



Title	デジタルトモグラフィの臨床応用に関する研究
Author(s)	西山, 秀昌
Citation	大阪大学, 1995, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.11501/3100698
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

デジタルトモグラフィの臨床応用に関する研究

西山秀昌

〒565 大阪府吹田市山田丘1-8
大阪大学歯学部歯科放射線学講座
TEL：06-876-5711(2232)

緒言

X線断層撮影法はX線の照射中に管球とフィルムが支点を中心にして同期して対称移動することにより、支点を含みフィルムに平行な断面以外の解剖学的構造をほかすことで断層像を得るものである。現在一般的に使用されている増感紙・フィルム系を用いた断層撮影法では、撮影時に被検査部位を断層断面にあらかじめ合わせる必要が有るため、深部臓器を撮影する場合の正確な位置決めは困難である。また、被検査部位は3次的に分布しており、単層の断層像のみでは情報量が少ない。同時多層断層撮影法では、等間隔に配置された複数のフィルムと増感紙を用いることで1回の撮影で複数の断面の断層像を得ることができるが、下層のフィルムに到達するX線はその上層に存在するフィルム並びに増感紙によりエネルギーを失うため、1回に撮影できる枚数に限界があり、撮影前に必要な断層間隔とフィルム枚数を決定しなければならない。被検査部位が必要かつ十分に撮影されているかどうかは現像するまで分からず、場合によっては複数回撮影を行う必要が生じる。

デジタルトモグラフィでは、撮影後に任意断面の断層像を合成するため、従来の増感紙・フィルム系に存在した上記の欠点を克服することが可能である。任意断面の断層像の合成は、X線管球が一定軌道を移動しつつX線を照射している間に、複数のX線投影画像をその投影角度と共に記録し、

撮影後に各X線投影画像を断面の位置にシフトして加算することで可能となっている。本法の原理的な歴史は古く、フィルムの重ね合わせを用いた光学的な手法の原理が既に1930年代に示されている¹⁾。TV系を用いた手法は1969年にDümmelingがTomosynthesisとして発表している²⁾。フィルム系を用いた重ね合わせ法は、特殊な撮影装置もしくは特殊な投影装置が必要なためか、ほとんど実用化されなかった³⁻⁶⁾。TV系を用いた手法は、当初画像を蓄積する能力のあるstorage tube unitなどを使用していたが⁷⁻⁹⁾、1980年代にはデジタル化され¹⁰⁾、現在まで数多くの研究がなされている¹¹⁻²⁶⁾。システムの呼称は様々で、最も多いのはdigital tomosynthesis^{12,16)}であり、他にdigital tomography¹⁸⁾、electrofluoroplanigraphy⁸⁾などがある。これらは画像合成が簡単で処理時間が短くて済む直線軌道ならびに円軌道を対象としており、複雑な軌道であるハイポサイクロイダル軌道もしくはスパイラル軌道を用いた報告はない。断層撮影における軌道が複雑になれば、断面外の物質のボケはより均質になり、障害陰影は軽減する²⁷⁾ため、顎関節のように周囲にX線吸収度の高い骨組織が存在する場合にはハイポサイクロイダル軌道は優れた撮影法であるとEckerdalは報告している²⁸⁾。当研究室では1986年から多軌道断層撮影装置を用い、様々な軌道に対応できるdigital tomosynthesisを研究しており²⁹⁻³²⁾、現在ではシステム全体をデジタルトモ

グラフィと呼んでいる。当初は、一度ビデオテープに記録したX線投影画像をmicroVAX IIにてシフト・加算処理して断層画像を合成していたが、32枚の画像を合成するのに6時間、即ち1画像を得るのに12分を要した上、X線投影画像をビデオレートで取り込むことも困難であり実用化には程遠かった。digital tomosynthesisでは、数多くの画像データをシフト・加算する必要があり、単一のプロセッサのみで逐次動作する従来のコンピュータでは、フォン・ノイマンのボトルネックと呼ばれるデータ・プロセッサ間の転送速度に由来する限界のため、処理速度の向上は困難であった。しかしながら、各X線投影画像にたいする画像処理は独立して行うことが可能であり、複数のプロセッサを用いて並列・分散処理を行えば処理の高速化が見込まれる。現在までに報告されている装置では並列処理を応用したdigital tomosynthesisは見られない。

本研究では、本教室にて新たに作製した並列画像処理装置を用い高速化を試みたデジタルトモグラフィの評価を行い、また、並列処理装置を利用した画像処理によって短時間に行える画質改善について検討し、実用化の可能性を明らかにすることを目的とした。

デジタル合成断層の原理

デジタル合成断層の基本的な原理は、フィルム上での断層画像の生成を、連続的に記録されたX線透視画像を用いてシミュレートする事にある。すなわち、様々な方向から投影されたX線透視画像を、合成したい断層截面に合わせてシフトして加算する事で一枚の断層画像を得る事ができる。このシフト量は、図1で示されるように幾何学的に求める事が可能で、図1に示す式で求められる。

装置ならびにソフトウェア

1. システム構成

本システムで使用したハードウェア並びにソフトウェアを表1に、その構成を図2に示す。本システムは大きく撮影系、画像処理系に分ける事ができる。

1-1. 撮影系

断層撮影装置およびI.I.(Image Intensifier)とX線TVカメラにて撮影された6秒間のX線透視画像は、X線TV画像として画像処理系へ送られた。

同時に、断層撮影装置の支柱に取り付けた2個のポテンシオメータにて検出した支柱の傾斜角度を表す信号は、A/Dコンバータにて12ビットのデジタル信号にされ、Apple IIにてバーコード化した後、先のX線TV画像上へスーパーインポーズし、画像処理系へ送った(図3)。これら2個のポテ

ンシオメータは、支柱の傾斜角度を直交する2軸（X軸，Y軸）の回りの回転角度に分解して取り出すため、ハイポサイクロイダル軌道以外の直線，円，楕円の様々な軌道に対応できる。12bitに変換されたポテンシオメータの出力値と支柱の傾斜角度との関係を図4に示す。X線の入射角度は、画像処理時に図4の直線の式に基づいて算出した。

1-2. 画像処理系

撮影系によって収集された入射角度情報を含む6秒間のX線TV画像は、リアルタイムに並列画像処理装置（図5）に取り込まれた。ホストコンピュータ（Macintosh II）上で断層画像の枚数，断層間隔を設定し，並列画像処理装置内で断層画像を合成した。

並列画像処理装置は，全く同一の構造を有する8枚のボードから成り，1枚のボードはおのおの4Mbytesのメモリを有する2個のトランスピュータT800と画像メモリで構成される（図5）。

T800は並列処理可能な32bitのマイクロプロセッサで12.5Mips，1.87MFlops（25MHz時）の性能を持ち，4Gbytesのメモリ空間（内部メモリ：4kbytes），64bitの浮動小数点演算ユニット，DMAを用いた4本の双方向高速チャンネルを有している。トランスピュータ同士はこのチャンネルを介して連結することができる。これらプロセッサ上ではOCCAM2で記述された並列処理プロセスがメッセージ伝達による同期を取りながら動作する。

図6に本システムで用いたトランスピュータの

ネットワーク構造を、図7に各トランスピュータに割り当てた処理内容を示す。図6にて水平方向に配置された上段のトランスピュータは、画像処理・画像加算、画像のバッファリング、画像転送を行い（図7のC）、下段のトランスピュータはこれら処理に加えさらに画像取り込みをも行う（図7のD）。図6に示すネットワークアーキテクチャはトロイド構造と呼ばれ、リング状のネットワークを2次元平面に拡張した構造を成し、水平方向ならびに垂直方向への拡張が容易となっている³³⁾。図7に示す各ブロックはトランスピュータ内およびトランスピュータ間で並列に作動する。これら各処理を分散化し、並列化することで画像処理の高速化を図った。

2. 画像取り込み

ホストコンピュータのメインメニューから画像取り込みを選択することで並列画像処理装置はX線TV画像の入力待ち状態になる。並列画像処理装置に送られて来るX線TV画像のサンプリング・レートは30フレーム/秒で、各フレームは512×480ピクセル、256階調（8bit）とした。断層撮影装置での撮影時間は6秒で180フレームのリアルタイム画像取り込みが必要となる。この画像を16個のプロセッサで分割して扱うので、プロセッサ当たり11.25枚の画像を扱うことになる。I.I.の立ち上がり時間のため最初の数フレームは合成断層には使用できないため、プロセッサ当たり11枚の

画像，すなわち176フレームを扱うことにした。

1画像当たり240kBytesなので，画像のために最低限必要なメモリはプロセッサ当たり2.6MBytesとなる。今回各プロセッサに搭載したメインメモリは4Mbytesであり，実行コードならびに画像処理用の作業領域に使用可能なメモリは1.4Mbytesとなった。

画像取り込み時，並列画像処理装置の8枚のボードは順にアクティブになり，一枚のボードが画像を取り込んでいる間に，他のボードでは2個のプロセッサ間でデータ転送を行いメインメモリ上に画像を蓄積していくことでリアルタイムの取り込みを実現した。

3. 角度情報の取り出しと画像の歪み補正

撮影系から入力されたX線TV画像はインターレース画像であるため，取り込まれた画像にスキャンラインの入れ替え処理を施した。次に各画像の左下隅にバーコードの形でスーパーインポーズされている支柱のX軸，Y軸回りの回転角度傾斜情報(12bit)をスキャンし，図4の式にてそれぞれの回転角度に変換した。

角度情報の取り出しの終わった画像は，I.I.水平面内の歪みを取り除き，4.5inchのI.I.で6×6cmの矩形領域を320×320ピクセルの画像に変換した。以後，この画像を原画像とする。画面歪み補正のデータならびに矩形領域の設定は，1cmおきに直径1mmのスチールボールを埋めこんだプ

ラスチック板を撮影し，I.I.の有効画面内で最大の矩形領域となる4隅の座標を計測したのち，1次変換を行うことで実施した。

原画像は必要に応じて外部記憶装置に保管することで，後日，任意断面の断層画像の合成を可能とした。

4. 合成断層画像の生成

原画像が並列画像処理装置内に貯えられた状態でホストコンピュータに断層断面の高さ，枚数，さらに断面間の距離を入力し，合成断層画像を作成するよう指示することで，図1に示す式で算出した値(S_x, S_y)を用いて各原画像をシフトし加算した。シフト・加算処理は3段階に分けて行った(図8)。最終的に合成された断層画像は 320×320 ピクセルであり，176枚加算した結果，1ピクセル当たり 256×176 階調となるが，ノイズの軽減，画像表示用ボードのメモリ容量，画像の取り扱いやすさ，ダイナミックレンジを考慮して，12bitの階調へ直線的に変換した。最終画像は8bitの階調を表示できるCRTに表示し，ホストコンピュータにて階調のレベル，ウィンドウを調整可能とした。

実験

実験1 解像度の測定

本システムにおける解像度 (line pair/mm,

以下 1p/mm)と増感紙・フィルム系における解像度をX線テストチャート(Type 2, 空間周波数: $1.01\text{p/mm}\sim 4.861\text{p/mm}$, 大日本塗料)を用いて測定し比較した。本実験では, 顎関節撮影時と同等の画質とするため, 断層画像構築時に $6\times 6\text{cm}$ の矩形領域を原画像 320×320 ピクセルに変換した。

実験2 顎関節部への応用

6名の顎関節症患者の顎関節を従来の増感紙・フィルム系で撮影したのち, 同一顎関節に対して本システムを用いた撮影を行った。各患者とも管電圧は 70kV から 74kV であり, 撮影時間は6秒とした。管電流は増感紙・フィルム系では 50mA とし, 本システムでは 10mA にて撮影した。

