

Title	新しいデジタル血管撮影システムの開発-回転撮影法の改良と3次元画像表示法-
Author(s)	隈崎, 達夫
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1991, 51(9), p. 1068-1077
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/18039">https://hdl.handle.net/11094/18039</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

## 新しいデジタル血管撮影システムの開発

### —回転撮影法の改良と3次元画像表示法—

日本医科大学放射線医学教室

隈 崎 達 夫

（平成2年6月20日受付）

（平成2年11月28日最終原稿受付）

## Development of a New Digital Angiography System

### —Improvement of Rotational Angiography and Three Dimensional Image Display—

Tatsuo Kumazaki

Department of Radiology, Nippon Medical School

---

Research Code No. : 207, 208

---

Key Words : Digital angiography, Rotational 3-D display,  
Real time processing

---

The prototype of a rotational digital angiography system, has been improved to expand its range of application. The new system features an improved hardware configuration and new digital processing device. The system, called "computerized dynamic stereoradiography", is based on rapid transverse rotation of the X-ray apparatus, serial circumferential radiography and binocular stereographic imaging. The new digital processing device was included in the apparatus to provide rotational digital angiography. In use, mask exposures are first taken and all data are collected on a real-time basis into frame memories. Immediately afterwards, the X-ray apparatus is returned to the starting point and live images are obtained. Subtraction images of all frames can be produced by a keyboard operation that requires less than 10 seconds. Three-dimensional images are rendered by two display systems with a 5 degree angle of difference. These images move at the same speed of rotation of two cathode ray tubes with 1,024 lines per screen, so that optical 3-D images can be observed. Digital angiography without subtraction is also available in the new system in both rotational and sequential modes. This is particularly useful when examining emergency patients and those who cannot hold their breath during X-ray exposure. This paper presents the principle and theory of the new system, and discusses its potential for overcoming the problems presented by current angiographic procedures in clinical practice.

#### I. はじめに

過去10年間における血管造影技術の進歩はまことに目覚ましい。特に、血管病変の診断と interventional angiography への応用という大きな臨床的有用性を擁して、その利用頻度は益々高まっている。近代血管造影技術の進歩が、撮影技術や周辺器材の発展と新世代造影剤の出現におうこと

はよく知られているが、同時にエレクトロニクス技術の急速な発展による Digital subtraction angiography (DSA) の進歩や、電算機を用いた生理的機能を推定評価する方法の開発が血管造影の有用性を高めていることも見逃せない。

このように、広く普及化した血管造影法ではあるが、依然として未解決の重要な問題も残されて

いる。その主なものは、使用造影剤量に限界があることから撮影回数が限定され、そのために診断に必要な情報量が不足するということである。したがって、必要最少限の造影剤の注入で全周性に血管像を観察できれば、血管造影の安全性と有用性はさらに高まる筈である。

以上の考えに基づき、筆者らは新しい装置の開発に取り組んできたが<sup>1)</sup>、これに改良を加えることによって今回さらに進んだシステムを完成することができた。本論文の主旨は現行血管造影技術の問題点と既報装置の不備な点を明らかにするとともに、これに対応する新システムの利点を基礎的な面より検討することにある。

## II. 本研究の目的

現行技術の大きな問題点は複雑に走行する血管分枝を十分分離表示できないということである。観察したい病変部位が free projection として撮像され、これと関連する血管を適確に把握することは血管造影の最大の目的である。このためには診断目的にあった正確な角度から撮影されることが絶対条件でなければならない。

しかしながら、現行の血管撮影技術ではこの至適角度をあらかじめ設定することは不可能である。殆どの例で先ず背腹方向を造影し、この像を参考として適宜患者の体位や X 線の投影角度を変えた上で追加撮影する方式がとられている。撮影を追加すればそのたびに造影剤量は相加的に増加し、検査時間の延長とともに被検者の苦痛は増す。

この問題を解決するためには以下の条件を満たす装置でなければならない。

① 1 回の造影剤注入で左側方向から右側方向(あるいは逆でもよい)に至る 180°内の血管造影像を撮影できること。

② 血管造影像を立体的に観察でき、しかも造影剤の流れも同時に観察できること。

③ 多くの医師が同時に立体像を観察できること。

④ 撮影と同時に画像を観察できること。

⑤ 医師が要求する角度からの像がいつでも観察できること。このためには、画像が自動的にエ

ンドレス表示されていること。

⑥ 撮影中に患者が一時呼吸停止できなくても画像劣化をおこさないこと。

⑦ 撮影中に不随意的体動があっても画像がぶれないこと

⑧ 一件あたりの使用造影剤量を大幅に減らせること。また検査時間を短縮できること。

今回の研究目的はこれらの問題を解決し得る新しい血管造影システムを完成することにおいた。

## III. 新しいシステム構成

本システムは基本的に高速横断回転 X 線撮影にデジタル画像処理理論を導入したものである。その原型についてはすでに報告している<sup>1)</sup>ので構成要素を Table 1 に示し、以下に主な改良点と概要を述べるにとどめる。

