 0.011	2.99 ± 0.011 [*]	2.917 ± 0.027	3.004 ± 0.030 [*]
	50	2.895 ± 0.007	2.999 ± 0.007 [*]	2.904 ± 0.036	3.013 ± 0.023 [*]
	75	2.906 ± 0.005	3.038 ± 0.013 [*]	2.9 ± 0.016	3.024 ± 0.029 [*]
4	25	3.989 ± 0.006	4.061 ± 0.007 [*]	3.974 ± 0.032	4.083 ± 0.022 [*]
	50	3.986 ± 0.009	4.049 ± 0.009 [*]	3.973 ± 0.021	4.08 ± 0.028 [*]
	75	3.989 ± 0.012	4.05 ± 0.009 [*]	4.022 ± 0.064	4.094 ± 0.041 [*]
6	25	6.021 ± 0.009	6.131 ± 0.013 [*]	6.044 ± 0.020	6.135 ± 0.023 [*]
	50	5.999 ± 0.010	6.141 ± 0.006 [*]	6.022 ± 0.018	6.116 ± 0.023 [*]
	75	5.986 ± 0.010	6.102 ± 0.014 [*]	6.048 ± 0.060	6.121 ± 0.019 [*]

Values are mean ± SEM. * $p < 0.0001$, analog image vs digital image. † $p < 0.0001$, ‡ $p < 0.05$ vs vertical direction. § $p < 0.0001$, ¶ $p < 0.01$ vs diagonal direction.

を用い、デジタル法より画像を細かく分割している。各模擬血管の基準直径を Table 2 に示す。2, 3, 4, 6mm の各狭窄率および各撮影方向で計測した基準直径は 1 例を除き、デジタル法の計測値がアナログ法の計測値より大きかった($p < 0.0001$)。またアナログ法では、水平方向に置かれた模擬血管の基準直径は垂直方向に置かれた場合に対して 12 例中 9 例で大きい値を示し($p < 0.05$)、斜め方向に置かれた場合に対して 12 例中 9 例で大きい値を示した($p < 0.01$)。デジタル法では、水平方向に置かれた模擬血管の基準直径は垂直方向に置かれた場合に対して 12 例中 11 例で大きい

値を示し($p < 0.05$)、斜め方向に置かれた場合に対して 12 例中 9 例で大きい値を示した($p < 0.01$)。

各模擬血管の直径とアナログ法およびデジタル法による基準直径の平均値の差を Fig. 2 に示す。2, 3, 4, 6mm の各直径でデジタル法の計測値がアナログ法の計測値より大きかった($p < 0.0001$)。また、デジタル法の計測値は実際より大きい値を示した。

各模擬血管の狭窄部の平均値を Table 3 に示す。2, 3, 4, 6mm の各狭窄および各撮影方向で計測した基準直径は 4 例を除き、デジタル法の計測値がアナログ法の計測値より大きかった($p < 0.0001$)。また、各模

Table 3 Stenotic vessel diameters

Phantom		Horizontal direction		Vertical direction	
Vessel diameter(mm)	Percentage diameter stenosis(%)	Analog image	Digital image	Analog image	Digital image
2	1.5	1.353 ± 0.017	1.488 ± 0.076*	1.522 ± 0.029	1.511 ± 0.038
	1	0.864 ± 0.035	0.935 ± 0.035*	0.913 ± 0.041	1.055 ± 0.027*
	0.5	0.474 ± 0.051	0.671 ± 0.030*	0.495 ± 0.036	0.627 ± 0.035*
3	2.25	2.116 ± 0.039	2.225 ± 0.026*	2.192 ± 0.035	2.168 ± 0.020
	1.5	1.378 ± 0.024	1.491 ± 0.030*	1.469 ± 0.018	1.486 ± 0.032
	0.75	0.730 ± 0.027	0.921 ± 0.010*	0.788 ± 0.046	0.902 ± 0.015*
4	3.0	2.953 ± 0.007	3.025 ± 0.023*	2.820 ± 0.044	2.961 ± 0.028*
	2.0	1.888 ± 0.016	2.001 ± 0.043*	1.899 ± 0.020	1.997 ± 0.010*
	1.0	0.956 ± 0.049	1.137 ± 0.044*	0.962 ± 0.034	1.171 ± 0.040*
6	4.5	4.528 ± 0.019	4.635 ± 0.013*	4.447 ± 0.012	4.573 ± 0.016*
	3.0	2.904 ± 0.028	2.974 ± 0.023*	2.904 ± 0.019	2.970 ± 0.028*
	1.5	1.418 ± 0.030	1.526 ± 0.036*	1.414 ± 0.016	1.424 ± 0.047

