

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

大阪府立母子保健総合医療センター 田 辺 智 晴、安 永 国 広
石 黒 秋 弘、水 野 直 人

背景

近年、心臓カテーテル法の進歩はめざましく、その発端はPTCAの導入によるところが大きく考えられる。これは大容量のX線管球や高性能I. I.の開発などがカテーテル検査技術の向上に大きく寄与している。システム全体をみればコンピューターによる多様な解析が短時間で出来るものが多く、その機能性がカテーテル治療に多に威力を発揮している。

今回シングルプレーンを使用し、Cアームの回転角度とモニタに描出されている被検体の移動量より、幾何学的配置を算出する理論式を導き、その補正方法について検討した。以下、Cアームの回転をCR (C-arms rotation)、Cアームの回転角度をCRA (C-arms rotation angle) と略す。

算出方法

モニタに描出された血管はCRにより、モニタ上を左右方向に移動することがある。この時の移動量は血管・アイソセンター間距離とCRAに大きく起因している。このように一連の動作によりある物体がその影響を受け、さらに移動する関係には幾何学的な理論式(以下、方程式)が成り立つと考えられる。

本報告では、方程式を導くための基本的な考え方について述べる。

本方法はアイソセンターを平面座標中心として
理論1: CR前の管球焦点Fと被検体Mを通過して

I. I.に入射する点aを平面座標の2点と考え、その2点を通る直線Faの方程式を求める。

理論2: 同様にCR後の2点F' bを通る直線F' bの方程式を求める。

理論3: 2つの直線FaとF' bの交点座標M(以下、測定値)を求める。

以上3つの計算理論を繰り返すことが基本的な考え方になっている (Fig. 1)。また管球焦点・I. I.間距離(SID値)、アイソセンターでの幾何学的拡大率(MAG値)、CRA値(θ)を方程式に代入することで、測定値を求めることができる。このようにして計算結果を得るのは難しいことではない。ただし光学系の歪やCR運動が画像に与える影響などシステムの構成要素を考慮すれば、方程式を導出するのは極めて困難になる。

実験方法および結果

幾何学的拡大率を用いた補正方法において精度誤差は測定値の算出精度に起因される。実際の臨床を想定し、まず方程式により被検体の幾何学的配置(測定値)を求め基礎的な検討を行った。

