

第19回計測分科会討論会抄録

DSAによる脳動脈瘤計測

金沢大学医学部附属病院放射線部 飯田泰治

1. はじめに

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。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物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、2方向撮影から正確に血管径を計測する方法(以下、グリッド面校正法という)を考案した。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. DSAによる脳動脈瘤計測法の開発

2-1 算出理論

計測時の幾何学的配置図をFig.1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。

Fig.1bに示すように、対象物の大きさSを線分

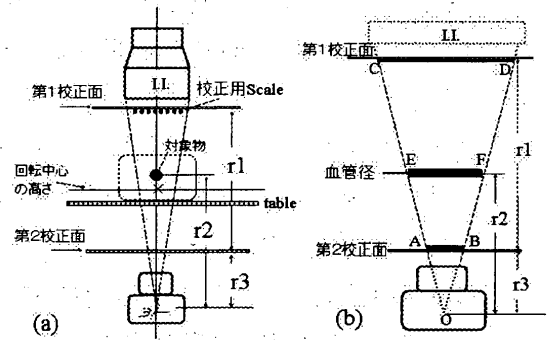


Fig.1 計測時の幾何学的配置図

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、 $\triangle OEF \sim \triangle OCD$ より

$EF:CD = r2 : r1+r3$ であるから

$EF = CD \times r2 / (r1+r3)$ となる。

ここで、線分C-Dの大きさをSgで表すとき、対象物の大きさSは $S = Sg \times r2 / (r1+r3)$ 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Sgと距離r1, r2, r3から算出される。

ここで、r1は校正面間距離であり実測可能である。r2は対象物の位置によって変化する未知数である。r3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。

Sg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。

2-2 距離 r3 の計測

Fig.1b において、 $\triangle OAB$ の $\triangle OCD$ より $\alpha = CD/AB$ とおくと $\alpha = (r1+r3) / r3$ であるから $r3$ は $r3=r1/(\alpha-1)$ であらわされる。

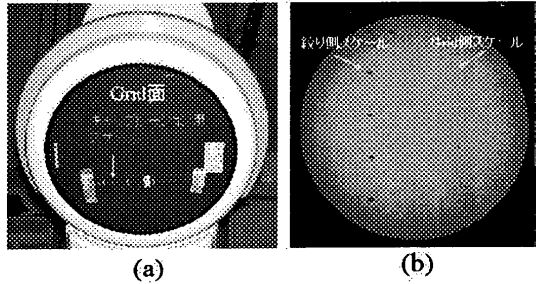


Fig.2 校正用スケールと画像

したがって、 $r3$ は Fig.2 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.2a), その画像 (Fig.2b) から α を求めて上記の式に代入することで算出できる。

2-3 対象物の位置の算出

距離 $r2$ 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。そこで、Fig.3 に示すようにグリッド面に校正用スケールを貼付した状態で2方向撮影しX線管球焦点と対象物がグリッド面へ入射する点を結ぶ直線を回転前後で求め、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 $r2$ を計算する。

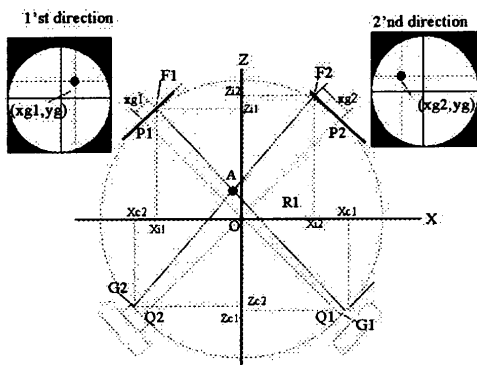


Fig.3 2方向撮影による対象物の位置の特定

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-arteriography) により血管径を計測し、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。

Table1. 計測結果

血管径 (mm)	グリッド面校正法(n=210)			カテーテル法(n=35)			3D-CT法(n=6) 閾値 350HU~2000HU		
	測定値 (mm)	測定誤差 (%)	SD	測定値 (mm)	測定誤差 (%)	SD	測定値 (mm)	測定誤差 (%)	SD
1.77	1.77	3.05	2.21	1.82	5.48	2.80	2.01	13.80	8.27
2.10	2.11	3.69	3.23	2.18	6.57	4.55	2.75	30.95	5.83
3.10	3.00	3.24	2.09	3.09	3.25	1.89	3.81	23.04	5.72
4.00	3.84	4.01	1.74	3.95	3.35	2.24	5.17	29.17	5.63
5.95	5.64	5.18	1.00	5.79	3.22	2.85	7.15	31.57	30.20
8.00	7.79	2.69	1.03	7.98	2.87	1.97	8.92	11.46	6.63
12.00	12.42	3.55	1.88	12.69	6.07	3.63	13.37	11.39	1.55
Total		3.63	2.14		4.40	3.29		21.70	14.99

4. 結果

Table1 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。また、本法はカテーテル法と $y=0.9726 \times x + 0.0023$ ($R^2=1$) の完全な相関を示した。

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.4 に示す。

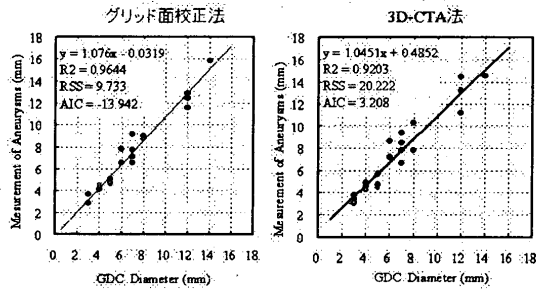


Fig.4 臨床応用の結果

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 法と比較して統計学的に改善を示したことで説明できる。

6. 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本法の計測誤差は 3.63%と他の方法に比して有意に低値を示した。また、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。