



Title	同心性回転による35mm X線シネ撮影からのデジタル断層合成
Author(s)	前田, 宏文; 相川, 久幸; 前田, 徹 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1988, 48(11), p. 1451-1458
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/15007">https://hdl.handle.net/11094/15007</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

## 同心性回転による35mm X線シネ撮影からの デジタル断層合成

大分医科大学放射線科 (主任教授：芦澤 昭)

前田 宏文 相川 久幸 前田 徹 三宅 秀敏

国立循環器病センター放射線医学部

菅原 徹 雄

(昭和63年4月20日受付)

(昭和63年6月16日最終原稿受付)

### Digital Tomosynthesis Using a 35 mm X-ray Cinematogram During an Isocentric Rotational Motion

Hirofumi Maeda, Hisayuki Aikawa, Tohru Maeda and Hidetoshi Miyake

Department of Radiology, Medical College of Oita

Tetsuo Sugahara

Department of Radiology, National Cardiovascular Center

---

Research Code No. : 208.1

---

Key Words : Digital tomosynthesis, Isocentric rotational  
motion, Image processor

---

Digital tomosynthesis is performed using a 35 mm X-ray cinematogram obtained during an isocentric rotational motion of the cineangiographic apparatus.

Formula of image shift for digital tomosynthesis using an isocentric rotational motion is induced by perspective projection and affine transformation.

Images of desired layer are aligned at the same point in the image processor and summed. Resultant final image is displayed in sharp focus.

We can set tomosynthetic factors on any desired projection, sweep angle and depth as concerns digital tomosynthesis using an isocentric rotational motion.

Especially we emphasize that tomosynthesis tilted for central axis of isocentric rotational motion can be obtained, using shear transformation of image in the image processor.

#### はじめに

1972年, Grant は, 断層撮影の円軌道上での20点でX線撮影を行ない, 得られたX線写真より任意の深さの断層像を得る, 断層合成 tomosynthesis を報告した<sup>1)</sup>. 1983年, Maravilla らは, ビデオディスクレコーダーにX線画像を記録し, コンピューターに画像を入力して断層像を得る, デジタル断層合成 digital tomosynthesis を報告した<sup>2)</sup>. これらの方法により, 一連の撮影で任意の深

さの断層合成を得ることができるようになった. しかし, これは一連の撮影で, 任意の方向, 振り角を設定できるものではなく, また体軸に対して傾斜をつけた断層像を得るものでもない.

著者らは心血管造影専用の多方向35mm X線シネ撮影用支持装置を使用して, 同心性回転運動 isocentric rotational motion<sup>3)</sup>によるX線シネ撮影を行なった. 得られた1本のシネフィルムより, シネプロジェクターに付属したTVカメラにて,

画像処理装置に画像を入力し、任意の方向、振り角、深さが設定でき、かつ体軸に対して傾斜をつけたデジタル断層合成を得る方法の開発を試みた<sup>4)</sup>。

#### 装置および方法

多方向35mm X線シネ撮影用支持装置(東芝CP/C)を毎秒7.20度の速度で同心性回転運動させながら、頭蓋ファントムを60fpsの速度でX線シネ撮影を行なった(Fig. 1)。画像処理装置(NEXUS 6400)は512×480画素の分解能で、512×512×8ビットの画像メモリーを8枚所有し、

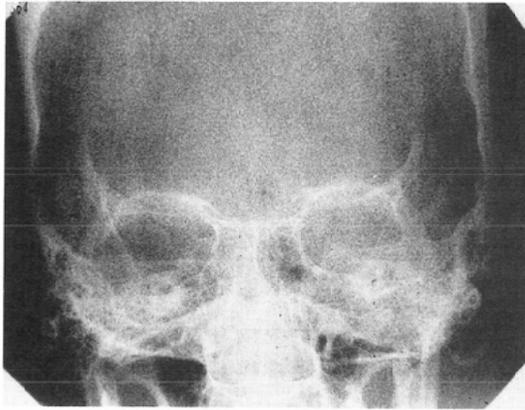


Fig. 1 One frame of AP projection of the skull phantom selected by a 35mm X-ray cinematogram