### 1) X 線撮影装置

原型の大焦点 X 線管球 (0.8mm) に小焦点 (0.2 mm) を加えた、また蛍光倍增管 (I.I.) を 9 インチ専用型から 12/9/6 インチ変換型 (島津社製) に変えた。これによって、視野の中心での分解能はそれぞれ 42/48/54lp/cm と向上した。これに対応するコリメータを自作し、グリッドを装着した。さらに撮像管を従来の通常ブランビコンに変え、高速回転下の速い動きの画像でも安定に撮像できるよう高速のダイオードガンサチコン (日立電子社製) に変え、それに伴い映像記号増幅器の周波数特性も向上させた。ガントリー部分では蛍光増管の重量が増加したので、駆動モーターの出力を大きくし、高速回転の安定を図るとともに緊急用のセンサーを装着させて装置の安全性をさらに高めた。回転スタートは原型と同じくリレー接点、回転撮影は従来通りパルス撮影である。

### 2) 制御用コンピューター

システム全体を制御する電算機 (モトローラ社製、32bit) の CPU は MC68020 で、1MB の DRAM を実装し、周辺装置は VME bus 上に増設した。補助記憶装置には Small Computer System Interface (SCSI) で接続した 40MB の固定ディスクと 5 インチの光ディスクを使った。オペレーティングシステムには OS9™ (Microware 社製) を採用し、ソフトウェアは C 言語と Assembler

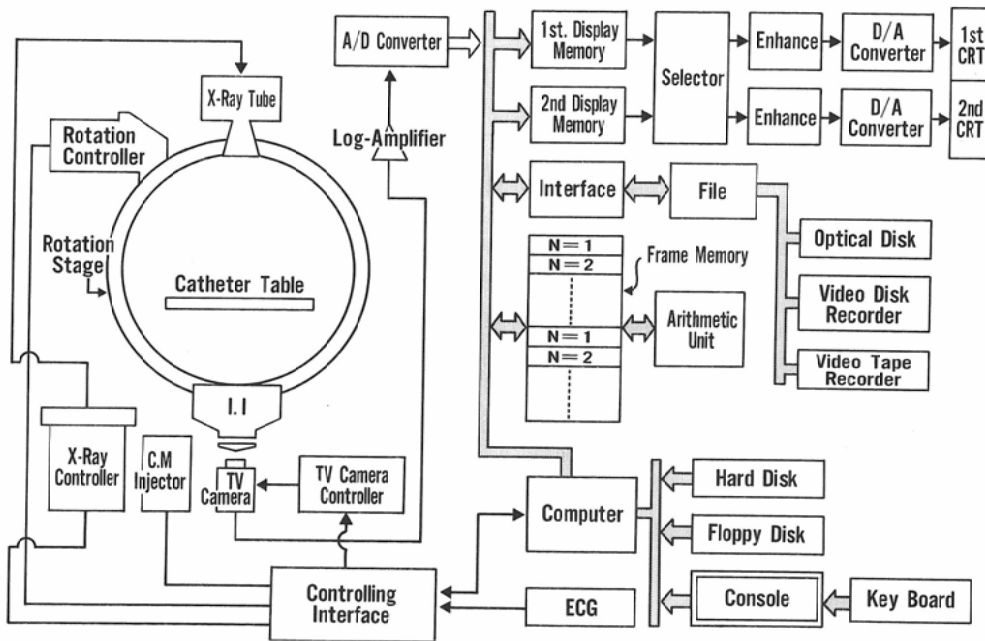


Fig. 1 A block diagram of the system for rotational digital angiography.

で開発した。画像データは $1,024 \times 512 \times 8\text{bit}$ とした。システムのブロック図を Fig. 1 に示した。

### 3) 画像処理装置

#### イ) 回転撮影

$0 \sim 180^\circ$ まで $1.25^\circ$ ごと角度信号に同期してマスク像、ライブ像を入力する。リアルタイムに全データのA/D変換とファイルメモリへの取り込みをおこなう。必要に応じ、両者の同一角度ごとのサブトラクション処理を行い、フレームメモリへ処理データとして記録する。全フレームをサブトラクションするに要する時間は約7秒である。

#### ロ) 通常DSA及びDigital Angiography (DA)

Continuous mode, serial modeおよびTime interval difference (TID) modeを行う。フレーム積分フィルタ(1~16Frm)又はリカーシブフィルタ( $K=16/16 \sim 1/16$ )処理の後12bitでファイルメモリへ記録する。取込みタイミングは既報装置と同じである。TIDモードはファイルメモリ読みだし時に実行、撮影時間は最長15秒である。

