

頭部用コンピュータ処理X線断層撮影装置

Computed Tomography Equipment for Intracranial Diagnosis

株式会社日立メディコは、細いX線ビームで頭部の断面を多方向から走査して得られたX線ビームの吸収による計測値を用いて、頭部の横断面の各部のX線吸収係数を計算し、断層像としてブラウン管上にディスプレイする装置を開発した。

4分の走査時間で、同時に2断面の撮影ができ、走査終了後10秒で1枚目、更に60秒後に2枚目の画像が完成する。

本装置では、在来のX線撮影法では識別できなかったわずかな吸収差が定量的に識別でき、無侵襲な検査法であることから、頭蓋内疾患の診断に画期的な効果をもたらした。

矢仲重信* Yanaka Shigenobu

富田忠二** Tomita Chûji

桑原康郎* Kuwabara Yasuo

山本真司*** Yamamoto Shinji

戸村光一*** Tomura Teruichi

1 緒 言

X線撮影は、日常の医療診断で最も多く使用される検査法であるが、基本的な原理は図1に示すように、点線源と見なせるX線源から放射されるX線ビーム束の中に被写体を置き、その被写体の背後に設けた二次元状の記録媒体に画像を記録している。

したがって、記録媒体として増感紙とフィルムから成る系を考えると、フィルム上の各点の黒化度は、X線ビームが被写体を通過中に受けた総吸収量に対応している。

言い換えれば、通常のX線撮影法で得られる画像は、三次元被写体の二次元投影像であり、被写体の厚さ方向の情報はすべて重ね合わされて記録されている。

特に、頭蓋内疾患に対するX線検査では、X線吸収の大きい頭蓋骨が周りを囲んでおり、内部の病変をX線画像としてとらえることはなかなか困難である。

このため、脳血管内にX線造影剤を注入して撮影した血管像から、病変の位置や種類を診断したり、脳室内への空気造影撮影法などが実施されているが、これらの検査法は患者の苦痛を伴うだけでなく、安全な検査法とは必ずしも言いにくい面がある。

これに対して、今回開発したコンピュータ処理によるX線断層撮影装置(以下、CT装置と略す)では、細いX線ビームを人体の体軸と直角に多方向から投射し、得られた透過線量を計算機を用いて処理し、X線ビームの通過した面の横断断層像を再構成して表示するものである。

本装置では、在来のX線撮影法では描出できなかったわずかなX線吸収係数の差を画像として再生することが可能であり、しかも無侵襲な検査が実施できることから、脳卒中、脳腫瘍、脳萎縮及び外傷による頭蓋内病変の診断に不可欠と考えられる。

特に、我が国では数年来、脳卒中が死亡順位の首位を占めており、本装置の必要性は極めて高く、急速に普及しつつある。

次に装置の概要と特長、臨床写真などについて述べる。

2 CT装置の原理と特長

CT装置の基本原理を図2に示す。

X線管と高感度の検出器を対向させた走査装置で、細いX線ビームで被写体の断面を多方向から走査し、その都度得ら

れたX線ビームの吸収によるアナログ情報を計算機に入力し、計算結果として横断断層像をブラウン管上にディスプレイするものである。

この原理を、更に図3を用いて説明する。

いま、固定した(x, y)座標系の中に検査しようとする断層面があるとし、断層面の各部の吸収係数値を $\mu(x, y)$ とする。この固定した座標系に対して、原点を同じにし同一平面内にある第2の座標系(u, z)系を考え、この第2の座標系がX線ビームの走査に従って回転を行なうものとする。

この第2の座標系(u, z)系においては、X線管と検出器はu軸と平行に直線運動を行ない、X線ビームは常にz軸と平行になる。

いま、(u, z)座標系が、(x, y)座標系に対して θ だけ回転し、X線ビームの位置がu軸上で u_j の位置にある時、検出器で計測される透過X線量 $I(\theta, u_j)$ は、 I_0 を入射X線量として(1)式で与えられる。

$$I(\theta, u_j) = I_0 \exp \left\{ - \int \mu(u_j, z) dz \right\} \dots\dots\dots (1)$$

