

## 第19回計測分科会討論会

# DSAによる脳動脈瘤計測

金沢大学医学部附属病院 飯田 泰治

### 1. はじめに

脳動脈瘤に対するGDCによる血管内治療は1997年に保険適用となり、5年が経過した。現在では、脳動脈瘤の治療法は直接手術と血管内治療の2つの手段を持ち症例によっていずれかを選択するまでになった。血管内治療を行う上で、最も重要なことはコイルを動脈瘤内にうまく収めることである。そのため、動脈瘤の形状、特に大きさを知ることが重要となってくる。

血管径を計測する方法にはQCA(Quantitative Coronary Angiography)を代表とするカテーテル等を校正物体として用いるキャリブレーション法(以下、カテーテル法という)がある<sup>1-3)</sup>。しかし、脳血管領域では同一フレーム内に脳動脈瘤と校正体を撮影することは困難である。また、幾何学的拡大率から求める拡大率法<sup>4,5)</sup>もあるが動脈瘤の位置を特定することは困難である。これらの方法を脳動脈瘤計測に応用するためには計測精度の問題等や装置の3次元的な動きへの対応が問題となる。そこで、脳動脈瘤や血管径を正確に計測できる新しい方法(以下、グリッド面校正法という)を考案した<sup>6)</sup>。ここではグリッド面校正法をカテーテル法、3D-CTA法と比較し、その有効性について報告する。

### 2. 血管径計測の問題点と計測誤差の低減

#### 2-1 IIの歪み

IIには必ず糸巻き収差の歪みがあり、歪みは辺縁ほど大きくなるため、できるだけIIの中心部付近を使用することによって誤差を低減することが必要である。

#### 2-2 使用するIIサイズ

3~8フレンチのカテーテルをCアームの回転中心に配置させ焦点-II距離を100cmで、IIサイズが7インチ、10インチ、14インチで撮影したときの写真をFig1に示す。7インチでは1ピクセルは0.135mmとなり8フレンチのカテーテルは20ピクセルで表示されるが14インチでは1ピクセルは0.26mmで8フレンチのカテーテルは10ピクセルで表示される。誤差を1ピクセル含んだとすると当然IIが大きい14インチで誤差が大きくなる。誤差を低減するためには単位ピクセル当りの長さを小さくする必要があり、小さなIIサイズを用いた拡大撮影を行うことが求められる。

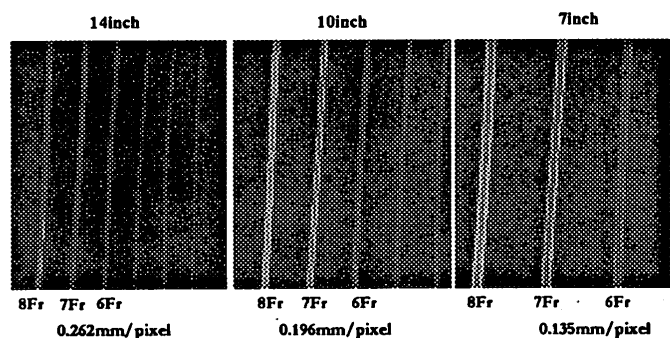


Fig.1 使用IIサイズによる影響

#### 2-3 カテーテルサイズ

最近、より細かいカテーテルが用いられる傾向にあるが、校正に用いるカテーテルのサイズは何フレンチにすればよいか問題となる。3~8フレンチの6種類のカテーテルを用いてカテーテル径を計測した結果をFig2に示す。グラフから使用IIサイズに関係なく校正体として5フレンチ以上のカテーテルを