#### 4) 観察装置

表示マトリックス $512 \times 512$ のCRT 2台による。左右のCRTには $5^\circ$ の回転角位相差をもった

像が同速度で連続動画表示されているので、 $180^\circ$ 内のあらゆる角度から両眼視差による立体視ができる。また表示する回転角の順序に工夫を加え、これまでの $0^\circ \sim 180^\circ$ の往復に加えて任意の狭い角度での往復を繰り返しながら回転していく表示も加えた。これにより、最適な観察方法を迅速かつ適確に捜せるようになった。

### IV. ファントム実験の結果

#### イ) 撮影条件とCRT画像

X線撮影装置を2秒または4秒間で $180^\circ$ 高速横断回転する場合、CRT画像に最も影響を及ぼす因子はX線照射のパルス幅であった。これを3msec以上とすると画像に飽和する部分が現れた。この詳細な原因は不明であり、X線強度の調節や撮影回路の調整、手直しでは解消できなかった。したがって、本システムではパルス幅は2msecに固定し、電流150mA~400mA、電圧50Kvp~100Kvpの幅とした。

ロ) この飽和像は側面像で強く現れ、CRT画像に影響を及ぼすことが判明した。これを解消するためには、あらかじめ回転マスク像を撮像し、側面像を基準として管電流でX線強度を調節する

とともに、増幅器のゲインとバイアスを調整した、被写体を透過する X 線の強度は各方向で異なるはずであるが、側面で調整した撮影条件で全方向の画像は見かけ上ほぼ一定の明るさが得られるこ

とが判明した (Fig. 2, 3).