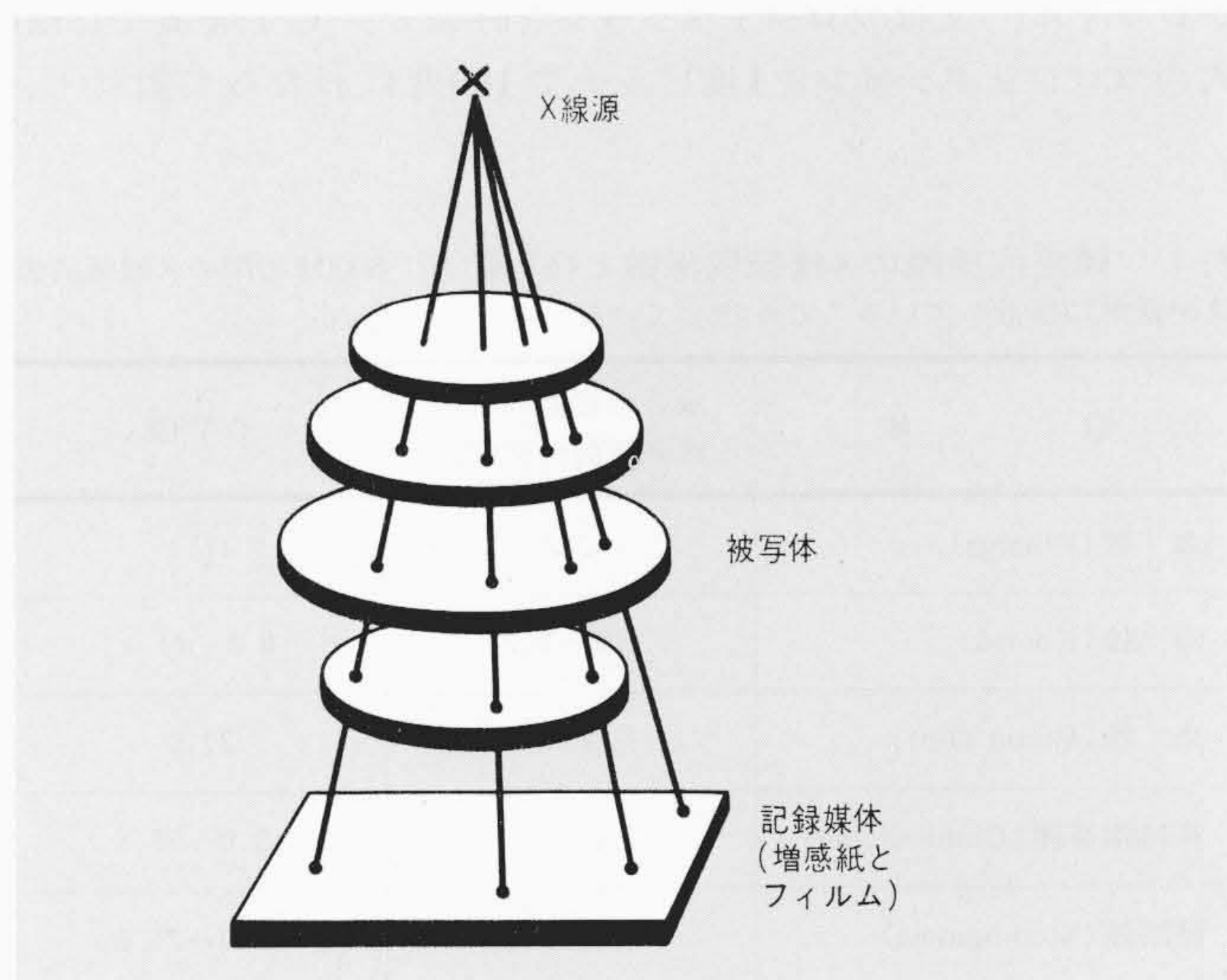


図1 通常のX線撮影法 被写体の直後にフィルムを置いて撮影するが、フィルム上の黒化度はX線ビームの通過中の総吸収量に対応している。

* 株式会社日立メディコ 柏工場

** 株式会社日立メディコ 柏工場 工学博士

*** 日立製作所中央研究所 工学博士

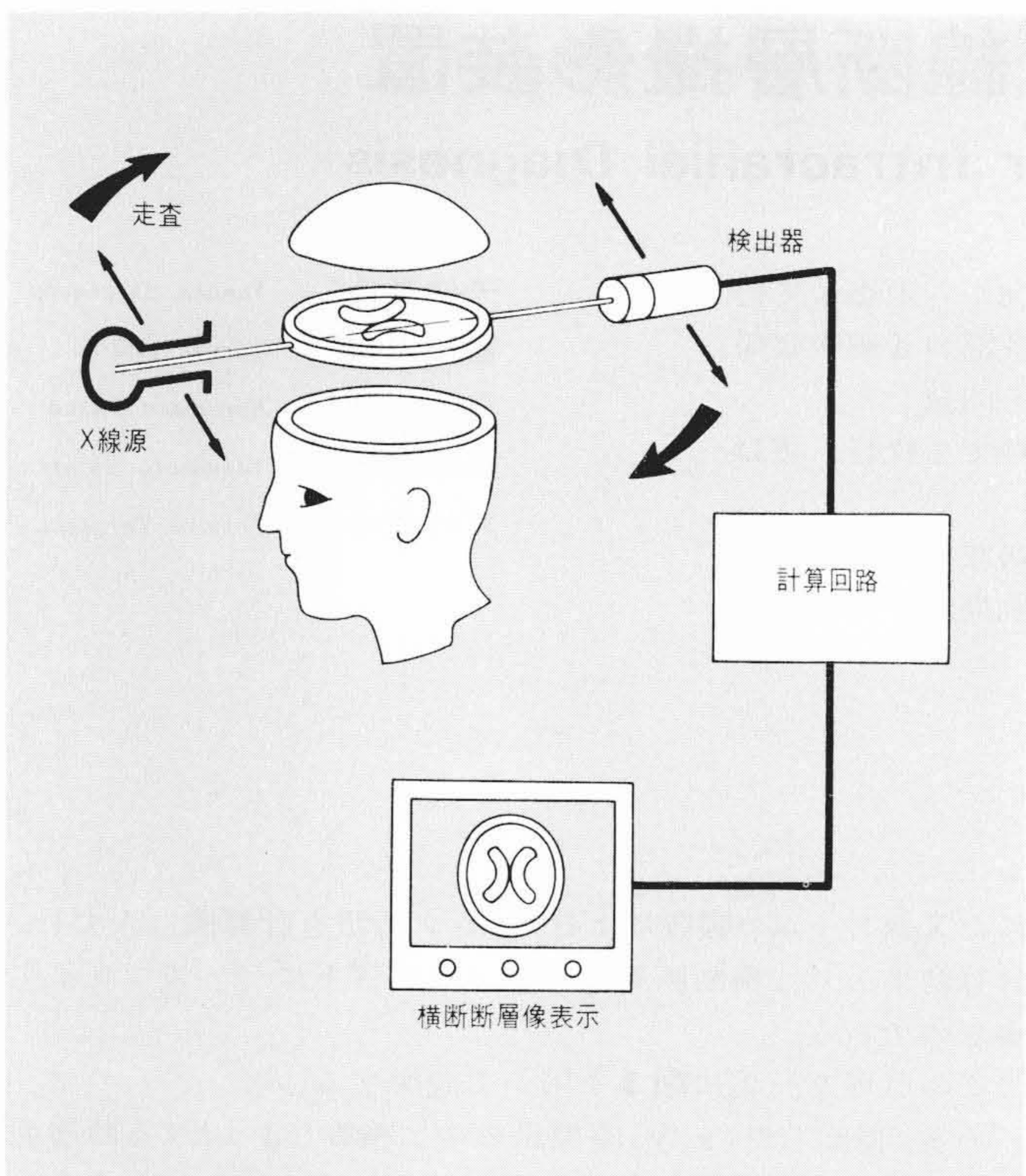


図2 CT装置の基本原理 細いX線ビームが被写体の断面を多方向から走査し、透過信号により横断断層像を計算してブラウン管上にディスプレイする。

(1)式より

$$\ln \frac{I_0}{I(\theta, u_j)} = \int \mu(u_j, z) dz \quad \dots\dots\dots (2)$$

ここで、 $\int \mu(u_j, z) dz$ は、 (u, z) 座標系で u_j を通るX線ビームに沿った吸収係数の積分値(これを積分吸収量という)であり、 I_0 と $I(\theta, u_j)$ を測定し、対数変換を行なうことによって求めることができる。

X線ビームが直線走査を行ないながら、一定間隔でデータを取り込んで得られる積分値を u 軸上でプロットした曲線をプロファイル、又はプロジェクションと呼ぶが、CT装置では(2)式のプロジェクションを1度ピッチで180度にわたって計測し、

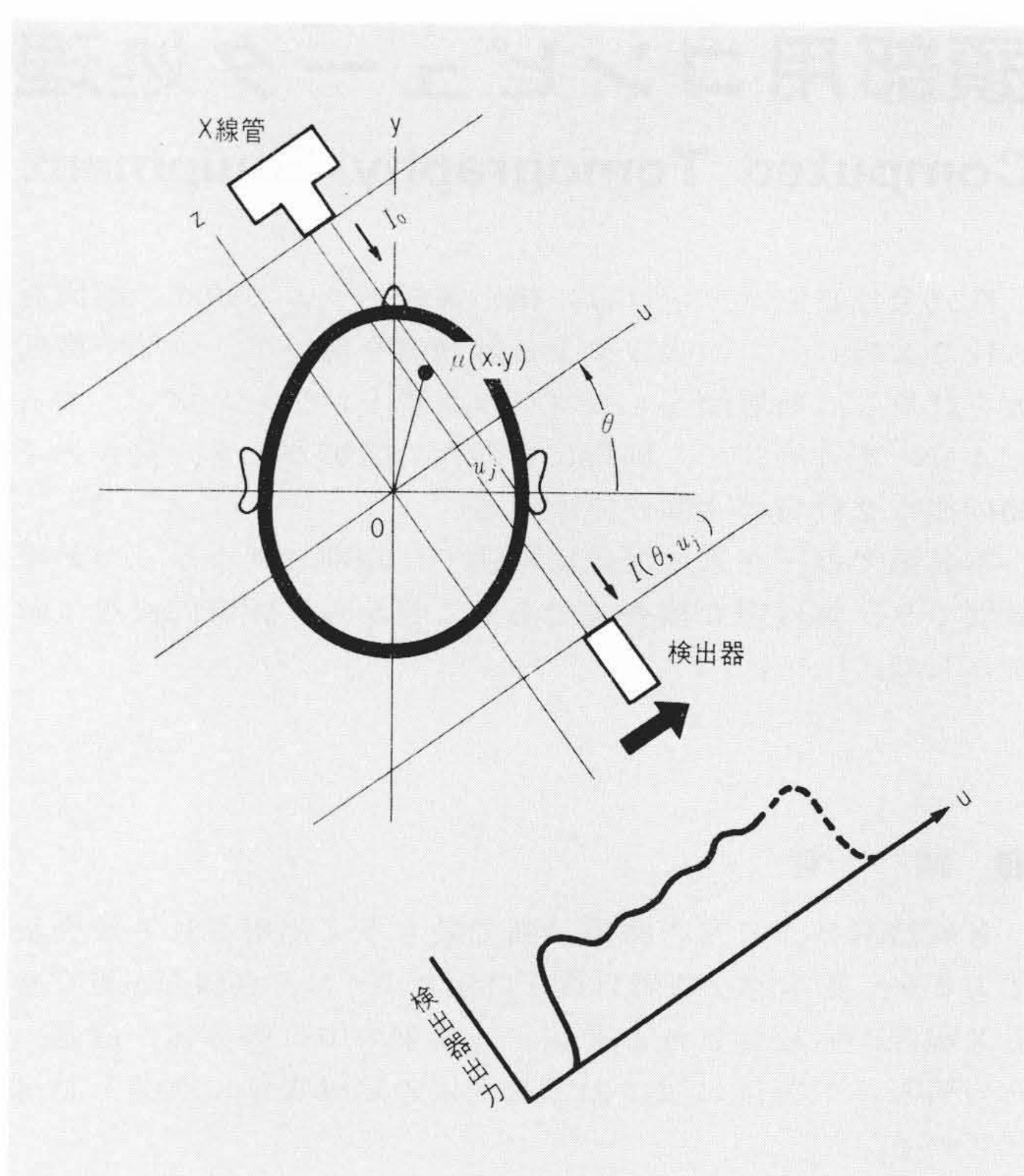


図3 走査時の座標系の説明図 (x, y) 座標系の中に被写体があり、原点を同じにし、同一平面内にある第2の座標系 (u, z) がX線ビームの走査に従って回転する。