Phantom		Diagonal direction		Mean	
Vessel diameter(mm)	Percentage diameter stenosis(%)	Analog image	Digital image	Analog image	Digital image
2	1.5	1.370 ± 0.034	1.457 ± 0.042*	1.405 ± 0.088	1.485 ± 0.057*
	1	0.819 ± 0.046	0.898 ± 0.046*	0.865 ± 0.056	0.963 ± 0.077*
	0.5	0.508 ± 0.036	0.615 ± 0.020*	0.492 ± 0.043	0.638 ± 0.037*
3	2.25	2.161 ± 0.026	2.292 ± 0.030*	2.156 ± 0.045	2.228 ± 0.057*
	1.5	1.367 ± 0.025	1.444 ± 0.029*	1.405 ± 0.051	1.474 ± 0.036*
	0.75	0.716 ± 0.024	0.829 ± 0.036*	0.745 ± 0.045	0.884 ± 0.046*
4	3.0	2.973 ± 0.019	3.038 ± 0.019*	2.915 ± 0.074	3.008 ± 0.041*
	2.0	1.867 ± 0.028	1.984 ± 0.027*	1.885 ± 0.025	1.994 ± 0.034*
	1.0	1.010 ± 0.050	1.085 ± 0.027*	0.976 ± 0.050	1.131 ± 0.051*
6	4.5	4.470 ± 0.033	4.536 ± 0.024*	4.482 ± 0.041	4.581 ± 0.045*
	3.0	2.890 ± 0.015	2.983 ± 0.037*	2.899 ± 0.021	2.976 ± 0.030*
	1.5	1.373 ± 0.041	1.497 ± 0.033*	1.402 ± 0.036	1.482 ± 0.058*

Values are mean ± SEM. *p < 0.0001, analog image vs digital image.

擬血管の狭窄径に対する計測値との差の比を Fig. 3 に示す。アナログ法では0.4 - 6.4%の範囲にあるが、デジタル法では狭窄径が小さくなると実際の値に対する比が大きくなり、狭窄部径が1mmでは13%大きく、0.75mmでは18%大きく、0.5mmでは28%大きく計測した。

臨床の造影血管像のアナログ法およびデジタル法の計測で求めた各病変の基準直径相関関係を Fig. 4 - 左に示す。回帰式は $y = 0.904x + 0.270$, $r = 0.954$ であり、良い相関関係を示した。また、狭窄率の相関関係を Fig. 4 - 右に示す。回帰式は $y = 0.790x + 8.21$, $r =$

0.838 であり、良い相関関係を示した。

考 察

1. 模擬血管実験

IIを用いるX線像の撮影では、IIの入力面が曲面であることや地磁気の影響により画面の周辺部に歪みが生じる^{7,8)}。そのため、寸法が既知の格子を撮影して画像上の較正係数値を各模擬血管の計測位置および方向によって求めなければならない。今回撮影した画像では、直径4mmの模擬血管は、水平、垂直、斜めのいずれの方向でも画面の中央付近に位置し、直径

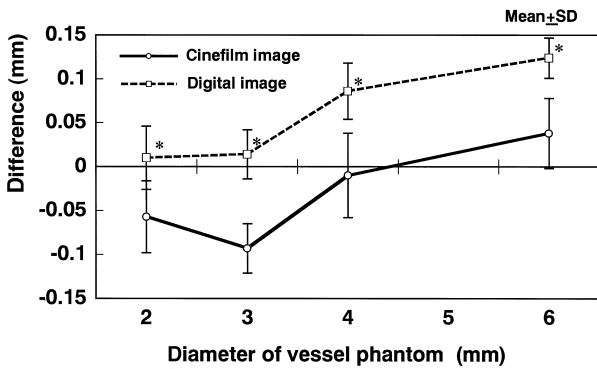


Fig. 2 Difference between vessel phantom diameter and reference diameter measured on digital and cinefilm images

Reference diameters measured on the digital image are larger than the actual diameter.
* $p < 0.0001$ vs cinefilm image.