ハ) 像の立体表示

Fig. 2, Fig. 3 は冠動脈のファントムを本システムにて digital angiography として撮像し、第

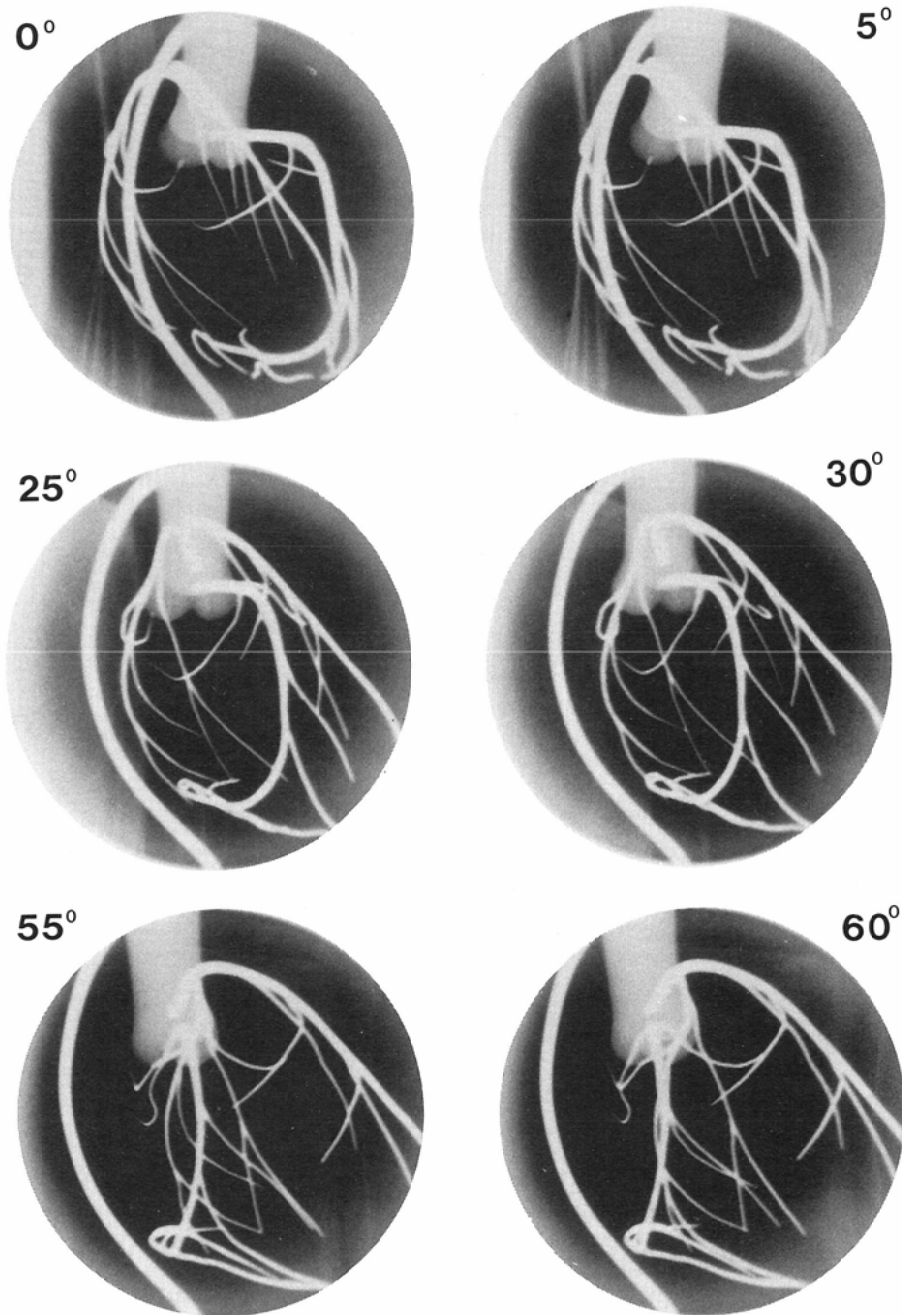


Fig. 2

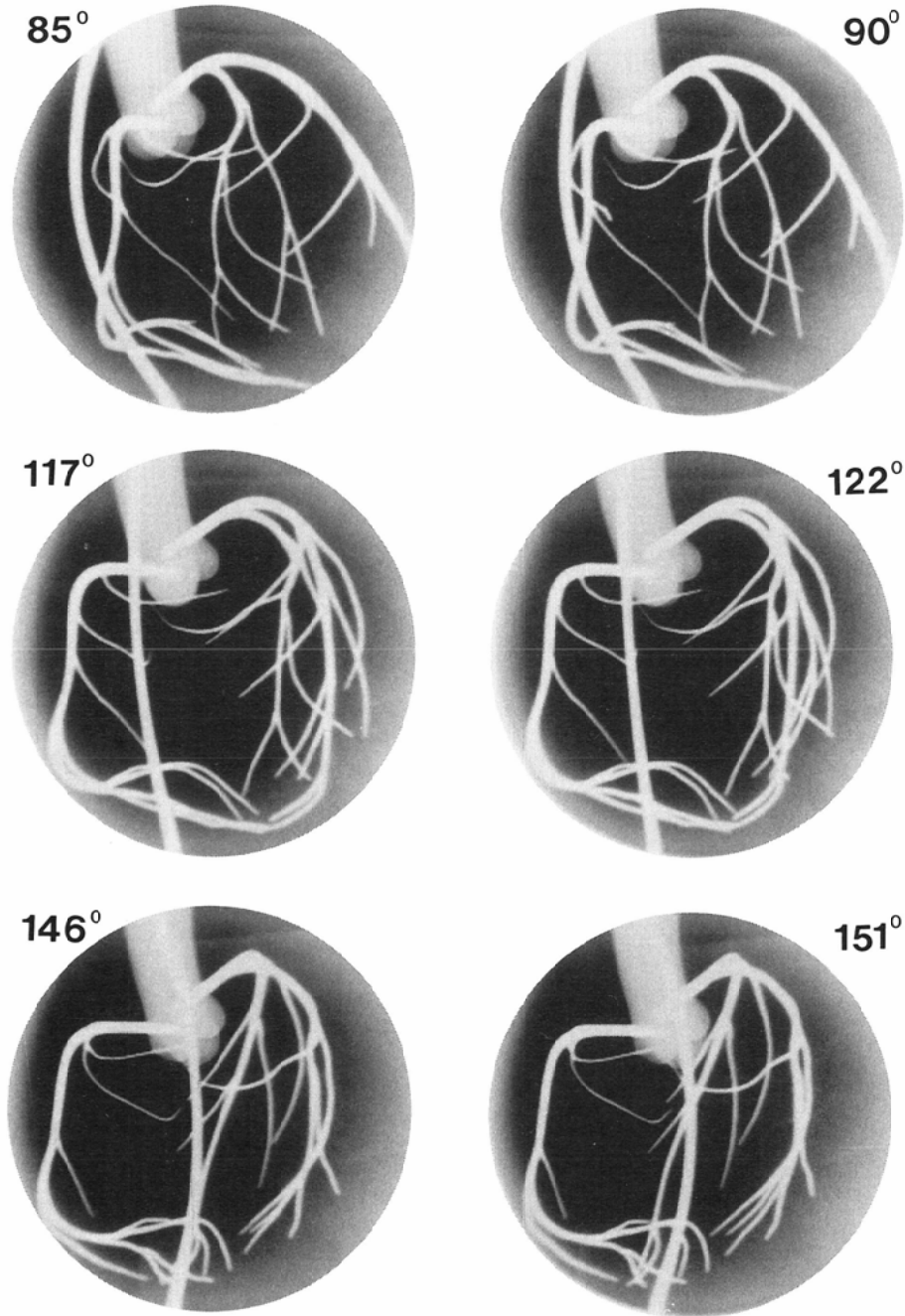


Fig. 3

Fig. 2, Fig. 3 Pictures of the coronary phantom taken by the new device. The left side represents the displays of the 1st indicator (CRT 1) whereas the right series are those displayed on the 2nd indicator (CRT 2). The left upper picture in the fig. 2 is a left lateral projection which indicates 0 degree. There is an angle of 5 degrees difference between the two series. A stereoscopic image is obtained in each set of two pictures.