実験3 画像処理

本システムは, 透視画像をデジタルで取り込み, デジタル画像処理にて断層画像を得るため, 各処理過程において様々なデジタル画像処理を行うことが可能である。本実験では, エッジ強調処理と選択曝射に相当する画像の選択加算処理を行い, それぞれの処理時間ならびに処理画像の画質の評価を行った。画像処理は図8に示すA, C, Eの3ヶ所で行った。AおよびEにおいては, エッジ強調処理を, Cにおいては加算処理を行う代わりにピクセル毎の選択曝射に相当する処理を行った。これら処理を単独もしくは組み合わせて行うことで画質の改善を試みた。

エッジ強調処理として, 一般的に用いられている 3×3 のフィルタを用いた(図9)。フィルタ

のパラメータはホストコンピュータにて設定可能であり、様々に変更できるが、今回はエッジ強調が最も強く表れるパラメータを採用した。即ち、中心の値には9を周辺の色には-1を用いた。エッジ強調処理は、原画像もしくは最終画像のいずれか一方にたいして行った。

選択曝射は断面外に存在するX線不透過性構造物を極力避ける目的で曝射領域を限定するものである。例えば、胸部における円軌道の断層撮影では、管球の軌道が肋骨に平行となる一定の区間で曝射を中断し、肋骨にたいしてほぼ垂直となる区間で曝射を行うことで、肋骨の障害陰影を減弱させることが可能となる³⁴⁾。通常の断層撮影では、既知の物質の存在する位置ならびに方向をあらかじめ知らなければこの撮影法は行えない。しかし、デジタルトモグラフィでは、撮影後に各ピクセルにおける入射角度毎の透過X線量に応じたI.I.の輝度値を知ることができる。このため、撮影後に各ピクセル毎に断面外の物質による障害陰影の発生区間を知ることができる。図10に示す直線軌道の断層撮影で、例えば截面上の点Pに1つ、断面外に2つの物質のみ存在する場合、I.I.の輝度値は図10下のような曲線になる。この場合、I.I.の輝度値の最大値を採用すれば、点Pに存在する物質のみを透過してきたX線量を評価することに相当し、断面外の物質による障害陰影は全く消失することになる。実際には断面外には様々な物質が存在するため、最大値はより低くなり、障害陰影は完全

には除去しえない。各ピクセルの最大値のみで再構築した画像を図11にしめす。各ピクセルが原画像の1ピクセルのみから構成されているので、ノイズが大きく、かつ除去されない障害陰影が明瞭に重積していることが分かる。断層撮影固有の截面外の物質をほかす効果が全くない画像である。したがって今回は図12に示すように、I.I.の輝度値を16の区間毎に区切り、隣接する2区間の輝度値の総和を比較し、高輝度値を示した区間を選択して8区間を加算することで選択曝射に相当する処理を行った。

結果

トロイド構造を有する並列画像処理装置とそのソフトウェアを新たに作製し導入することで、従来の単一のプロセッサを有するmicro VAX IIにて処理を行った場合に比較して、処理時間は大幅に短縮され16層の断層画像を得るのに要した時間は11.5分であり、約1/16の処理時間にて断層画像を得ることができた。さらに、micro VAX IIでは、X線TV画像を実時間で取り込むことは困難であり、並列画像処理装置の有用性が示された。

実験1 解像度の測定

X線テストチャートを用いて計測した結果、本システムでの解像度は2.11p/mmであり、増感紙・フィルム系の解像度は3.9 lp/mmであった。

今回の実験では、6×6cmの矩形領域を原画像

320×320ピクセルに変換したため、理論的な解像度は2.67 lp/mmとなる。本システムでの解像度は2.1 lp/mmで理論値に近く、増感紙・フィルム系での3.9 lp/mmより解像度は劣るものの、臨床的に特に問題となる値とはならなかった³⁵⁾。

実験2 顎関節部への応用

本システムにて70kV, 10mA, 6秒の撮影条件で撮影し得られた顎関節部断層画像の症例を図13に示す。同一被験者を増感紙・フィルム系にて70kV, 50mA, 6秒の撮影条件で得られた画像を図14に示す。増感紙・フィルム系で得られた断層画像は2mm間隔であるため、内外側的な下顎頭形態は断続的にしか捉えることができないが(図14), 本システムで得られた断層画像では、ほぼ連続的に形態変化を追うことが可能であった(図13)。また、本システムでは増感紙・フィルム系に比べて1/5の管電流で撮影でき、被曝線量を1/5に軽減することができた。

実験3 画像処理

各画像処理を行って得られた断層画像を図15に示す。また、各画像処理を行うことで最終画像1枚を作製するに当たり、単純に加算する場合を基準にして、相対的な計算時間の増減を計測した結果を表2に示す。

エッジ強調処理を原画像もしくは最終画像に行った画像間には画質的に差がなく図15には最終画像

にたいしてエッジ強調を行った画像のみ示す。エッジ強調処理を行った画像は、単純加算を行った画像と比較してコントラストが増強され、見易くなった。ピクセル毎の選択曝射に相当する処理を行った画像は、処理を行わない画像に比べて、障害陰影となるボケ残像が軽減していた。特に、関節結節後下方部で明瞭にボケ残像が軽減していた。エッジ強調処理とピクセル毎の選択曝射に相当する処理を行った画像では、コントラストの増強と、ボケ残像の軽減が認められた。

表 2 から分かるように、エッジ強調のフィルタ処理は画像 1 枚当たり約 3 秒必要であり、単一のプロセッサのみで原画像 176 枚に対してエッジ強調を行えば、 $3 \text{ 秒} \times 176 = 8 \text{ 分} 48 \text{ 秒}$ 必要になる。しかし、今回使用した並列画像処理装置では 16 のプロセッサに 11 枚毎に原画像を分散化したため、 $1/16$ の約 33 秒でエッジ強調処理を行うことが可能となった。また、ピクセル毎の選択曝射に相当する処理は、単一のプロセッサを用いれば 2 画像間の比較を 8 回行わなければならない所、並列画像処理装置を用いることで 1 回の比較を行う時間で処理することができた。また中間処理画像の加算処理を比較処理に置き換えただけなので、処理時間はほとんど変化しなかった。

考察

1. 並列画像処理装置について

一般にコンピュータシステムはその CPU / メモ

リアーキテクチャによって、以下に記述するよう
にいくつかのクラスに分類されている³³⁾。一つの
CPUに一本のチャンネルで連結されたメモリを有し
たSISD(single-instruction, single-data),
複数のCPUに対して同一の命令を同時に実行させ、
それぞれのCPUには独立したメモリを接続し、別々
のデータを格納するSIMD(single-instruction,
multiple-data), 複数のCPUが独立したメモリ
を有し、それぞれ別々の命令を実行するMIMD
(multiple-instruction, multiple-data)の3
種類に大きく分類されている。SISDは、CPU・
メモリ間に一本の通信チャンネルしか存在しないた
め、CPUやメモリの性能が上昇しても処理速度に
限界が生じる。この現象はフォン・ノイマンのボ
トルネックとして有名である。当科にて研究当初
使用していたシステムはSISDに分類される。
SIMDはこのボトルネックを除去すべく大規模な
並列計算機を構築する場合に一般的に用いられて
いる。この手法は特に工学の領域において単一の
処理を多数のデータに対して行う場合に有用であ
り、異なった処理を多くのデータにたいして行う
場合には不向きである。MIMDはSIMDと異なり、
各CPUは別々の命令を実行することができる。各
CPUはプロセッサ間通信のために単一もしくは複
数の通信チャンネルを使用する。

今回並列画像処理装置に使用したトランス
ピュータはMIMDに分類され、CPUを2次元に配
列したトロイド構造のネットワークを採用してい

る。このネットワークに必要な各CPU間のリンクの数はシステムの大きさにかかわらず4本と一定であり、プロセッサ間の通信におけるオーバーヘッドの問題があるものの³³⁾、システムは無限に拡張することができる。現時点でのネットワークの大きさは 2×8 であり、T800を用いてリアルタイムに画像を取りこむには今回の構成が最小単位となる。図7に示すように各トランスピュータへの処理の分散は均等ではなく、トロイド構造のネットワークを構成する下段のプロセッサ群が上段のプロセッサ群の処理に加えて画像取り込みの処理を余分に実行する。しかし、画像取り込み自身は6秒間の撮影時間内で終わり、処理時間の延長に対し影響はないと考える。むしろ、撮影後の画像処理と画像加算に処理時間がかかるため、上段のプロセッサ群の上にさらにプロセッサを拡張する、即ち、トロイド構造の垂直的な方向への拡張を行うことで、画像処理・加算への各プロセッサの負荷が分散され、処理時間の短縮化が図られると考える。ただし、トロイド構造の大きさ(面積)が大きくなるに従い、プロセッサ間の通信に伴うオーバーヘッドは増大し処理能力は減少する³³⁾。Ronald³⁶⁾は 1024×1024 ピクセルの画像を正方形のトロイド構造の画像処理装置上に分散しこの画像の回転を行うことでオーバーヘッドの増大を計算した。その結果は、プロセッサ数が約250個まではほぼ直線を示しており、250個を越えた辺りから、徐々に処理能力が低下しているものの、

1000個のプロセッサ数ではまだ限界に達していなかった³⁶⁾。本システムでは、176枚の画像を対象としているため、画像処理のためのデータの最小単位は1枚、加算を考慮した場合、通信のオーバーヘッドを無くすことを考えると2枚の画像となる。というのは同一メモリ上に2画像存在することで両者は加算可能となるからである。従って、プログラムをほとんど変更せずにシステムのプロセッサ数を増やす場合、その上限は176個もしくは88個のプロセッサになると考える。ただし、1枚の画像をさらに複数のプロセッサに分配し、画像のシフト処理やフィルタ処理を行わせれば、より一層の処理時間の軽減が可能と考える³⁶⁾。

2. デジタルトモグラフィの画質並びに画像の保管・管理について

本システムの解像度は2.11p/mmであった。この値は増感紙・フィルム系の3.91p/mmと比較して劣るものの、従来研究されてきた直線もしくは円軌道の断層によるdigital tomosynthesisでの0.6から2.51p/mm^{16,37-39)}と比較して遜色なく、2.51p/mmが胸部単純像での必要十分な条件である⁴⁰⁾ことや、21p/mmは30×30cmのデジタル画像上で2000×2000の解像度に匹敵する³⁵⁾ことから、臨床上問題のない解像度であると考えられる。また、解像度では劣るものの、本システムで得られる画像はデジタル画像であり、1ピクセルの階調は12bitと広く、8bitの階調を持つCRTに表示す

る場合、CT画像と同様に階調処理を行うことが可能で、読影者が見やすい状態に調整可能であった。本システムのデータは、CTなどで用いられているマルチフォーマットカメラにてフィルムへ焼き付けることが可能であり、さらにデジタル画像のため、PACSへの画像転送ならびに光ディスクへの保管・管理が可能である²⁵⁾。

