



|              |                                                                                     |
|--------------|-------------------------------------------------------------------------------------|
| Title        | 神経放射線診断の新しい方向                                                                       |
| Author(s)    | 高橋, 睦正                                                                              |
| Citation     | 日本医学放射線学会雑誌. 1982, 42(2), p. 203-222                                                |
| Version Type | VoR                                                                                 |
| URL          | <a href="https://hdl.handle.net/11094/16558">https://hdl.handle.net/11094/16558</a> |
| rights       |                                                                                     |
| Note         |                                                                                     |

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

## 宿題報告

## 神経放射線診断の新しい方向

熊本大学医学部放射線医学教室

高 橋 睦 正

(昭和56年 6月 9日 受付)

## New Directions in Neuroradiology

Mutsumasa Takahashi

Department of Radiology, Kumamoto University School of Medicine

---

Research Code No.: 503, 505, 508

---

*Key Words: Target imaging, Dynamic scan, Stereoscopic magnification angiography, Measurement in radiography, Neuroradiologic diagnoses*

---

Since the first introduction of computed tomography, neuroradiological practice has been changed to a considerable extent with infrequent application of radionuclide and air studies. At the same time, clinical application of new non-invasive procedures has been investigated extensively.

In this special assigned report new directions in neuroradiology have been evaluated in the application of various neuroradiologic procedures.

1. Target imaging is one of the most important directions in the future. There has been considerable improvement in spatial resolution and this technique will replace conventional tomography to a certain extent in the diagnosis of temporal bones, skull base, orbits, paranasal sinuses, vertebrae and some long bones.

2. Dynamic CT has been evaluated in diagnosis of brain tumor pathology. Although useful information in regard to blood flow can be obtained, specificity is not definite in order to make a final histologic diagnosis. Further investigation is necessary by using CT units with more reliable CT numbers. Useful information will be obtained in the future in cerebral infarctions with more technical developments.

3. An angiographic system for serial stereoscopic magnification has been developed in order to obtain cerebral angiograms with increased diagnostic information, lowered complication rate and reduced exposure to patients and angiographers. A twin focal X-ray tube was developed and mounted on this unit, after obtaining theoretical focal spot separation. With this unit biplane stereoscopic magnification angiography is easily obtained and serial angiotomography and oblique angiography can be performed, if desired. The unit has excellent maneuverability with fast change from fluoroscopy to radiography.

4. A measuring unit for stereoscopic magnification radiography has been developed on the basis of the theoretical relationship of object-film distance, separation of two images, focal spot separation and focal-film distance. This unit has high accuracy in localizing a lesion. A normogram is also developed to obtain magnification factor and true size of a small object from separation of two images.

In the near future, the foregoing modalities will be widely used for central nervous system investigation together with emission computed tomography, nuclear magnetic resonance, and digital vascular imaging.

## I. はじめに

1972年のCTの出現により最も大きな impact を受けた放射線医学の分野は、神経放射線診断だといわれている。

神経放射線診断は、それまでは単純撮影、脳血管造影、気脳・脳室造影を中心とした検査法によって実施されていた。CTの出現以後は単純撮影、CT、血管造影の順序で検査が行われることが多く、CTの所見によって次の検査法の選択がなされる場合が多い。

このように、神経放射線診断の実施順序は、過去数年間にルーチンの検査法としては定着した感があるが、現在までに開発されたCT、血管造影をはじめとする種々の新しいテクニックをふまえて考えた場合、神経放射線診断は、今後どのようなべきか、判断の困難なことが多い。この宿題報告では、神経放射線診断のあり方、今後の方向を検討したい。

神経放射線診断の新しい方向を考える上で最も重要なことは、患者の侵襲が少なく、costeffectivenessの高い検査法の開発である。これには現在までに臨床に定着した検査法や定着しつつある検査法を工夫したり、改良・改善して臨床応用を広げていく方向と、新しい検査法の開発、その臨床応用が考えられる。本宿題報告では、前者について主なテーマを中心に検討する。

## II. Target Imaging

高分解能CTは、多くのCT関係者、とくに神経放射線科医により、最も強く要望されている事柄である。空間分解能、コントラスト分解能ともに改良されることが強く望まれている。この方向の進歩として、小さい関心領域の画像を微小な画素によって描出し、分解能を向上させる方法があり、Target Imaging と呼ばれている<sup>1)2)3)</sup>。これは、ルーチンのCT撮影時に生データを保存し、後で生データから小さい関心領域の画像を再構成する方法<sup>1)2)</sup>と、高性能の検出器を用いてルーチンのCT撮影を行った後で再び小さい関心領域を再撮影する方法とがある<sup>3)</sup>。被曝線量の低減という観点からは、前者が優れていることはいうま

でもない。

### (1) 方法

GEのCT/T-8800のTarget Imagingは、Reviewと呼ぶが、通常のCT撮影時に収集したデータから微小なmatrixについての画像を再構成する機構である<sup>1)</sup>。本法では通常のCT値を-1000から+3000に拡張利用出来る機構が備えられており、優れた空間分解能が得られるほか、高密度物質の解像力も向上する。この機構は骨をよく描出するためのbone detailと低contrastの軟部組織の解

Table I Number of cases with target imaging

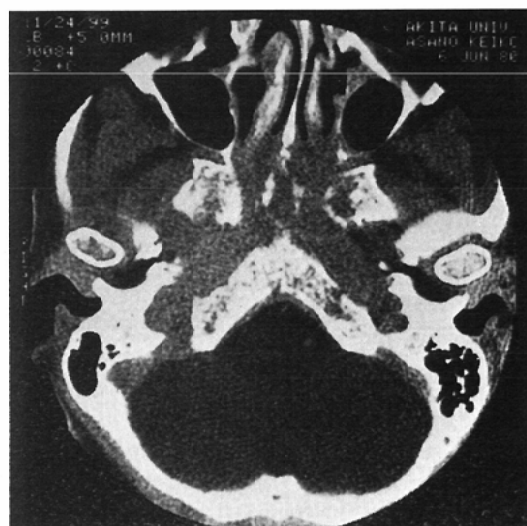
| Regions & Diagnoses | No. Cases |
|---------------------|-----------|
| Temporal Bones      | 16        |
| Tumor               | 3         |
| Inflammation        | 3         |
| Trauma              | 1         |
| Normal              | 9         |
| Skull Base          | 11        |
| Intracranial tumor  | 6         |
| Extracranial tumor  | 3         |
| Cranial tumor       | 1         |
| Normal              | 1         |
| Facial Bones        | 4         |
| Tumor               | 2         |
| Inflammation        | 1         |
| Trauma              | 1         |
| Spine               | 11        |
| Spinal tumor        | 2         |
| Intraspinal tumor   | 2         |
| Spinal tumor        | 4         |
| Disc disease        | 2         |
| Fracture            | 1         |
| Miscellaneous       | 4         |
| Osteochondroma      | 2         |
| Aseptic necrosis    | 1         |
| Giant cell tumor    | 1         |
| Total               | 46        |

像力を向上させる soft tissue detail の2つの機構が備えられており、自由に選択できる<sup>1)2)</sup>。

本法では12%の contrast を有するファントム



A



B

Fig. 1 Carcinoma of the nasopharynx

A: Conventional CT. The pterygoid process and clivus are destroyed with irregular margins.

B: Target imaging. The destructive process is well shown. Invasion of the skull base by soft tissue tumor is well seen.

では0.5mm が解像でき、0.4%の contrast では3mm まで解像することが報告されている<sup>1)</sup>。

## (2) 材料

我々は主として bone detail の Target Imaging を使って臨床に応用しているが、現在までに合計約46例の症例に本法を実施した (Table 1)。

## (3) 結果

### (a) Target Imaging の有用性

すべての実施症例で通常の CT に比較して、優れた画像を得ることができた。本法は骨皮質、骨梁の描出に優れ、骨の病変をよく描出できた (Fig. 1, A, B)。

### (b) 側頭骨微細構造の描出

側頭骨の微細構造を、Target Imaging でどの程度に観察できるかを検討した (Table II)。

Table II Visualization of structures of the temporal bone

| Structures               | No. of Cases |
|--------------------------|--------------|
| Ossicles                 |              |
| Malleus                  | 10           |
| Incus                    | 7            |
| Stapes                   | 5            |
| Ear Drum                 | 5            |
| Promontory of middle ear | 9            |
| Cochlea                  | 10           |
| Basal turn of cochlea    | 7            |
| Round window             | 10           |
| Facial nerve canal       |              |
| a. petrous segment       | 3            |
| b. tympanic segment      | 6            |
| c. mastoid segment       | 3            |
| Vestibule                | 10           |
| Oval window              | 7            |
| Semicircular canal       |              |
| a. lateral               | 10           |
| b. superior              | 8            |
| c. posterior             | 10           |
| d. crus commune          | 10           |
| Total cases evaluated    | 10           |

側頭骨の微細構造がかなりよく描出されている。特に半規管、蝸牛、前庭あるいは内耳道がよく描出され、CTの window および level を変更することによって、更に小さい構造も描出することが可能である。

Target Imaging は通常の 3mm の断層撮影と比較して劣らない描出能のあることがわかるほか、軟部組織陰影が骨陰影と関係づけて観察できる特長がある。

#### (c) 通常の断層撮影との比較

従来の断層撮影と Target Imaging の描出能を比較検討できる症例が19例あったが、Target Imaging の情報量が多かったものを better, 同等であったものを equal, 情報量が少なかったものを worse として分類すると、19例中11例には Target Imaging で有用な情報が得られている (Table II). 骨疾患への応用の有益なことがわかる (Fig. 2A, 2B, 3A & 3B).