1および第2の表示器に表示された全フレームの中から6組の対応する像をハードコピーしプリントしたものである。写真では1番の組で第1表示器(左)が0°,第2表示器(右)が5°を表示しており、ついで2番の組で第1表示器(左)が25°,第2表示器(右)が30°を表示している。以下このような表示が続くが、いずれの組も左右の像は5°の角度位相を有しているので両眼視差による立体観察ができた。実施例ではこのような画像が1.25°ずつ144方向に互って回転動画表示される。

ニ) 以上の実験結果から、上記研究目的である①~⑤は達成できた。また④の造影剤の流れについては、撮影時間中に限ってこれを観察することができた。⑥⑦については、ファントム撮影中カ

テーテルテーブルを1秒4往復の上下移動を行ってもライブ像の劣化は起こらなかったことから、臨牀的にもこの問題を解決できるものと思われた。⑧については臨牀的な検討を持つことにした。

#### ホ) 被曝線量

生殖器および皮膚被曝線量を測定した。TLD素子(Mg<sub>2</sub>SiO<sub>4</sub>:Tb化成オプトニクス社製)とランドファントムを使用した。本装置では電圧および電流は高速回転移動にともない自動的に変動するが、基本撮影条件を70Kvp, 320mA, 2msecに設定した。測定の結果、一回回転撮影あたりの生殖器被曝線量は $2.78 \times 10^{-4}$ Gy, 皮膚被曝線量は $2.99 \times 10^{-4}$ Gyであった。

### V. 考 察

#### 1) 血管の3次元像再構成に関する研究の現状

血管の3次元像再構成は画像医学に於けるひとつのトピックスである<sup>2)~10)</sup>。特に、冠動脈造影や脳血管造影像にかんする研究が盛んであるが、これらはいずれもbiplane血管造影フィルムの上に細線化アルゴリズムを適用し血管影の心線を求める手法や、各画像上の血管影辺縁を抽出し三次元心線構造との対応づけによって血管断面を連続的に推定する方法である。この方法の欠点はなによりも元画像の情報量が少ないので、任意の方向からの詳細像を観察するには限界がある。

回転立体撮影法はこの欠点を補う新し試みである<sup>11)</sup>。原理は、X線管球とフィルムチェンジャーあるいはI.I., TV撮像管を横断回転するものである。理論的には、1回造影剤注入で目的部位を希望する角度から立体観察することができるが、実際には回転角度が狭く、またアナログ像を透視観察するものであるために画像処理ができない。最近では、DSA装置のUアームまたはCアーム支柱を動かすことによって回転デジタル画像を得ようとする試みも見られるが、回転速度が $4.5^\circ \sim 7^\circ/\text{sec}$ と遅いことに臨床使用の限界がある。

これらに比較すれば、リングスタンド方式によって回転速度を向上させた乙供らの着想は極めてすぐれたものである<sup>12)13)</sup>。しかしながら、脳血管撮影に於ける有用性は注目されるものの、装置の構成上他臓器血管造影に対応させることは難し

Table 1 The X-ray apparatus and hardware configurations of the new system

1) X-ray apparatus
Image intensifier: Metal multifield image amplifier (Shimadzu)
Field size (cm): 30/23/15
Line pairs/cm: 42/48/54
Contrast ratio: 20 (in field size of 30cm)
Typical conversion faction
$\left\{ \frac{\text{cd/m}^2}{\mu\text{C}/(\text{kg}\cdot\text{s})} \right\}$ : 800 (in field size of 30cm)
X-ray tube
Focus: 0.2mm/0.8mm
TV camera: AX diode gun saticon
Gantry
Rotating angle: -320~+130 dgs
Rotating speed: 180 dgs/2sec & 4sec
X-ray focus—center of rotation: 63cm
I.I surface —center of rotation: 37cm
Tilt angle: -20~+20 dgs
2) Hardware configurations
Input signal
525line/60HZ, 2:1 interlaced scanning
Aspect ratio 1:1, RS-70
Processing: Gain offset adjustable
A/D converter: 8bit, 20MHz, sampling
Processing Memory Capacity:
1024×512×18bit×2frames
File memory capacity:
1024×512×8bit×192frames
Monitor TV: CRT 12" B/W, 2units
Data file: 5"laser disc, 800MB,
1024×512×8bit, SCSI