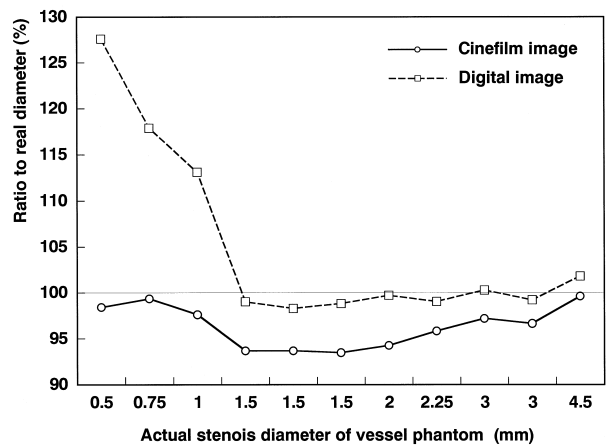


Fig. 3 Ratios of measured stenotic vessel phantom diameter to real diameter on cinefilm and digital images

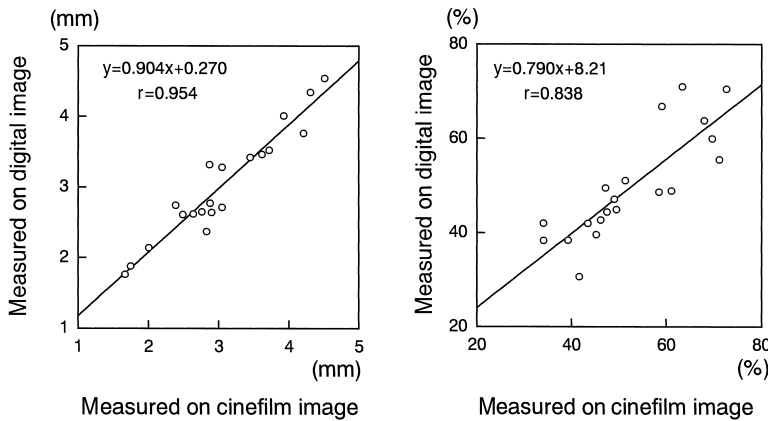


Fig. 4 Correlations of reference vessel diameter (left) and percentage diameter stenosis (right) measured on cinefilm and digital images

2 mm の模擬血管は画面の周辺部に位置した。直径 2 mm の模擬血管の計測時に使用したアナログ法の校正係数値は、直径 4 mm のそれに比べて、水平方向の画像で 2.0%、垂直方向の画像で 1.8%、斜め方向の画像で 3.1% 小さい値を示した。校正係数値は、画像内の寸法に直接影響するためキャリブレーションと計測の位置が異なると誤差が生ずる。

基準直径は画面上の走行方向により差が生じた。水平方向に走行する模擬血管径は垂直方向および斜め方向の血管より大きく計測された。デジタル法とアナログ法の両方で同様の傾向が得られたことにより、両者に共通する条件で模擬血管の走行方向によって変わるものが原因と考えられた。例えば、II の前面にある散乱線除去グリッドの鉛箔の方向が挙げられる。今回使用した装置では、鉛箔は画面の垂直方向に走る。画

面の 1 点に入射する散乱線は、鉛箔の走行方向からはその間隙を通過して、その他の方向より多いと考えられ、鉛箔の走行方向に垂直な模擬血管像の辺縁をぼかし、辺縁間すなわち血管径を大きくとる可能性がある。

模擬血管径が 2, 3, 4, 6 mm の各撮影方向と各狭窄率を平均した基準直径は、各模擬血管に対してデジタル法がアナログ法に比べて大きい値を示したが、その差は直径 3 mm で最大 0.107 mm であった。また、デジタル法はすべて模擬血管直径より大きな値を示したが、直径 2, 3 mm では差が 0.02 mm 以下 (1% 以下) であり、1 pixel が約 0.2 mm から換算すると 2 mm の距離は約 10 pixel に対応し、1 pixel が約 10% に対応することや、校正係数値計測時の場所による誤差と比較すると、0.01 mm 単位の狭窄の進展を検討するような実験

では精度に問題があるが、インターベンション時の器具の選択の目安とするには実用上問題ないと考えられる。

模擬血管の狭窄部分の平均値の計測は、アナログ法では、0.5 - 4.5 mmの狭窄部で実際より小さく計測されたが、狭窄部の太さに依存しなかった。デジタル法では、狭窄直径が1 mm(約5 pixel相当)以下で過大評価し、狭窄直径が小さくなるほどその度合いは大きくなった。0.5 mmの物体はデジタル法の較正係数値の平均で換算すると約2.4 pixelとなり、pixel単位で考えると、これを3 pixelとする場合は2 pixelとする場合に対して50%大きい値になり、大きな誤差を生ずる。しかし、1.5 mm径(約7.5 pixel相当)以上では過大評価しない。一方、アナログ法では0.5 mm径は約5.9 pixelに相当するが、過大評価はしていない。アナログ法でも血管の辺縁を描出する際には、デジタル化された画像を使用しており、デジタル法と同じアルゴリズムを使用していると考えられるので、アナログ法、デジタル法によらず、直径が約5 pixel相当以下の造影血管計測時に過大評価が起こればと考えられる。