使用することが必要である。大きな校正体を用いることにより、校正体を表現するピクセル数を大きくすることにより計測誤差を低減できる。

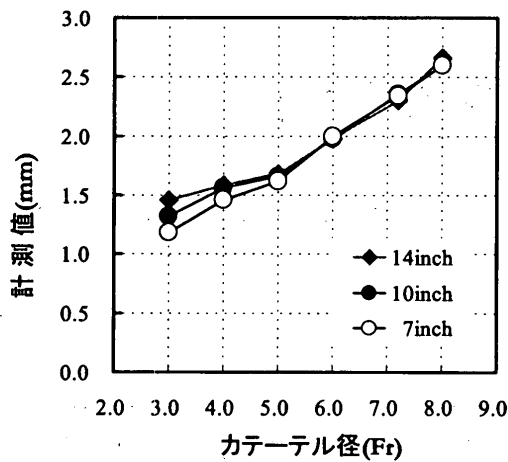


Fig.2 カテーテルサイズと計測値

#### 2-4 校正体と目的血管の位置関係

校正体および目的血管の高さと計測値の関係は、

$$Y = X * P / (P + Q)$$

Y: 計測値, X: 対象物の直径,

P: 焦点-校正体距離,

Q: 校正体-対象物距離)

で表される。

Fig.3 に SID=100 cm 時の実験値と理論値のグラフを示す。計測値は目的血管が校正体より II 側へずれると大きくなり、X 線管側へずれると小さくなる。その誤差は 5cm のずれで ±6% ~ ±7% となる。したがって、計測誤差を低減するためには対象物の位置を特定することが必須である。

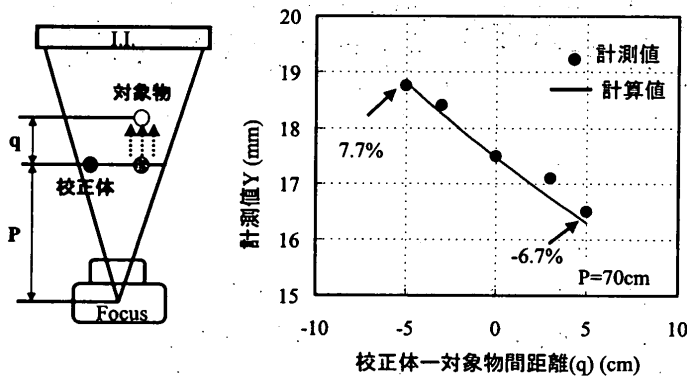


Fig.3 カテーテル法におけるカテーテルと血管の高さの違いによる変化 (SID=100cm, 対象物の直径=17.5mm のとき)

#### 2-5 カテーテルの辺縁抽出における問題点

QCA のソフトウェアにはカテーテル陰影をトレースして辺縁を抽出し校正に用いる機能がある。しかし、カテーテル内を造影剤で満たすか、満たさないかで計測値は変化する。実際に、造影剤の有無による計測値の変化を東芝製アンギオ装置で計測した。その結果を Fig.4 に示す。造影剤があるとカテーテル径は実際よりも細くなった。

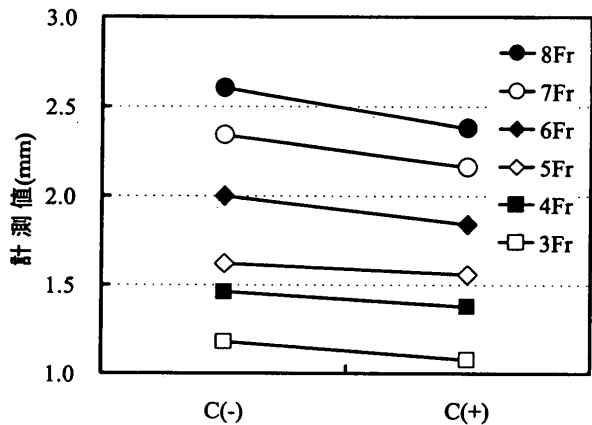


Fig.4 造影剤の有無による辺縁抽出の実際

#### 3. DSA による脳動脈瘤計測法の開発

脳動脈瘤の計測にカテーテル法を使用することができるか考えてみる。Fig.5 に正面と側面の脳動脈瘤の画像を示す。画像からカテーテルと目的血管の位置が違っていることが分かる。また、拡大すると動脈瘤とカテーテルを同一画像上に撮影することができなくなる。したがって、カテーテルを校正体として使用できなくなり、カテーテル法では脳動脈瘤を精度よく計測することはできないといえる。