3. 本システムの顎関節部への臨床応用について

日本の各歯科放射線科では、顎関節部の同時多層断層に2mm間隔5層、7層もしくは10層のカセットを用いている⁴¹⁾。日本人成人男性の顎関節の内側極から外側極までの平均的な距離が20.6mmであるため⁴²⁾、2mm間隔10層の断層でかろうじて内側から外側を捉えることが可能となるものの、5層や7層では困難で、特に5層の断層では片側の顎関節にたいして少なくとも2回の曝射を行わなければ内側から外側の全領域を把握することは不可能である。ハイポサイクロイダル軌道を用いた側面断層像にて、下顎頭の輪郭が明瞭に捉えられる信頼区間は、下顎頭中央部を中心として下顎頭長軸の長さの約75%⁴³⁾であり、内側極、外側極は擬似輪郭のために見誤りやすくなるため、2mm間隔7層の断層撮影で十分であるとも考えられる。しかしながら、体軸撮影を行って下顎頭の位置ならびに長軸角度を計測し、規格撮影を行わない限り、明瞭に捉えられる範囲すら断層截面外にずれてしまい、再撮影を防ぐことはでき

ず被曝線量の増大につながる。本システムでは、顎関節部の1回の撮影において管電流が従来の増感紙・フィルム系の1/5であることから、被曝線量は1/5に軽減するとが明かになった。また、1回の撮影で任意の断面の断層画像を任意の間隔で得ることが可能であり、増感紙・フィルム系で生じうる複数回の撮影を避けることができるため、更なる被曝線量の軽減が見込まれる。

また顎関節の同時多層断層撮影にて行われている2mm間隔の断層間隔⁴¹⁾では関節表面を断続的な変化としてしか捉えることができず(図14)、その間の骨形態は前後の断面の画像から視覚的に補完して判断しなければならないが、本システムでは断層断面の間隔をより細かく設定できるため、関節表面の変化をほとんど連続的な変化として捉えることができ(図13)、関節面の形態や変化に関してより詳細な情報を得ることができる。この特性は顎関節部を計測する場合にもあてはまり、より実際に近い3次元的把握が可能になるものと考ええる。さらに、増感紙・フィルム系で同時多層断層を行って計測を試みようとした場合、撮影時の段階でフィルムの相互的な位置関係を各フィルム上に記録⁴⁴⁾しておかなければ、撮影後のフィルムの重ね合わせすら不可能となる。一方、本システムでは、各種計測を行う場合に原理的に各断層画像間の位置合わせといった処理は必要なく、操作が簡便になるものと考ええる。

4. 画像処理について

本システムでは、断層画像合成前の透視画像からデジタル化して取り込み処理を行うため、断層画像生成のあらゆる段階で画像処理が可能である。今回行ったエッジ強調処理では、原画像に対して行った場合と、最終画像に対して行った場合とで、結果的に画質に差は認められなかった。これは、図9のフィルタが画像間の加算処理の前後いずれの時点で行っても等価であることに起因する。しかし、並列・分散処理の結果、原画像に対するエッジ強調処理において処理時間の大幅な短縮が行えた。ピクセル毎の選択曝射に相当する処理では、増感紙・フィルム系にて読影上障害となるボケ残像を軽減することができた。処理時間は並列処理のために非常に短く、かつ今回は中間画像を並列的に加算処理する箇所を比較処理に変更しただけであり、非常に強力な手法と考える。また、本システムの拡張性から、プロセッサ数を増すことで、これら処理時間の更なる短縮が可能である。このことは、原画像や中間処理画像に対してのみ有効な画像処理を行う場合、非常に有用となりうる。文献上コンピュータ・シミュレーションによる報告⁴⁵⁾では、透視画像取り込み時の管球・I.I.の運動方向とそれに垂直な方向では画像のボケの程度が異なるため、管球・I.I.の運動方向のみにハイ・パス・フィルタ処理を行い、運動の垂直方向にはロー・パス・フィルタ処理を行うことで画質の改善が見込まれるとある。並列処理を応用すれば、

より短時間でこれら処理を行うことが可能となり、
実用的なシステムへの組み込みも可能となるかもし
れない。

結論

新たに開発したトロイド構造を有する並列画像
処理装置を導入することで、従来の単一のプロセッ
サを有するmicro VAX IIにて処理を行った場合
に比較して、処理時間は大幅に短縮され約1/16の
11.5分で16枚の断層画像を合成できた。また、こ
の並列画像処理装置は、プロセッサ数を増すこと
により、さらなる高速化が可能であり、大量の画
像に対して同一の処理を行うデジタルトモグラフィ
において非常に有効な装置であることが明らかと
なった。本システムを用いた断層画像の解像度は
2.11p/mmで、増感紙・フィルム系の3.91p/mm
に劣るものの、臨床上問題とはならない値となっ
た。顎関節部の断層では、従来の増感紙・フィル
ム系での撮影に比較して1/5の被曝線量で撮影でき、
関節面の形態把握において優れた特性を有してい
た。

デジタルトモグラフィは、断層画像合成前の透
視画像からデジタル化して取り込み処理を行うた
め、加算前の画像・中間処理中の画像に対しても
各種画像処理が可能で、並列画像処理装置はこれ
ら処理を分散化するために高速で行うことができ
た。また、これら処理の内、ピクセル毎の選択曝

射に相当する処理では，障害陰影としてのボケ残像の軽減を行うことが可能となり，本手法の有用性が示された。

以上より，デジタルトモグラフィに並列画像処理装置を用いた本システムは実用化する上で問題は無く，非常に有用なシステムであることが明らかとなった。

稿を終えるにあたり，本研究の機会を与えて頂き，御指導と御校閲を賜りました，大阪大学歯学部歯科放射線学講座 淵端 孟教授に衷心より謝意を表します。同時に，本研究の当初から装置開発ならびにソフトウェア開発に深く携わってこられ，実験に際して終始御教示，御助言を頂きました徳岡 修博士に心より深謝いたします。また，本研究に際し，様々な御援助を頂き，暖かく見守って頂いた歯科放射線学講座教室員各位に厚くお礼申し上げます。

The Study of Clinical Application of Digital Tomography

Hideyoshi NISHIYAMA

Department of Oral and Maxillofacial Radiology

Osaka University Faculty of Dentistry

1-8, Yamadaoka, Suita, Osaka, 565, Japan

Key words: tomography, digital tomosynthesis, parallel image processing

In digital tomography, arbitrary planes can be reconstructed from raw data acquired during a single tomographic sweep. Tomosynthesis needs many images as raw data, so reconstruction time is bottle neck for digital tomography.

A new system was produced to overcome these problem. This system is consisted with tomographic unit (POLYTOME-U, PHILIPS) and a scalable parallel image processing system controlled by Macintosh II (Apple) and interface board (MTM-Mac, PARSYTEC). In this parallel processing system, 16 transputers (T800, inmos) connected in a toroidal network with a controller node. Each transputer has 4MB main memory for several concurrent processes and distributed images. OCCAM2 (inmos) and MultiTool 5.0 (PARSYTEC) were used for programming these concurrent processes.

Six-second fluoroscopic TV image was produced from image intensifier (7/4.5 inch, RTP 7202G-G2, TOSHIBA) and X-ray TV camera (MTV-30D/30D-2, TOSHIBA) during a single hypocycloidal tomographic sweep, and concurrently digitized projection angle data was changed to bar-code image. These two kind of images were superimposed to TV image and converted to digital images (512x480, 8bit, 176 images) at the entrance of parallel processing system.

Image grabbing process of the parallel processing system acquired 176 digital images in real time, and concurrently, these digital images were transmitted and distributed to each transputer's main memory every 11 images. Tomosynthesis with 176 raw images was executed concurrently on each transputer. All raw images were shifted and added on each transputer and over 16 transputers through hardware communication links, and final tomographic images were reconstructed (320x320, 12bit).

It took 11.5 minutes to make 16 planes of tomographic image with this system, and this time was remarkably shorter than 3 hours to make same images with micro VAX II which has single CPU. The spatial resolution of reconstructed tomographic image was 2.1 lp/mm and the exposure dose was reduced to 1/5 based on the screen-film system.

For improving the image quality, two digital image processes were applied to raw images, intermediate images or final tomographic images. Edge enhance filter was applied to raw images or final images for improving image contrast. Pixel selection method, simulated selective exposure to each pixel to avoid the strong redundant shadow, was applied at the addition of intermediate images. Using this method, blur of eminence was reduced apparently. Image processing concurrently executed on each transputer, consequently calculation time was reduced to 1/16 in proportion to transputer numbers.

It was proved that this digital tomography using parallel image processing system was useful for clinical use.

文献

- 1) Ziedses des Plantes, B.G.(1938): Serieskopie. Eine röntgenographische Methode, welche ermöglicht, mit Hilfe einiger Aufnahmen eine unendliche Reihe paralleler Ebenen in Reihenfolge gesondert zu betrachten. *Fortschr Röntgenstr*, **57**, 605-616.
- 2) Dümmling, K.(1969): Ein neues Verfahren zum Mehrfachschichten mit Hilfe von Fernsehbildspeichern. *Der. Radiology*, **9**, 37-40.
- 3) Miller, E.R., McCurry, E.M., and Hruska, B.(1971): An infinite number of laminagrams from a finite number of radiographs. *Radiology*, **98**, 249-255.
- 4) Grant, D.G.(1972): TOMOSYNTHESIS: A Three-Dimensional Radiographic Imaging Technique. *I.E.E.E. Trans. Biomed. Eng., BME-19*, 20-28.
- 5) Nadjimi, M., Weiss, H., Klotz, E., and Linde, R.(1980): Flashing Tomosynthesis - A New Tomographic Method. *Neuroradiology*, **19**, 113-117.
- 6) Sklebits, H. and Haendle, J.(1983): Tomoscopy: dynamic layer imaging without mechanical movements. *AJR*, **140**, 1247-1252.
- 7) Lasser, E.C., Baily, N.A., and Crepeau, R.L.(1971): A fluoroplanigraphy system for rapid presentation of single plane body sections. *AJR*, **113**, 574-577.

- 8) Baily, N.A., Lasser, E.C., and Crepeau, R.L.(1973): Electrofluoloplanigraphy. *Radiology*, **107**, 669-671.
- 9) Baily, N.A., Crepeau, R.L., and Lasser, E.C.(1974): Fluoroscopic Tomography. *Invest. Radiol.*, **9**, 94-103.
- 10) Baily, N.A. and Kampp, T.D.(1981): Digitized longitudinal tomography. *Invest. Radiol.*, **16**, 126-132.
- 11) Kruger, R.A., Nelson, J.A., Ghosh-Roy, D., Miller, F.J., Anderson, R.E., and Liu, P.(1983): Dynammic Tomographic Digital Subtraction Angiography Using Temporal Filtration. *Radiology*, **147**, 863-867.
- 12) Maravilla, K.R., Murry, R.C., and Horner, S.(1983): Digital Tomosynthesis: Technique for Electronic Reconstructive Tomography. *AJR*, **19**, 497-502.
- 13) Kruger, R.A., Sedaghati, M., Roy, D.G., Liu, R., Nelson, J.A., Kubal, W., and Rio, P.D.(1984): Tomosynthesis applied to digital subtraction angiography. *Radiology*, **152**, 805-808.
- 14) Maravilla, K.R., Murry, R.C., Jr., Diehl, J., Suss, R., Allen, L., Chang, K., Crawford, J., and McCoy, R.(1984): Digital Tomosynthesis: Technique Modifications and Clinical Applications for Neurovascular Anatomy. *Radiology*, **152**, 719-724.
- 15) Chakraborty, D.P., Yester, M.V., Barnes, G.T., and Lakshminarayanam, A.V.(1984): Self-masking subtraction

tomosynthesis. *Radiology*, **150**, 225-229.