それらの計測値から各点の $\mu(x, y)$ を求めてブラウン管上に画像としてディスプレイする。

1回の直線走査で計測する積分吸収量の数値は256点であり、合計の計測数は $256 \times 180 = 46,080$ となる。

しかし、人体の組織の吸収係数の差は非常に小さく、しかも人体を構成する物質の中で、吸収係数の最も大きいのは骨であり、小さいのは空気である。

このことから絶対的な吸収係数値の代わりに、水を基準とした相対的な吸収係数値として(3)式で定義するCT値を用いて表現する。

$$CT値 = \frac{K(\mu_{物質} - \mu_{水})}{\mu_{水}} \quad \dots\dots\dots (3)$$

K は倍率を示す定数であり、 $K=500$ とすると骨のCT値は約500(骨の組成により異なるが)、空気が-500、水が0となるが、人体各組織はこの間でそれぞれの吸収係数に対応したCT値を持つことになる。頭蓋内を対象とした代表的な組織のCT値を表1に示した¹⁾。

吸収係数値は、当然X線エネルギーに依存するので、通常の使用管電圧は120kV(実効エネルギー73keV相当)である。表1から軟部組織は水に対してわずか±数パーセントの範囲にあることになる。

計算の結果得られたCT値は、ディスプレイ用のメモリの中に収納されるので、再生時にはその中から診断の目的に応じて、再生すべきCT値の中心値(平均レベル)及び上限と下限の範囲(ウィンドウ幅)を指定してモニタ上にディスプレイさせることになる。

以上のことから、在来のX線撮影法と比較した場合のCT装置の特長としては、

(1) X線ビームは、診断の対象となる断面だけを通るので、再生画像には断層面以外の情報はまったく含まない。すなわ

表1 頭蓋内組織のX線吸収係数とCT値 各組織の間のX線吸収係数が非常に接近していることを示している。

組 織	水との相対的X線吸収係数の差(%)	CT 値
血 漿 (Plasma)	2.2	11.1
浮 腫 (Edema)	1.8~2.2	8.8~11.1
血 塊 (Blood Clot)	7.4	37.0
神経膠芽腫 (Glioblastoma)	2.6~4.5	13.0~22.5
髄膜腫 (Meningioma)	4.6~5.2	23.0~26.0
灰白質 (Graymatter)	3.8	19.0
白 質 (Whitematter)	3.0	15.0

注：1. Michael E. Phelpsなどの報告による。

2. X線管電圧120kV

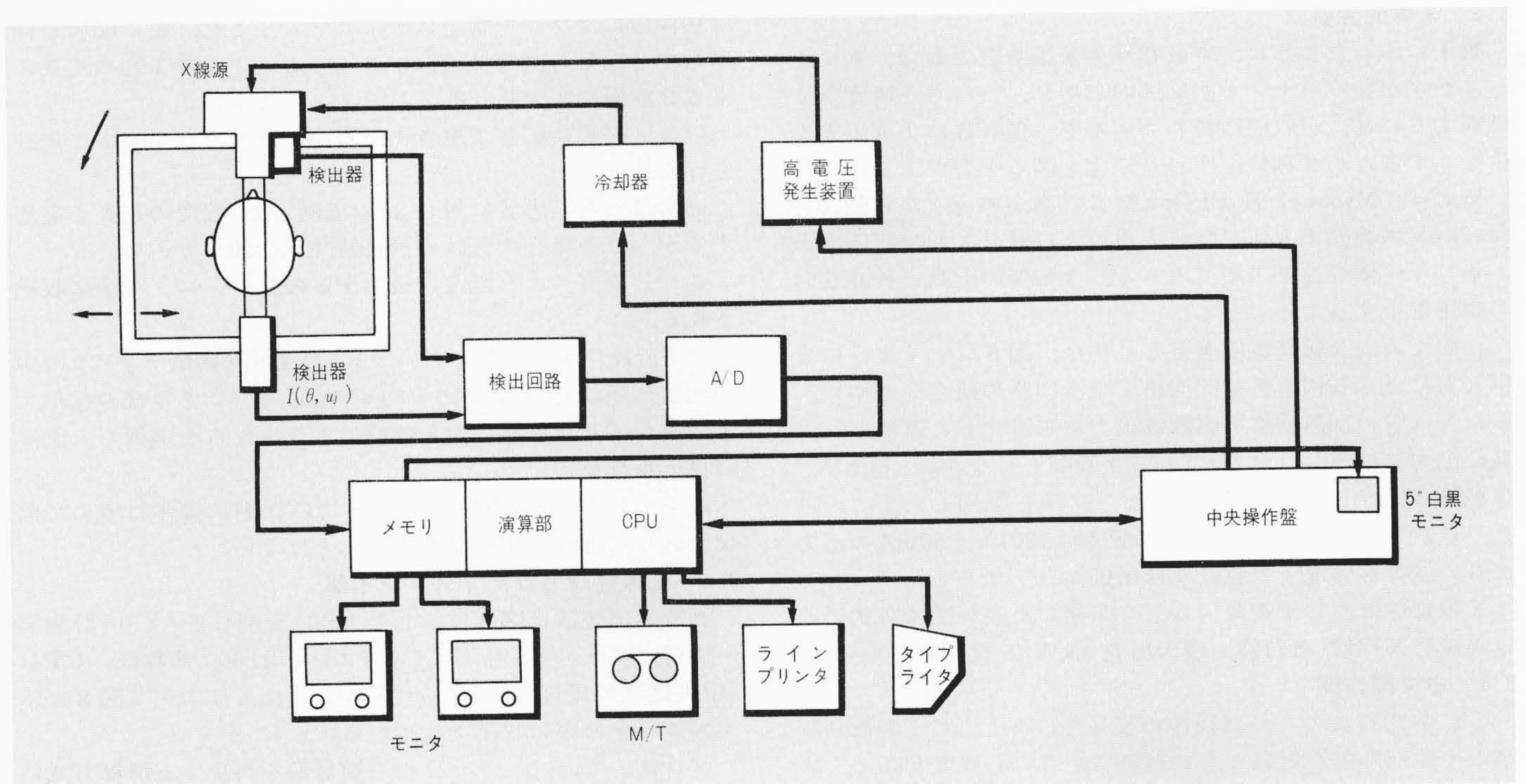


図4 CT-Hのブロックダイアグラム 中央操作盤はすべての入力部を備え、全体はハードウェアを主体とした構成となっている。

ち、完全な二次元画像の再生である。

(2) 細いX線ビームで走査して情報を得るので、散乱線の影響が極めて少ないことと、多方向からの情報をもとに計算処理を行なうので、被写体内部のわずかな吸収係数の差を画像として再生できる。

(3) 画像の濃淡がCT値に対応しており、更にCT値と吸収係数の間には(3)式の関係があるので、定量的な診断ができる。

(4) 無侵襲な検査法である。

などが挙げられる。

3 日立頭部用CT装置(CT-H)の構成と特長

日立CT-Hの構成を図4に示す。本装置は頭蓋内疾患の診断を目的としたものであり、動作原理と特長を以下に述べる。

3.1 走査機構部と寝台

X線管と検出器と同一フレームに対向して取り付けであり、それぞれ前面に設けたコリメータで細いX線ビームに絞られる。フレーム内部に患者の頭部を設置し、フレーム全体が長手方向に並進往復運動をすることにより、X線ビームが患者断層面を横切り直線走査を行なう。