そこで、新しい計測法の開発が求められるが、その必要条件は

- ① 寝台や C-アームの 3 次元的動きや幾何学的配置の変化に影響されずに使用できる。
- ② 大きな校正体を用いる。ただし、(1) 画像上でアーティファクトを形成しない。  
(2) 患者に校正体を貼付しない。
- ③ 拡大撮影に応用できる。
- ④ 対象物の位置を特定できる。

である。これらの条件を踏まえて、脳動脈瘤の計測法 (グリッド面校正法) を開発した。

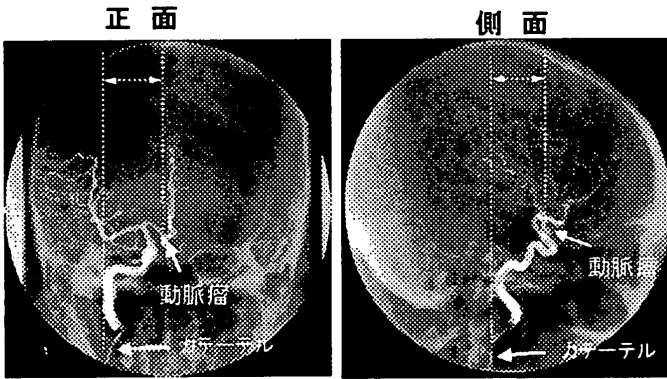


Fig.5 脳動脈瘤とカテーテルの位置の違い

3-1 算出理論

計測時の幾何学的配置図を Fig.6 に示す。図に示すように X 線管と II 間に対象物を挟んで 2 面の校正面を設定する。校正面は C-アームの三次元的動きに対応できるようにグリッド面と絞り装置前面に設定した。対象物の大きさ S を線分 E-F で表すとき、対象物の各校正面上での大きさは線分 A-B および線分 C-D で表すことができる。このとき、 $\angle OEF \sim \angle OCD$  より

$EF:CD = r_2 : r_1 + r_3$  であるから

$EF = CD \times r_2 / (r_1 + r_3)$  となる。

ここで、線分 C-D の大きさを  $S_g$  で表すとき、対象物の大きさ S は  $S = S_g \times r_2 / (r_1 + r_3)$  となる。

したがって、対象物の大きさ S はグリッド面上の大きさ  $S_g$  と距離  $r_1, r_2, r_3$  から算出される。

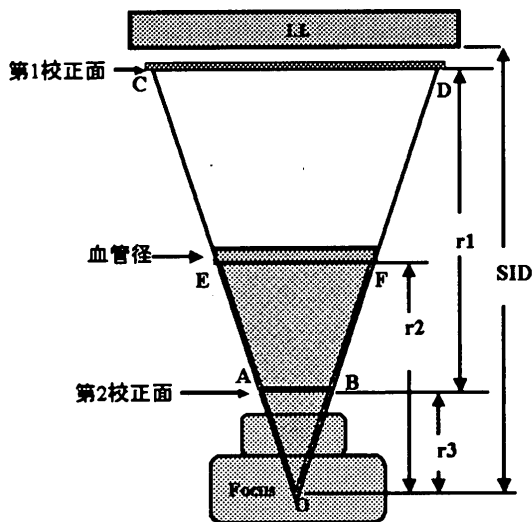


Fig.6 血管径算出の幾何学的配置図

ここで、 $r_1$  は校正面間距離であり実測可能である。 $r_2$  は対象物の位置によって変化する未知数である。 $r_3$  は X 線管焦点を特定しなければ正確に計測することはできない。

$S_g$  は校正用スケールをグリッド表面に貼付して撮影することで計測できる。

3-2 SID と両校正面間距離 ( $r_1$ ) との関係

$r_1$  は両校正面間の距離であるので測定することが可能である。そこで、装置に表示される SID と距離  $r_1$  の関係式  $r_1 = SID - a$  ( $a$  は定数) を事前に求めておく。