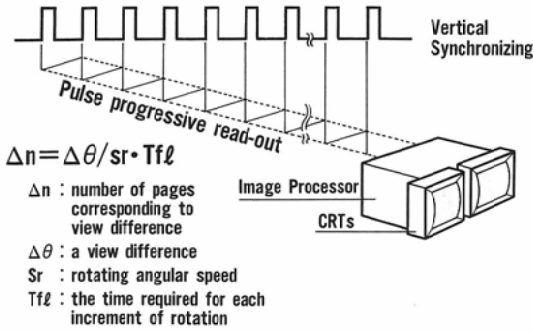


Fig. 4 A schematic representation of 3-D rendering from the system. Two images from different projection angles by 5 degrees are subsequently displayed on the two series of CRT display for binocular stereography. In this system,  $Sr \cdot Tfl$  is 1.25 while  $\Delta\theta$  is 5. Therefore, the number of pages corresponding to view difference is 4.

い、

著者は上記報告者らと同様回転撮影法に着目し、新しい撮影系および画像処理装置を試作した。しかし、試作装置では冠動脈や肺血管など動きの速い被写体の造影に十分対応できず、また腹部実質臓器や骨盤臓器の血管造影に際して X 線入射角によるサチュレーションの問題が指摘されたので、今回 X 線撮影系、X 線 TV および画像処理系

統に改良を加え、さらに補助撮影モードのソフトウェアを組み込むことによって新しい血管撮影システムを完成した。

2) 立体視像の構成と画像表示

本装置の提供する 3 次元画像は、biplane X 線像や multi-slice CT 像の積み重ねから幾何学的に解析して再構成するものではない。得られた画像をデジタル処理するとともにそのまま回転動画表示して、両眼視差による立体観察を行うものである。

2 台の表示器を使用して立体観察するためには左右の両眼視差は 5° 必要である。いま視差を  $\Delta\theta$  とし、1 秒あたりの回転角を  $Sr$ 、単位角度の回転に要する時間を  $Tfl$  とすれば、視差に対応するページ数  $\Delta n$  は

$$\Delta n = \frac{\Delta\theta}{Sr \cdot Tfl} \dots\dots\dots(1)$$

であらわされる。本システムでは  $Sr \cdot Tfl$  は 1.25、 $\Delta\theta$  は 5° なので上式により  $\Delta n = 4$  となる。すなわち、第 1 フィールド画像を第 1 表示器に、第 5 フィールド画像を第 2 表示器に同時表示すれば、所定角度からの立体像が観察できる。本システムでは 1.25° おきに 2 枚の display memory への転送を交互に行い、セレクタで各々の CRT に表示

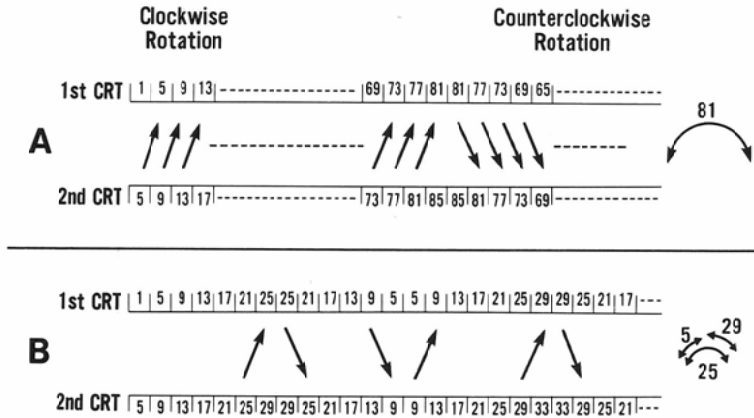


Fig. 5 Illustration of displaying methods. A demonstrates a repeated display in which the number of 81 field of the 1st indicator is treated as a centre for recycling operation. B illustrates progressive oscillating mode. In this mode, a display e. g. from no. 1 field to no. 24 is first operated. It returns at no. 25 field and then rotates back to the previous direction from no. 9 to no. 29. In this rotation, the image move endlessly with the appointed angle.



する display memory を選ぶ。セレクトは VME bus 信号を 2 つ選択するとともに、演算の出力および演算メモリの出力を見るものである。

画像表示は、長軸を中心とする 180° の動画表示と、所定角度方向からのシネ表示の 2 つに大別される。このうち、回転動画表示では Fig. 5 に示すような 2 種類の表示法を繁用する。Fig. 5A の例は第 81 フィールドを中心にして往復表示を行うものである。Fig. 5B の例は 1 フィールドから表示を開始して第 25 フィールドで逆方向表示を行わせ、第 9 フィールドで再度順方向に表示させて第 29 フィールドで逆方向に表示させる方法を示している。回転角度の範囲は任意に設定する。Fig. 5A, 5B ともに時計回り方向と反時計回り方向での表示では、第 1 表示器と第 2 表示器を逆にして、撮影部位の前後関係が逆転しないようにした。