#### (4) 小括

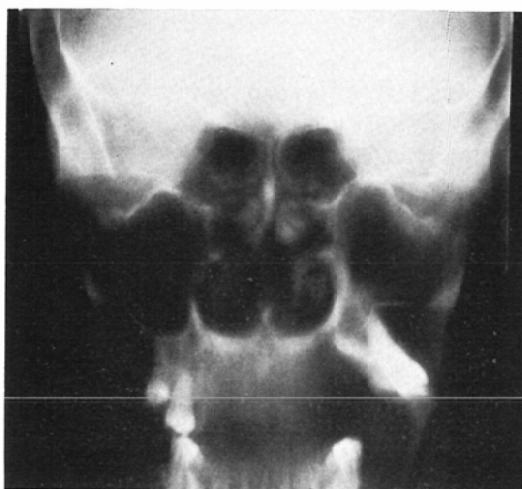
Target Imaging は側頭骨、頭蓋底、副鼻腔、脊椎及び長管骨の診断に優れた方法であり、今後一部の領域では、従来の断層撮影に代っていく方法と考えられる<sup>2)</sup>.

### III. Dynamic Scan

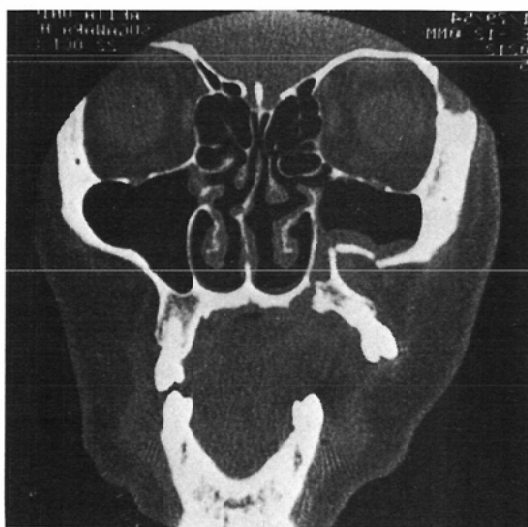
CTの欠点の一つに、動態に関する情報が得られないことがある。この点に関して、造影剤静注後に分単位の短時間内に5～6枚ないし10～12枚のスライスを撮影し、血行動態を観察し診断に供するという試みがなされており、Dynamic Scan, Rapid Sequence CT といっている<sup>4) 5) 6) 7)</sup>。本法は

Table III Value of target imaging compared with conventional tomography

| Regions        | Better | Equal | Worse |
|----------------|--------|-------|-------|
| Temporal Bones | 3      | 2     | 0     |
| Skull Base     | 2      | 1     | 0     |
| Facial Bones   | 2      | 3     | 0     |
| Spine          | 2      | 1     | 0     |
| Miscellaneous  | 1      | 1     | 1     |
| Total          | 10     | 8     | 1     |



A



B

Fig. 2 Fracture dislocation of the left alveolar process of the maxilla

A: Conventional coronal tomogram. Lateral dislocation of the left alveolar process is noted with fracture of the inferior wall of the maxillary antrum.

B: Target imaging. The above findings are better shown with soft tissue abnormality.

今後の神経放射線診断の一つの方向と考えられるので、GE社の Dynamic Scan を使用し、その有用性、今後の CT 診断における役割を検討する。

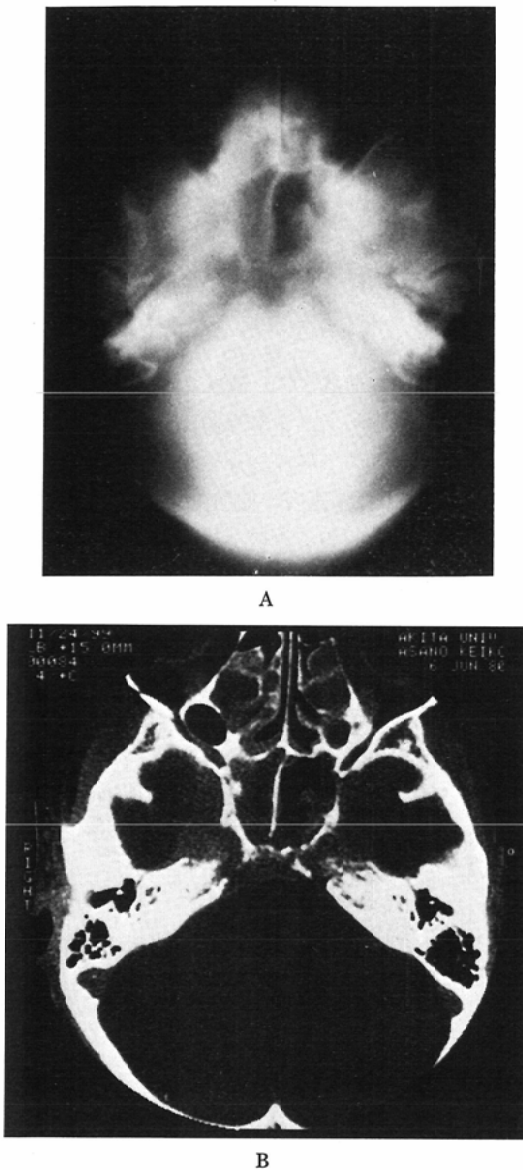


Fig. 3 Carcinoma of the nasopharynx with skull base invasion.

A: Conventional axial tomogram. The soft tissue mass invades the sphenoid sinus with poor airtion.

B: Target imaging. In addition to the soft tissue mass invading the sphenoid sinus, the petrous apex is destroyed by the tumor bilaterally.

とくに、CTによる脳腫瘍組織型の推定について考察を加える。

### (1) 方法

GE CT/T8800では1枚のCTスライスを撮影するのに5.8秒を要するが、Dynamic Scanの装置を附加すると、これらのスライスを2.0秒間隔で6枚連続撮影をすることが可能である。従って、45秒間に6枚のCT像が得られる。更に必要ならば、約1分間の休止の後に再び6枚のスライスを任意の時間間隔において撮影することも可能である (Fig. 4)。

この結果、4.5分～5分間に12枚のスライスが撮影され、各1枚のスライスは、更にスライスの前半、後半の情報をそれぞれの1枚の画像に表示することができる。従って4.5～5分間に、合計24枚の分割スライスが得られる。

実際の撮影にあたっては、水溶性造影剤14～15 gIを上腕静脈に急速に注入し、静注開始後約10秒後に撮影をはじめると、1枚目のスライスは造影剤が脳内に達する前に撮影され、造影剤は2枚目のスライスから描出される。

### (2) 材料

現在までに Table IVのような約30例の脳疾患に Dynamic Scan を実施し、検討した。

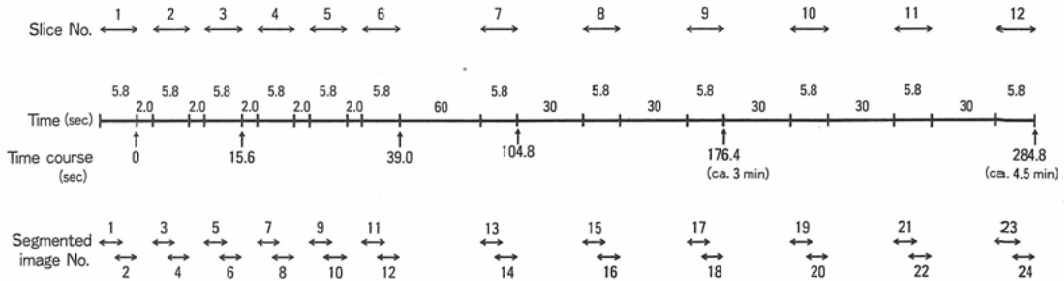
Table IV Number of cases with dynamic scan

| Diagnoses          | No. Cases |
|--------------------|-----------|
| Brain tumor        | 17        |
| hemangioma         | 5         |
| glioma             | 3         |
| metastasis         | 3         |
| acoustic neurinoma | 2         |
| meningioma         | 2         |
| pituitary adenoma  | 2         |
| Infarction         | 8         |
| Miscellaneous      | 5         |
| Total              | 30        |

### (3) 結果

(a) 正常例: 正常例では大脳皮質、大脳深部灰白質ないしは白質の間に異なる time density

Fig. 4 Time course of dynamic scan.