3-3 焦点-絞り装置表面間距離 ( $r_3$ ) の計測

Fig.6 において、 $\angle OAB \sim \angle OCD$  より

$\alpha = CD / AB$  とおくと

$\alpha = (r_1 + r_3) / r_3$  であるから  $r_3$  は

$r_3 = r_1 / (\alpha - 1)$  であらわされる。

したがって、 $r_3$  は Fig.7 に示すようにグリッド面および絞り面に校正用スケールを貼付して撮影し (Fig.7a), Fig.7b に示す計算から算出できる。

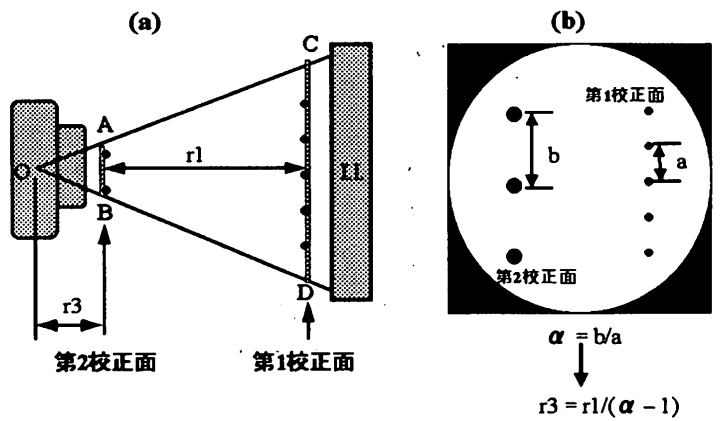


Fig.7 距離  $r_3$  の計測

3-4 対象物のグリッド面での座標と大きさ

グリッド面に校正用スケールを貼付した状態で 2 方向撮影を行う。撮影された画像内のスケール像の 5cm を用いて校正し計測することで、対象物のグリッド面上での座標と大きさを求める。

3-5 対象物の大きさの計測<sup>7)</sup>

距離 $r_2$ は対象物の位置によって変化する値で未知数であるため位置の特定が必須となる。Fig.8に示すように、X線管球焦点と対象物を結ぶ直線F1-Q1, F2-Q2の方程式を導出し、2つの直線の交点を求めることにより対象物の幾何学的座標を計算し $r_2$ を計算する。最後に、式 $S=Sg*r_2 (r_1+r_3)$ より大きさ $S$ を求める。

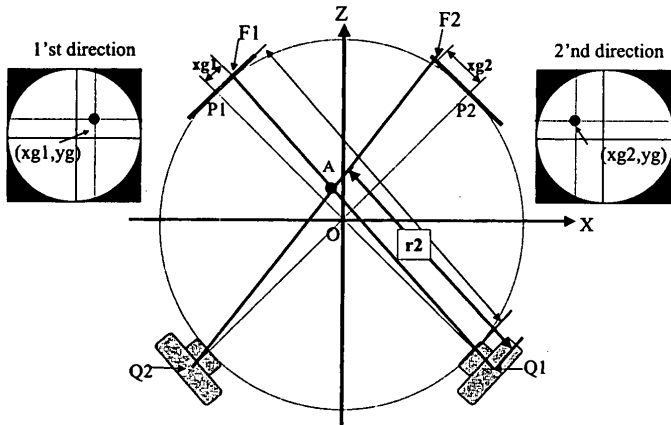


Fig.8 距離  $r_2$  の計算

4. シミュレーション実験

4-1 装置および材料

① 東芝社製 DSA 装置

- X線発生装置 KXO-80C
- 撮影支持装置 CAS-8000V
- 画像処理装置 DFP-2000A
- 焦点サイズ 0.6mm
- II.サイズ 10, 12, 14 インチφ
- 画像収集マトリックス 1024×1024, 10bit