ところで、本装置では得られる画像データから、走査線 1 本あたり 1 枚として合計 512 枚の CT 像が得られることになる。これから voxel の解析で 3 次元像の再構築とその回転表示が行える。著者はすでにこの方法に着手しているが、実際には再構築に時間がかかることや、画像の空間分解能が劣るなどまだ解決しなければならない点が少ない。このような voxel の積み重ねによる 3 次元血管造影と、現在の回転動画を裸眼立体視する方法を比較検討することは今後の興味深い課題である。

### 3) 回転撮影における DSA と DA

高速回転撮影の DSA 像作成法については既に報告してあるので詳細は省略するが、高画質のサブトラクション像を得るには、マスク像とライブ像が完全に同一条件下に撮像されていなければならない。しかし実際には、患者が一時呼吸停止できない、撮影中の不随意的体動がある、によってサブトラクションの画像劣化をもたらすことが少なくない。この 2 点は呼吸と無関係に固定撮影できる頭部や四肢では、既報装置でも問題はない。しかし、胸部や腹部臓器では処理不可能なことが多く、特に重症例や緊急例の検査を行う際に避けることのできない欠点である。また高速回転撮影では撮影角度によるいわゆるサチュレーションの

問題が未解決であり、特に痩せた被検者ではサブトラクションによるアーチファクトが強調されるため診断の障害となる。さらに冠動脈や心臓のように動きの早い臓器では、末梢部におけるマスク像とライブ像の位置合せが困難であり、しかも心疾患では不整脈を伴い易いため心電計による同期が無効であることが多い。

著者は以上の問題をサブトラクション技術の改良によって解決することは困難であると判断し、むしろ造影像自体の画像向上を図るべきと考えた。従って、新しいシステムではライブ像による回転 digital angiography の確立を大きな目標とした。

ライブ画像を左右するのは第一に X 線管球焦点の大きさと I.I. 及び撮像管の特性である。ついで本システムのように高速回転撮影という特殊な条件下では、画像作成過程における像のふらつき現象が問題となる。この現象は、本装置では VME bus は hand shake を行うので不確定な待時間が生じ、このために必ずしも正確な 1.25° おきの撮影ができていないことが原因と考えられた。これの解決のために、ガントリーからの角度信号をバスを介さずに、直接 X 線発生、撮像管の操作、A/D 変換器の制御信号とする回路を製作した。さらに CPU 信号を受けるタイミングボードを新規設計し、これを組み込むことによってメモリーボードと画像処理演算ボードに A/D 変換器制御信号を振り分ける際のタイミングをより正確にしてふらつき現象の問題を解消した。

新しいシステムでは小焦点を 0.2mm とし、I.I. は 6° 視野で 54Ip/cm と分解能を向上させ、ダイオードガンサチコンとしてラチチュードおよびコントラスト向上を図った。また、原型機種で使用していた汎用の IC 回路をゲートアレー化することによって可能な限り基板の数を少なくし、電気的な動作の安定を図るとともに演算およびアドレスジェネレーターの処理時間を短縮した。さらに、これによって電力消費量を削減し、外に放散される熱量が減ることによりノイズを低減させることができた。

以上の改良により、動きの速い冠動脈造影や肺

血管造影などで高画質のDA像が得られるようになった。また、12インチのI.I.によって大動脈解離など広い範囲の回転撮像にも対応できるようになると同時に、一時呼吸停止不可能な患者や救急例あるいは体動を伴う例に於いても画像劣化をもたらすことなく回転動画像を得ることができた<sup>14)15)</sup>。なお、造影剤注入と回転撮影開始のタイミング(Tds)は本システムの機能を発揮する上で大切な因子であるが、これについては既報<sup>1)</sup>にて詳述してあるのでここでは式を記載するにとどめる。

$$Tds = Tdc - Tdm \dots\dots\dots (2)$$

$$(Tdc = n \times Tfl)$$

ここに、TdmはX線装置の回転開始より信号の取り込み開始角度までの時間をあらわす。

#### 4. 補助撮影モードについて

今回の回転血管撮影では撮影開始から撮影終了までの時間が、2秒と4秒の2段階に限定されている。つまり、時間差による造影剤の流れをそれ以上長く観察出来ないということであるが、本システムのように通常量の造影剤を1回だけ注入して180°の撮影を行おうとする場合には、これ以上回転速度を遅くすることは出来ない。このような臨床上予想される制約を補助する目的で、ガントリー固定下のDAによるcontinuous modeとserial modeの撮影体系を補助モードとして組み入れた。表示速度は30Fr/secを最速として静止まで8段階に変えることが可能である。