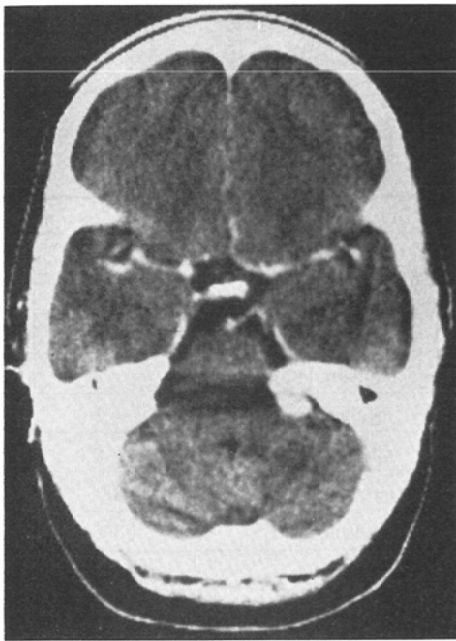


curve が描かれる。造影剤が頭蓋内へ流入後数秒後に急速な立ち上がりが見られ、peak を形成しながら急速に下降し、次第に正常の値に復するが、20秒～30秒後に再循環による軽度の CT 値上昇がみられる。一般には、灰白質が白質よりも高く、急峻な立ち上がり、下降を示す。

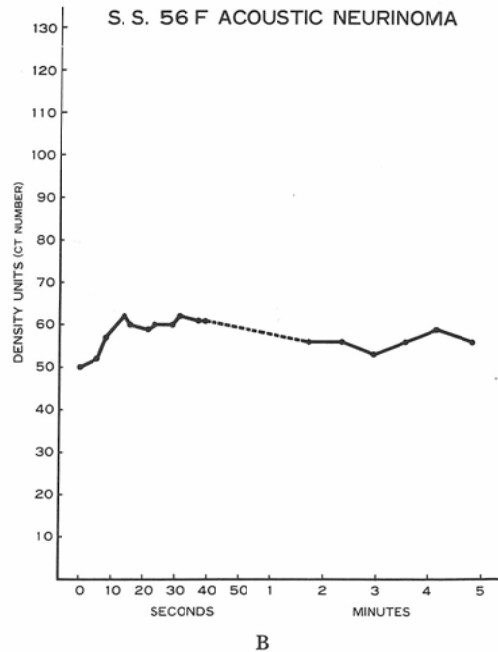
(b) メニンジオーマ：急速な上昇、狭いピーク及び緩徐な低下がみられるが、5分後でも CT 値は造影剤注入前の状態に復さない。

(c) 聴神経腫瘍：CT 値が15単位程急速に上昇し、その後ピークは平坦であり、約40秒後から下降がはじまり、下降は2分～3時間に及ぶ。しかも4.5分後には、再度の増強効果が出現し、CT 値の上昇がみられる。この上昇は恐らく脳血液関門の障害による造影剤の漏出と考えられる (Fig. 5A & B)。

(d) 下垂体腫瘍：CT 値が20程度急速な上昇を示し、小さなピーク、緩徐な下降の Slope が



A

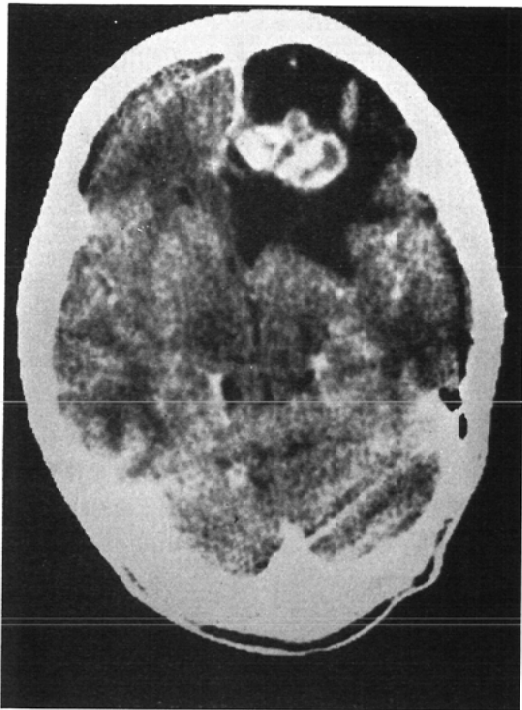


B

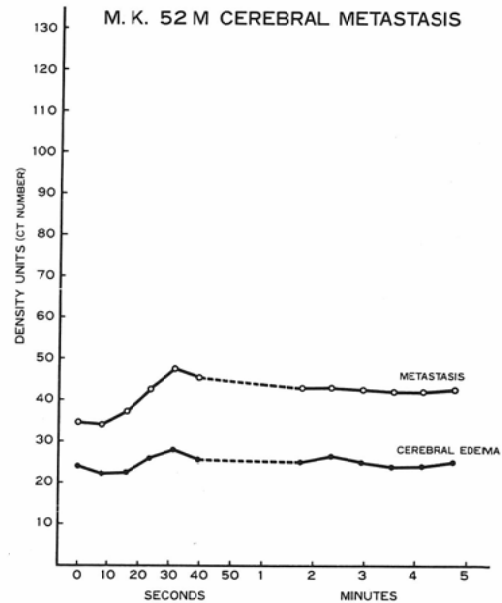
Fig. 5 Left acoustic neurinoma.

A : CT with contrast enhancement.

B : Time-density curve



A



B

Fig. 6 Left frontal metastatic tumor

A : CT with contrast enhancement.

B : Time-density curves over the tumor and edema.

みられる。漏出の所見は認めない。

(e) 転移性腫瘍：比較的ゆるやかな立ち上がり，幅広いピーク，ゆるやかな下降が認められ，軽度の漏出が後期にみられる (Fig. 6A & B)。

(f) 膠芽腫：急速で著明な立ち上がり，急峻な下降，狭いピークが認められ，後期に増強効果による CT 値上昇の所見が認められることがある。

(g) Hemangioma：急速で著明な上昇，狭いピーク及びゆるやかな下降が一般的である。しかし症例によってはゆるやかな上昇を示し，ピークがよくみられず，造影剤は時間と共に病巣に集積していくというパターンを示すものもある。

#### (4) 小括

Dynamic Scan の大きな利点は，病巣の CT 値の変化を時間の経過で知ることができることである<sup>4) 5) 6)</sup>。これを利用して腫瘍の組織型の判別に

関する情報がある程度得られるが，組織型による specificity は必ずしも高くはない (Fig. 7)<sup>4) 5) 6)</sup>。今後検討すべき点として検査に要する時間の問題，CT ナンバーの安定性の問題，アーチファクトの問題などがあり，更に改良されるべきことが多いと考えられる。

脳梗塞の Dynamic Scan については，将来，手術等の治療に関係づけうる情報，予後を推定できる所見等が得られる可能性はあると思われる<sup>7)</sup>。

将来，本法から信頼性の高い情報を得るためには，短時間内に造影剤を注入する装置の開発が必要であり，連続的にデータを収集し，任意の時点でのデータを描出できるような装置が望まれる。ルーチンの CT は，スクリーニング法として実施されることが多いわけであり，どこまで精密検査に属する Dynamic Scan を実施すべきかという問題は，血管造影から得られる情報量と総合的に検

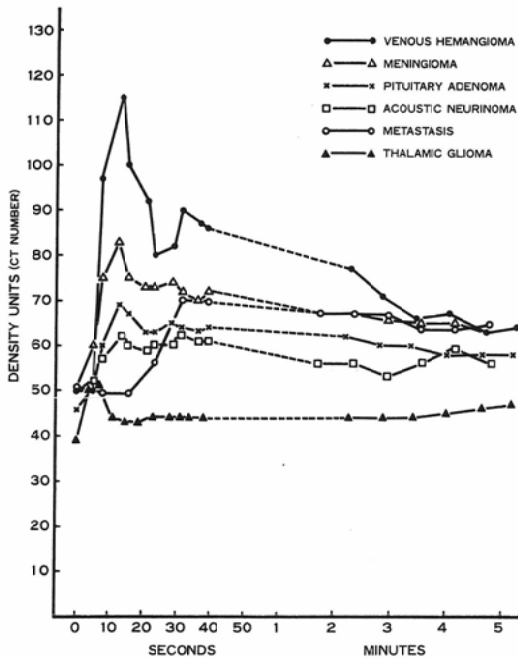


Fig. 7 Typical time-density curves of major brain tumors

討すべきであるが、後に血管造影の実施される症例では、かなり適応範囲が狭いという印象をもった。

#### IV. 拡大立体脳血管造影

CT が広く神経放射線の診療に用いられるようになり、神経疾患の症例ではまず CT が実施され、その後、必要に応じて脳血管造影が実施され

るのがルーチンの検査順序となった。

そこで、CT 時代の新しい血管造影法のあり方を考えてみると、大別して三つの方向で改善、改良を加える必要がある。その第一は、診断能の向上である。そのためには小病巣、微細血管の観察が必要であり、その立体的把握が要求される (Table V)。このような目的には、拡大立体撮影が有効な手段となる。また、症例によっては、断層撮影や斜方向撮影等の手技の多様性の要求される場合もある。更に、正確な計測が手術上あるいは診断上必要な場合もある。

一方、合併症の減少も、CT 時代の血管造影としては大きな目標である。合併症は、術者の熟練度に関係する部分も少なくない。この外に、使用造影剤量を減少させることにより合併症の発生を少なくできるが、これは同時二方向撮影を実施することによって可能となる。また、検査時間の短縮は、装置の操作性を向上させること、患者を動かすことなく短時間に透視から撮影系へ切り替える装置を付加することによって可能になる。術中の患者の移動を少なくするとカテーテルによる血管閉塞等を少なくすることができる。

第三番目の改善の方向として被曝線量の低減がある。これはオルソフィルム、希土類増感紙の使用、グレーデル効果を利用したグリッドを使用しないシステムの開発によって可能である。

以上のことを目標にして、著者らは1972年以

Table V Cerebral angiography in CT era

|                                                                    |                                                                           |
|--------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------|
| I. Increased diagnostic accuracy                                   |                                                                           |
| (1) Clear visualization of small vessels.....                      | (A) Magnification angiography                                             |
| (2) Stereoscopic visualization of abnormal and normal vessels..... | (B) Stereoscopic angiography                                              |
| (3) Versatility of radiography.....                                | (C) Angiotomography<br>(D) Oblique angiography                            |
| (4) Accurate measurement.....                                      | (E) Equipment for measurement using theory of stereoscopic radiography    |
| II. Decreased complication                                         |                                                                           |
| (1) Decreased amount of contrast media.....                        | (F) Biplane angiography                                                   |
| (2) Decreased procedure time.....                                  | (G) Maneuverability                                                       |
| (3) Infrequent change of positions.....                            | (H) Shorter time from fluoroscopy to radiography                          |
| III. Decreased exposure.....                                       |                                                                           |
|                                                                    | (I) Rare earth screen-ortho film combination<br>(J) Use of Groedel effect |