CR前の幾何学的実験配置

- ① 発泡スチロールにグラフ用紙を貼り、グラフ用紙の中心がCR中心となるように固定した

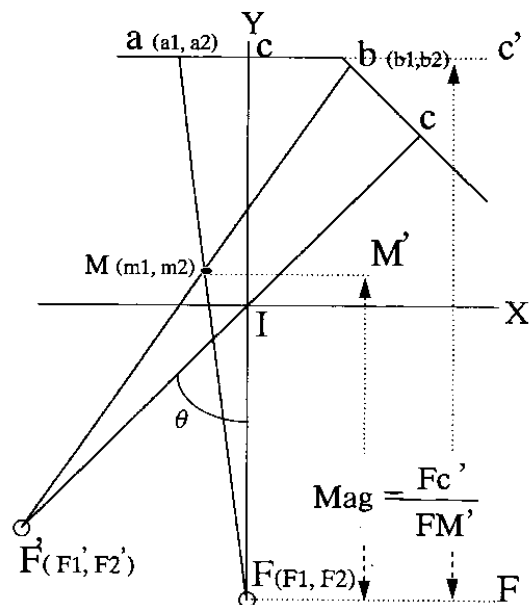


Fig. 1 理論図

(Fig. 2)。このグラフ用紙の目盛りを実測値とする。

- ② I.I.の入力蛍光面サイズ(9, 7, 4.5インチ)を変化させ撮影領域の変化による測定値の誤差を求めた。以下、I.I.入力蛍光面サイズを変化

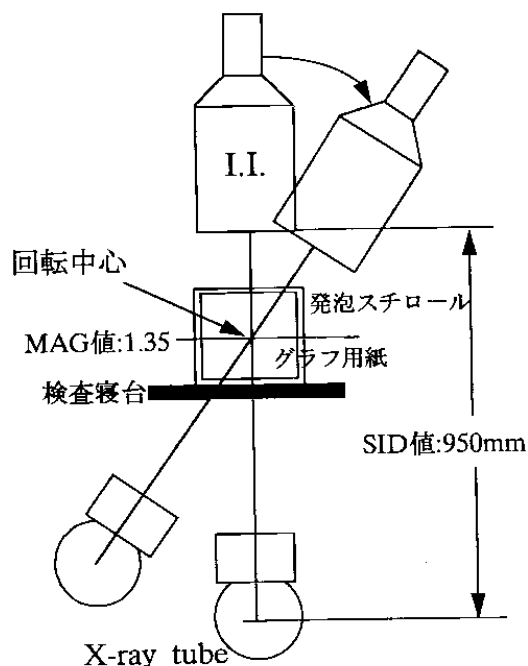


Fig. 2 実験配置図

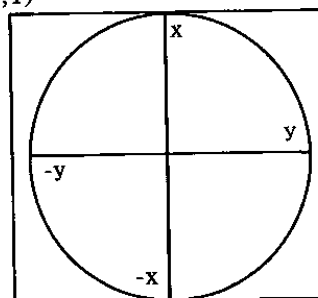
させて行った実験結果については9インチ、7インチ、4.5インチと略す。

- ③ グラフ用紙に22Gの医療用の針を刺し、測定点の実測値を設定した。
 ④ モニタの針の位置を1024×1024のマトリックスのピクセル値(以下、ピクセル座標値と略す)で表示する。しかし、当センターのモニタの表示領域はFig. 3に示すとおりである。また、アイソセンターのピクセル座標値を反復作業(n=10)により求め、Y列に表示した平均値を回転中心のピクセル座標値として方程式に代入した。

測定値の精度

- ① CRAと測定値の関係をみるためX=0、Y=-70~+70(10mm間隔)方向に針を刺しCアームをRAO方向に5、10、15、20、25、30度回転させ、その時のピクセル座標値を求めた。

(1,1)



F.Monitor (1022,958)

	X	Y
9インチ	482.0±4.0e-1	513.6±8.4e-1
7インチ	483.1±6.7e-1	514.5±9.5e-1
4.5インチ	481.7±5.3e-1	512.2±7.8e-1

平均値±標準偏差

Fig. 3 アイソセンターのピクセル座標値

結果をTable 1に示す。得られたピクセル座標値を理論2の点bに代入し測定値を求めた。またFig. 4に実測値-測定値=測定誤差としたときのI.I.入力蛍光面サイズの違いによる変化を示す。

各I.I.入力蛍光面サイズに対し、CRA5度では測定誤差は7mm以上を示し、10度以上では3~4mmで変動した。この結果からI.I.の入力蛍光面サイズの違いによる精度差は認められなかった。

- ② CRAと測定値のパラツキの関係をみるため、X=-70~+70(10mm間隔)、Y=0においても同様にCアームを回転させ、ピクセル座標値を求めた。ただしY=0の時4.5および7インチのI.I.有効視野はTable 2に示す様4.5インチではX=-40~+40、7インチではX=-60~+50であった。よってFig. 5には、4.5、7、9インチ共にX=-40~+40のピクセル座標値を方程式に代入した結果を示す。

9インチの測定変動は7および4.5インチのそれよりも大きく、あきらかに7および4.5インチが優位な結果になった。よって本方法はI.I.の入力視野サイズに依存した。また、CRA5度と10度以上では測定誤差が著しく変化し、10度以上で安定する傾向がみられた。