透過X線強度を計測する検出器と別に、X線管の直前に入射X線強度を測るための参照用検出器が設けてあり、両者の計測値から各ビームに対して(2)式の積分量を計算する。

上記の直線走査が1回終了するごとに、フレームを1度ずつ回転し、同様の直線走査を行なうがこの動作を180度まで繰り返す。

こうして計測されたデータはA/D変換器を経て画像処理装置へ送られる。

1回の走査で、隣り合った2面の断層像が同時に得られるように、透過X線ビームの強度を測る検出器は厚さ方向に2個並べてあり、それぞれの断層面の厚さは10mmが標準である。

1回の走査時間は4分である。

CT装置用のX線検出器としては、(1)X線検出効率が高い、(2)十分なダイナミックレンジを持ち、直線性に優れている、(3)安定性に優れている、(4)低残像特性である、(5)空間的に配置のしやすい構造であることなどが必要であるが、CT-Hではこれらの特性を十分に吟味したNaI(Tl)と光電子増倍管の組合せを採用した。

走査機構部本体と患者の位置決め風景を図5に示す。

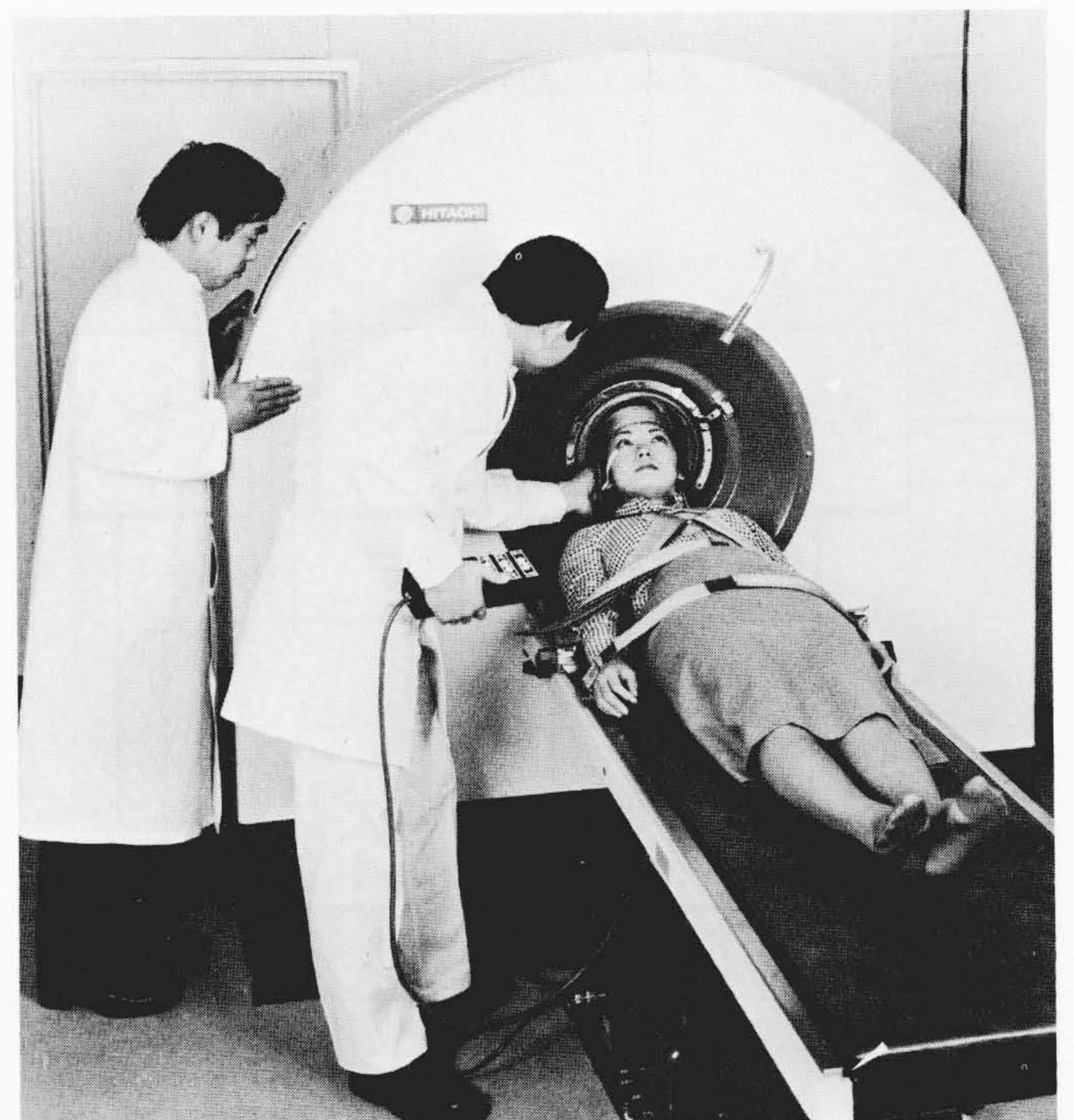


図5 走査機構部本体と寝台位置決め風景 頭部周囲はフリーな空間であり、断層面の位置決めは左側ののぞき窓から確認できる。

3.2 X線発生装置

表1に示したように、軟部組織のX線吸収係数は、水に比べてわずか数パーセントの範囲内にあり、これらを精度よく識別するには、吸収係数値のエネルギー依存性による誤差を少なくするためX線管電圧の安定化を図る必要がある。

例えば、Michael E. Phelpsなどの測定結果¹⁾から52.0～84.3keVの範囲で人体の脳の灰白質と白質のX線吸収係数のエネルギー依存性を求めてみると、1keVの変動は約0.6%の誤差を生ずることになる。

このため、X線高電圧装置としては、図6に示すように3相入力による6相全波整流回路と平滑回路の組合せを用い、またX線管の加熱回路も高周波出力を平滑化した直流とし、共に出力を検出し、フィードバック制御を行なうことにより、脈動率が小さく、安定度に優れた回路を採用した。この結果、CT-Hで使用する通常のX線条件120kV、30mAの出力においてX線管電圧の脈動率は0.05%以下である。

X線管球は、CT装置用として開発した強制油冷方式の固定陽極形X線管(H7129、最大出力4kW)を使用している。

3.3 中央操作盤

CT-Hの特長の一つは操作の容易性にある。CT装置は脳卒中や頭部外傷を対象とした救急病院での必要度が高く、操作は簡単で、しかも迅速に行なえることが重要である。

この目的に沿って、画像処理部もハードウェアを主体とした構成であり、患者の位置決めが終わると、走査開始から画像再生までのすべての操作は図7に示す中央操作盤で行なえるようになっている。

操作盤に面して左側は、主としてX線系の制御と各種の患者情報を入力するための押しボタンスイッチ類があり、患者のコード番号(9けた)、検査日、断層面の位置、角度及び断層の厚さ(10mmと5mmが選択可能)が入力できる。

これらの入力に要する時間は標準的に見積もって1分以内である。

走査中は操作盤の前面に走査中の回転角が、またモニタ上には画像の計算過程が表示されており、走査の進行状況がモニタリングできる。

走査が終了するとX線は自動的にしゃ断され1枚目の画像

は10秒後にブラウン管上にディスプレイされ、更に60秒を経過して2枚目の画像の演算が終了する。これで1回の走査による2断層面の演算が終了したことになる。

以後、必要に応じて患者の断層面の位置だけを変えて走査を行なう。

通常は一人の患者に対し3回(6断層面)程度の走査を実施するが、この場合の合計の検査時間は約20分である。

こうして得られた画像は後述する磁気ディスクの中に収納される。

一方、操作盤の右側には、フレーム番号(磁気ディスクの中の画像の順番)、CT値の平均レベル、ウィンドウ幅の選択スイッチがあり、診断の対象部位によりこれらを選択し、画像の再生を行なう。

以上の操作手順で明らかなようにCT-Hの操作は極めて簡単であり、特別の訓練を要することはない。

3.4 画像処理及びディスプレイ部

画像処理装置は図4に示したように大別してメモリ(計測データ用、プログラム用及びディスプレイ用)部、演算部、CPU(中央処理装置)部に分けられるが、これらはすべて図8に示すユニットの中に収納されている。

プロジェクションデータから断層像を再生する演算方式には、いろいろな方式が提案されている²⁾が、コンピュータによるシミュレーションを行ない、画像精度、計算速度の点から重畳積分法を採用した。