- 16) 春日敏夫(1984): X線TV像鮮明化のための新しい試み -高速デジタルフィルタリング処理と断層像再合成処理-, 信州医誌, 32, 13-24, 昭和59.
- 17) Vries, N., Miller, F.J., Wojtowycz, M.M., Brown, P.R., Yandow, D.R., Nelson, J.A., and Kruger, R.A.(1985): Tomographic digital subtraction angiography: initial clinical studies using tomosynthesis. *Radiology*, **157**, 239-241.
- 18) Friedenber, R.M., Lightfoote, J.B., Wang, S.P., and Smolin, M.F.(1985): Digital Tomography: Description and Preliminary Clinical Experience. *AJR*, **144**, 639-643.
- 19) Kröpelin, T., Baumann, H., Billmann, P., and Wenz, W.(1985): The clinical trial of TOMOTRON - A new electronic device - and eight months' clinical experimence. *Radiation Medicine*, **3**, 63-70.
- 20) Liu, J., Nishimura, D., and Macovski, A.(1987): Vessel imaging using dual-energy tomosynthesis. *Med. Phys.*, **14**, 950-955.
- 21) Düber, C., Bittner, U., Klose, K.J., Haberern, G., and Thelen, M.(1989): Digitale Mehrschichttomographie: Beschreibung der Methode und erste klinische Ergebnisse. *Rofo Fortschr Geb Röntgenstr Nuklearmed*, **151**, 477-482.
- 22) Düber, C., Klose, K.J., Gutjahr, C., Thelen, M., and Bittner, U.(1989): Digital multi-layer tomography: first clinical results. *Electromedica*,

57, 36-39.

- 23) Takahashi, M., Yoshioka, S., Bussaka, H., Higashida, Y., Kamiya, M., and Tsuneoka, M.(1990): Digital TV tomography: description and physical assessment. *Med Phys*, **17**, 681-685.
- 24) Yoshioka, S., Takahashi, M., Bussaka, H., Higashida, Y., Kamiya, M., and Tsuneoka, M.(1990): Clinical evaluation of digital TV tomography. *Radiat Med*, **8**, 40-45.
- 25) 曾根脩輔, 春日敏夫, 平野浩志, 酒井文和, 滝沢正臣, 伊津野 格, 小口正彦(1990): デジタルTVトモシンセシス法 (Tomosynthesis) とPACS, 断層映像研究会誌, **17**, 102-111, 平成2.
- 26) Kolitsi, Z., Panayiotakis, G., Anastassopoulos, V., Scodras, A., and Pallikarakis, N.(1992): A multiple projection method for digital tomosynthesis. *Med Phys*, **19**, 1045-1050.
- 27) Stieve, F.E.(1965): The advantages of multidirectional tube/film movement in comparison with unidirectional movement in tomography. *Medicamundi*, **10**, 49-52.
- 28) Eckerdal, O.(1971): Tomography of the temporomandibular joint. *Medicamundi*, **16**, 144-150.
- 29) 徳岡 修, 小倉 壽, 岩崎裕一, 速水昭宗, 藤下昌巳, 淵端 孟 (1986): デジタルトモグラフィによる顎関節の描出, 齒放, **26**, 88, 昭和61.

- 30) 徳岡 修, 角田 明, 小倉 壽, 速水 昭宗, 藤下 昌巳, 淵端 孟, 岩崎 裕一(1986): Digital tomographyによる顎関節の描出(その2), 歯放, 26, 237, 昭和61.
- 31) 徳岡 修, 角田 明, 西山秀昌, 高橋 章, 加藤和子, 速水昭宗, 藤下昌巳, 淵端 孟(1988): デジタルトモグラフィーによる顎関節の描出(その4.顎関節造影法への応用), 歯放, 28, 185, 昭和63.
- 32) Tokuoka, O., Sumida, A., Nishiyama, H., Sasai, T., Ono, N., Hayami, A., Fujishita, M., and Fuchihata, H.(1993): A Parallel Image Processing System for Digital Tomosynthesis Using Transputers; in *Transputer/Occam Japan 5 (Proceedings of the 5th Transputer/Occam International Conference)*. (Noguchi, S. and Yamamoto, M., editor). IOS, Amsterdam, 96-102.
- 33) Ronald, S.C.(1991): Parallel programs for the transputer. ed. 1, Eastman Kodak Company, New Jersey.
- 34) 江副正輔, 田島聖正, 森山有相(1982): 診療放射線技術選書 6. X線撮影技術学. 改訂第2版, 南山堂, 東京, 252-255, 昭和57.
- 35) 曾根脩輔, 春日敏夫, 清野邦弘, 酒井文和, 平野浩志(1988): 肺の画像診断における断層法, 断層映像研究会誌, 15, 48-63, 昭和63.
- 36) Ronald, S.C.(1988): A medium grained parallel computer for image processing; in *Developments using occam (proceedings of the 8th*

occam user group technical meeting). (Kerridge, J., editor). IOS, Amsterdam, 113-123.

- 37) Bittner, U., Düber, C., Koch, R., and Pfeiler, M.(1988): Digital multilayer tomography: a new method for implementing classical serioscopy. *Electromedica*, **56**, 16-23.
- 38) 春日敏夫, 曾根脩輔, 伊津野 格, 中西文子, 酒井文和, 今井 豊, 平野浩志(1988): 開発中のデジタルTV断層システムについて, 病態生理, 7, 641-647, 昭和63.
- 39) Rimkus, D.S., Gill, B.M., Baily, N.A., Talner, L.B., and Friedman, P.J.(1989): Digital tomosynthesis: phantom and patient studies with a prototype unit. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, **13**, 307-318.
- 40) Merritt, C.R.B., Matthews, C.C., Scheinhorn, D., and Balter, S.(1985): Digital imaging of the chest. *J. Thorac. Imag.*, **1**, 1-13.
- 41) 高橋 章, 呉 好宗, 村上秀明, 西山秀昌, 藤下昌巳, 測端 孟 (1992): 顎関節画像検査に関する調査成績 1. 検査法の実施状況, 歯放, 32, 223-236, 平成4.
- 42) 杉崎正志, 鈴木公仁子, 伊介昭弘(1990): 日本人晒浄頭蓋骨における顎関節の観察. 第1報 咀嚼機構の性差および年齢差について. , 口科誌, 39, 52-63, 平成2.
- 43) 高橋 章(1988): 顎関節断層X線画像の信頼性に関する研究, 阪大歯学誌, 33, 69-88, 昭和63.

- 44) 小倉 壽(1984): X線断層撮影法による顎関節症の診断に関する研究-顎関節隙の三次元的計測-, 齒放, 24, 81-99, 昭和59.
- 45) Edholm, P., Granlund, G., Knutsson, H., and Petersson, C.(1980): Ectomography. A new radiographic method for reproducing a selected slice of varying thickness. *Acta Radiologica*, 21, 433-442.

図1 デジタルトモグラフィにおける断層断面と画像のシフト量の関係

a: 焦点-機械的回転中心間距離
b: 機械的回転中心-フィルムカセット間距離
c: フィルムカセット-I.I.間距離
L: 焦点・フィルムカセット間距離 (=a+b)
Z0: デジタルトモグラフィの回転中心-機械的回転中心間距離
z: デジタルトモグラフィの回転中心-断面間距離
(下方への移動量を正とした)
x,y: 水平面内座標
S: シフト量を示すベクトル
S_x: X軸方向のシフト量
S_y: Y軸方向のシフト量
α: Y軸回りの回転角
β: X軸回りの回転角
θ: 支柱の傾斜角度

図2 装置概略図

図3 エックス線投影画像と支柱の傾斜角度を表すバーコードのスーパーインポーズ画像

図4 ポテンシオメータの出力値 (12bitA/D変換後) と支柱の傾斜角度との関係

図5 並列処理装置

同一構造の8枚のボードとコントローラから構成される
1ボード当たり、トランスピュータ (T800) ×2、メインメモリ (4Mbytes) ×2

図6 トランスピュータのネットワーク構造

図7 ソフトウェア

A: ホストコンピュータのインターフェースボード上に搭載されたT800での処理
B: 画像表示ボード(IMS B419)上のT800での処理
C: 図5上段に並んだ8個のT800での処理
D: 図5下段に並んだ8個のT800での処理

図8 各トランスピュータのメモリ上での画像処理の流れ

() 内は画質改善のための画像処理の内容

図9 エッジ強調フィルタ

$\chi \leftarrow 9\chi - (A+B+C+D+E+F+G+H)$

図10 断面以外に物質が2個のみ存在する場合の直線軌道におけるI.I.輝度値の変化

図11 各ピクセルにてI.I.の最大輝度値のみで合成した顎関節合成断層画像

図12 ピクセル毎の選択曝射相当処理

図13 デジタルトモグラフィによる顎関節合成断層画像

1mm間隔12層、70kV、10mA、6秒

図14 増感紙・フィルム系による顎関節断層画像

2mm間隔6層、70kV、50mA、6秒

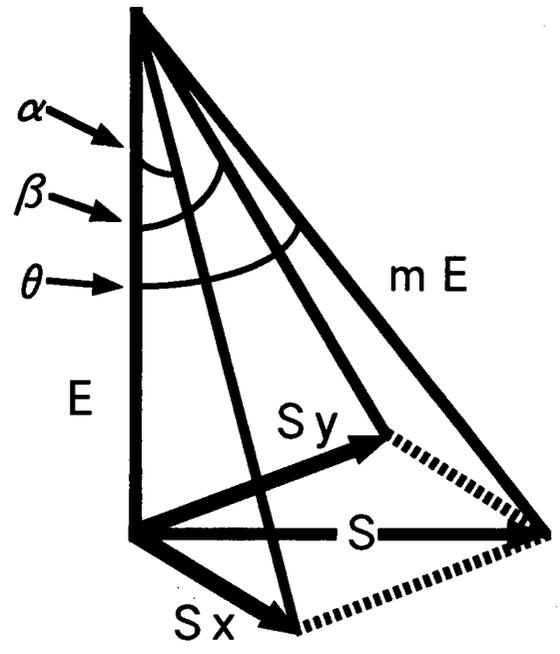
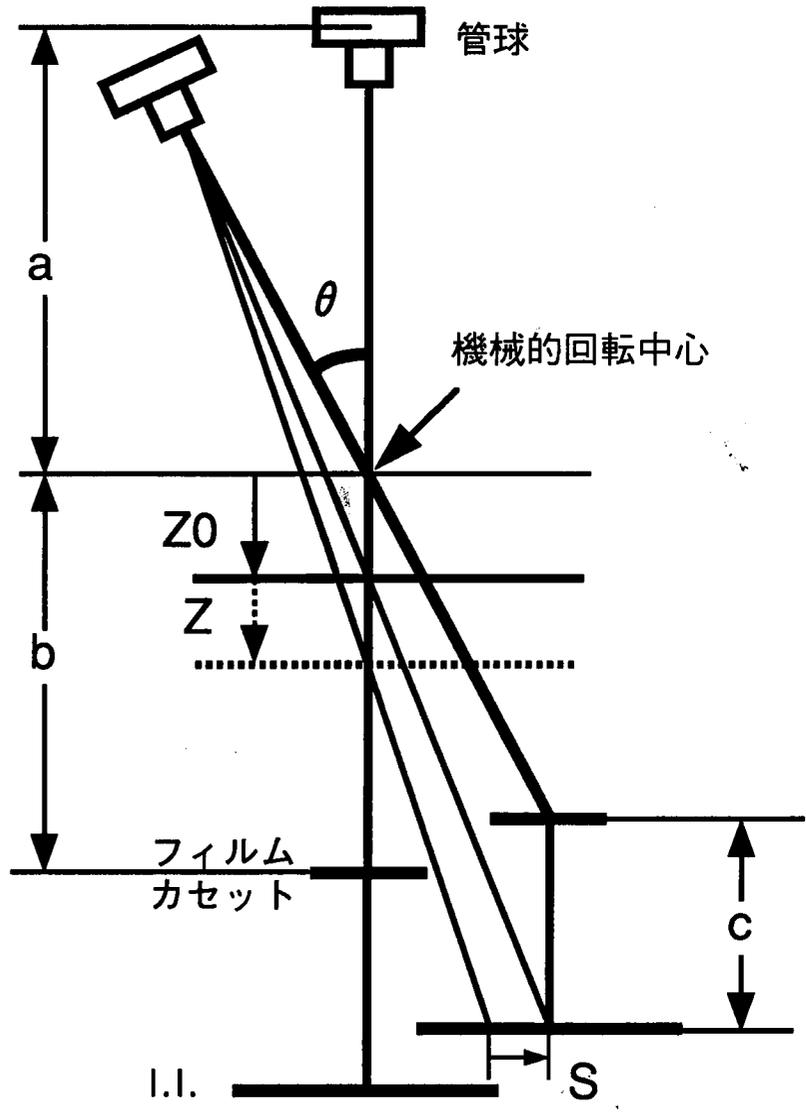
図15 各種画像処理を行った顎関節合成断層画像