- ③ 撮影領域内の任意の3カ所A、B、C点に模

Table 1 Y方向とCRAの変化によるピクセル座標値

回転角度	5度			10度			15度			20度			25度			30度			
	I.I.サイズ	4.5"	7.0"	9.0"	4.5"	7.0"	9.0"	4.5"	7.0"	9.0"	4.5"	7.0"	9.0"	4.5"	7.0"	9.0"	4.5"	7.0"	9.0"
-70		585	564	551	654	615	591	720	660	627	786	709	664	829	740	687	886	781	716
-60		575	558	547	630	595	575	687	637	608	739	675	637	771	699	655	826	739	687
-50		564	549	541	614	585	568	661	618	592	706	651	617	728	668	632	767	695	652
-40		547	537	531	594	570	557	628	596	576	665	622	596	677	631	602	706	653	620
-30		542	534	528	569	552	543	596	572	558	623	591	573	628	594	574	649	607	588
-20		533	527	523	545	537	529	568	552	542	584	564	552	582	562	549	592	573	559
-10		523	520	517	527	522	520	542	533	528	551	540	532	540	533	526	542	534	530
0		520	517	516	518	516	515	517	516	515	516	514	514	496	501	503	493	498	502
10		511	511	511	494	499	501	494	499	501	486	493	498	455	472	481	447	465	477
20		506	507	508	477	486	492	467	479	487	450	467	477	413	442	457	390	424	445
30		498	502	504	459	474	482	442	460	471	415	441	458	372	409	434	346	393	420
40		489	495	498	446	465	475	421	447	460	387	422	442	336	384	415	306	364	397
50		483	490	495	424	447	463	391	426	445	349	393	421	289	353	390	254	324	366
60		479	488	494	408	436	455	369	408	432	319	373	405	252	323	370	202	291	344
70		469	481	488	394	426	445	346	392	420	288	352	388	214	299	348	158	261	318

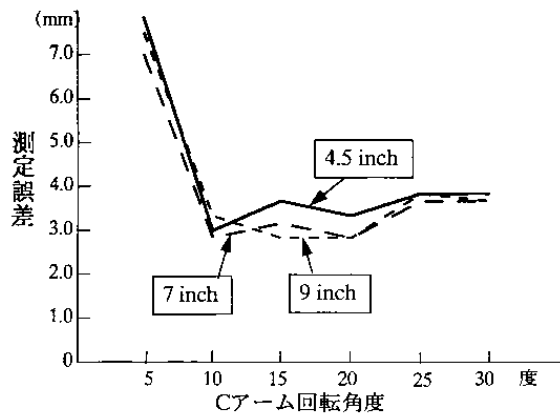


Fig. 4 CRAの変化によるY軸方向における測定誤差

擬血管として4mm径のステンレス棒を固定し測定値を求めた。測定値の有効数字を小数点以下第4位、計測径を小数点以下第2位として測定値より模擬血管径を算出した (Table 3)。

Table 3に示すように、本方法による計算結果はいずれも低く算出された。しかし、これらの関係をグラフに示すと Fig. 6になり、CRA10度以上の測定誤差の変動が幾何学的拡大率に与えた影響は、血管径の算出値に影響を及ぼす程の臨床上有効な変動でないと思われる。ただし、各点の計測径の結果がA点：7インチ>4.5イ

ンチ、B点：7インチ<4.5インチ、C点：7インチ≒4.5インチを示した原因については検討中である。

考察

臨床では造影剤が満たされた血管は時間的变化によりコントラストが低下し、血管の辺影は不確定なものとなり誤認等を引き起こしやすい。このように光学系を利用した血管径の計測では、常に解析コンピューターが血管のプロファイルカーブを認識する際の測定誤差など複雑な条件を考慮する必要がある。したがってカテーテルの内径を利用したデンストメトリー法による補正方法には問題点が山積みであり、計測を目的とした解析は、補正值の精度が計測結果に与える影響は大きい。

今後、臨床面を考慮しマノメータ付きカテーテルを利用した校正物体による補正方法等との比較が必要であるが、本方法の実験により得られた測定値の結果は、安定性において満足できるものであり、今まで行えなかったシングルプレーンでの幾何学的拡大率の一つの補正方法として有用であると考えられる。