コンピューター(HP9816)によりHPIBを介して制御されている。Fig. 2は本システムのブロック図である。画像処理装置の1枚の画像メモリーにシネプロジェクター(TAGARNO 35CX)に付属したTVカメラで、30fpsの速度で画像を入力し、その画像をモニターで観察しながら、断層合成に必要な画像を選択する。この画像は任意に設定された方向、振り角、断層の深さおよび断層合成に必要な画像の加算枚数をもとに、コンピューターにより計算されてシネフィルムの駒番号で指示される。次いで、設定された断層の深さと回転角により計算された距離(画素数)だけ画像のシフトを行なう。この操作を合成断層に必要な枚数だけ繰り返す、得られた画像をすべて加算平均して、1枚の断層合成を得る。

また、画像のシフトのかわりに、画像のせん断変換を利用することにより、同心性回転運動の中心軸に対して傾斜をつけた断層合成を得ることを試みた。

断層合成は、D/A変換してマルチフォーマットカメラで、画像フィルムに撮影した。

#### 断層合成の原理とその計算式

断層合成の原理はFig. 3のように異なる深さのABCよりなる被射体を、1, 2, 3のように複数回フィルムに撮影する。Aの深さの断層像を求めるには、各々のフィルムの画像をシフトさせ

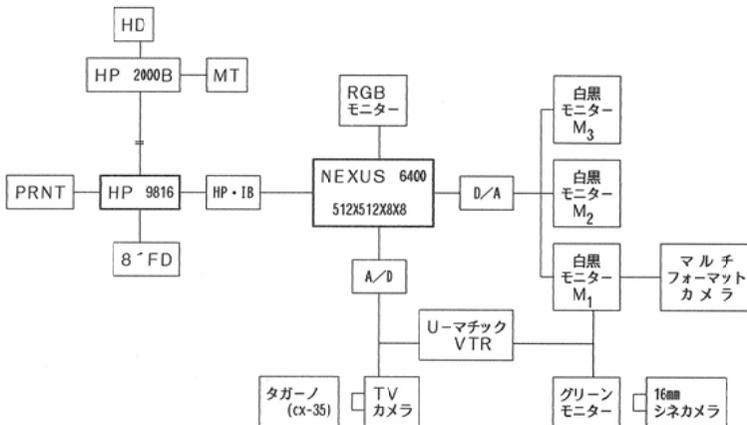


Fig. 2 Block diagram of digital tomosynthesis using a 35mm X-ray cinematogram

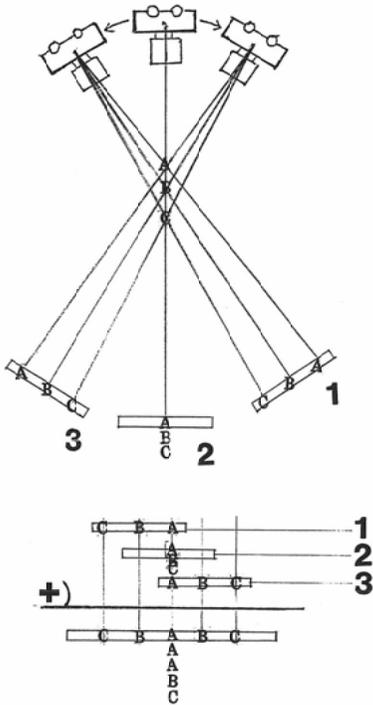


Fig. 3 Principle of tomosynthesis: Point B lies on fulcrum, point A and C lie at some arbitrary distance from fulcrum. Each points are projected at different points on each frames. Each frames are aligned in computer and summed. Point A lies at the same position and is displayed as sharp point on final image. Resultant summed image shows point A in sharp focus.