演算部は新たに開発した専用的高速演算器を主体としている。また、本装置ではディスプレイ用のメモリを内蔵しているので、画像は静止画像として表示できる。

ディスプレイ装置は、17インチ白黒モニタ、18インチカラーモニタ及び操作盤に設けた撮影用5インチモニタとから成るが、CT値の分布像を打ち出すためのラインプリンタと画像の記録系として磁気テープ装置(1巻70画像)を接続することもできる。

画像処理装置本体に内蔵している磁気ディスクには、68枚の画像を蓄えられるので、1日の検査分に対する画像容量としては十分であり、1日の診断が終了後必要に応じて磁気テープに転送し、長期保存を行なう。

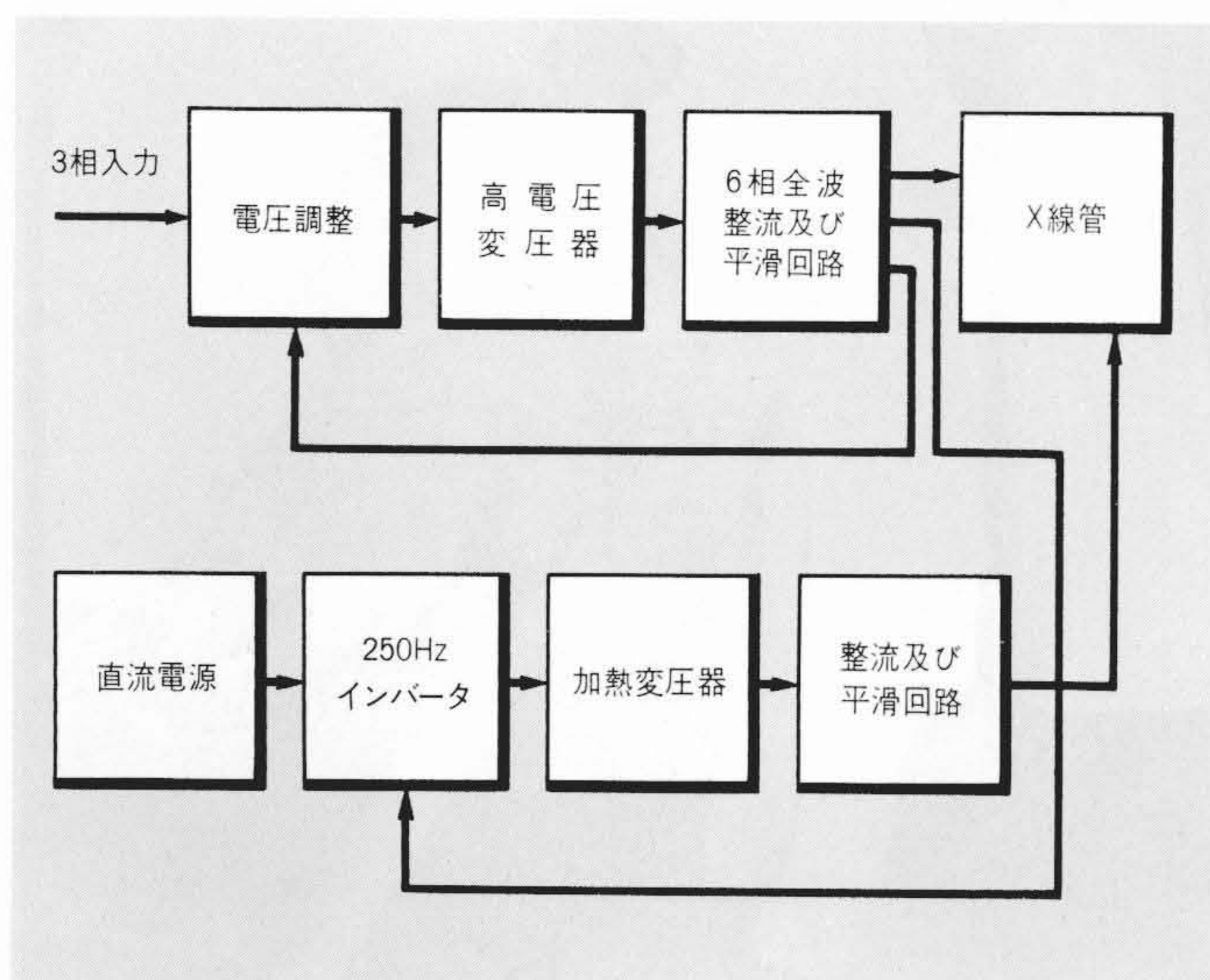


図6 X線発生回路のブロックダイアグラム 高電圧及びX線管加熱回路は共に平滑化し、フィードバック制御を実施している。

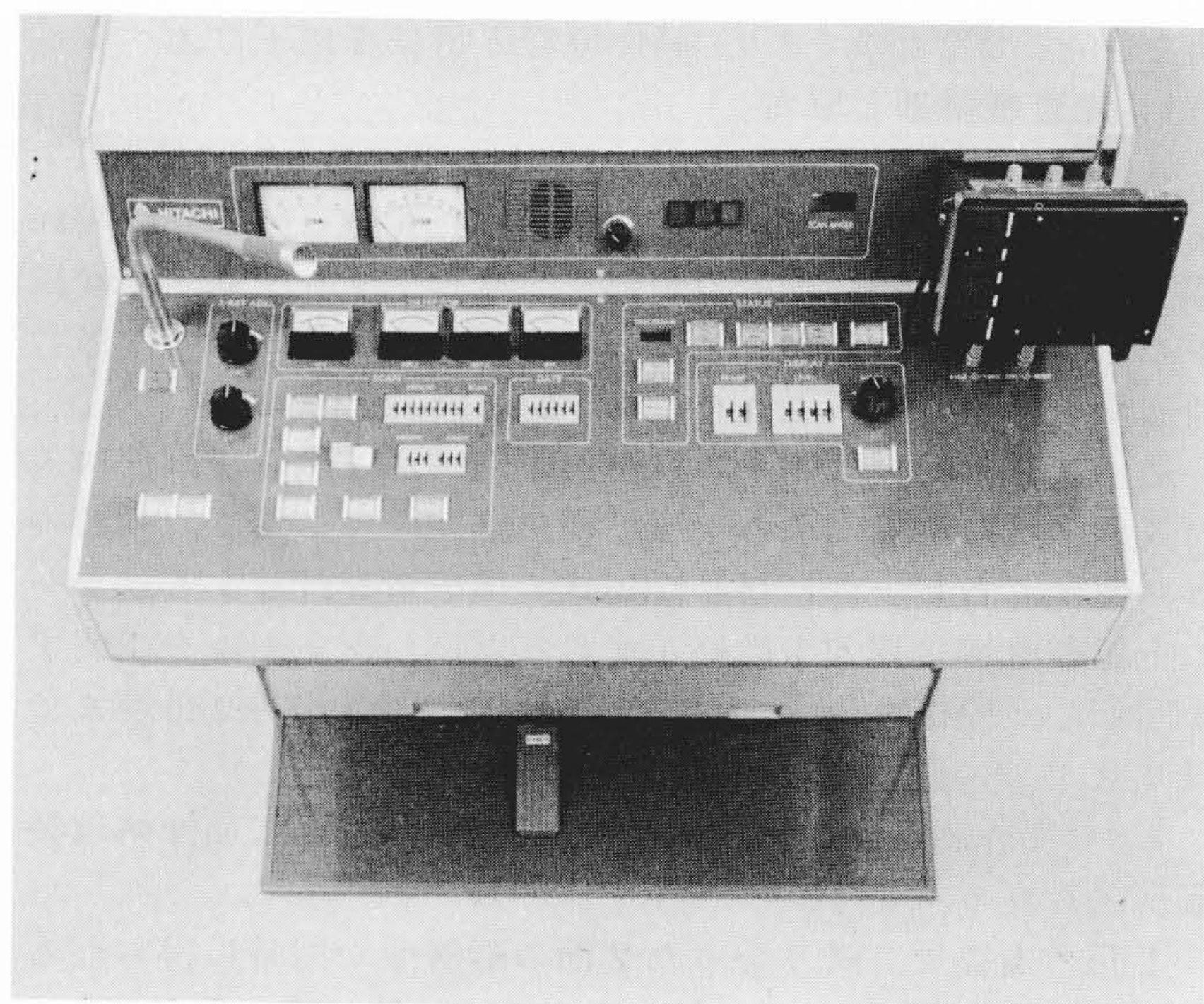


図7 操作盤の全景 CT-Hのすべての操作はこの操作盤で行なう。向かって左側はX線関係、右側は画像のディスプレイ関係の入力ボタン、右端にボラロイドカメラを示す。

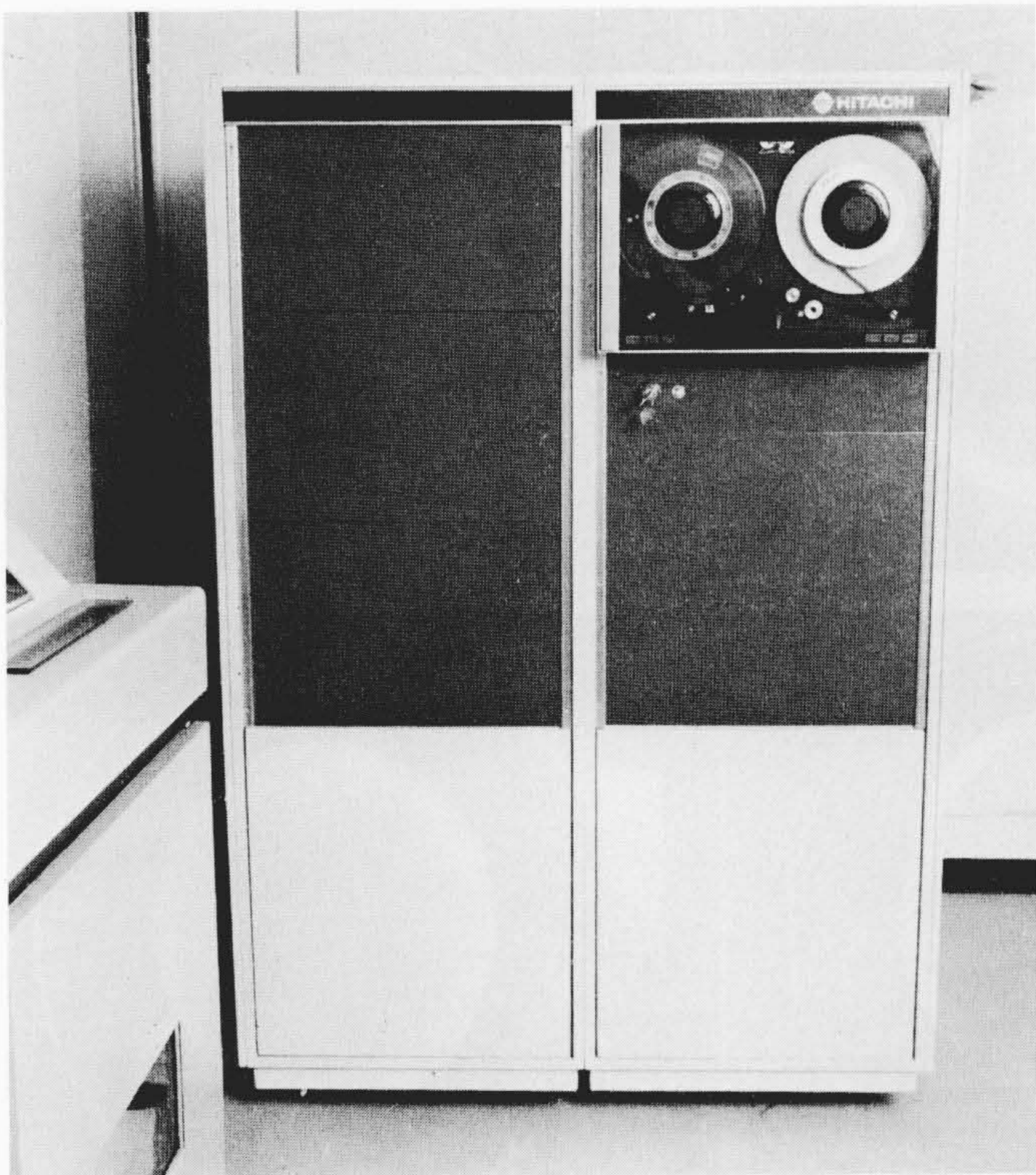


図8 画像処理装置と磁気テープ装置(オプション) 本装置は、計測部、演算部、記憶部、制御部などから構成されている。

表2 CT-Hの主な構成及び仕様・性能 1回の走査で同時に隣合う二つの断面の断層像を得ることが可能である。また、画像の長期保存には磁気テープを用いる。

構成及び仕様・性能

1. 構成

- (1) スキャナ装置及び寝台……………一式
- (2) X線発生装置……………一式
(X線管装置、高電圧装置、検出器及び冷却装置を含む)