Table 2 X方向とCRAの変化によるピクセル座標値

回転角度	0度			5度			10度			15度			20度			25度			30度		
	4.5"	7.0"	9.0"	4.5"	7.0"	9.0"	4.5"	7.0"	9.0"	4.5"	7.0"	9.0"	4.5"	7.0"	9.0"	4.5"	7.0"	9.0"	4.5"	7.0"	9.0"
-70			99			96			95			95			104			113			128
-60		53	159		49	157		49	155		52	157		59	162		70	169		84	181
-50		138	223		134	221		133	220		136	222		142	227		150	234		159	241
-40	103	217	286	98	214	282	96	214	281	99	215	283	104	220	287	116	226	292	129	236	298
-30	212	297	345	209	294	344	207	292	342	208	292	343	211	296	345	218	300	348	227	307	354
-20	318	371	403	313	367	402	309	366	401	310	367	400	312	368	399	317	370	401	321	373	405
-10	422	446	461	416	442	458	411	441	457	409	439	456	410	437	454	412	439	456	412	439	456
0	523	519	518	518	516	516	517	514	513	511	510	510	508	509	508	507	506	507	403	504	506
10	628	595	575	623	591	571	617	587	568	611	584	567	605	580	563	600	576	561	594	571	557
20	734	671	633	725	667	630	720	662	625	712	658	620	702	648	618	694	642	612	682	635	604
30	838	746	691	830	740	688	820	733	682	813	727	675	799	717	669	786	707	662	770	697	652
40	941	822	748	934	817	743	922	808	736	909	796	731	894	787	722	878	775	713	859	760	703
50		898	809		888	803		881	793		868	785		853	775		837	760		820	648
60			869			860			852			842			827			811			794
70			933			922			912			898			883			862			843

Table 3 CRAの変化による模擬血管径と測定値の変化

CRA	A点				B点				C点			
	4.5"		7.0"		4.5"		7.0"		4.5"		7.0"	
	計測径	拡大率	計測径	拡大率	計測径	拡大率	計測径	拡大率	計測径	拡大率	計測径	拡大率
5	3.94	1.203	3.92	1.211	3.98	1.380	3.68	1.383	3.80	1.482	3.94	1.469
10	3.90	1.216	3.89	1.220	3.98	1.380	3.69	1.381	3.83	1.470	3.94	1.468
15	3.89	1.217	3.89	1.222	3.98	1.382	3.68	1.382	3.82	1.473	3.95	1.467
20	3.89	1.217	3.88	1.225	3.98	1.383	3.68	1.382	3.83	1.472	3.95	1.466
25	3.89	1.219	3.88	1.224	3.98	1.380	3.68	1.383	3.83	1.470	3.95	1.467
30	3.89	1.219	3.88	1.224	3.98	1.382	3.68	1.382	3.83	1.471	3.95	1.466

計測径単位：mm

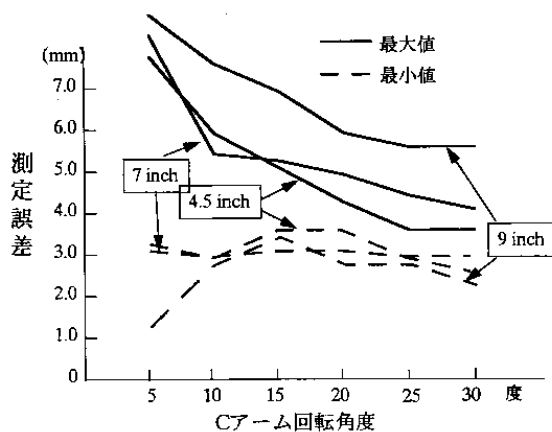


Fig. 5 CRAの変化による測定値のバラツキ

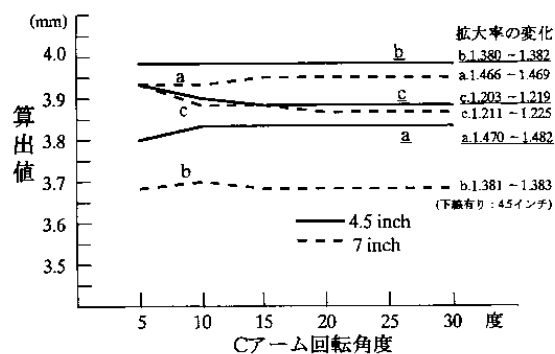


Fig. 6 CRAの変化による4mm径の算出値