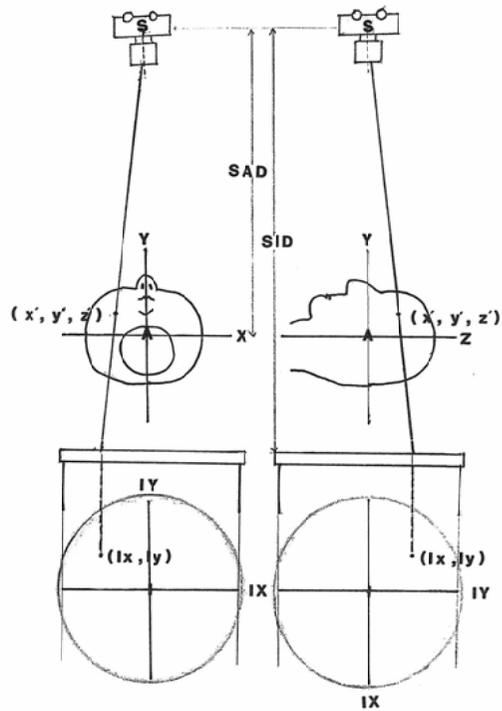


Fig. 4 Perspective geometry to point  $(I_x, I_y)$  on the plane of image intensifier from point  $(x', y', z')$  of the body

て A の投影されている部分を重ね合わせて撮影した枚数を加算する。A の深さの像はお互いに重なり合い像を合成するが、他の深さの像は拡散され合成することがない<sup>2)5)</sup>。

同心性回転運動による断層合成には、患者体内の求める深さの像が、同心性回転運動によって蛍光増倍管の蛍光面のどこに投影されるかを知らねばならない。つまり、X 線シネフィルムの各駒の画像の中で、求める深さの像がどこに撮影されているかを知らねばならない。

「医用画像における標準化」<sup>6)</sup>に基づいて、患者体位の座標系  $(X, Y, Z)$  の Z 軸を同心性回転運動の中心軸 (Axis: A) とし、X 線管球 (Source: S) と蛍光増倍管の蛍光面の中心 (Isocenter: I) を設定する。この Source-Isocenter Distance

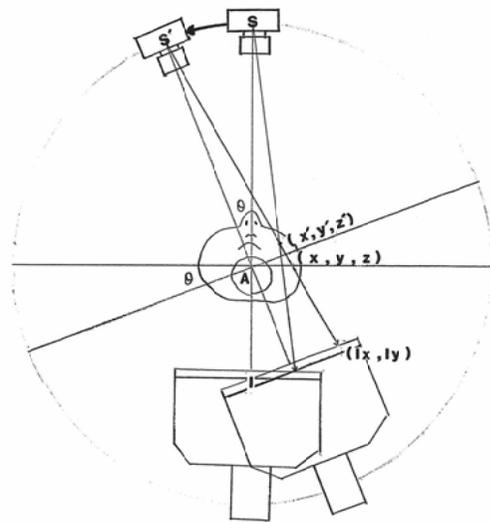


Fig. 5 Geometry of 3 dimensional affine transformation using isocentric rotational motion: Source (S) rotates around axis (A) of isocentric rotational motion by  $\theta$  degrees. Point  $(x, y, z)$  of the body is transformed to point  $(x', y', z')$  which is projected to point  $(I_x, I_y)$  on the plane of image intensifier.