左列より順に未処理画像 (基準)、エッジ強調画像、エッジ強調とピクセル毎の選択曝射相当処理の両者を行った画像、ピクセル毎の選択曝射相当処理を行った画像

表1 機器構成

表2 画像処理時間

(無処理を0とした時の相対値)



$$\tan \theta = \sqrt{\tan^2 \alpha + \tan^2 \beta}$$

$$m = \sqrt{\tan^2 \alpha + \tan^2 \beta + 1}$$

$$E = \frac{L^2 z}{Lmz + a(L + c)}$$

$$S = E \tan \theta$$

$$S_x = E \tan \alpha$$

$$S_y = E \tan \beta$$

図1

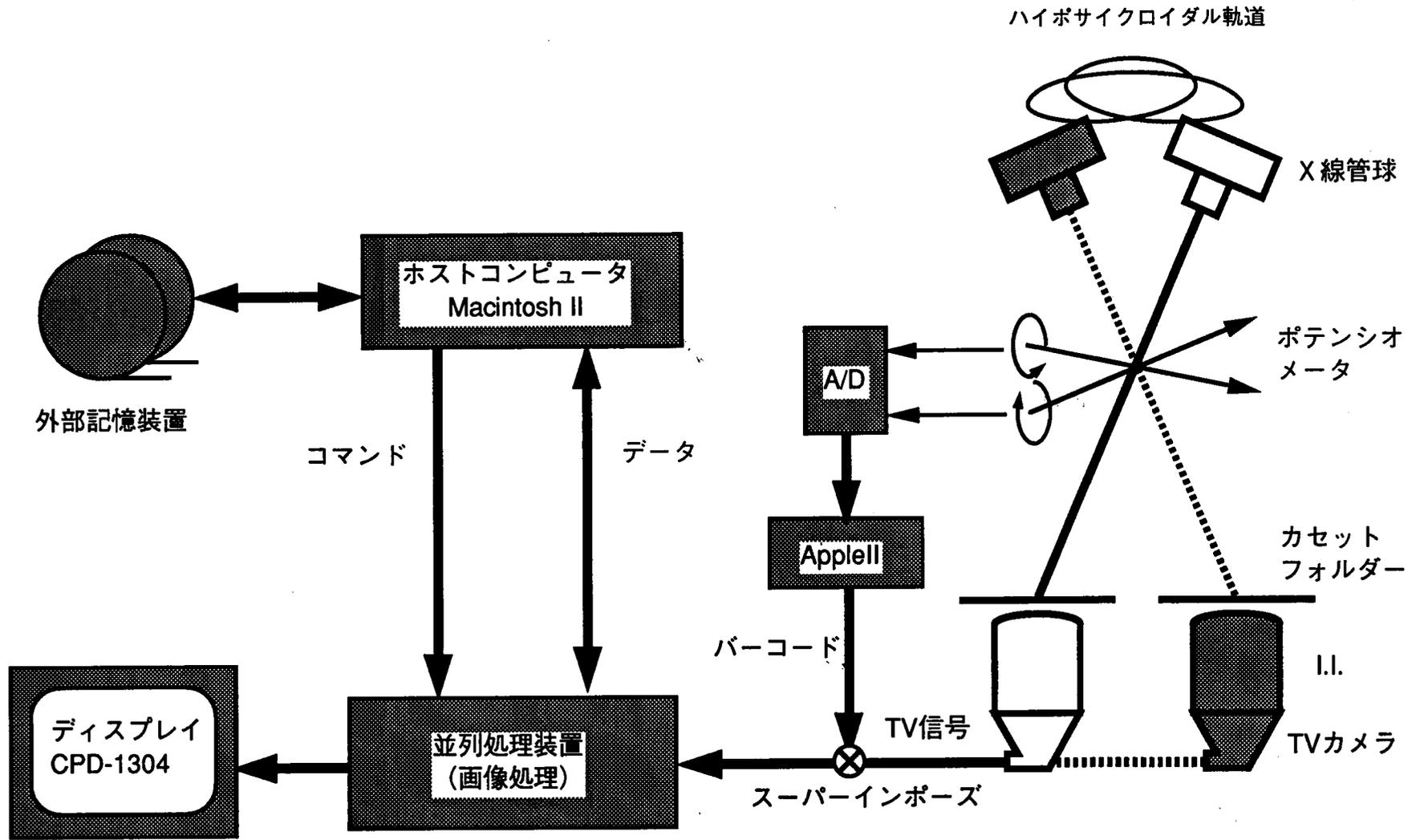


図 2

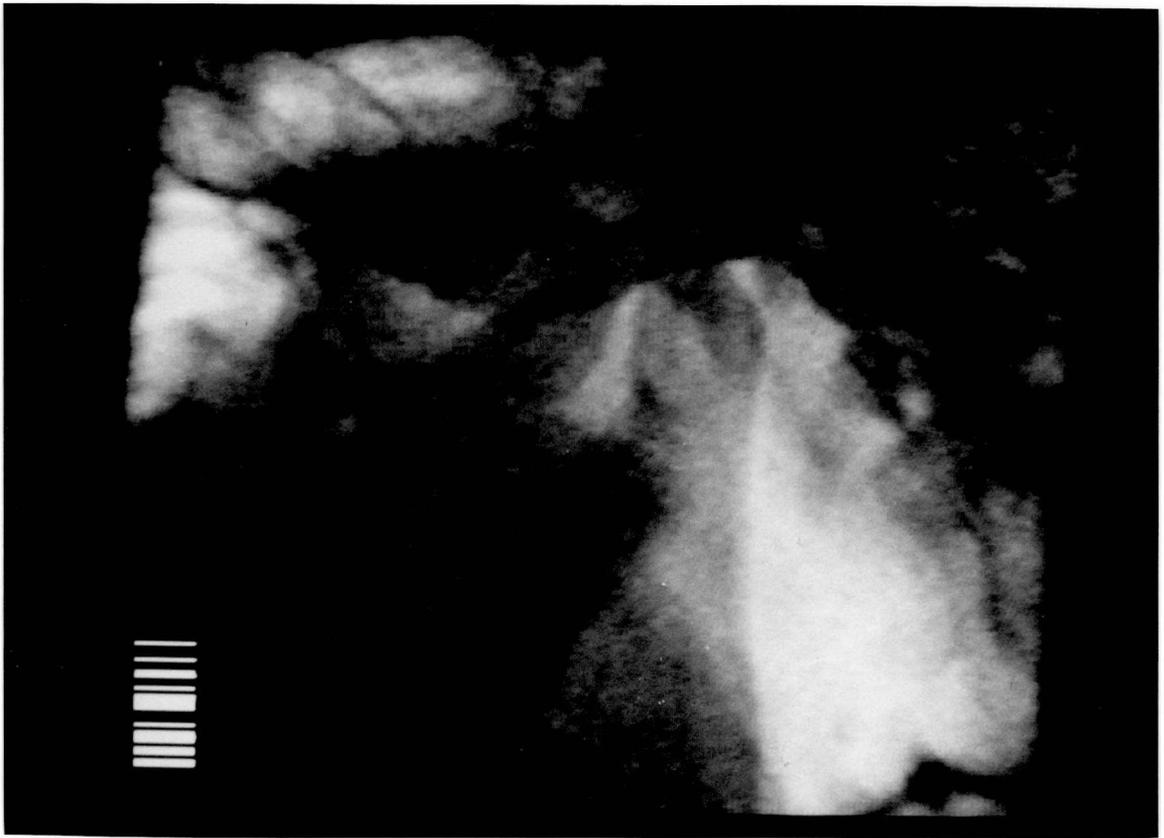
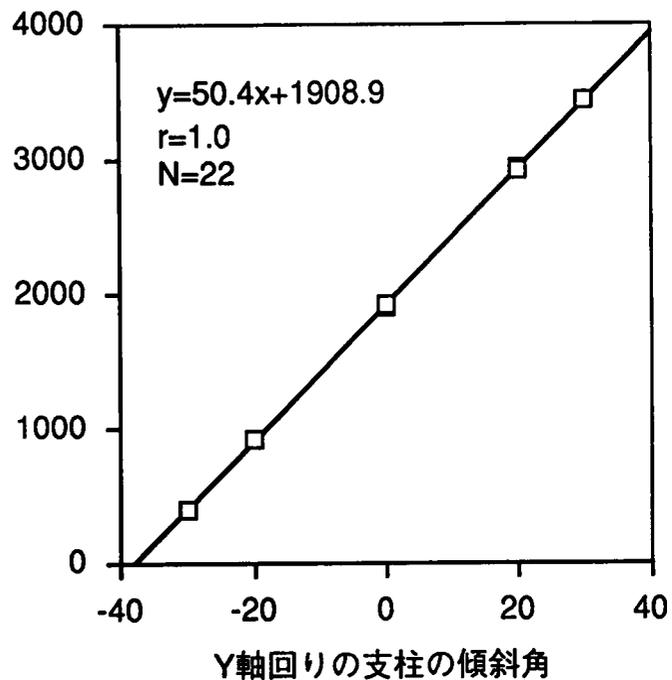