来、拡大立体血管造影の研究に携ってきた。最近このような方向の血管造影装置“Pangiomax”を完成したので、その基礎理論、臨床応用を中心に検討する。

### (1) 研究経過

我々が1972年以来携ってきた拡大立体脳血管造影の基礎的、臨床的検討をふりかえってみたい。

1976年には Single plane の拡大立体血管造影装置を試作し報告した<sup>9)</sup>。この装置では直径68mmの円盤を回転させることにより、X線管球を上下に移動させ、20mmから55mmの間隔をもつ二方向の平行なX線束を得て、拡大立体脳血管造影を実施した。本法の欠点は、動きによる管球のぶれがあり画質の低下のあること、毎秒一枚の連続撮影、側方向撮影しかできないこと等であった。

1979年にはX線管球を振子状に34度振らせることにより、同時二方向拡大立体撮影を実施できる装置を開発した (Fig. 8)。この装置で臨床的に有用な脳血管造影、腹部血管造影が得られ、一応の成果をあげることができた<sup>9)</sup>。本法の欠点は見かけ上の焦点の大きさが幅方向で0.24mmとなること、及び管球の動きによる画質の低下が見られることであった (Fig. 9)。

従って、管球を振動させることなく、連続撮影

の可能なX線管球、装置の開発を強く望んでいた。このためには、同一管球内に2コの焦点を有するX線管球が開発されれば理想的だといえる。このような管球は1966年にアメリカの Rogers により考案され、米国の特許が取得されている<sup>10)</sup>。我々の要望にこたえて島津製作所では2コの微小焦点を有するX線管球の製造に成功したので、1980年夏から基礎的実験、臨床応用を開始した。

### (2) 理想的な拡大立体像とその利点

拡大立体撮影の基礎的研究において重要な課題は、二焦点間の距離の決定、その理論的背景の確立である。二焦点間距離が拡大立体像に大きい影響を及ぼすからである。

我々は被写体をM倍に拡大撮影した場合、拡大像は高さ、幅方向ともM倍であるべきであるという考えを前提にして理論を展開した。高さの小さい立体撮影では立体視は容易であるが、診断情報は少ないからである (Fig. 10)。

拡大撮影の効果の一つは、M倍に拡大撮影をすると高さに関する情報量は  $M^2$  倍になることである。拡大立体撮影は、 $M^2$  倍に豊富になった情報を立体的に観察し診断に供することである。この観点からも高さ方向でも拡大することが望ましい。

### (3) 拡大立体像の観察

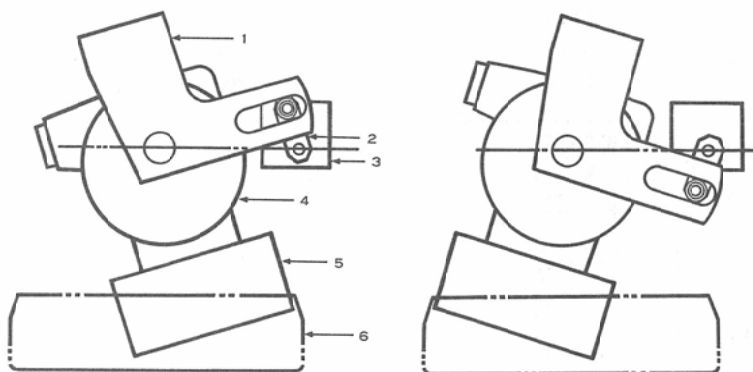


Fig. 8 Arc rotation mechanism of the tube

1. Tube support
3. Motor
5. Internal collimator

2. Lever of interposing arm
4. X-ray tube
6. External collimator

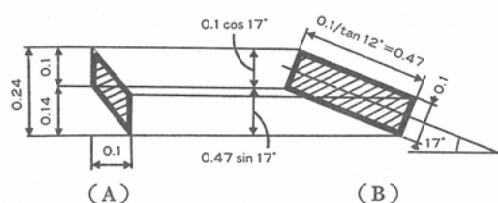


Fig. 9 Apparent enlargement of the focal spot size during pendulum motion of an X-ray tube

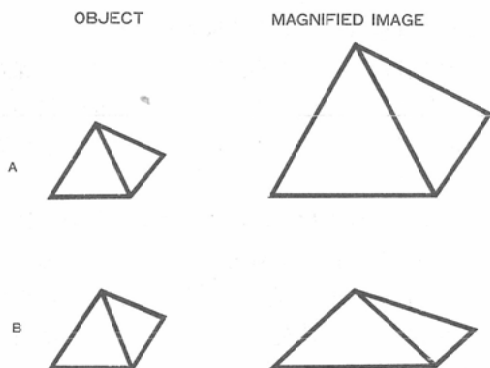


Fig. 10 Magnified image

A: Magnified image in three dimensions

B: Magnified image in two dimensions

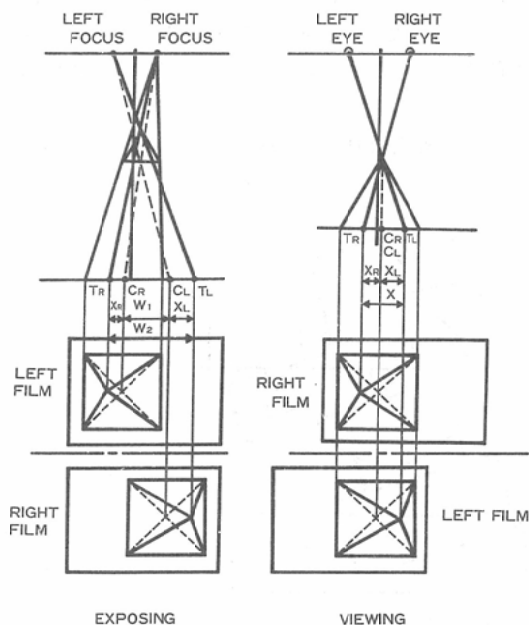


Fig. 11 Geometric arrangement for stereoscopic magnification radiography

A: Exposing B: Viewing

撮影時にはフィルムの位置は一定で、像の位置が右フィルムと左フィルムで異なる (Fig. 11). 観察にあたっては観察鏡で像が重なるようにするが、四角錐の底辺を一致させると他の部分は上方へ突出して高さとして観察される。この奥行きはくい違い量が大きいと近くに、小さいと遠くに観察される。立体視は左右の眼に映る平面的なくい違った像を、高さのある一つの像に融合することにより他ならない。二つのくい違った像が立体視の基本となっており、中枢神経で自動的に融合が行われる。

#### (4) 拡大立体撮影における二焦点間距離

撮影系をシェーマに示すが、ここで  $D$ ,  $D_v$  は焦点フィルム間距離、観察距離、 $S$ ,  $S_v$  は二焦点間距離、瞳孔間距離、 $A$  は四角錐の高さ、 $B$  は四角錐からフィルムまでの距離である<sup>11)</sup>。被写体は  $MA$  の高さに拡大されている (Fig. 12)。左の撮影系に相似三角形における比例式を応用することにより、(1), (2)式が得られる。一方、右の観察系に相似三角形の比例原理を応用すると (3)式が得られる。拡大率の定義から (4)が得られ、撮影系と観察系から (5)が得られる。

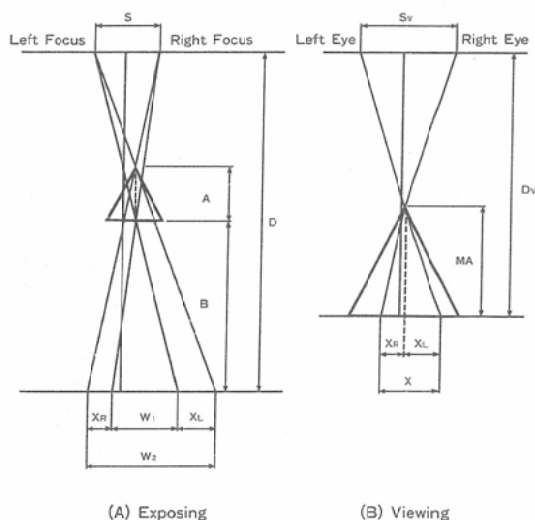


Fig. 12 Basic arrangement for stereoscopic magnification radiography

A: Exposing B: Viewing

$$W_1 : S = B : D - B \quad (1)$$

$$W_2 : S = A + B : D - (A + B) \quad (2)$$

$$X : S_v = MA : D_v - MA \quad (3)$$

$$M = \frac{D}{D - B} \quad (4)$$

$$W_2 - W_1 = X_R + X_L = X \quad (5)$$

これらの式を解くことにより, (6), (7), (8)の式が得られる.

(4)から

$$B = \frac{M - 1}{M} D \quad (6)$$

(6)を (1), (2)に代入して

$$W_1 = \frac{B}{D - B} S = \frac{\frac{M - 1}{M} D}{D - \frac{M - 1}{M} D} S = \frac{(M - 1) S}{D - (A + \frac{M - 1}{M} D)} S \quad (7)$$

$$W_2 = \frac{A + B}{D - (A + B)} S = \frac{A + \frac{M - 1}{M} D}{D - (A + \frac{M - 1}{M} D)} S = \frac{MA + (M - 1) D}{D - MA} S \quad (8)$$

更に, (5), (7), (8)式から (9)式, (3)式から (10) 式が得られる.