(SID)と Source-Axis Distance (SAD) は任意に設定できるが、撮影中は変化させない。患者身体のある点(x', y', z')は、X線管球(S)のX線によって身体を透過して、蛍光増倍管の蛍光面の座標系(IX, IY)の点(Ix, Iy)に投影されるので(Fig. 4)、透視投影 perspective projectionの変換<sup>7)</sup>を用いた。

これにより、

$$\left. \begin{aligned} I_x &= \frac{SID * x'}{SAD - y'} \\ I_y &= \frac{SID * z'}{SAD - y'} \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots ①$$

が成立する。次いで、X線管球(S)が体軸(Z軸)の回りをθ度回転すると、患者身体のある点(x, y, z)は新しい座標点(x', y', z')になるので(Fig. 5)、三次元アフィン変換3 dimensional affine transformation<sup>7)</sup>により、

$$\begin{aligned} [x \ y \ z \ 1] & \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta & 0 & 0 \\ -\sin \theta & \cos \theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ & = [x' \ y' \ z' \ 1] \dots\dots ② \end{aligned}$$

が成立する。すなわち、θ度、(x, y, z), (x', y', z')の間には

$$\left. \begin{aligned} x' &= x \cos \theta - y \sin \theta \\ y' &= x \sin \theta + y \cos \theta \\ z' &= z \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots ③$$

なる関係が存在する。次いで①と③により、

$$\left. \begin{aligned} I_x &= \frac{SID * (x \cos \theta - y \sin \theta)}{SAD - (x \sin \theta + y \cos \theta)} \\ I_y &= \frac{SID * z}{SAD - (x \sin \theta + y \cos \theta)} \end{aligned} \right\} \dots\dots ④$$

という関係式が成立する。これは患者身体の任意の点(x, y, z)は、体軸に対してθ度回転して撮影すると、蛍光面の点(Ix, Iy)に投影されるということの意味する。

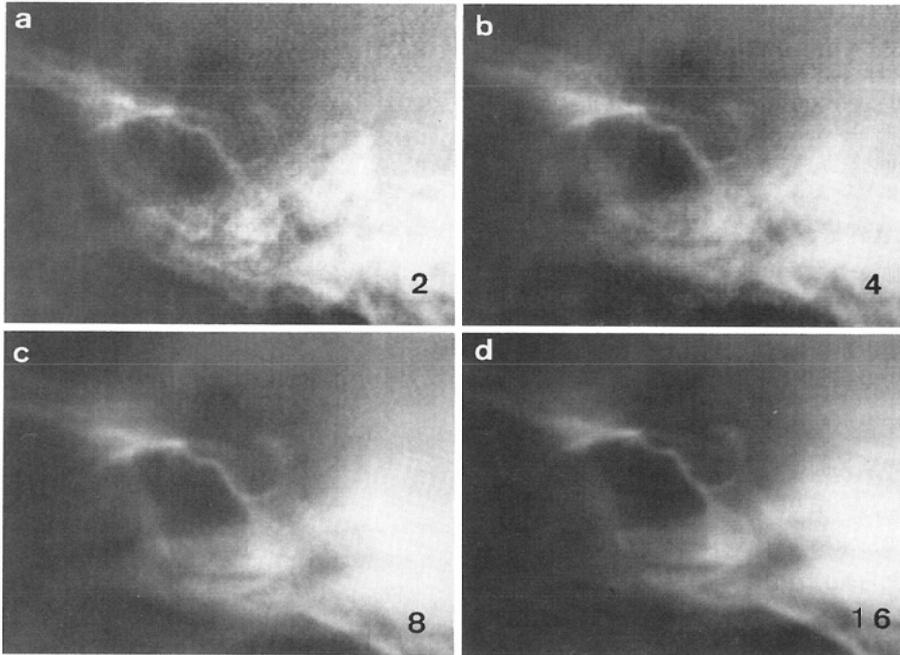


Fig. 6 Tomosyntheses by difference of summation of frames : a is tomosynthesis of lateral projection of the skull phantom set on summation of 2 frames, b is 4, c is 8 and d is 16. Summation of 16 frames lead to excellent tomosynthesis and resultant noise reduction is also shown.