图 3

ポテンシオメータ
(X軸) の出力値



ポテンシオメータ
(Y軸) の出力値

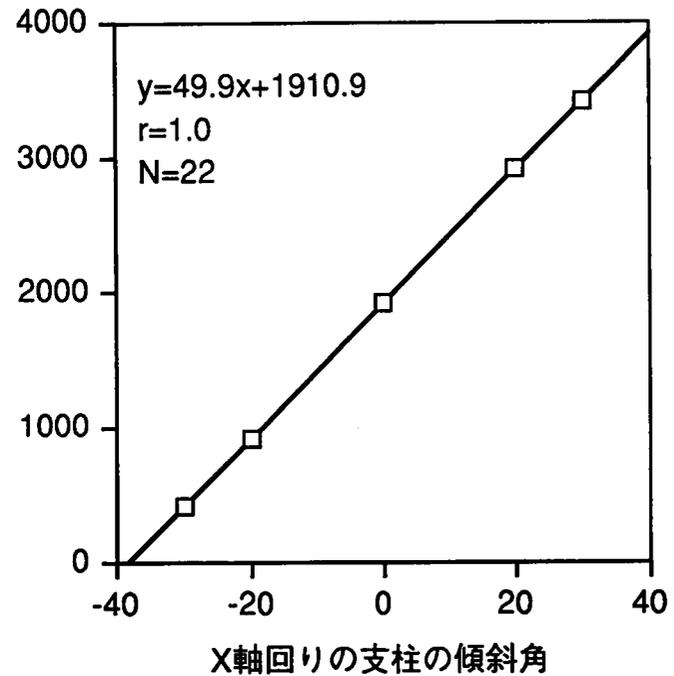


図 4

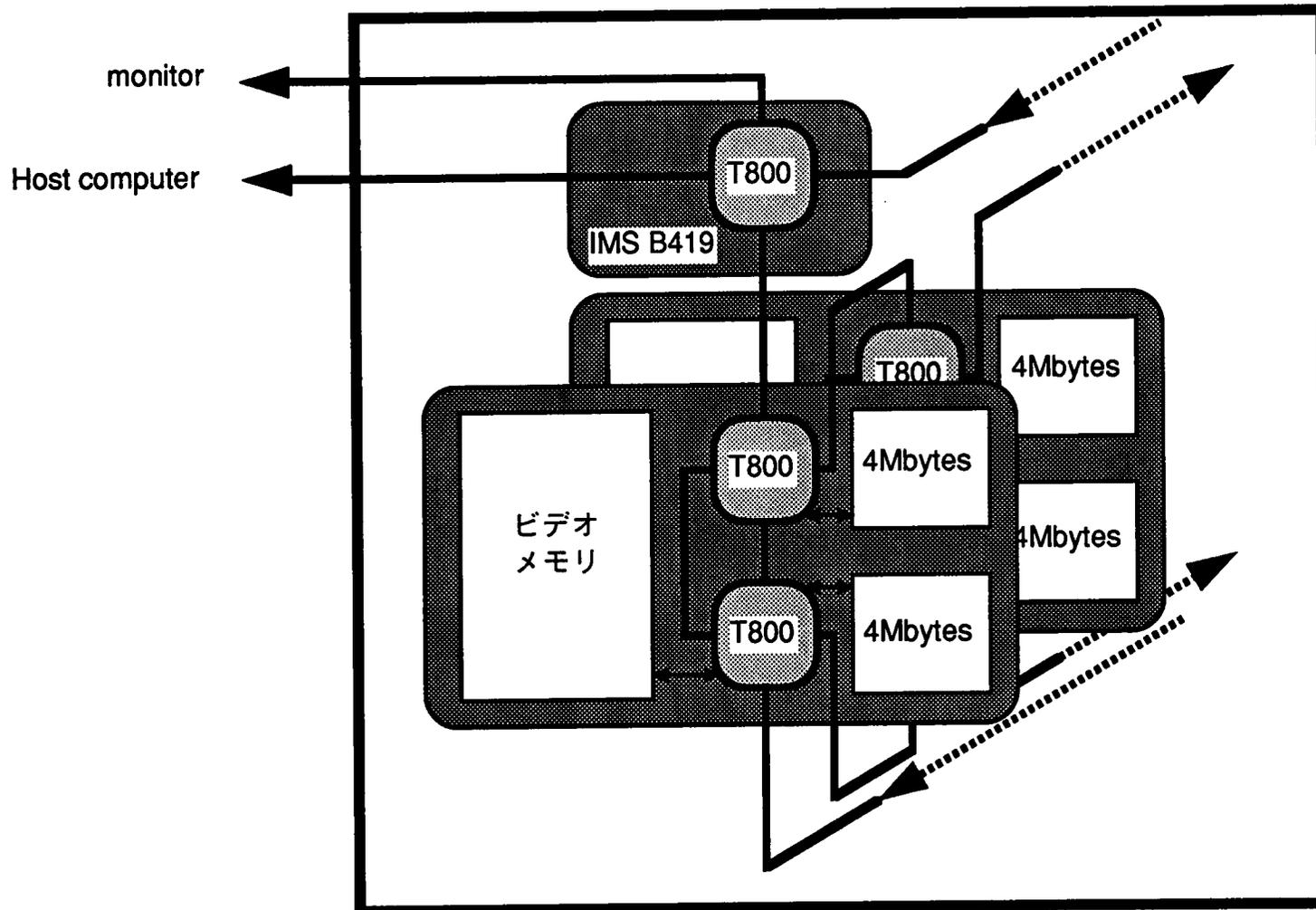


図 5

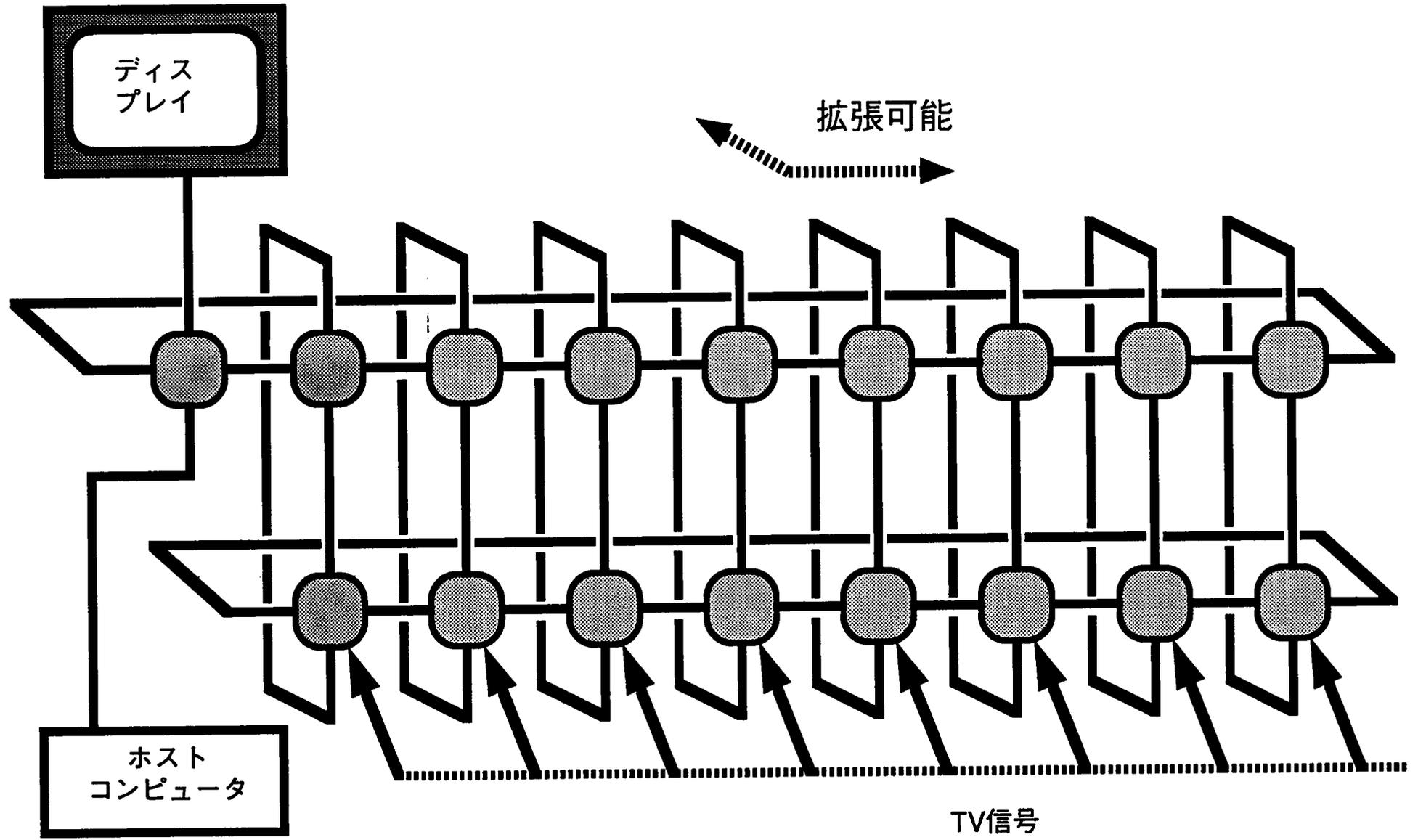


図 6

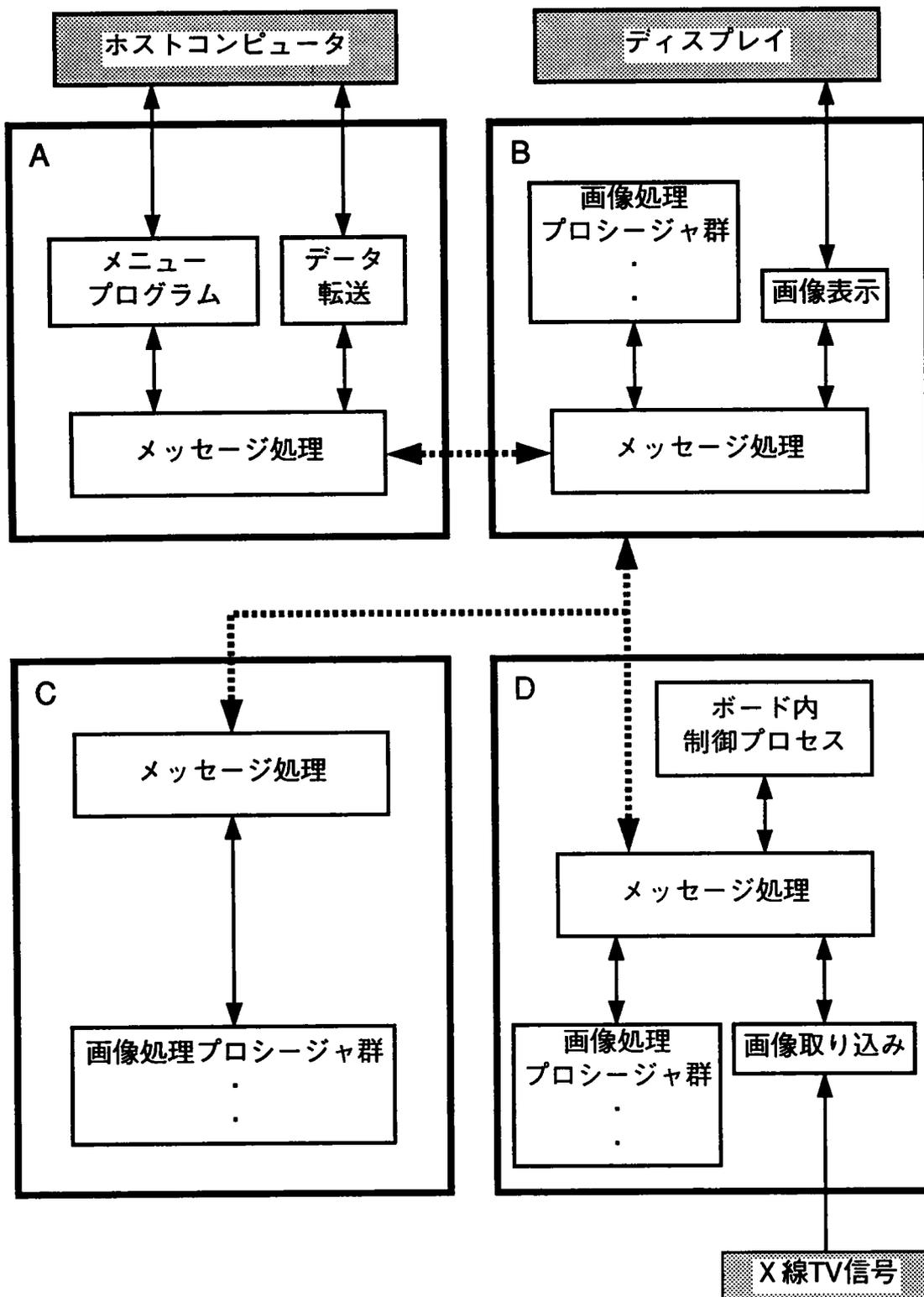


図 7

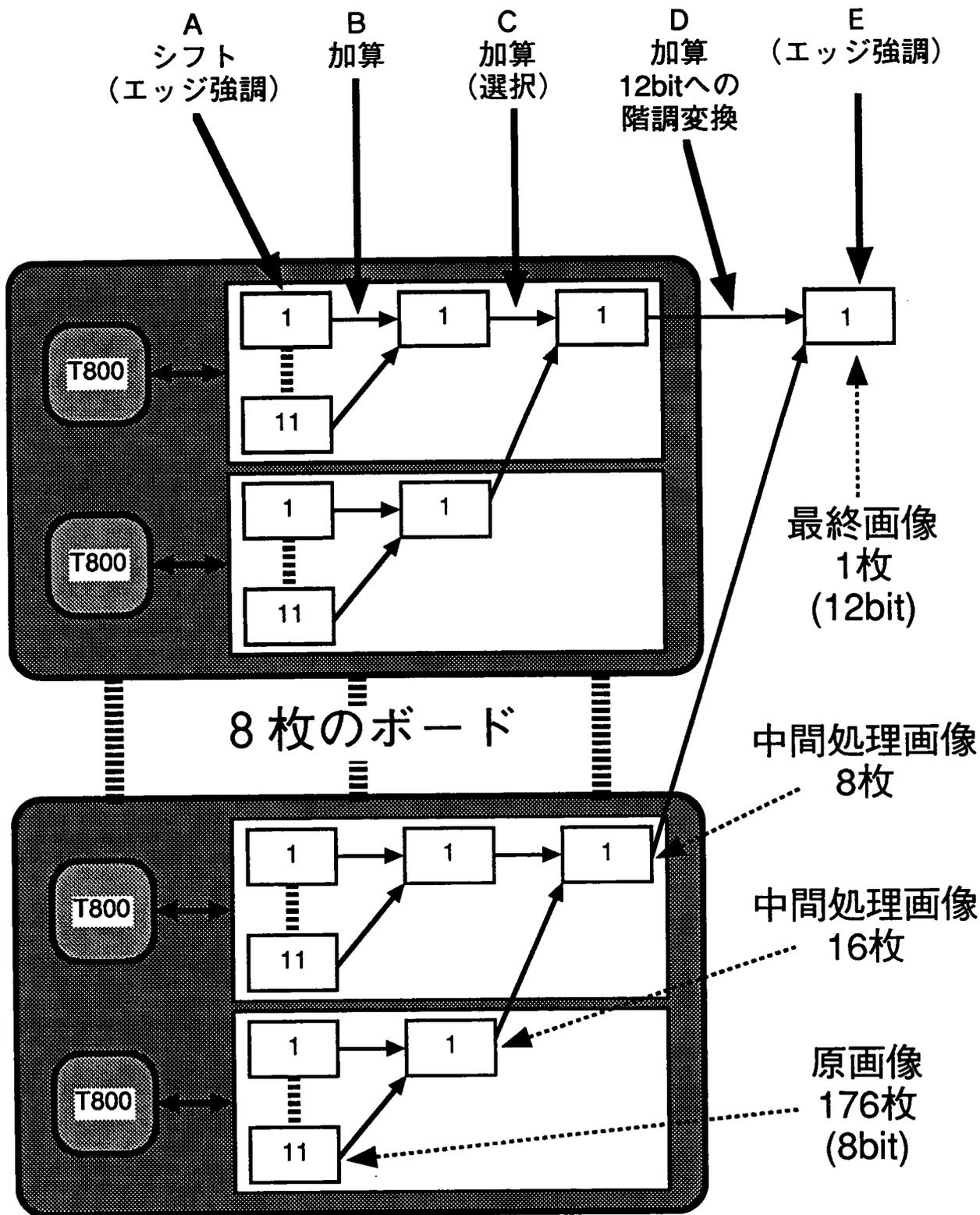


図 8

-1	-1	-1
-1	9	-1
-1	-1	-1

	A	B	C	
	D	χ	E	
	F	G	H	

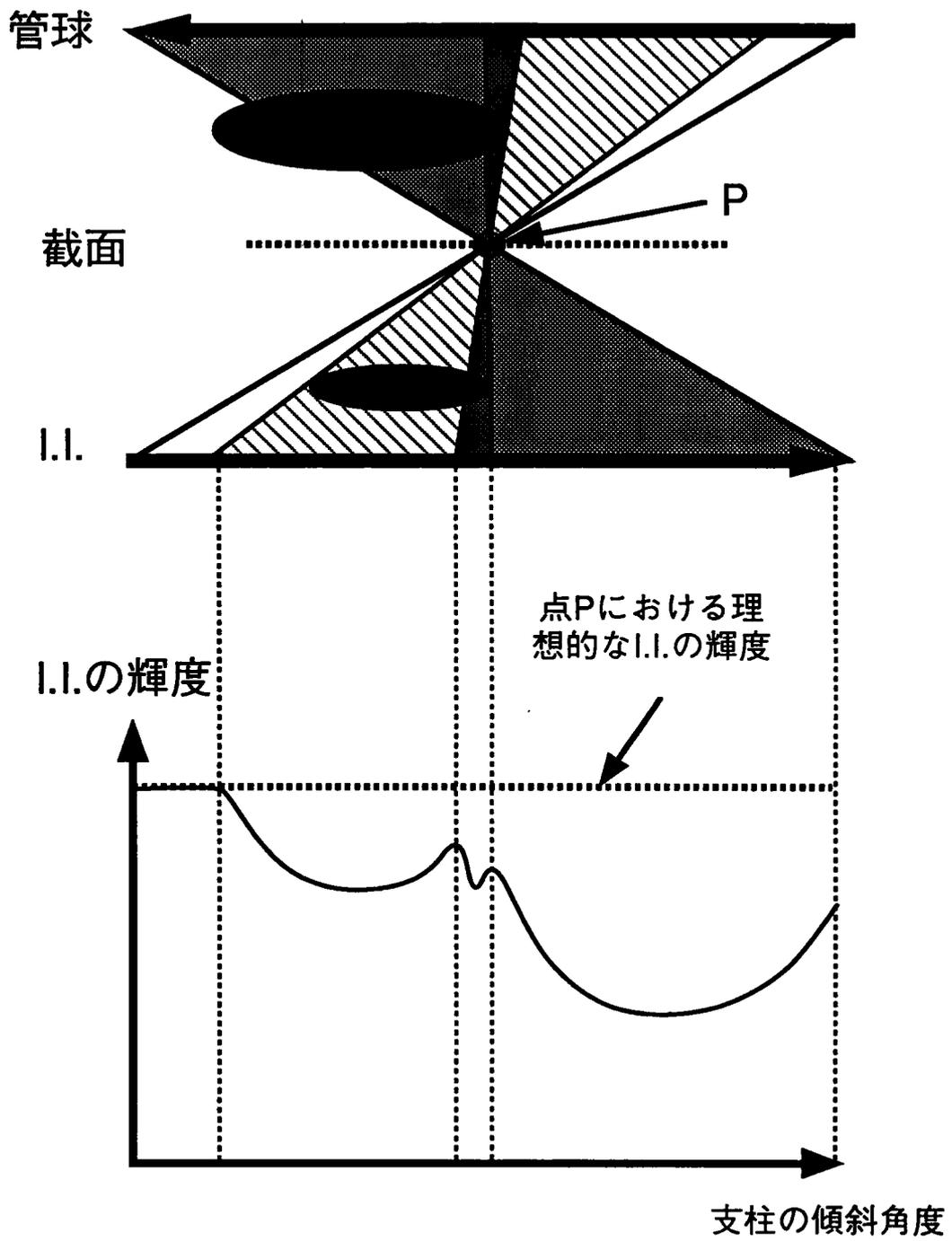


図10