② 模擬血管（ヨード含有率 300mg/ml の造影剤を2倍希釈で注入）

- a. 透過性チューブ  
直径 1.77mm ~ 30.00mm の 8種類 のチューブ
- b. 3~8 フレンチ造影用カテーテル

③ マーカー付き 5 フレンチカテーテル

④ 鉄球 2.8mm~17.5mm の 6種類

4-2 大血管ファントムと鉄球による実験

太さ 30mm のビニールチューブの中央にマーカーカテーテル（マーカー間隔 10mm）を入れ、水を注入したファントムを作成した。これを Fig.9 に示す幾何学配置で RAO20, LAO20 方向から撮影し、各マーカーの座標、各マーカー位置でのファントムの直径と各マーカー間の距離を計測した。使用 II.サイズは 14 インチφである。

6種類の鉄球（直径 2.8mm~17.5mm）を回転中心から±15cm, ±10cm, ±5cm, 0cm の位置に置き 2方向撮影を行い、鉄球の直径を計測した。使用 II.サイズは 10 インチφである。

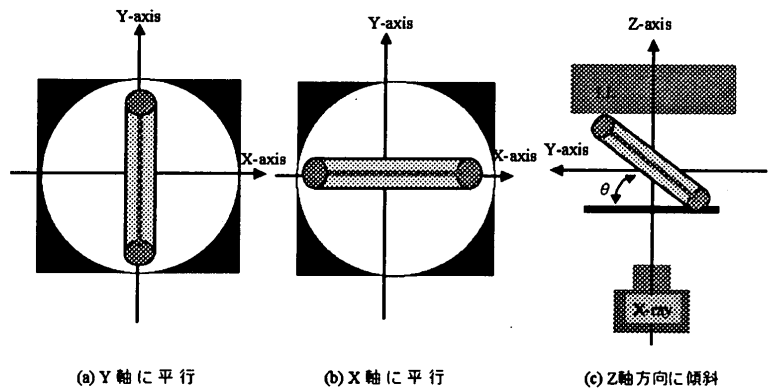


Fig.9 大血管ファントムの幾何学的配置

4-2-1 結果

Fig.10, Fig.11 に計測結果を示す。ファントムのマーカー位置は X 軸, Y 軸方向ともに II.中心部では正確に計測された。しかし、辺縁部では II.の歪みを受けて誤差が大きくなった。ファントムの直径および各マーカー間距離の計測値はそれぞれ 30.21mm±0.62mm, 10.31mm±0.57mm であった。ファントムの傾斜角を 0°, 10°, 15°, 30°, 45° に設定した場合、計測された角度はそれぞれ 0.2°, 11.8°, 15.1°, 32.3°, 0.2°, 11.8°, 15.1°, 32.3°, 46.1° となった。