## 結 果

断層合成に必要な設定条件を側方向（垂線より+90度）、振り角を30度、断層の深さは同心性回転運動の中心とし、1枚の断層合成に必要な画像の加算枚数を調べてみた。振り角内でのシネフィルム駒間隔は、加算枚数だけ等間隔に配分している。断層合成に必要な画像の加算枚数を各々2、4、8、9、16、25、32、49、64枚と設定した。同心性回転運動の中心に位置する下垂体窩や、斜台の骨皮質の観察により、断層合成の善し悪しを検討してみると、8～9枚の画像加算で良好な、16枚で最良の断層像が得られた（Fig. 6）。16枚以上では、画像の加算枚数の多さの割には、それ以上の断層像の改善は少なかった。同じようにTVカメラによって発生したランダム性雑音は、2枚では著明にみられるが、画像を加算することにより減弱し、8～16枚では、観察されなくなった。断層合成のための画像の加算平均により、画像の

雑音除去が同時に行われている。

断層合成の方向は、35mm X線シネ撮影用支持装置が、垂線に対して、-110度～+110度の範囲で同心性回転運動をするので、1連のX線シネ撮影をすれば、1本のシネフィルムより、この範囲内で任意の方向をとることができる。断層合成の深さは、同心性回転運動の中心を0としており、求める断層の深さは、これを基準にしていかなうにも選択できる。

Fig. 7は、頭蓋ファントムの側方向（垂線より+90度）、振り角30度、加算画像は25枚で設定した断層合成である。上段左が側方向単純撮影で、同心性回転運動の中心より任意の深さの断層合成を得ている。Fig. 8は、正面方向（垂線）、振り角30度、加算画像は16枚で設定した断層合成像である。正・側方向とも任意の深さの断層合成が得られた。

Fig. 9は、画像のせん断変換<sup>7)</sup>を利用した断層

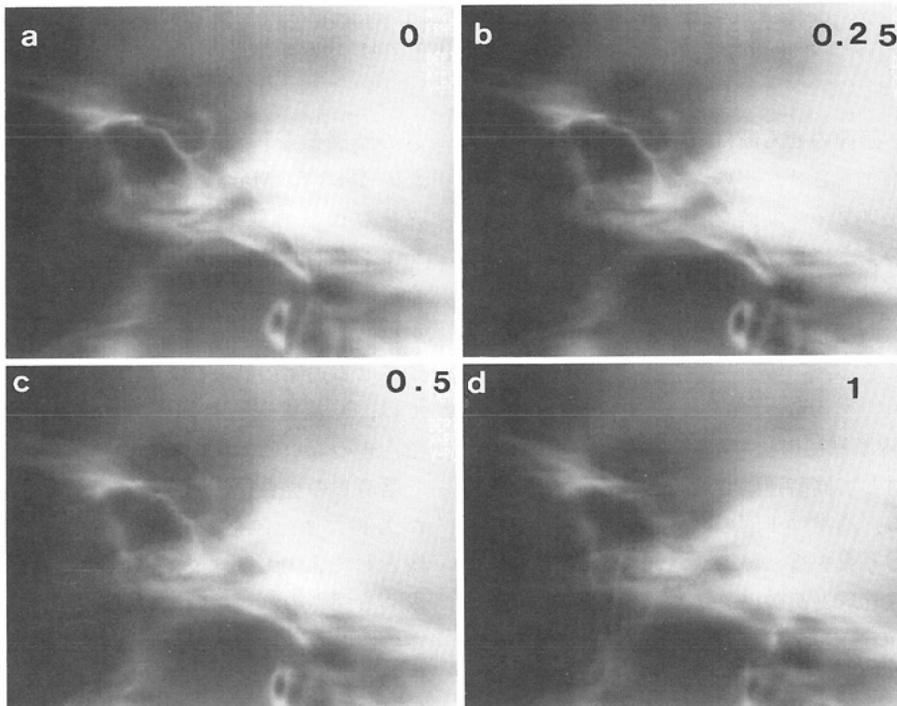


Fig. 7 Tomosyntheses of the skull phantom are set on lateral projection of +90 degrees, sweep angle of 30 degrees and summation of 25 frames. a is tomosynthesis set on depth of 0cm which is central axis of isocentric rotational motion, b is 0.25cm, c is 0.5cm and d is 1.0cm

