

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——

春日 敏 夫
信州大学医学部放射線医学教室
(主任: 小林敏雄教授)

A New Technique for Improvement of X-ray TV Images

——High-speed Digital Filtering and Rapid Tomosynthesis——

Toshio KASUGA
Department of Radiology, Shinshu University School of Medicine
(Director: Prof. Toshio KOBAYASHI)

This paper is concerned with high-speed digital filtering of X-ray TV images and tomosynthesis reconstructing a tomographic image at a desired depth from projected TV images of conventional tomography. These two types of X-ray image processing are achieved by shifting the TV images on the XY plane, and by overlapping and integrating them. A simple system based on this principle without the use of a computer has been developed. Digital filtering based on the two-dimensional convolution technique can significantly improve the spatial resolution of TV images in about two seconds. As a result, a clear static image is observed during X-ray TV fluoroscopy. Tomosynthesis, on the other hand, can be processed within three seconds. By simultaneous application of digital filter processing, clear tomographic images can be obtained.

The present study suggests the possibility of clinical application of digital radiography by X-ray TV, observation of X-ray pictures with improved image quality, and tomography during a fluoroscopic examination. *Shinshu Med. J.*, 32: 13—24, 1984

(Received for publication October 4, 1983)

Key words: digital filtering, tomosynthesis, X-ray TV system, image processing, digital radiography

デジタルフィルタリング, 断層像再合成, X線テレビジョンシステム, 画像処理, デジタルラジオグラフィ

2次元コンボリューション(2次元重畳積分)によるデジタルフィルタリング処理は、画像の特定の周波数帯域を強調できる。このため、像の認識が容易になるように画質を改良して観察するのに、効果的な方法である。しかし、X線像の処理には、高価なディジタイザーと、記憶容量の大きなコンピュータシステムが必要である。X線像の画質改良処理の報告^{1)~4)}が少ないのは、おもに、この経済的な理由が考えられる。また、コンピュータによるX線像の2次元コンボリュ

ーション処理には、分単位の処理時間が必要である。この処理時間が長いことも、日常診断利用への障害になっていると思われる⁵⁾。

テレビ法による断層像再合成^{6)~13)}はTomosynthesisの名称でDümmling⁶⁾によって最初に実施された。すなわち、X線断層撮影装置とTV系との結合によって、多方向からの投影TV像を収集して、この投影TV像から任意の断層面を再合成する方法である。通常のフィルム法による断層撮影法に較べて、現像操

作を必要としないため、直ちに像観察が可能である。また、1回のX線管-II運動によるX線曝射でえられた投影TV像から、任意の深さの断層像を再合成するため、患者の被曝線量の低減に優れた方法である。しかし、フィルム法に較べて、断層像の画質、とくに、空間分解能が劣るため⁹⁾、未だ一般的に実用化されるまでには至っていない。

著者は、上記の2つの画像処理を高速に行うために、コンピュータを用いない簡単なTV画像の処理システムを構成した。この結果、X線TVによる透視時に、デジタルフィルタリング処理が可能になり、鮮明な静止像が観察できるようになった。また、Tomosynthesis 処理では、デジタルフィルタリング処理の併用によって、鮮明な断層像が観察できるようになった。さらに、本研究によって、TV法によるデジタルラジオグラフィー、X線写真の画質を改良した観察、透視中の断層撮影の可能性が示唆されたので報告する。

I 方 法

A 実験システム

2次元コンボリューションによるデジタルフィルタリングと、Tomosynthesis との処理過程は、後述の Fig. 2, 3 のごとく、基本的に同じにすることができ

る。すなわち、X線TV像をXY平面で移動させながら、重ね合わせる（加減算する）システムで、2つの画像処理が可能である。著者は、電子回路によるTV像の高速な移動と、TV像のティジタル化による演算精度の向上とを、基本的な方針として、実験システムを構成した。Fig.1に本システムのブロック図を示す。すなわち、①多軌道断層撮影装置のTVカメラ、VDR、または、独立したTVカメラからのTV像を、処理システムの“XYシフター”に導びく。②TV像をXYシフターでずらして、処理装置（日本アビオニクス Σ -IIM）に送る。ここでは、③A/D変換器によりディジタル化されながら、④フレームメモリー（512×640マトリックスのバッファメモリー）に加算、もしくは、フレームメモリーから減算される。⑤このフレームメモリーの内容は常にD/A変換され、TVモニターに表示され、かつ、XYシフターに送られる。以上が本システムにおけるTV画像情報の基本的な流れである。なお、フレームメモリーは2つ用意されており、どちらか一方のフレームメモリーを演算に用いることができ、出力できる。この指定は、XYシフターまたは処理装置 Σ -IIM によって選択できる。また、必要に応じてTV像の階調を変えて入力するため、対数アンプを用意した。処理装置 Σ -IIM では、512×640マトリックスのディジタル化と、フレームメモリーとの