鉄球に対する計測値を Table1 に示す。計測誤差は 2.65%±2.51%であった。

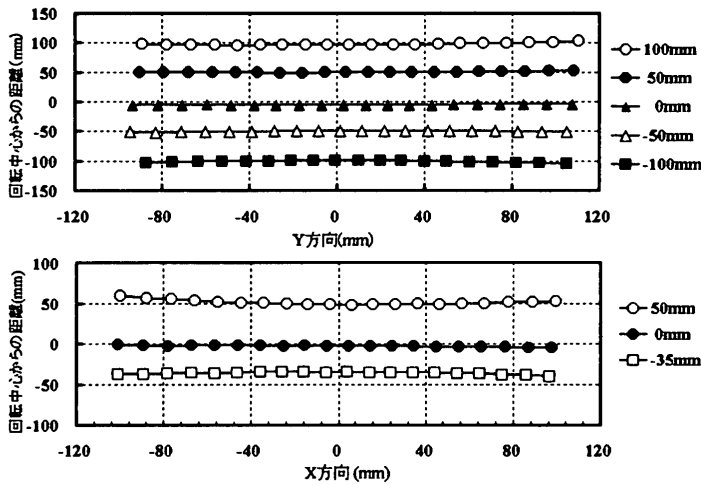


Fig.10 大血管ファントムの計測結果

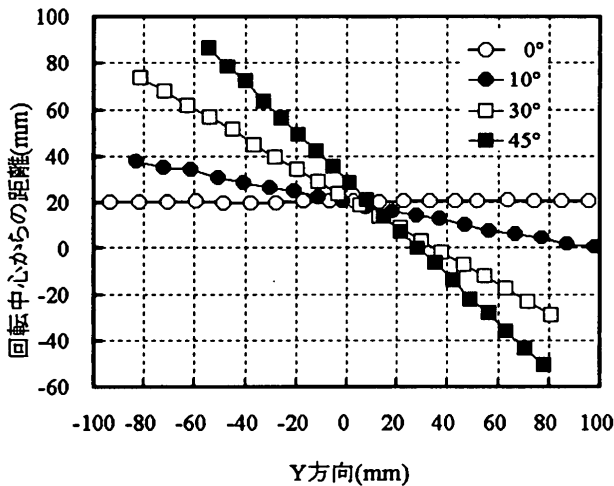


Fig.11 大血管ファントムの計測結果  
(ファントムを傾斜させた場合)

真値 (mm)	計測値 (mm)	標準偏差 (mm)	誤差 (%)	標準偏差 (%)
17.5	17.42	0.18	0.90	0.61
11.0	11.01	0.16	1.16	0.92
6.4	6.51	0.18	3.03	2.09
4.8	4.82	0.12	2.14	1.59
3.5	3.59	0.12	3.49	2.51
2.8	2.93	0.11	5.16	3.30
平均	n=252		2.65	2.51

Table 1 鉄球に対する計測結果

4-3 模擬血管による実験

模擬血管を用いて本法とカテーテル法および、3D-CTA (CT-angiography) により血管径を計測し<sup>7-10)</sup>、3者の計測精度について検討した。

模擬血管として内径

1.77mm,2.10mm,3.10mm,4.00mm,5.95mm,8.00mm,12.00mmである7種類の透過性チューブを用いた。

血管径およびカテーテル径の指示は主観的判断による誤差が含まれないように edge detection 法を用いて行った。カテーテル法では校正用に不透過性の5フレンチ造影用カテーテル(外径1.70mm)を用いた。模擬血管と5フレンチカテーテルにはヨード含有率300mg/mlの造影剤を2倍希釈(CT撮影時には12倍希釈)して注入して使用した。RAO30°~LAO30°の範囲で回転DSAを行い、収集した120画像から10°毎に7画像を抽出し、2画像ずつ計測に用いた。

4-3-1 結果

Table2に結果を示す。計測誤差は平均で本法3.63%±2.14%、カテーテル法4.40%±3.29%、3D-CT法21.7%±14.99%であり、本法は他の2法と比較して有意に低値を示した。本法の計測値(y)と真値(x)との回帰分析の結果、回帰式

$$y=1.0287 \times x-0.2107(R^2=0.9966)$$

が得られた。

	グリッド面校正法 n=1470	カテーテル法 n=245	3D-CTA法 n=6
計測誤差	3.63%	4.40%	21.70%
標準偏差	2.14%	3.29%	14.99%

P<0.0001  
(GSC法とCatheter法は血管径をedge detection法により求めた)

Table 2 模擬血管に対する計測制度の比較

5. 臨床応用

脳血管内治療を行った22症例に対して、使用したGDCの最大直径と本法および3D-CTA法による計測値を比較評価した。その結果をFig.12に示す。本

法の使用により GDC のサイズ不一致による回収率は減少した。この結果は相関係数の増加 (有意差なし) など 3D-CTA 法と比較して統計的に改善を示したことで説明できる。