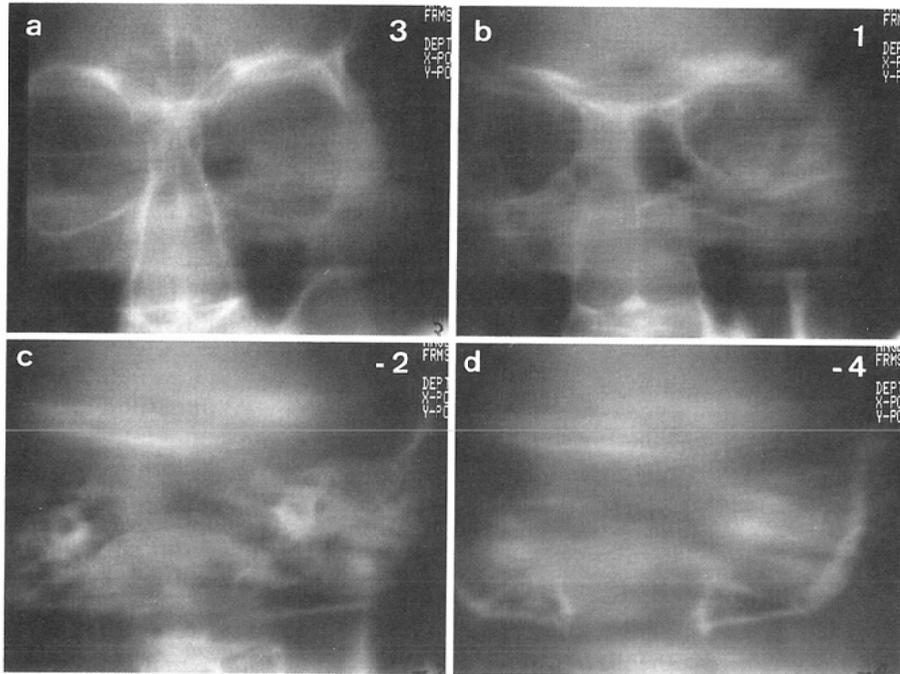


Fig. 8 Tomosyntheses of the skull phantom are set on AP projection of 0 degrees, sweep angle of 30 degrees and summation of 16 frames. a is tomosynthesis set on depth of 3cm, b is 1cm, c is -2.0cm and d is -4cm

合成である。画像のせん断は、各々の走査線上の画像を順次シフトさせ、そのシフトの計算に透視投影と3次元アフィン変換を利用した。これにより、上段左のように正面方向(垂線)で上段中で示す傾斜をつけた断面に平行な断層合成が得られた。Fig. 8の断層合成と比較すると、断層合成の違いが理解できる。

#### 考 察

通常のX線断層撮影法では、X線管球とフィルムを支点に対して同時運動させて、支点部の断層像を得ている。通常は1回の断層撮影で、支点部の一枚の断層写真を得ているが、同時多層断層撮影では、X線管球と複数のフィルムの1回の同時運動で、深さの違った複数の断層写真を得ている。

1932年、Ziedses des Plantesは「1回の周期運動で、すべての空間の断層像が得られる」と発表し<sup>8)</sup>、1971年、Millerらは「有限の枚数のX線写真より無限の断層像が得られた」と報告している<sup>9)</sup>。1972年、Grantは20枚のX線写真より、任意の深