- (3) 画像処理装置及びディスプレイ装置……………一式
- (4) 中央操作器……………一式
- (5) タイプライタ……………一式
- (6) 磁気テープ装置……………一式(オプション)
- (7) ライン プリンタ装置……………一式(オプション)

2. 仕様と性能

- (1) スキャンニング系
 - (a) 走査方式……………直線走査毎に1度ずつ180度まで回転
 - (b) 有効視野……………244mmφ
 - (c) 走査時間……………4分
 - (d) 断層厚さ……………10mm及び5mm
 - (e) 断層面枚数……………2面/スライス
- (2) 検出系 NaI + 光電子増倍管
- (3) ディスプレイ系
 - (a) 画素数……………256×256
 - (b) 表示範囲……………-500～+500
 - (c) ウィンドウ幅……………16, 32, 64, 128
 - (d) 表示データ……………患者コード(9けた), 年月日, スライス番号, 位置, 角度, ウィンドウレベルと幅, スケール
 - (e) 画像記憶枚数……………68画像
- (4) 画像演算時間……………1枚目は走査後10秒後, 2枚目は更に60秒後
- (5) 精度……………水レベルでの吸収係数の標準偏差が±0.5%

4 装置の仕様と設置

CT-Hの仕様を表2に、また操作室の設置状況の一例を図9に、更に装置の配置例を図10に示す。

5 臨床例

通常のルチーン検査では3回の走査、すなわち6枚程度の断層撮影を行なうことが多いが、頭蓋基底部から頭頂部へ向かって連続して撮影した同一患者の6枚の画像を図11(症例1)に示した。1Aと1Bは同一走査で得られる隣り合う2枚の断層面を示しており、断層面の厚さ及び両面の中心間隔は10