(5), (7)および (8)から

$$X = W_2 - W_1 = \frac{MA + (M - 1) D}{D - MA} S - (M - 1) S = \frac{M^2 A}{D - MA} S \quad (9)$$

(3)から

$$X = S_v \frac{MA}{D_v - MA} \quad (10)$$

ついに, (9), (10) から (11) 式が導かれる.

$$(9), (10) \text{ を等しいとおいて } \frac{M^2 A}{D - MA} S = S_v \frac{MA}{D_v - MA}$$

従って

$$S = \frac{S_v}{M} \cdot \frac{D - MA}{D_v - MA} \quad (11)$$

これが我々が求めている 2 焦点間距離を決定する式である.

もし, 被写体が撮影距離やフィルム焦点間距離, 観察距離に比べて小さければ (12) 式が成立する.

$$S \approx \frac{S_v}{M} \cdot \frac{D}{D_v} \quad (12)$$

また, 撮影距離と観察距離が同じであれば, 単に (13) 式となる.

$$S = \frac{S_v}{M} \quad (13)$$

この式の正しいことを種々の実験によって確認した. そのなかで, 四角錐を焦点間距離を変えることによって 2 倍に拡大撮影した場合の像を作図した (Fig. 13). 焦点間距離が大きくなると四角錐は高くなり, 小さくなると像が低く形成される. しかも観察距離をかえて観察すると, 観察距離が大きければ四角錐は高くなり, 短かければ低くなる. 種々のファントムによる実験でも同じような結論が得られている.

式 (11) をグラフに図示して検討を行った (Fig. 14). 仮に観察距離が 70cm であるとする, 拡大率が 2.0 倍 ~ 3.0 倍の範囲では, S は 40

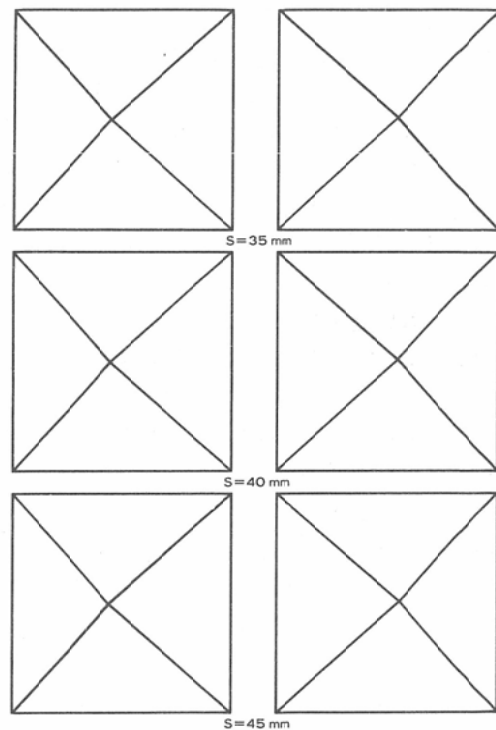


Fig. 13 Stereoscopic diagram for two times magnification of a triangular pyramid in various focal spot separations

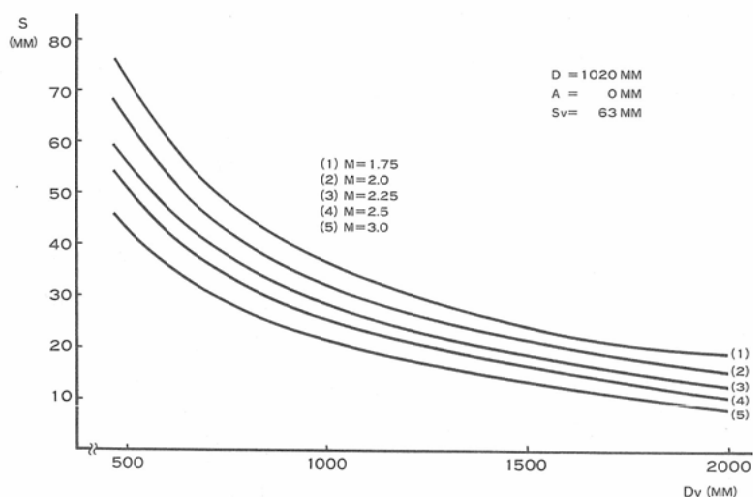


Fig. 14 Relationship of focal spot separation and viewing distance in various magnification factors

mm~45mm の値が適切である。立体像の観察しやすさも考慮して、焦点間距離は 40mm が適当であると考えた。焦点の大きさについても考察を加えたが、拡大撮影に必要な容量の得られる X 線管球であることと、振子状運動に用いた 0.1mm の微小焦点 X 線管球が実効上 0.24mm になっているにもかかわらず、臨床的には満足な拡大立体像が得られることを考えて、2 倍ないし 3 倍拡大程度の脳血管造影に対しては 0.2mm の焦点では充分であると考えた。

#### (5) 双焦点 X 線管

以上のような理論に基づき、双焦点 X 線管球が開発された。この管球内には 2 コのフィラメントが内蔵されていて、交互にグリッド制御と電子発生を行う (Fig. 15A & B)。グリッド制御には、高圧ケーブルの芯線間及び対アース間に存在している浮遊容量を利用する方法がとられている。これにより特別にグリッド制御の電源を用いる必要がなく、微小焦点 X 線管が完成された。X 線曝射時の対側の焦点からの X 線発生量も微量であり、毎秒 12 回の交互曝射でも曝射がよく行われていた。

この双焦点 X 線管球の欠点としては、X 線の角度分布が一様でないことがあげられるほか、通常の X 線管に較べてやや容量が小さい欠点がある。

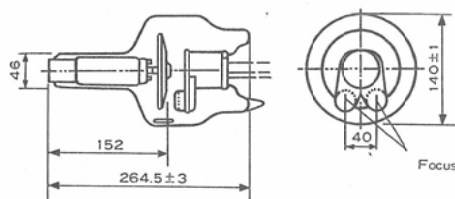


Fig. 15 Diagram of the twin focal tube

A: Axial sectional view

B: Transverse sectional view at the focal spots

(Fig. 16)。しかし、このような X 線管球は我々が永年望んでいたものであり、同時二方向拡大立体撮影装置に装着した訳である。

#### (6) 同時二方向拡大立体撮影装置 “Pangio-max”

本装置の構成を図に示す (Fig. 17)。8 角形のガントリー (3) には、2 組の撮影系と 1 組の透視系がとりつけられている。連続撮影はブックフィルムチェンジャーで行う。双焦点 X 線管 (6) と微小焦点 X 線管 (7) は取手を回すことによって、位置の入れ換えが可能のように設計されている。ガントリーは半円弧状のリング部 (2) に 2 点でささえられており、体軸方向に ±30 度傾斜可能となっている。さらに、リング部は脚部 (1) でささえられており、患者の体軸に ±45 度回転できるように

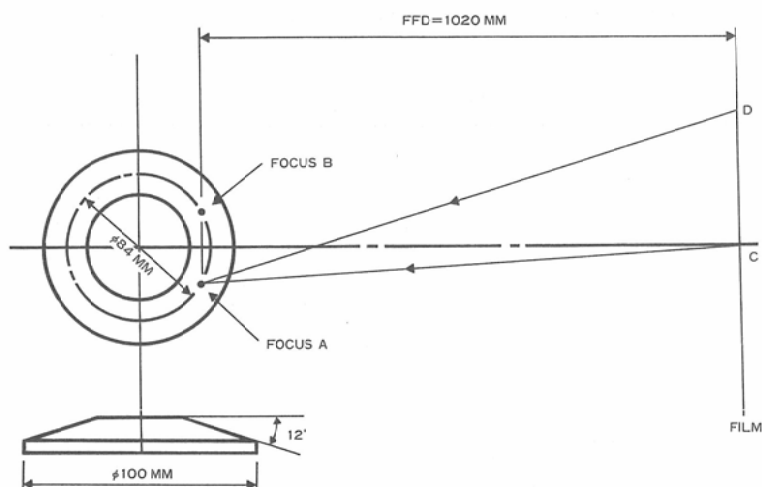


Fig. 16 Inhomogeneity of X-ray from the twin focal tube

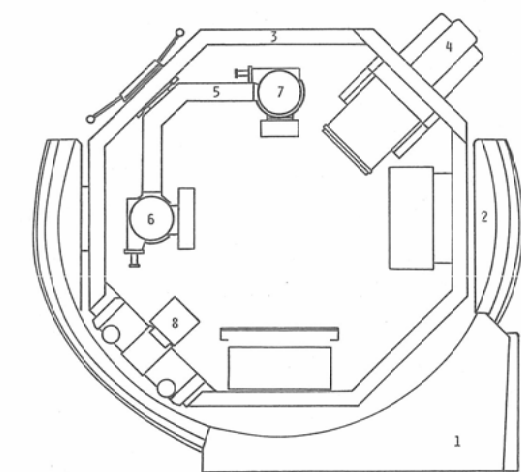


Fig. 17 Schematic diagram of "Pangiomax"

1. Base
2. Ring
3. Gantry
4. Image intensifier
5. Arm for X-ray tubes
6. Twin focal X-ray tube
7. Microfocus X-ray tube with a large focus of  $0.8 \times 0.8 \text{ mm}$
8. X-ray tube for fluoroscopy

なっている。焦点フィルム間距離は1,020mm、焦点回転中心間距離は500mmである。同時二方向拡大立体撮影を行った場合の拡大率は約2.0倍である (Fig. 18)。撮影間隔はブックフィルム