さの断層像を得て、この方法を断層合成と呼んだ<sup>1)</sup>。1983年、MaravillaはビデオディスクレコーダーのX線画像をコンピューターに入力して、デジタル画像で断層像を得て、デジタル断層合成と呼んだ<sup>2)</sup>。また、同心性回転運動で断層合成を行ったMaravillaによると、フィルムを水平移動させる通常の断層法と異なり、同心性回転運動では、X線管球とII面が常に向い合っているため、歪のない断層像が得られる<sup>4)</sup>。

著者らの場合は、同心性回転運動をして撮影したX線シネ画像を、画像処理装置にデジタル画像として入力しデジタル断層合成を試みた<sup>4)</sup>。求める深さの鮮明な断層合成を得るには、その深さの像の軌跡を追って、正確に画像をシフトし、重ね合わせて加算平均することにある。透視投影変換と3次元アフィン変換を利用した簡単な④の計算式で画像をシフトさせ、良好な断層合成像を得ることができた<sup>9)</sup>。また、Maravillaの同心性回転運動による断層合成では、任意の深さと方向の

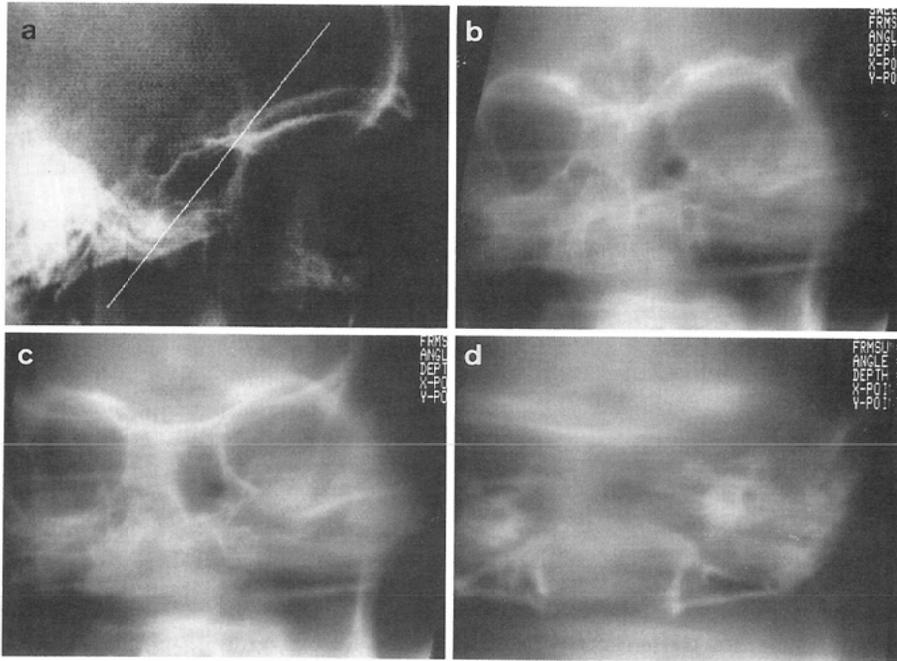


Fig. 9 Tomosyntheses of the skull phantom tilted for central axis of isocentric rotational motion: a is lateral projection of skull phantom. White line indicates tilt for central axis. b, c and d are tomosyntheses set on some desired depth. Compared with Fig. 8, difference of tomosyntheses can be understood.

水平断層像を得ているが、著者らはそれに加えて、画像のせん断変換を利用することにより、同心性回転運動の中心軸に対して傾斜のついた断層像を得ることができた。

断層合成に必要な画像の加算枚数は、多いにこしたことはないが、16枚、すなわち画像処理で簡単に使用される画像のランダム性雑音除去のための加算平均法と同じ枚数を使用すれば良好な断層合成を得ることができるといえる。ちなみにランダム性雑音は、 $n$  回加算平均することにより、 $1/\sqrt{n}$  に減弱されるといわれている<sup>10)</sup>。