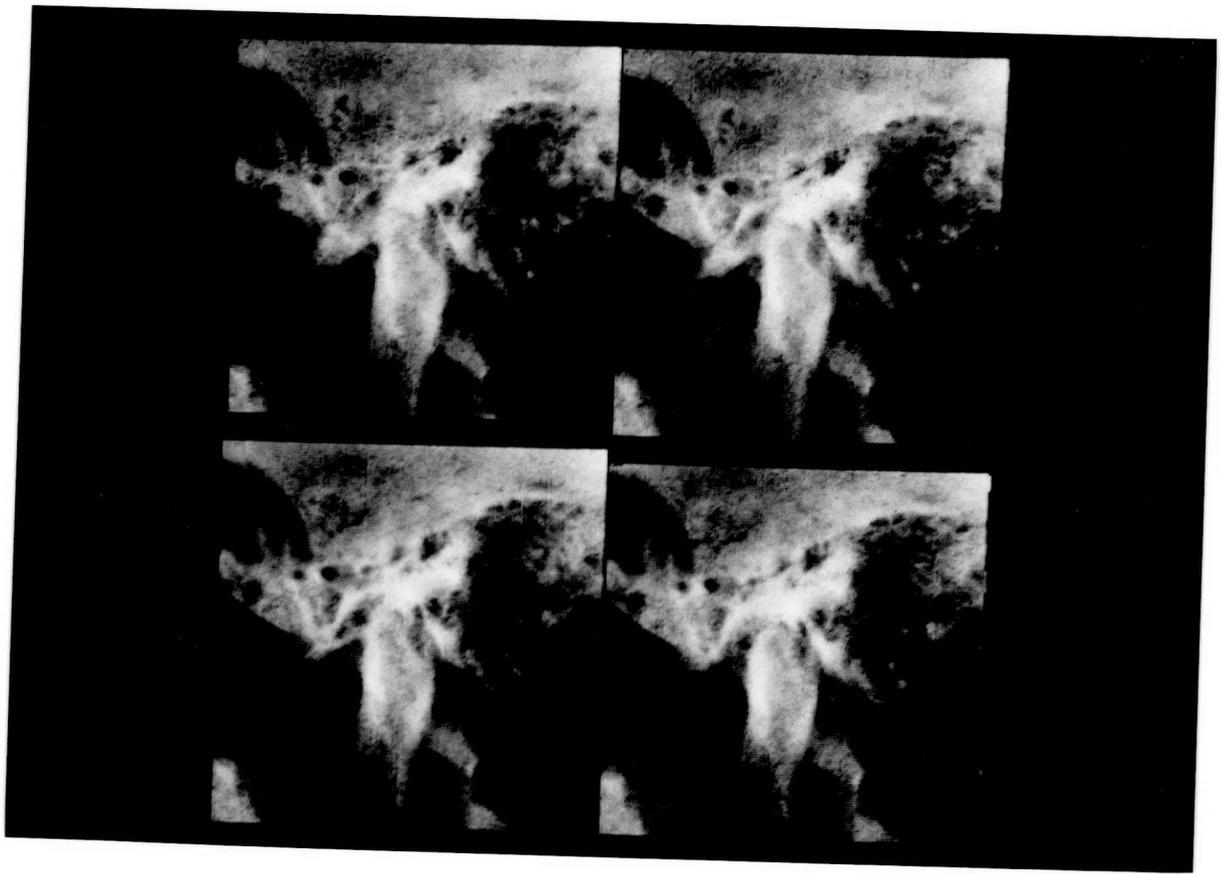


图11

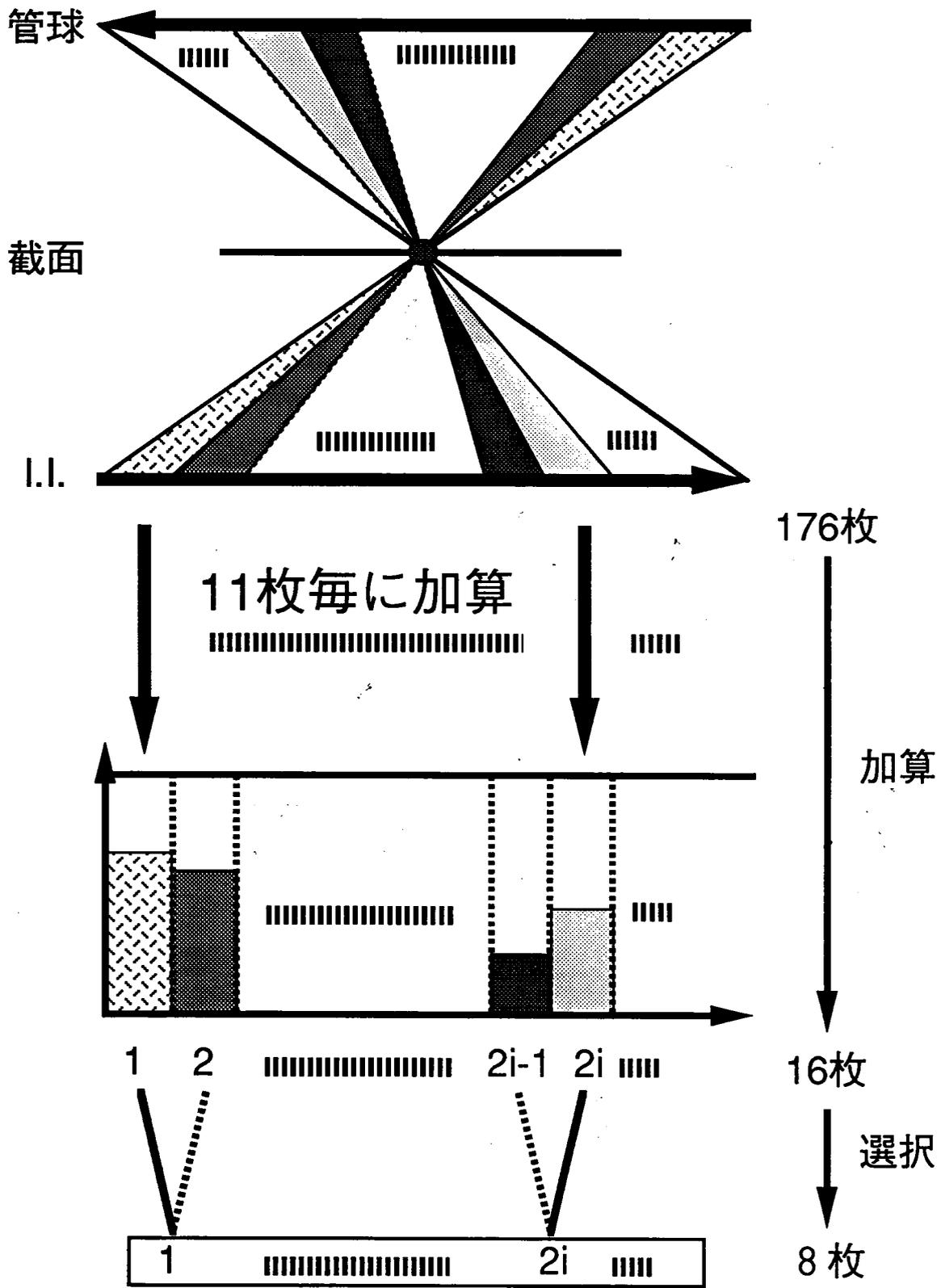


図12

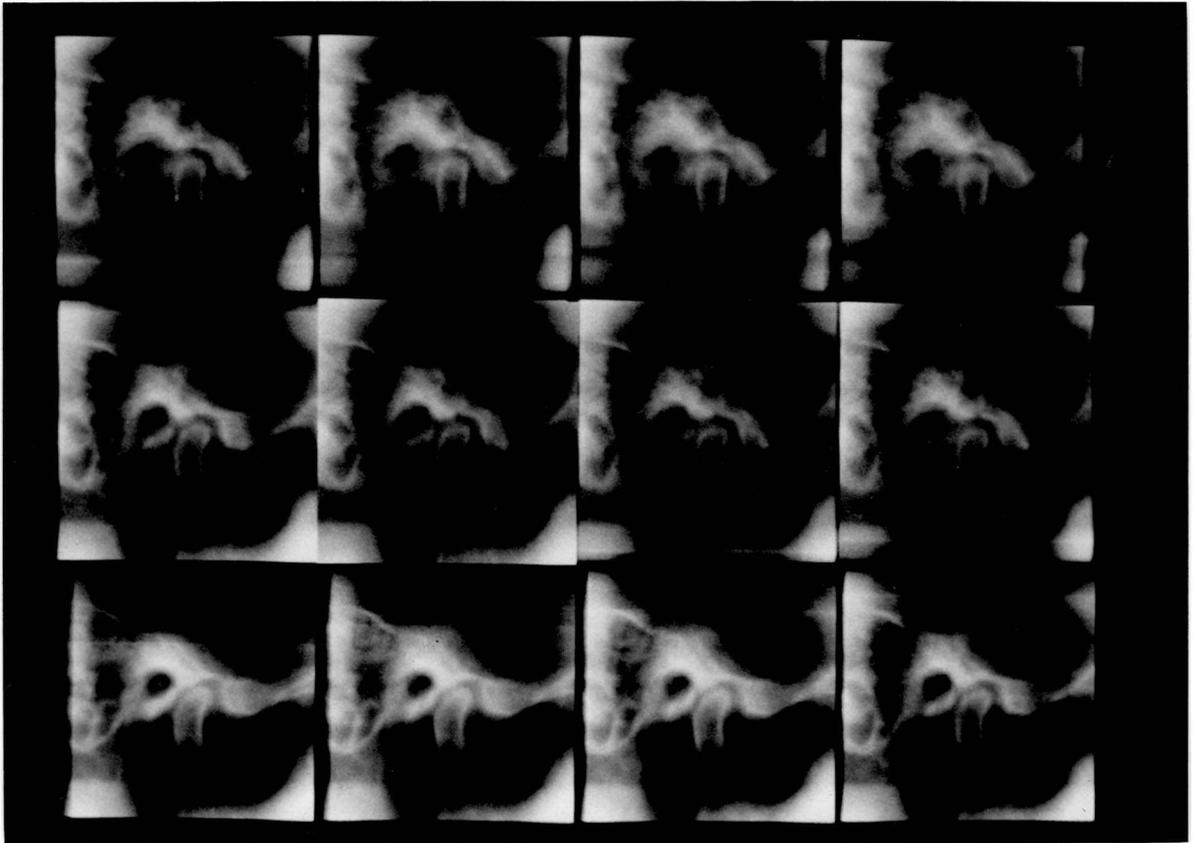


图13

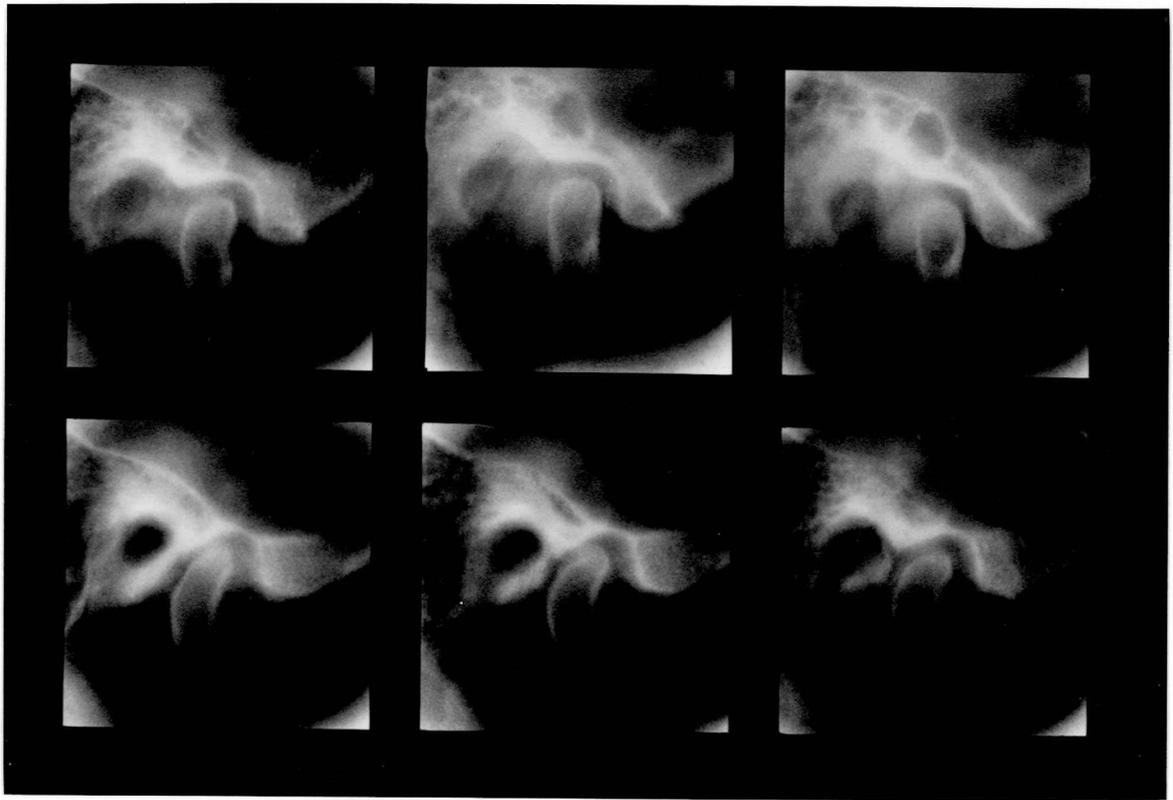


图14



图15

表1

ハードウェア

断層撮影装置： POLYTOME-U(PHILIPS)

蛍光輝度増倍管(I.I.)： 7/4.5inch,RTP7202G-G2(TOSHIBA)

X線TVカメラ： MTV-30D/30D-2(TOSHIBA)

X線入射角度計測装置：

APPLE II(APPLE)

ポテンシオメータ(NIPPON SERVO)

並列処理装置： Special order made

プロセッサ： T800(inmos)x16

メインメモリ： 4MB/Processor

画像表示ボード： IMS B419(inmos)

カラーディスプレイ： CPD-1304(SONY)

ホストコンピュータ： Macintosh II(APPLE)

インターフェースボード： MTM-Mac(PARSYTEC)

ソフトウェア

開発システム： MultiTool5.0(PARSYTEC)

言語・コンパイラ： OCCAM2(inmos)

表2

画像処理の組み 合わせ			処理時間 (秒)
ER	EF	SM	
—	—	—	(基準)
+	—	—	+ 3 3
—	+	—	+ 3
—	—	+	± 0
+	—	+	+ 3 2
—	+	+	+ 3

ER (原画像に対するエッジ強調処理)

EF (最終画像に対するエッジ強調処理)

SM (選択曝射に相当する処理)