Reiberら⁶⁾は、直径0.687 - 1.2 mmの模擬血管のデジタル法による計測では実際値との差は ± 0.1 mm以内であることを示している。我々の実験との間に差が出た理由として、模擬血管とII間の被写体部分からの散乱X線による血管像のぼけ、模擬血管とIIの距離が離れていることによる拡大によるぼけ、およびX線の焦点が大きいことによるぼけなどが考えられる。

2. 臨床画像

臨床の経皮的冠動脈インターベンション術前の冠動脈造影におけるデジタル法とアナログ法の計測値の比較では、基準直径の回帰直線は傾きが0.904、切片が0.270であり、2.8 mmを境にそれ以下ではデジタル法が太く計測し、それ以上では逆の傾向を示す。相関係数は $r = 0.954$ で、非常に良い相関を示した。また、デジタル法とアナログ法の計測値の差の絶対値をその平均で除した値が10%未満になるものは、20例中16例で全体の8割を占めた。以上より基準直径の計測については、デジタル法は解像度が劣るにもかかわらず、アナログ法に取って代ることが可能であると考えられる。

狭窄率の回帰直線は $y = 0.790x + 8.21$ であり、39%

以上の狭窄率で、狭窄率が小さいほどアナログ法で計測した値が大きい狭窄率を取る傾向がある。これは模擬血管の狭窄部をデジタル法がより大きく計測したことと一致する。デジタル法とアナログ法の狭窄率の差が5%未満のものは、20例中11例、5%以上10%未満のものは6例、10%以上差のあるものは3例であった。基準直径は非狭窄部分を用いて算出されるのに対して、狭窄率は最も細い径に依存するので、血管の辺縁の取り方に大きく依存し、ある範囲の平均を取るなどの操作をしても、デジタル法とアナログ法で差が出るのが模擬血管実験から予想される。また、臨床では多くの場合、カテーテルを較正として用いられる。この報告の臨床上的デジタル法とアナログ法の比較については、カテーテル較正を用いることによる前述の較正係数値計測時の場所による誤差や、用いるカテーテルの固体差から生ずる誤差については言及していない^{9,10)}。

今回、用いた心臓カテーテル装置で撮影されたシネフィルム上の画像と得られたデジタル画像は、同じII二次蛍光画像から生成されるが、IIの性能、フィルムの特性、現像処理の条件、定量的冠動脈造影法時の画像の取り込みや撮像管による電気信号への変換、A/D変換など画像形成に多くの要因を含んでおり、今回の実験結果がすべての施設、装置にあてはまるものではない。実験時のII二次蛍光画像の光量は、アナログ像とデジタル像に対して9:1に分配されていた。シネカメラを外し、デジタル像のみの収集の場合は、IIへの入射X線量は約半分になり、II二次蛍光画像上の光量はすべてデジタル画像生成に用いられる。そのため、上記に比べて画質、とくに粒状性が向上すると考えられる。

結 論

IIを用いるX線像の撮影では、画面の周辺部に歪みが生じ、定量的冠動脈造影法時の較正と血管計測の位置が異なると誤差が生ずる。

狭窄血管の前後の部分から外装して求めた模擬血管の基準直径は、血管径が2, 3, 4, 6 mmの場合、水平方向に走行する血管径は垂直方向および斜め方向の血管より大きく計測される($p < 0.05$)。また、模擬血管の基準直径はデジタル法がアナログ法に比べて大きい値を示す($p < 0.0001$)。そして、デジタル法はすべて

模擬血管直径より大きな値を示すが、直径2, 3mmでは差が0.02mm以下(1%以下)であった。

模擬血管の狭窄部分の計測は、アナログ法では、実際より0.4 - 6.3%小さく計測された。デジタル法では、狭窄直径1mmで13%、0.75mmで18%、0.5mmで28%大きく計測された。アナログ法、デジタル法によらず、直径が約5 pixel相当以下で造影血管計測時に過大評価

