128. バイ・プレーンシネ撮影における3次元座標表示の試み(第2報) —臨床への応用—

An attempt of 3D-coordinates indication in bi-plane cine angiography 2nd report

大阪府立母子保健総合医療センター 放射線科

○田辺智晴 石黒秋弘 藤原高弘 安永国広 中村博春
(Chiharu Tanabe) (Ishikuro Akihiro) (Fujiwara Takahiro) (Yasunaga Kunihiro) (Nakamura Hiroharu)

【目的】

第2報では焦点-目的部位-I.I.を3次元空間座標で表示し、その幾何学的配置を利用した拡大率計測を行い、臨床に有用であったので報告する。以下、正側それぞれの管球焦点とI.I.間距離をSID、幾何学的拡大率をMagと略す。

【理論および方法】

基本的な考え方はFig.1に示すよう第1報の応用である。当センターの場合、正側それぞれのSID 95cmとMag 1.35は固定である。よって実際の計測時にはモニターに写った点P、Qのピクセル座標値を入力する作業になる。その結果、交点Mの時の点P、Qの拡大率Mag(P)とMag(Q)は式(1)(2)であたえられる。また、Fig.2に実際の計測方法を示す。バイプレーン撮影の造影像を静止画像で観察し、被検体の目的血管径の端の点A、Bおよび点C、Dを指定する。さらに $P=1/2 \cdot AB$ 、 $Q=1/2 \cdot CD$ とし、この時の点P、Qの交点が幾何学的拡大率算出のための3次元空間座標値となる。

Fig.1

モニター上の血管径をピタゴラスの定理より求め1ピクセル当たりの値を血管径に乘以、幾何学的拡大率の関係より実際の血管径を求める事が可能となる。

【実験】

今回の研究の計測方法を3D法、シネプロジェクターに投影して計測する方法をCINE法、東芝DFP-2000Aシステム本体のコンピューターを利用して計測する方法をCAL法とし、それぞれの計測の所要時間の比較を行い、結果をFig.3に示す。また、模擬血管に直径4mmのステンレス棒を使用し、I.I.の有効視野サイズを変化させ有効視野内にランダムに固定し、各方法における精度について検討した。結果をFig.4に示す。

Fig.2

Fig.3

【結果】

校正物体撮影は一旦I.I.の有効視野外に患者を移動させた後、カテーテル検査室の周辺ME機器の移動に時間を要し、3分は最低必要時間である。計測精度の差は、I.I.の入力視野サイズの変化により1ピクセル当りの大きさが変動するためであり、最小の計測目盛幅をピクセル単位で行う3D法とCAL法は0.1mmのノギスを使用したCINE法に精度、標準偏差とも劣った。しかし、3D法の精度は臨床に応用するのに問題ないと考えられる。

【臨床例】

症例は両大血管右室起始、大動脈縮窄

で万が一拡張が出来なければ緊急手術を要する症例である。狭窄部がバルーン中央部にあることを確認した後、バルーン中央部の凹み切痕の消失を目標に8気圧より10気圧に段階的に加圧した結果、正面像2.0mm→4.2mm側面像では2.2mm→3.8mmまで拡張した。

【考察】

今回の学術大会の演題申込時点では東芝DFP-2000Aの解析ソフトには2点間を計測する機能がなかったが、以後のバージョンアップにより校正物体法、幾何学的拡大率法など様々な方法で計測可能である。しかし、われわれが考案した式が心機能解析用ソフトに基本プログラムとして組み込まれた場合、操作性が簡素化されると考えられる。

各方法による計測結果

	9 inch		7 inch		4.5 inch	
	F	L	F	L	F	L
3-D	4.04 ±0.12	4.04 ±0.14	4.08 ±0.16	4.05 ±0.10	4.02 ±0.07	4.03 ±0.08
CAL	3.86 ±0.18	3.90 ±0.14	3.93 ±0.13	3.80 ±0.14	3.81 ±0.09	3.72 ±0.10
CINE	4.05 ±0.05	4.10 ±0.05	4.07 ±0.11	3.88 ±0.19	3.93 ±0.08	3.89 ±0.06

模擬血管径: 4mm 上段: 算術平均 下段: 標準偏差

Fig.4