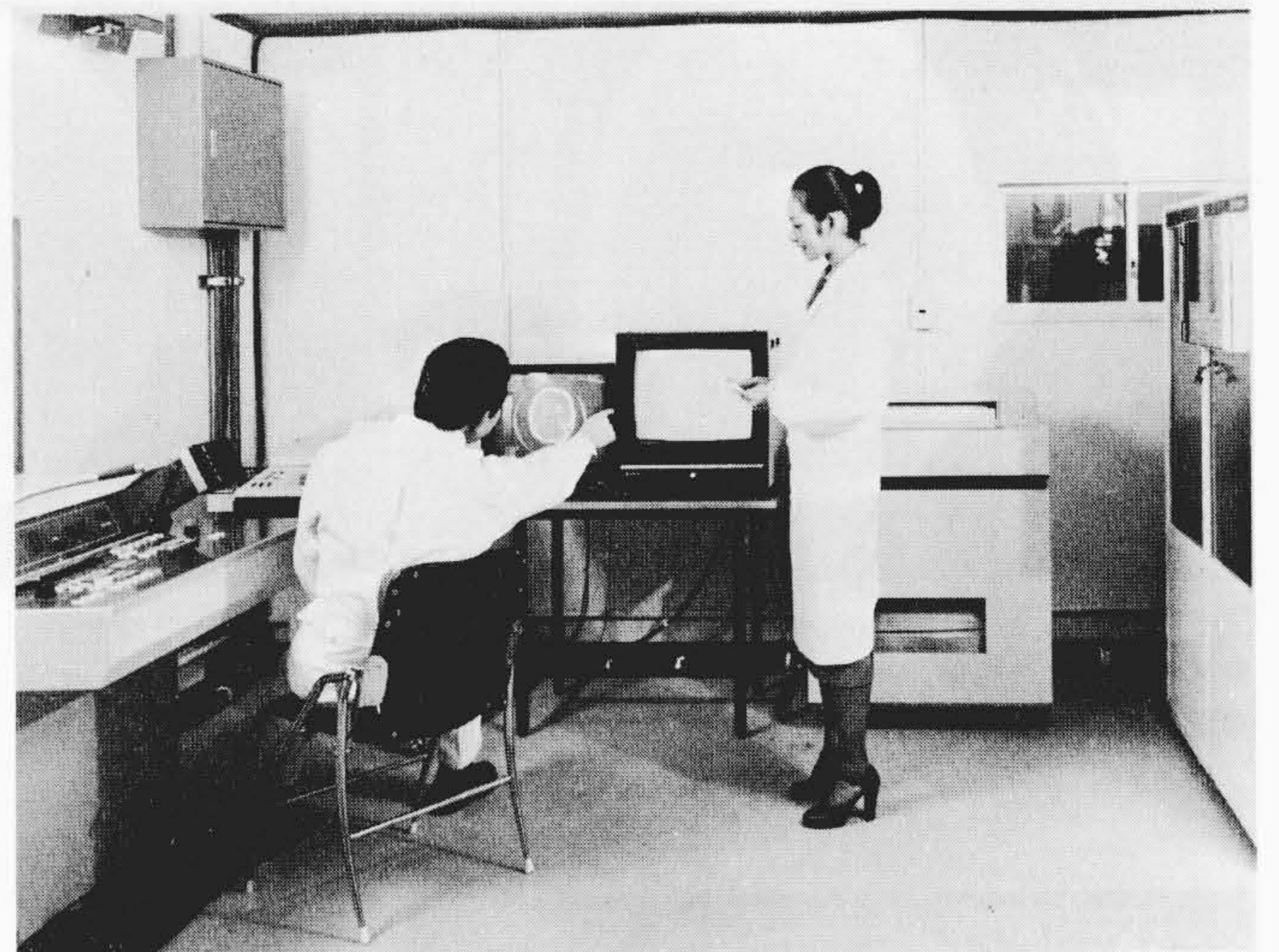
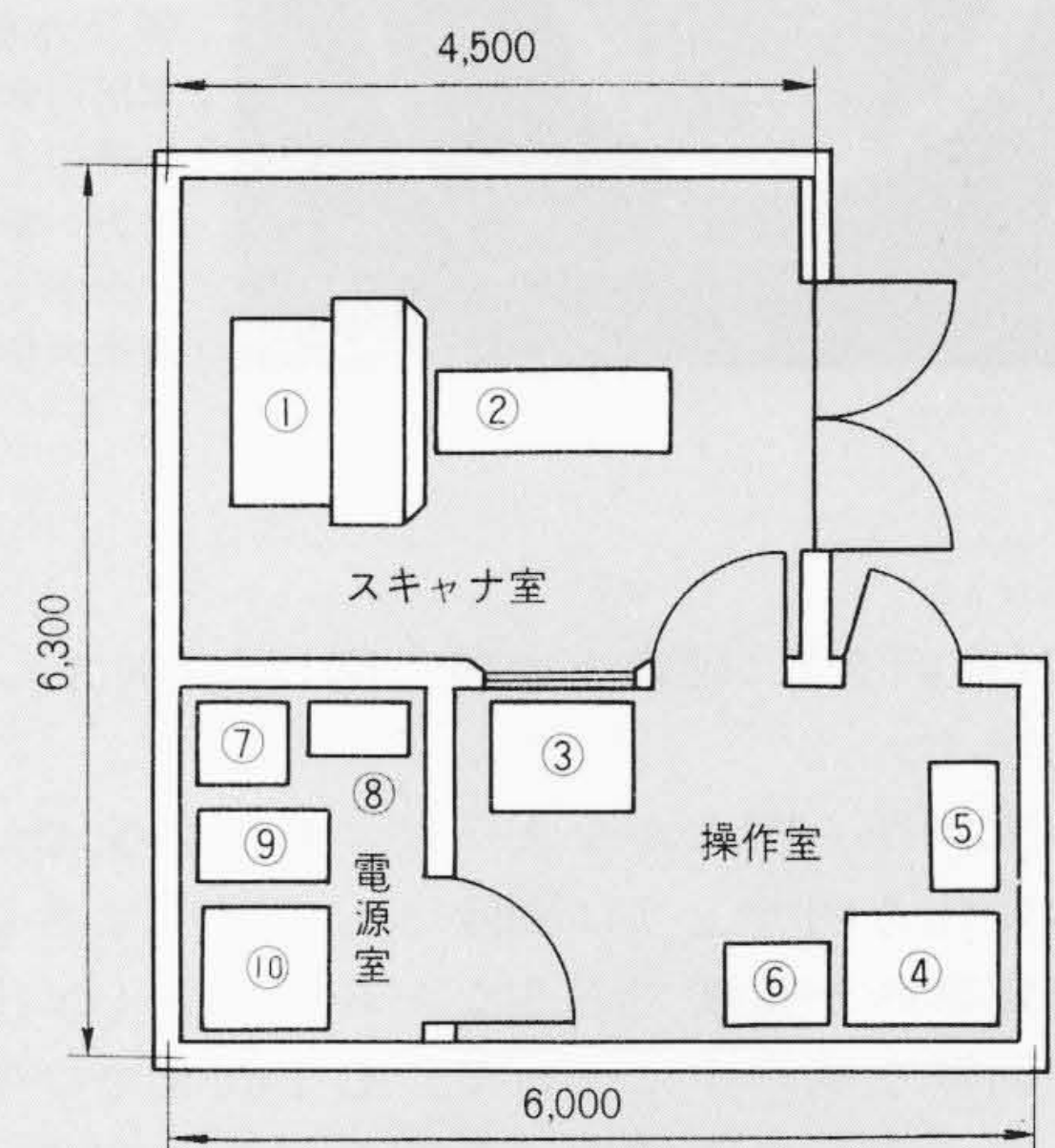


図9 操作室の一例 左端は操作盤、中央部にディスプレイ部とラインプリンタ、右端に画像処理部が見られる。



No.	名 称	No.	名 称
1	スキャナ装置	6	ラインプリンタ
2	寝 台	7	冷 却 器
3	中 央 操 作 盤	8	制御器アダプタ
4	画 像 処 理 装 置	9	高電圧発生装置
5	ディスプレイ装置	10	平滑コンデンサ