が起こると考えられる。

臨床の経皮的冠動脈インターベンション術前の冠動脈造影におけるデジタル法とアナログ法の計測値は非常に良い相関を示した。狭窄率の計測は最も細い径に依存するので、デジタル法とアナログ法で差が生じる。

要 約

目的: 冠動脈造影像の血管径を定量的に計測する方法において、シネフィルム像とデジタル像を用いる場合で差が生じるか否かを、模擬狭窄血管像および臨床画像を計測して比較した。

方法: 直径2, 3, 4, 6mmの狭窄を持つ模擬狭窄血管内に造影剤を封入して、X線イメージ増幅管を用いる間接撮影で、シネフィルム像とデジタル像を得て基準直径、狭窄部の直径を求めた。また、臨床上の狭窄血管像について同様に計測し比較した。

結果: シネフィルム像およびデジタル像は画像の周辺部で歪みを生じ、較正と計測位置が異なると計測値に誤差を生じた。模擬狭窄血管の画面上の走行が水平方向では、垂直および斜め方向に比べて計測された基準直径が大きかった($p < 0.05$)。デジタル像から計測した基準直径はシネフィルム像から計測したものより大きかった($p < 0.0001$)。シネフィルム像の0.5 - 4.5mmの狭窄部の平均は0.4 - 6.3%小さく計測された。デジタル像の1mmの狭窄部の平均は13%、0.75mmは18%、0.5mmは28%大きく計測された。臨床画像では、基準血管径、狭窄率とも良い相関を示した。

結論: 基準血管径はシネフィルム像とデジタル像でほぼ同じ値を示すが、直径1mm以下の狭窄部では、デジタル像を用いた計測では実際の値より大きく計測される。

J Cardiol 2001; 37(5): 241 - 248

文 献

- 1) Brown BG, Bolson E, Frimer M, Dodge HT: Quantitative coronary arteriography: Estimation of dimensions, hemodynamic resistance, and atheroma mass of coronary artery lesions using the arteriogram and digital computation. *Circulation* 1977; **55**: 329 - 337
- 2) Reiber JHC, Serruys PW, Kooijman CJ, Wijns W, Slager CJ, Gerbrands JJ, Schuurbiens JCH, den Boer A, Hugenholtz PG: Assessment of short-, medium-, and long-term variations in arterial dimensions from computer-assisted quantitation of coronary cineangiograms. *Circulation* 1985; **71**: 280 - 288
- 3) Johnson MR, Brayden GP, Ericksen EE, Collins SM, Skorton DJ, Harrison DG, Marcus ML, White CW: Changes in cross-sectional area of the coronary lumen in the six months after angioplasty: A quantitative analysis of the variable response to percutaneous transluminal angioplasty. *Circulation* 1986; **73**: 467 - 475
- 4) Reiber JH, van der Zwet PM, Koning G, von Land CD, van Meurs B, Gerbrands JJ, Buis B, van Voorthuisen AE: Accuracy and precision of quantitative digital coronary arteriography: Observer-, short-, and medium-term variabilities. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1993; **28**: 187 - 198
- 5) ACC/ACR/NEMA Ad Hoc Group: American College of Cardiology, American College of Radiology and industry develop standard for digital transfer of angiographic images. *J Am Coll Cardiol* 1995; **25**: 800 - 802
- 6) Reiber JHC, von Land CD, Koning G, van der Zwet PMJ, van Houdt RCM, Schalij MJ, Lesperance J: Comparison of accuracy and precision of quantitative coronary arterial analysis between cinefilm and digital systems. *in Progress in Quantitative Coronary Arteriography* (ed by Reiber JHC, Serruys PW). Kluwer Academic, Dordrecht, 1994; pp 67 - 85
- 7) Chakraborty DP: Image intensifier distortion correction. *Med Phys* 1987; **14**: 249 - 252
- 8) Solzbach U, Wollschlager H, Zeiher A, Just H: Optical distortion due to geomagnetism in quantitative angiography. *Comput Cardiol*; 1988: 355 - 357
- 9) Fortin DF, Spero LA, Cusma JT, Santoro L, Burgess R, Bashore TM: Pitfalls in the determination of absolute dimensions using angiographic catheters as calibration devices in quantitative coronary angiography. *Am J Cardiol* 1991; **68**: 1176 - 1182
- 10) Reiber JH, Jukema W, van Boven A, van Houdt RM, Lie KI, Bruschke AV: Catheter sizes for quantitative coronary arteriography. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1994; **33**: 153 - 155