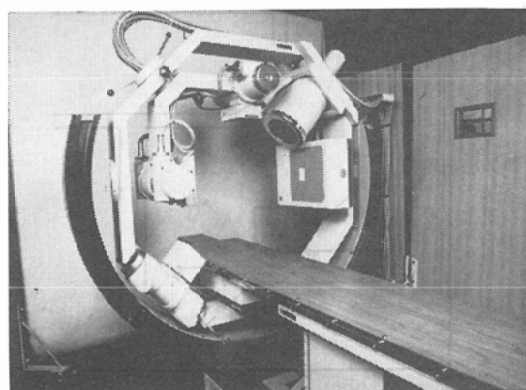


Fig. 18 "Pangiomax" being set-up for contact abdominal angiography

チェンジャーの性能により制限をうけるために最大毎秒3枚であるが、同時二方向撮影を行うと毎秒1.5枚の速さとなる。

被曝線量 (Table VI)、室内漏えい線量 (Fig. 19) は通常の装置による場合と同じレベルである。

本装置は心臓以外の血管造影にも用いることができ、特に胸部、四肢、頸部の血管造影に対して有用である<sup>12)</sup>。本装置では、密着非拡大連続撮影を0.8mmの焦点によって実施することが出来る。

#### (7) 臨床例

Table VI Exposures in magnification cerebral angiography (mR/mAs)

| Technique       |       | Skin | Skin Exit | Lens  |      | Thyroid | Gonad  |       | Integral Dose (GM RAD) |
|-----------------|-------|------|-----------|-------|------|---------|--------|-------|------------------------|
|                 |       |      |           | Right | Left |         | Female | Male  |                        |
| Anteroposterior | 65 KV | 58.6 | 0.15      | 58.6  | 67.8 | 0.147   | 0.001  | 0.002 | 66.5                   |
|                 | 75 KV | 68.1 | 0.28      | 68.1  | 88.8 | 0.240   | 0.001  | 0.001 | 86.1                   |
|                 | 85 KV | 86.1 | 0.47      | 86.6  | 84.3 | 0.493   | 0.001  | 0.003 | 118.4                  |
| Right lateral   | 65 KV | 35.9 | 0.34      | 35.9  | 2.64 | 0.168   | 0.001  | 0.001 | 90.1                   |
|                 | 75 KV | 46.6 | 0.54      | 46.6  | 2.91 | 0.290   | 0.001  | 0.001 | 116.7                  |
|                 | 85 KV | 56.2 | 0.98      | 56.2  | 3.04 | 0.600   | 0.001  | 0.001 | 160.4                  |

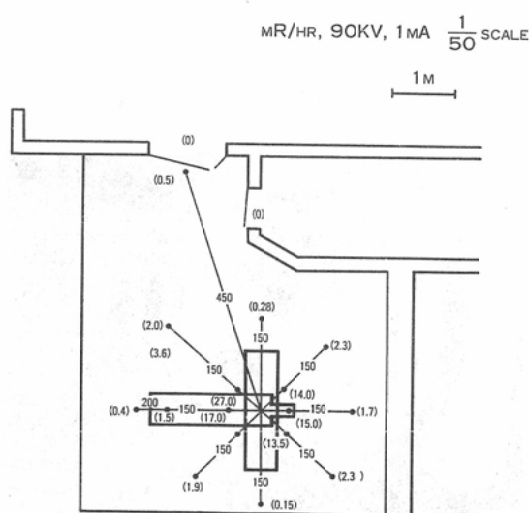


Fig. 19 Radiation dose in our angiographic room

症例Ⅰ. 50歳, 男子, 稀突起膠腫

約3年前に右前頭葉の稀突起膠腫の手術を受けた。1年前頃より尿, 便の失禁をきたすようになった。前頭葉両側に広がる無血管性の腫瘍が立体的観察でよく認められる (Fig. 20A & B)。

症例Ⅱ. 27歳, 男子, 脳橋動静脈奇形

クモ膜下出血をきたし来院した。AVMの脳橋内への拡がりと、栄養血管、導出血管がサブトラクションで立体的に描出されている (Fig. 21A & B)。

症例Ⅲ. 66歳, 男子, 胃癌の肝転移

肝内腫瘍の栄養血管, 正常血管が立体的に観察でき、広がりをよく把握することができる (Fig. 22A & B)。

## (8) 小括

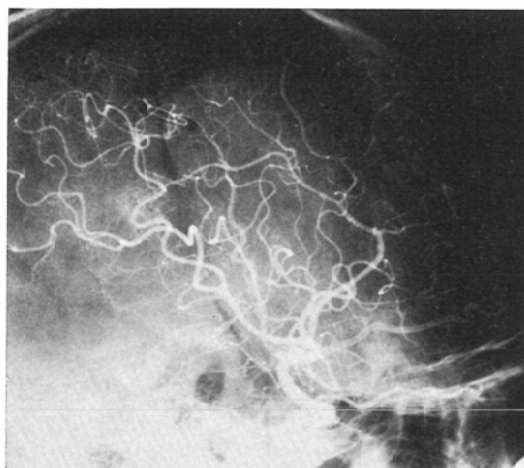
拡大立体撮影に関する理論と我々が開発した“Pangiomax”による拡大立体同時二方向の血管造影について述べたが、我々が目指している診断能の向上、合併症の減少、被曝線量の低減等の目標は、本装置によってある程度満たすことが可能になった<sup>13)</sup>。本装置を用いることにより血管造影の時間を30%~40%短縮することが可能になったほか、造影剤の使用量もかなり減少させることができた。一方診断能については、拡大立体撮影、断層血管造影、斜方向からの撮影、計測などによって診断能を向上させることができた。

この装置の欠点としては、同時二方向では毎秒1.5枚しか撮影できないこと、X線管球にまだ改良すべき点があることなどが残された課題である。

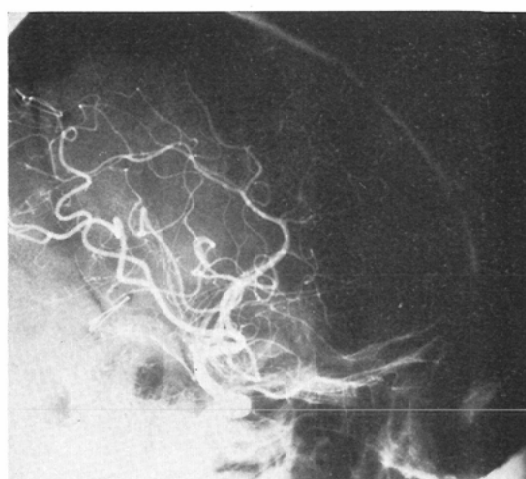
双焦点X線管球に関する問題点は、近い将来に解決可能と思われるが、撮影スピードに関しては、将来はdigital radiographyの利用を考えていきたい。更に、同時二方向撮影の場合の任意の拡大率の選択、その他について簡便化、合理化を計る必要がある。今後更に検討を重ねて、診断能の高い操作性の優れた装置に改良していくように努力したいと考えている。

## V. 拡大立体撮影における計測

拡大撮影の拡大率の推定は困難な問題であり、同じ被写体でもフィルム面からの距離によって拡大率が異なる。通常の拡大撮影では真の拡大率を求め、ひいては真の計測値を求めることは不可能で



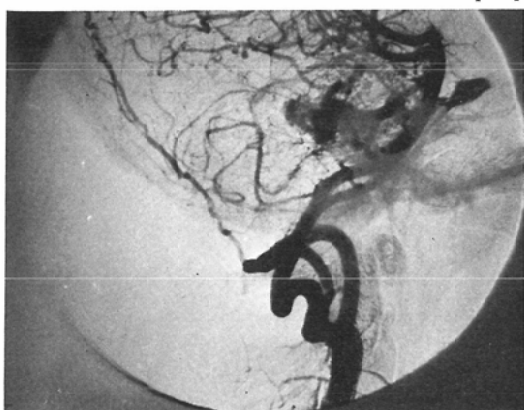
A



B

Fig. 20 Recurrent oligodendroglioma in the frontal lobe

A & B : Stereoscopic pair



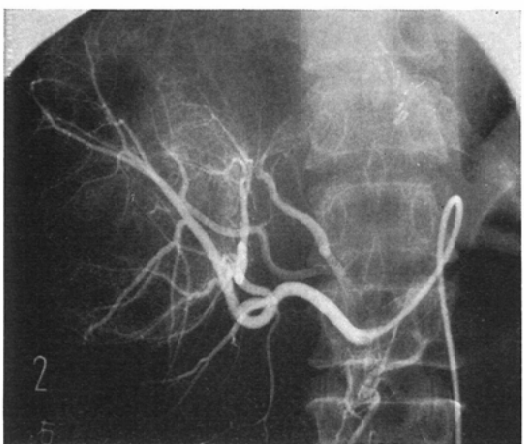
A



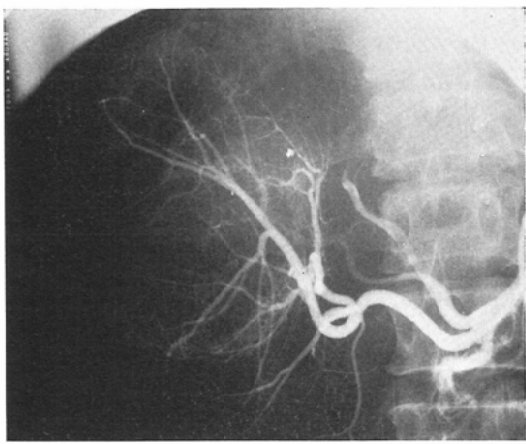
B

Fig. 21 Arteriovenous malformation in the pons

A & B : Stereoscopic pair



A



B

Fig. 22 Hepatic metastasis from carcinoma of the stomach

A & B : Stereoscopic pair

ある<sup>14)15)</sup>．これを補う意味で人体にテスト・マーカーをつけ撮影がなされるが、一つの目安にはなるが真の拡大率を与えるものではない．一方、通常の非拡大撮影についても同様であり、真の拡大率は推定不可能である．