図10 CT-Hの設置例 手前側が操作室で向かい側にスキャナを配置した例(真本病院)を示す。

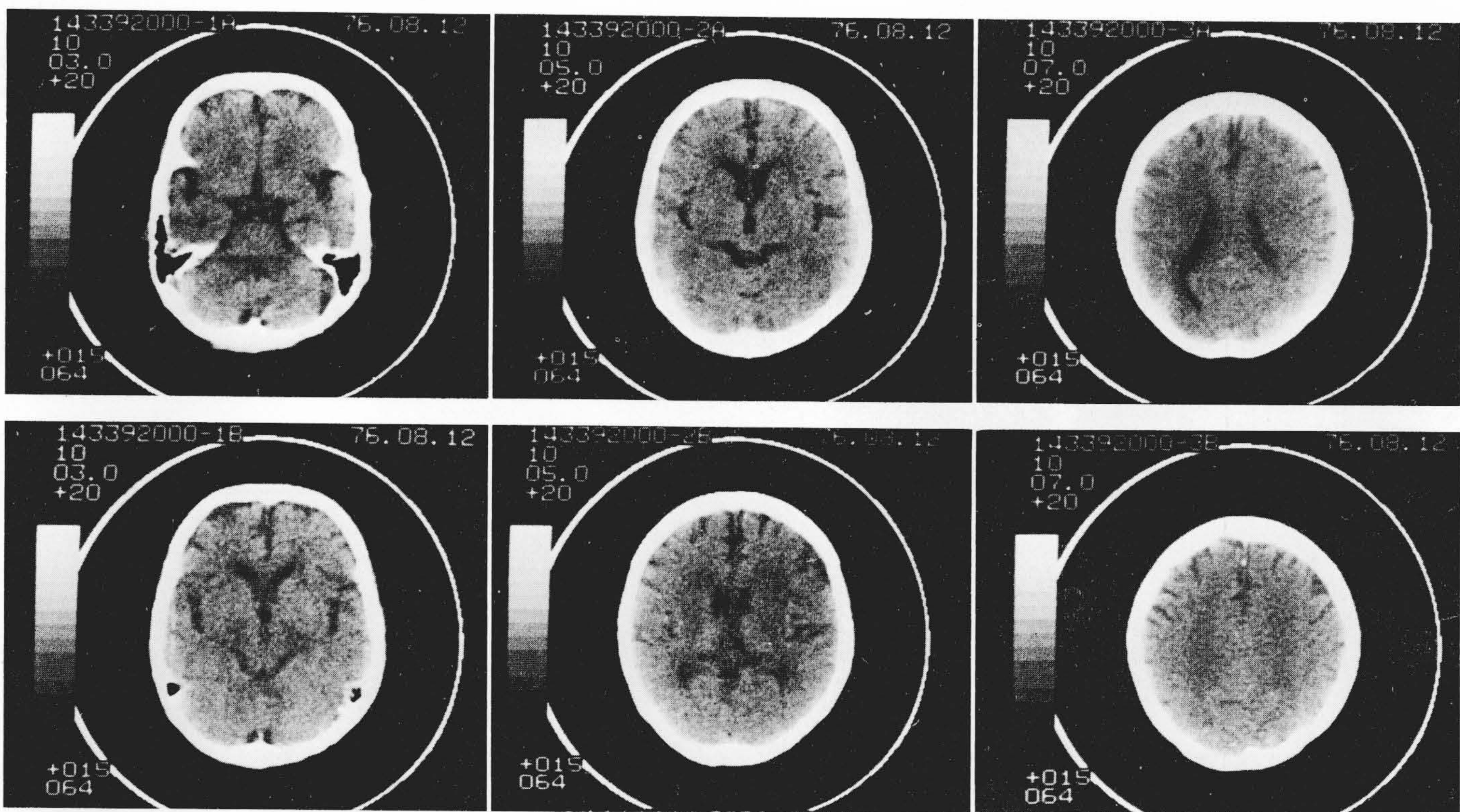
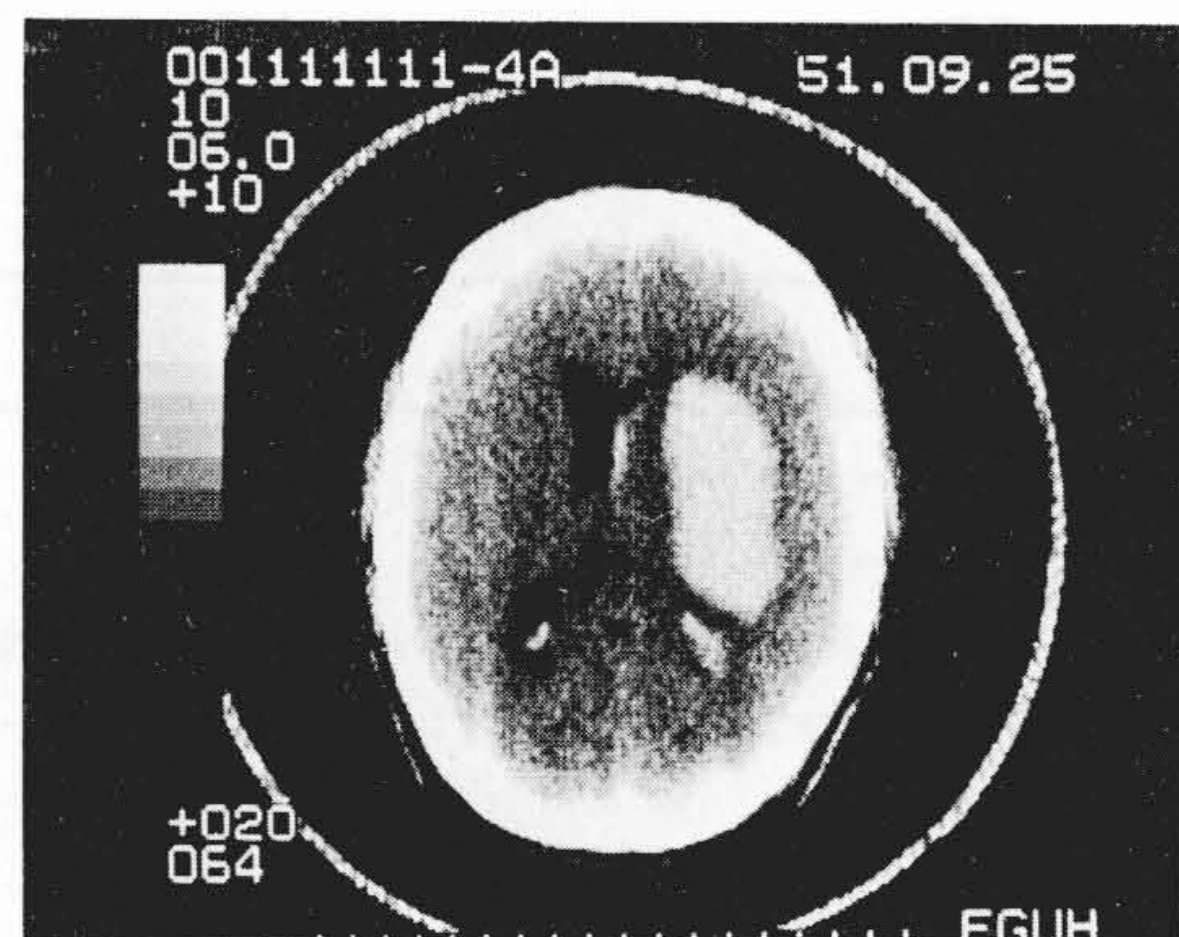


図11 症例1 通常の検査における3走査(6断面)の連続像(頭部断面を上から見た像) 各断面での脳室の位置、形状が明りようであり、周辺部では脳溝も描出されている(国家公務員共済組合、虎ノ門病院提供)。



図12 症例2 硬膜下水腫 左側頭葉部の低濃度の部分の水腫により、脳室が右前方へ偏位しているのが分かる(名古屋保健衛生大学提供)。

図13 症例3 脳出血 右側の白い部分が出血の範囲を、その周囲の低濃度部は浮腫の広がりを示している。左右に存在する白い輝点は脈絡叢の石灰化によるものである(名古屋保健衛生大学提供)。



mmである。

次に図12(症例2)に硬膜下水腫、図13(症例3)として脳出血の画像を示す。

以上の臨床例から明らかなように、CT画像では頭蓋内部の器質的な変化を明りように画像として再現できる。特に発症直後の確定診断が重要でありながら、外見上は出血か梗塞かの判定が困難な脳卒中について、CT画像では明らかに区別でき、そのうえ病巣の位置、範囲も含めて容易にディスプレイすることができ、脳卒中多発国である我が国にとって本装置の有用性は諸外国のそれをはるかに上回るものがあると考えられる。

6 結 言

頭部用CT装置の原理と装置の概要及び臨床効果について述べた。

CT-Hで得られる頭部断層像は、従来のX線写真に比べてわずかなコントラストの再生においてはるかに優れており、

血腫と梗塞の簡単で正確な鑑別、脳浮腫の範囲の確認、脳腫瘍の判別など、装置の有用性に対する評価は確立されたと考えられる。

本稿を終えるに際し、プロトタイプに関する評価とともに種々御指導をちょうだいした名古屋保健衛生大学放射線科 医学博士古賀教授、脳神経外科 医学博士神野講師及び片田助手に対し深く感謝の意を表わす次第である。

参考文献

- 1) Michael E. Phelps & others: Attenuation Coefficients of Various Body Tissues, Fluids, and Lesions at Photon Energies of 18 to 136 keV, Radiology, 117, p. 573~584, Dec. 1975
- 2) Rodney A. Brooks & others: Theory of Image Reconstruction in Computed Tomography, Radiology, 117, p. 561~572, Dec. 1975