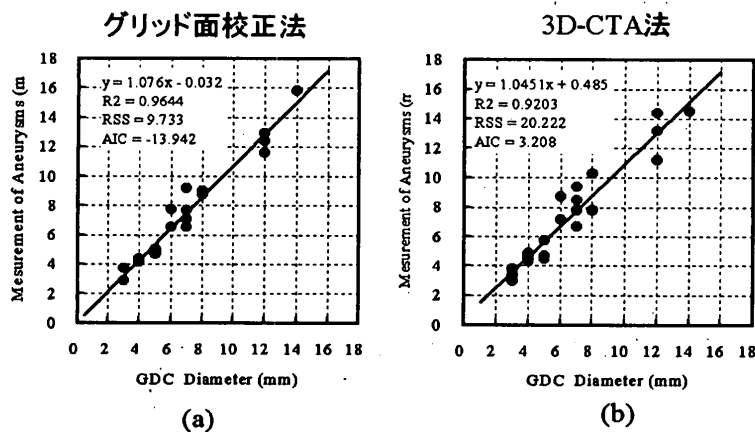


Fig.12 脳血管内手術 22 例における計測値と使用 GDC の最大径との比較

## 6. 結果

II サイズ 14 インチを使用した計測では II の辺縁部で計測誤差が大きくなった。鉄球を用いたハイコントラスト物質および模擬血管に対する計測誤差はそれぞれ 2.65%, 3.63% であった。模擬血管による基礎実験において、本法(y)とカテーテル法(x)の相関を調べたところ、回帰式  $y = 0.9726 \times x + 0.0023$  ( $R^2 = 1$ ) が得られた。分散分析の結果、本法の計測誤差および分散は他の 2 法と比較して有意に低値であった ( $P < 0.0001$ )。

22 症例の脳動脈瘤に対する血管内治療での臨床応用の結果、3D-CTA 法に比較してサイズ不一致によるコイルの回収率が低下した。使用 GDC の最大径と本法および 3D-CTA 法による計測値の間で有意差は認められなかったが、本法は相関係数、残差平方和等で 3D-CTA 法より統計的に改善が認められた。

## 7. 討論

キャリブレーション法では校正体と計測血管が同じ高さに位置することが必要条件であり、両者の高さのずれが計測値に大きな誤差を生ずる。さらに、カテーテルを使用した場合カテーテルの公称値と実

測値の違いや透過性、造影剤の有無や濃度による誤差などが計測精度に複雑に影響している<sup>11-12</sup>。また、校正体を歪みなく描出することは困難であり、この歪みが計測精度に影響を及ぼす。そのため、加藤ら<sup>3)</sup>は校正体を歪みなく描出できる撮影法を導入することで模擬血管 (1.4mm~5mm) に対して計測誤差を約 6.4% にできたと報告している。

本法では模擬血管 (1.77mm~30mm) に対する計測誤差は 3.63% で同時に行ったカテーテル法の計測誤差 4.40% よりも有意に低値を示し、計測値の分散も有意に低値であった。本法が高精度な計測法であることが示唆された。

現在、脳血管に対する計測方法として内頸動脈などの直径を解剖所見などから統計的に求めて校正値として利用する方法<sup>13)</sup>やコインを用いたキャリブレーション法<sup>14)</sup>が使用されている。本院でもコインやカテーテルを用いたキャリブレーション法による計測を行っていたが、動脈瘤と校正体の高さのずれや大口径 II 撮影によるピクセルサイズの増大や歪みによって計測値の誤差や分散が大きくなるため、計測値を指標として使用できなかった。そこで、3D-CTA 法による計測に変更した。3D-CTA 法は動脈瘤の形状等の把握には有効であったが、造影剤濃度や閾値設定などにより計測値の変動が大きいため、キャリブレーション法と同様にサイズの不一致による GDC の回収率は大きく、脳動脈瘤の大きさに一致した GDC を選択することは困難であった。

使用する GDC のサイズは動脈瘤の大きさからだけで決定されるものではなく、動脈瘤の大きさをベースとして動脈瘤の形状や血管分枝の存在、頸部の有無と形状などを 3D-CTA や回転 DSA 等から 3 次元的に把握して決定される。そのため、ベースとなる動脈瘤の大きさを正確に計測することは非常に重要である。脳動脈瘤 22 症例に対する脳血管内治療に本法を臨床応用したところ、3D-CTA 法使用時よりサイズ不一致による GDC の回収率は減少した。回収率の減少は Fig.8 に示すように 3D-CTA 法に比べて、相関係数の増加 (有意差なし) 等から統計的に改善が認められたことから説明できる。本法は脳血管内治療をはじめとする IVR において使用デバイスのサイズ決定に有用かつ高精度な計測法であるといえる。