このDA機能によって最長15秒間の観察が可能となった。この機能は、回転撮影開始のタイミングが困難な例に対して有用で、例えば撮影に先立って少量造影剤を注入しDAにて血流速度を観察すれば、(2)式にて示したTds secを客観的に設定することができる。また、あらかじめ回転撮影を行い、病変部位が切線像として表わされる正確な撮影角度を決定したのちDA撮影を行えば、病変部の血流動態をもっとも見易い角度から観察することができる。さらに、12インチI.I.使用によるDA撮影を利用すれば、造影剤の流れを透視モニターで観察しながらカテーテルテーブルを移動できるので、広い視野の観察も可能である。

この際すでに述べた機能により、患者は一時呼吸停止する必要がない。これらの機能と回転撮影機能の組み合わせを適宜利用すれば、今後臨床応用の範囲が一層広まっていくものと考えられる。

本システムはあくまでもCRTにて動画を観察するものである。その理由は、主に動画像の残像を立体観察しているという理由から、静止画像では視覚的に解像度がかなり劣化するということがある。臨床例においてこの問題がどの程度影響するかということの詳細は著者らの報告<sup>14)15)</sup>にゆずるが、今回試作したシステムは光ディスク保存によるフィルムレスの方向を目指している。従って、2台のCRTを持つ観察専用機を各科に配置すれば、画質の劣化なしに画像の転送が可能となることからワークステーションなどを用いて安価な観察装置を開発することを今後の課題としている。

## VI. 結 語

既報の回転撮影法を改良することによって新しいデジタル血管撮影システムを完成したので、その原理およびシステム構成について報告した。

本研究の要旨は第19回国際放射線学会1989—於フランスにて報告した。また、第47回北欧放射線学会総会シンポジウム“digital radiology” 1989—於スウェーデンにて特別講演した。本システムの開発にあたって多くの協力をいただいた島津製作所東京支社医用事業部、株式会社建部青州堂、日本NIC株式会社、富士フィルム株式会社ならびに笹川記念財団に深謝する。

## 文 献

- 1) 隈崎達夫：回転立体デジタル血管撮影—画像処理ならびに臨床的評価—Medical Imaging Thchnology, 7: 433—439, 1989
- 2) Heintzen PH: Roentgen-, Cine- and Videodensitometry. Georg Tieme Verlag, Stuttgart, 1971
- 3) 金子正秀, 尾上守夫, 藤井諄一, 他：冠動脈造影からの動脈の三次元再生及び表示, 医用電子と生体工学, 21: 2: 73—79, 1983
- 4) Fujii S, Kaneda Y, Matuo M, et al: Three dimensional reconstructions of cerebral arteries from biplane angiograms. Proc MDINFO-83 Ed. by van Bommel et al. p341—344, North Holland, 1983
- 5) Eiho S, Kuwahara M, Shimura K, et al: Reconstruction of the left ventricle from X-ray cine angiogram with a rotating arm. Proc

- TEEE, 1983, Computers in Cardiology, p63-67, 1984
- 6) 藤井 進, 塚本康夫, 藤井三喜男, 他: シネアングリオグラムに基づく脳血管の三次元構成, Medical Imaging Technology, 5(1): 13-13, 1987
  - 7) 渡辺英寿, 石井繁夫, 渡辺高志, 他: CT及び脳血管撮影の三次元立体構成とその臨床応用, 医学のあゆみ, 135(3): 206-210, 1985
  - 8) 仁木 登, 堀江周二, 松本圭蔵, 他: 頭部 X線 CT, 血管造影画像からの高精度複合 3次元表示, 電子情報通信学論, J70-D, 12: 2524-2534, 1987
  - 9) Natubori S, Abe H, Tamura Y, et al: A three dimensional description from a myocardial scintigram together with a coronary angiogram. Medical Imaging Technology 7(2): 179-180, 1989
  - 10) 藤井 進, 関 陽, 塚本康夫, 他: 脳血管三次元構成のためのエキスパートシステム, Medical Imaging Technology 7(2): 167-168, 1988
  - 11) 植松貞夫: 立体映像法の臨床応用, 臨床放射線, 28: 329-331, 1983
  - 12) Ottomo M, Kosaka H, Minakami S, et al: Rotatosteroradiography. Comparison with the over-table tube and under-table tube rotation. Radiology 165(Suppl): 93, 1987
  - 13) Ottomo M, Takekawa S, Sugawara K, et al: rotatosteroradiography. Minimum frame images for neuroradiodiagnosis with three-dimensional stereoscopic display through 180° Rotation. Radiology 169(Suppl): 325, 1988
  - 14) Kumazaki T: Circumferential digital angiography. Acta Radiol Diag. to be published
  - 15) 隈崎達夫, 田島廣之, 伊藤公一郎, 他: 回転デジタル血管撮影の臨床評価-150例における検討-, 脈管学, 投稿中