### (1) 拡大立体撮影の計測の原理

X線管球の2つの焦点で患者のある点が2枚のフィルム上に撮影された場合、それらの点の2枚のフィルム上の位置の差をWとすると、フィルム面からの奥行きZは $Z = \frac{DW}{S+W}$ で与えられる

(Fig. 23)．この原理を用いて、種々の式が導びかれ計測の基本となる．

長さLの物体ABを焦点FL, FRで撮影した場合の各種のパラメータを図示する (Fig. 25)．撮影空間中の座標をX, Y, Zとすると、フィルム面の点A<sub>1</sub>, A<sub>2</sub>の座標成分を用いて、空間中の

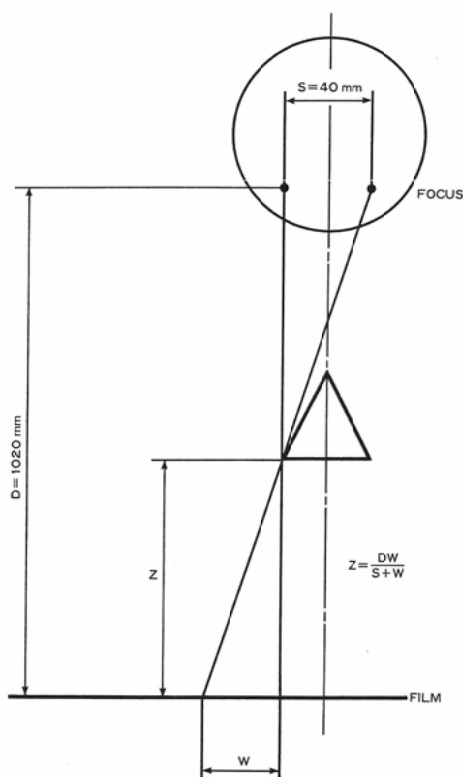


Fig. 23 Schematic diagram of stereoscopic magnification radiography

A点, B点の座標が表現される<sup>14)</sup>．即ち、空間座標の $\bar{X}$ は、フィルム面上の座標 $X_1, X_1'$ およびA点の拡大率 $M_A$ で表わされる (Fig. 24)．

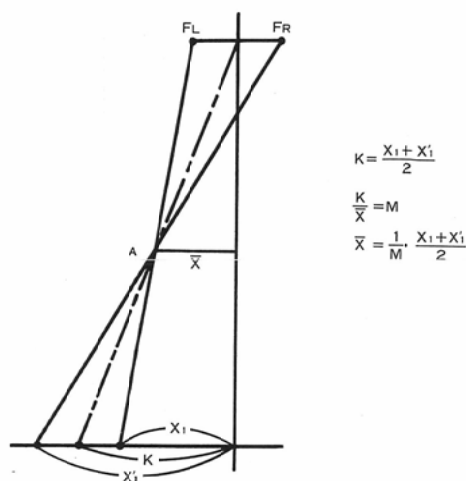


Fig. 24 Determination of  $\bar{X}$  using coordinates on the film

$$\bar{X}_1 = \frac{1}{M_A} \cdot \frac{X_1 + X'_1}{2}$$

$$\bar{Y}_1 = \frac{1}{M_A} \cdot \frac{Y_1 + Y'_1}{2}$$

$$\bar{Z}_1 = \frac{DW_1}{S + W_1}$$

$$M_A = \frac{D}{D - Z_1} = 1 + \frac{W_1}{S}$$

$$W_1 = X_1 - X'_1$$

$\bar{Y}$ についても同様であり、B点の $\bar{X}, \bar{Y}, \bar{Z}$ 、空間座標もフィルム面上の座標を使って表現できる．

同時にA点, B点の拡大率 $M_A, M_B$ もフィルム上の座標と既知の焦点間距離から算出される．

更に、X, Y, Z座標を用いると、空間座標中の長さLおよび2本の線のなす角度 $Q_A$ が次の式で計算できる<sup>14)</sup>．

$$L = \sqrt{(\bar{X}_1 - \bar{X}_2)^2 + (\bar{Y}_1 - \bar{Y}_2)^2 + (\bar{Z}_1 - \bar{Z}_2)^2}$$

$$Q_A = \cos^{-1} \frac{L_B^2 + L_C^2 - L_A^2}{2L_B L_C}$$

### (2) 計測装置の試作

このような計測に関する理論に基づき、立体撮影計測装置を試作した．これにより虚像であると

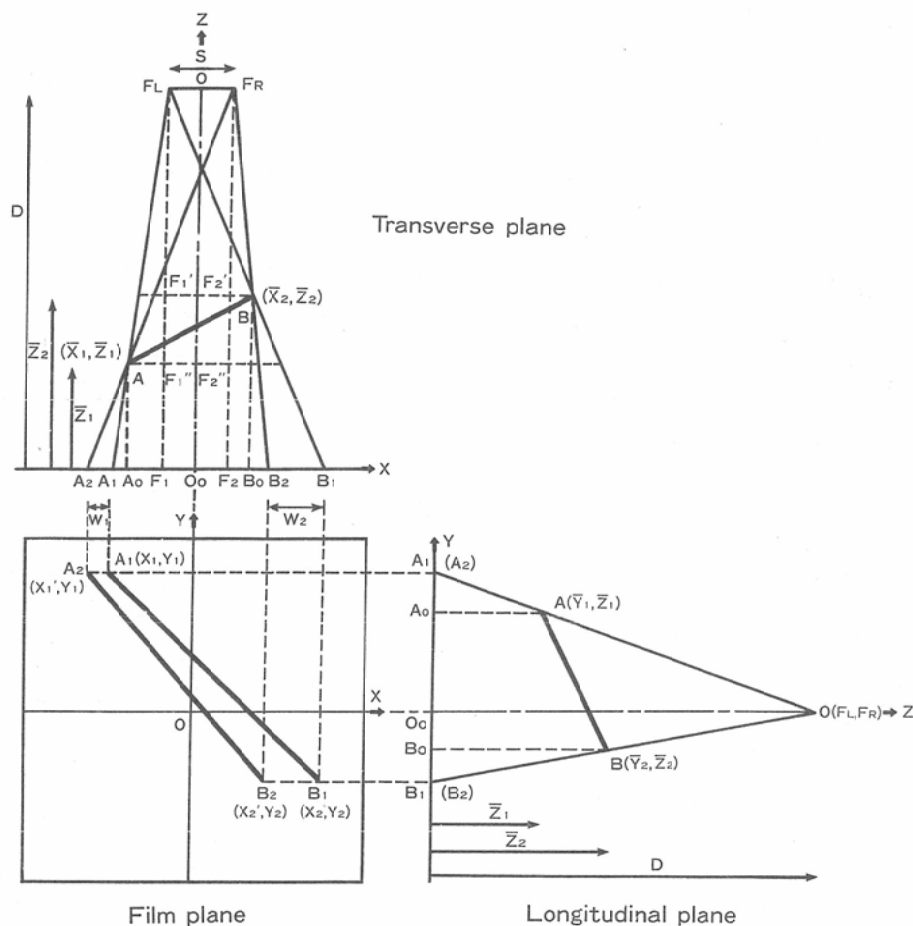


Fig. 25 Spatial arrangement of stereoscopic magnification radiography

いわれていた立体拡大像を客観的に高精度で計測することを可能にしたと考えている。

本装置はブロックダイアグラムに示すように、3つの部分からなっている。その1つは、シャウカステンにかけられたフィルムに対向する2台のTVカメラと2台のTVモニター、第二はTVカメラをフィルムに平行な面上で移動させることにより、フィルム面上の座標および二点間の距離を読みとる装置、第三はこれらの値に演算を加えて種々の値を表示するパーソナルコンピュータおよびCRT display 装置、プリンターから成っている (Fig. 26)。

この計測装置では、任意の点の空間座標、拡大率、2点間の距離、2本の線のなす角度を用紙に

打ち出すことができる。

### (3) 計測誤差

このような式を用いて計算を行った場合の誤差について検討を行うと、Zについて  $\Delta Z$ 、Wについて  $\Delta W$  の誤差があったとすると、次のような式が成立する。