本法はグリッド面に校正用スケールを貼付して撮影する。したがって、DSA像上ではアーティファクトを形成しない。ライブ像で観察してもスケールの陰影は観察の障害とはならない。本法は検査寝台やC-アームの3次元動的動き、SIDの変化など幾何学的配置の変動に対して対応が容易であり、再現性の向上やデータの安定性に優れていることが基礎実験、臨床応用を通して示唆された。また、装置の幾何学的配置と装置固有の定数を事前に求めておくことで既存の装置だけでなく、プリントアウトした画像を利用して計測可能であり、汎用性の大きい計測法であるといえる。

## 8. 結語

脳動脈瘤や血管径を計測する新しい計測法として、拡大率法とキャリブレーション法を複合した高精度かつ汎用性のあるグリッド面校正法を考案した。

模擬血管を用いた基礎実験ではカテーテル法と  $y = 0.9726X + 0.0023$  ( $R^2=1$ ) と完全な相関を示した。計測誤差は  $3.63\% \pm 2.14\%$  と他の方法に比して有意に低値を示した ( $p < 0.0001$ )。

脳動脈瘤 22 症例に対する脳血管内治療に臨床応用したところ計測値と使用 GDC の最大直径は非常によく一致し、動脈瘤と GDC のサイズ不一致による回収率は減少した。本法は従来法よりも高精度な計測法として使用 Coil のサイズ決定に大変有用であり、今後 IVR での応用が期待できる。

## 文 献

- Patrick WS David PF and Pim JF: Quantitative Coronary Angiography in Clinical Practice. pp. 1-719, Kluwer Academic Publishers (1994)
- 山口 徹, 西田隆寛: 冠動脈インターベンション, pp.77-79, 南江堂, 東京, (1995)
- 加藤京一: 3 軸回転アームを用いた QCA キャリブレーションの検討 —第1報— オンライン, 日放技学誌, 54(6),784-791,(1998)
- 田辺智晴, 安永国広, 石黒秋弘, 他: シングルプレーンアンギオシステムにおける幾何学的拡大率の補正方法の検討, 全循研誌,10,23-26 (1998)
- 田辺智晴, 安永国広: IVR 時における幾何学的拡大率の補正プログラムの開発にむけて, 全循研誌,11,27-30 (1999)
- 飯田泰治, 清水 満, 田村鋒男: DSA における血管径計測法の開発, 日放技学誌, 57(2),223-233,(2001)
- 坂本 清, 琴浦規子, 梅原孝好, 他: ステレオ DSA からの三次元画像再構成, 日放技学誌, 55(1),69-76,(1999)
- 森 恒, 小寺秀一, 安井一久: 頸部 3D-CT angiography における造影効果と狭窄病変の描出能, 日放技学誌, 54(7),897-899,(1999)
- 平野雄士, 松谷宏宣, 入山瑞郎, 他: 胃癌症例の 3D-CT の基礎的および臨床的検討. 日放技学誌, 55(12),1232-1238,(1999)
- 古市善章, 青木 正, 鴫田 修, 他: CT 画像データの三次元画像データ処理の利用と検討, 映像情報(M),26(4),181-185,(1994)
- 景山貴洋, 佐藤次男, 植木茂樹, 他: 定量的冠動脈造影法におけるカテーテル・キャリブレーションの精度について, 全循研誌,10,27-30 (1998)
- 佐藤久弥, 加藤京一, 景山貴洋, 他: 冠動脈管計測の計測制度に影響を及ぼす因子の検討, 全循研誌,11,21-23 (1999)
- Zubillaga AF, Guglielmi G, Vinuela F, et al.: Endovascular occlusion of intracranial aneurysms with electrically detachable coil: Correlation of aneurysm neck size and treatment. AJNR,15,815-820,(1994)
- Forbes G, Fox AJ, Huston III J, et al: Interobserver variability in angiographic measurement and morphologic characterization of intracranial aneurysms: A report from the international study of unruptured intracranial aneurysms. AJNR,17,1407-1415,(1996)