同心性回転運動によるデジタル断層合成では、一連の撮影で任意の方向、振り角、深さが設定でき、かつ体軸に対して任意の傾斜をつけた断層像が得られるようになった。Zeidse des Plantes がいう「1 回の周期運動ですべての空間の断層像が得られる<sup>9)</sup>」は、深さを無限に選択できることであるが、同心性回転運動による断層合成では、広い意味で、すべての空間の断層像が得られるとい

うことである。

デジタル断層合成にシネフィルムを利用すると、直接撮影に比較して画像の劣化は免れえず、また手動による手間もかかり、臨床応用には不向きであった。しかし、同心性回転運動によるデジタル断層合成の基礎実験への利用には、龐大な駒数を有し、細かな方向の画像が自由に選択できるので有利な記憶媒体として使用できた。

最近では、デジタル透視 Digital fluorography や、デジタル差分血管撮影 digital subtraction angiography などの装置の発達に伴い、撮影管より直接コンピューターに X 線画像を入力して断層合成を行なうようになっている<sup>11)~13)</sup>。著者らは今後、この基礎実験をもとに、同心性回転運動によるデジタル断層合成を得るために、デジタル差分血管撮影装置を利用する計画をたてている。

#### 結 語

1) X 線管球と蛍光増倍管の同心性回転運動による X 線シネ撮影を行ない、得られた 1 本のシネ

フィルムより画像処理装置に画像を入力して、デジタル断層合成を行なった。

2) 断層合成に必要な画像のシフトの計算に透視投影と3次元アフィン変換を利用した。

3) 断層合成に必要な画像の加算枚数はランダム性雑音除去と同じ枚数であった。

4) 本法は、同心性回転運動の回転角度内であれば、1連の撮影により任意の方向、振り角、深さの断層合成が得られた。

5) 画像のせん断変換の利用により、同心性回転運動の中心軸に対して、傾斜のついた断層合成が得られた。これは、デジタル断層合成にのみ可能な新しい方法である。

#### 文 献

- 1) Grant DG: Tomosynthesis: A three-dimensional radiographic imaging technique IEEE Trans Biomed Eng 19: 20-28, 1972
- 2) Maravilla KR, Murry RC Jr, Horner S: Digital tomosynthesis: Technique for electronic reconstructive tomography. AJR 141: 497-502, 1983
- 3) Maravilla KR, Murry RC Jr, Diehl J et al: Digital tomosynthesis: Technique modifications and clinical applications for neurovascular anatomy. Radiol 152: 719-724, 1984
- 4) 前田宏文, 田代 誠, 松本俊郎, 他: 回転による35mmX線シネ撮影からの断層合成(抄), 日本医放会誌, 47: 85, 1987
- 5) Miller ER, McCurry EM, Hruska B: An infinite number of laminagrams from a finite number of radiographs. Radiol 98: 249-255, 1971
- 6) 尾上守夫: 医用画像における標準化, 医用電子と生体工学, 23: 58-66, 1985
- 7) 山口富士夫: コンピューターディスプレイによる図形処理工学, 日刊工業新聞社, 東京, 1983
- 8) Ziedses des Plantes BG: Eine neue Methode zur Differenzierung in Röntgenographie (Planigraphie). Acta Radiol 13: 182-192, 1932
- 9) 前田宏文, 田代 誠, 脇坂昌也, 他: 回転撮影による画像の透視投影と三次元アフィン変換(抄), 日本医放会誌, 46: 69, 1986
- 10) 長尾 真: 画像認識論, コロナ社, 東京, 1983
- 11) 仏坂博正, 原 正史, 吉岡仙弥, 他: デジタルテレビ断層撮影の経験(抄), 日本医放会誌, 47: 85, 1987
- 12) Vannier MW, Jost RG, Barbier J, et al: Conventional tomography with a digital vascular imaging system. Appl Radiol Mar/Apr 33-39, 1983
- 13) Friedenbergr RM, Lightfoote JB, Wang SP et al: Digital tomography: Description and preliminary clinical experience. AJR 144: 639-643, 1985