$$Z = \frac{DW}{S+W} \quad \dots\dots (1)$$

$$Z + \Delta Z = \frac{D(W + \Delta W)}{S + W + \Delta W} \quad \dots\dots (2)$$

$$(2) - (1)$$

$$Z + \Delta Z - Z = \Delta Z$$

$$\Delta Z = \frac{DS\Delta W}{(S+W+\Delta W)(S+W)} \quad \dots\dots (3)$$

$$M = \frac{D}{D-Z} \quad \dots\dots (4)$$

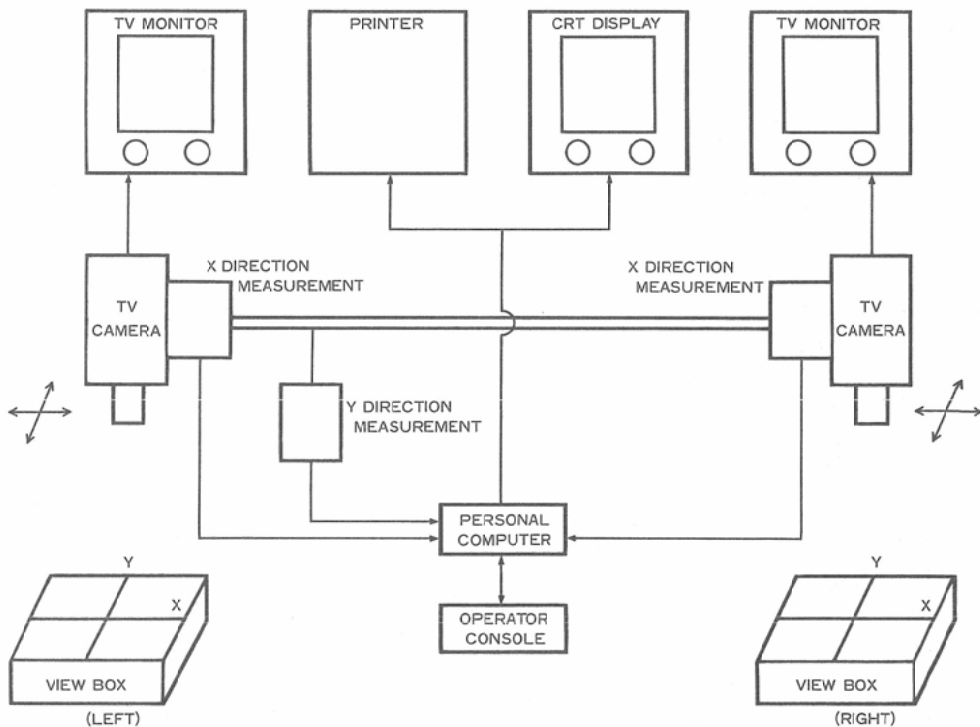


Fig. 26 Block diagram of measuring device for stereoscopic radiography

(1)と(4)から

$$W = S(M-1) \quad \dots\dots (5)$$

従って

$$\begin{aligned} \Delta Z &= \frac{DS\Delta W}{\{S+S(M-1)+\Delta W\} \{S+S(M-1)\}} \\ &= \frac{DS\Delta W}{(SM+\Delta W)M} \\ &\simeq \frac{DS\Delta W}{SM^2} \end{aligned}$$

深さ方向の測定誤差  $\Delta Z$  は、拡大率の自乗に反比例する。すなわち、拡大撮影を行った場合の  $\Delta Z$  は、密着撮影を行った場合の  $\Delta Z$  の  $\frac{1}{M^2}$  になるといえる。2倍拡大撮影の際の我々の装置における誤差を推定すると、フィルム上のくい違い量に対する誤差の6倍の誤差が奥行きの誤差として表現されることがわかる。すなわち、フィルム上でのくい違い量の誤差は、深さ方向で約6.4倍に拡大される。本装置を用いると、TVカメラを±0.1mm以下の精度で動かすことは差程困難ではなく、優れた計測値が得られた。

実際の誤差の範囲を知るために、既知の長さの2本の針金を斜め45度に置き、拡大立体撮影を行い、8人の測定者がフィルム上で計測を行った。小さい誤差で計測を行なうことができた (Table VII)。

#### (4) 計測用ノモグラム

フィルム上の計測値とくい違い量の計測から、真の距離、大きさを計測するノモグラムも作成した<sup>15)</sup>。実際の利用にあたっては、このノモグラムは非常に有用であり、動脈瘤の大きさ、拡大率、病巣の頭蓋骨からの距離などの計測に有用である (Fig. 27)。

#### (5) 小括

X線撮影においては、真の拡大率の推定は不可能であったが、立体撮影を行うと拡大率の他、2点間の距離、2本の線のなす角度の計測も正確に行うことができる。この原理を異物の局在診断に用いることも可能となった。このような計測の可

Table VII Errors in measurements (mm)

| Examiner   | Distance A | Difference | Distance B | Difference | Angle A | Difference |
|------------|------------|------------|------------|------------|---------|------------|
| A          | 29.0       | -0.7       | 72.7       | -1.5       | 57.9    | -0.7       |
| B          | 29.0       | -0.7       | 75.7       | +1.5       | 60.3    | +1.7       |
| C          | 29.0       | -0.7       | 74.6       | +0.4       | 57.8    | -0.8       |
| D          | 29.0       | -0.7       | 73.7       | -0.5       | 58.1    | -0.5       |
| E          | 29.2       | -0.5       | 75.3       | +1.1       | 60.6    | +2.0       |
| F          | 29.6       | -0.1       | 75.9       | +1.7       | 60.8    | +2.2       |
| G          | 29.0       | -0.7       | 74.4       | +0.2       | 57.8    | -0.8       |
| H          | 29.1       | -0.6       | 74.7       | +0.5       | 58.6    | 0          |
| Mean       | 29.1       | -0.6       | 74.6       | +0.4       | 59.0    | +0.4       |
| True Value | 29.7       |            | 74.2       |            | 58.6    |            |

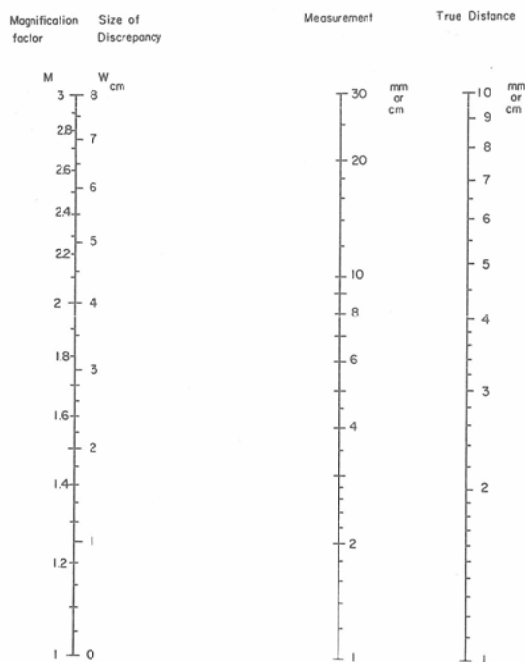


Fig. 27 Normogram for obtaining true distance

能な装置を試作し、その臨床応用を行った。

## VI. おわりに

以上のように、Target Imaging, Dynamic Scanの有用性について検討を加え、拡大立体脳血管造影装置を開発している間に、非侵襲度の高いDigital Vascular Imagingと呼ばれる造影剤静脈内注入による血管造影装置が開発されようとして

いる。

現在、我々はこの方向でも研究を進めているが、近い将来に血管造影のスクリーニングはこれで行い、精密な情報を得るために、ここに報告したような血管造影装置を用いて検査を進めることが多くなると考えられる。更に、Emission CT, NMR も最近急速な進歩をとげてきたので、神経放射線診断に広く導入される日も近いことが予測される。

本研究には多くの協同研究者の協力を得たが、秋田大学、熊本大学、島津製作所、横河電機の協同研究者、協力者に心から御礼申し上げる。とくに、秋田大学・玉川芳春助教授、島津製作所・小沢真史、武本肇氏の援助なしには本研究は完成しなかったことを述べ感謝の意を表す。

更に、この宿題報告の機会をお与えいただいた前々学会長・田坂皓先生、演者の恩師であり本日の座長の労をお取りいただいた本学会長の松浦啓一先生に深甚なる感謝をささげる。

## References

- 1) General Electric: Anatomic resolution and morphological analysis. Brochure on CT/T Continuum, Research in Clinical Applications, 1979
- 2) Shaffer, K.A.: Comparison of computed and conventional tomography of the temporal bone. Presented at the Annual Meeting of the Radiological Society of North America, Dallas, Texas, November, 1980

- 3) Weinstein, M.A., Modic, M.T., Risius, B., Duchesneau, P.M. and Berlin, A.J.: Visualization of the arteries, veins, and nerves of the orbit by sector computed tomography. *Radiology*, 138: 83—87, 1981
- 4) Wing, S.D., Anderson, R.E. and Osborn, A.G.: Dynamic cranial computed tomography: Preliminary results. *Am. J. Roentgenol.*, 134: 941—945, 1980
- 5) Dobben, G.D., Valvassori, G.E., Mafee, M.F., and Berninger, W.H.: Evaluation of brain circulation by rapid rotational computed tomography. *Radiology*, 133: 105—111, 1979
- 6) Heinz, E.R., Dubois, P., Osborne, D., Drayer, B. and Barrett, W.: Dynamic computed tomography study of the brain. *J. Computer Assisted Tomography*, 3: 641—649, 1979
- 7) Traupe, H., Heiss, W.-D., Hoeffken, W. and Zulch, K.J.: Hyperperfusion and enhancement in dynamic computed tomography of ischemic stroke patients. *J. Computer Assisted Tomography*, 3: 627—632, 1979
- 8) Takahashi, M., Tamakawa, Y., Goto, K. and Kosaka, M.: Serial cerebral angiography in stereoscopic magnification. *Am. J. Roentgenol.*, 126: 1211—1218, 1976
- 9) Takahashi, M. and Ozawa, Y.: Routine biplane cerebral angiography with stereoscopic magnification. *Radiology*, 136: 113—117, 1980
- 10) Rogers, T.H.: Stereo X-ray device. United States Patent Office Publication. Patent No. 3250916. Patented May 10, 1966
- 11) Takahashi, M. and Ozawa, Y.: Focal spot separation in stereoscopic magnification radiography. *Radiology* 140 : 227—229, 1981
- 12) Takahashi, M. and Ozawa, Y.: Abdominal angiography in stereoscopic magnification. *Cardiovascular and Interventional Radiology* 4 : 83—87, 1981
- 13) Takahashi, M. and Ozawa, Y.: Stereoscopic magnification angiography with a twin focal x-ray Tube. *Radiology*, Feb issue, 1982
- 14) Takahashi, M.: Magnification factor, position and true size of object in stereoscopic magnification radiography. *Radiology* 142 : 215—217, 1982
- 15) Takahashi, M.: A Scale and pointer for observation of the stereoscopic magnification image. *Nippon Acta Radiologica* 41 : 544—550, 1981