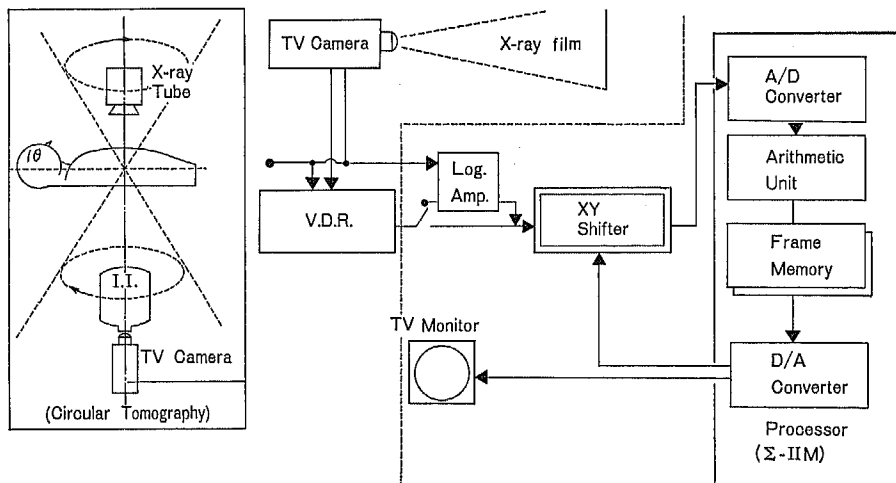


Fig.1 Block diagram of the TV image processing system

The system is composed of an “XY shifter” which shifts TV images sent from a TV camera or VDR, and a processor (Japan Avionix, Σ -IIM) which digitizes the TV images and performs addition and subtraction. The matrix size of the digital image is 512 × 640. A logarithmic amplifier is used to change the density gradation of the TV images.

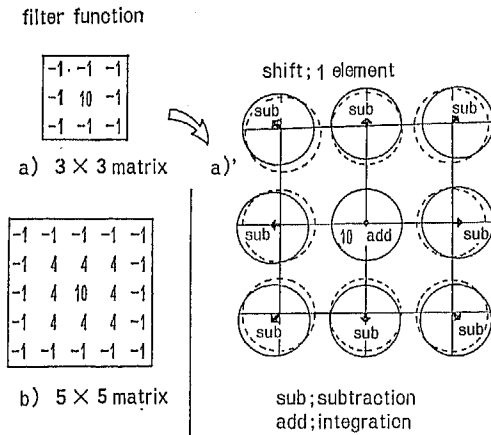


Fig.2 Two-dimensional convolution method

The filter function is expressed by the square matrix in a) and b). Fig.2-a) shows a filtering process when a 3×3 matrix filter a) is used. The TV image (solid circle) is shifted from the original position (broken circle) by a distance corresponding to each element of the matrix, and addition and subtraction are repeated according to the number of elements involved.

演算(加減算)が、平列に行われ、30フレーム/秒の速度で処理される。

B X線装置とデータ収集方法

X線装置は、既設の多軌道断層撮影装置(東芝LG M-KXO-850)を用いた。これに直径6インチのimage intensifier II(東芝RTH-6104C)とTVカメラ(浜松テレビ SN-60dB)をとりつけた。

デジタルフィルタリング処理: 解像度テストチャート、または、患者のX線TV像を、直接に処理システムへ送った。なお、X線曝射条件は、透視条件(70 kVp, 3~7mA)と撮影条件(70kVp, 50~100mA, 0.1秒)で行った。撮影条件でX線曝射を行う際には、IIとTVカメラとの間に光学的濃度フィルター(ND-8)を置いた。

Tomosynthesis: 1回のX線管-II運動で得られる多方向からの投影X線TV像を video disk recorder VDR (Victor VM-1200M)に収集した。対象は、解像度テストチャート、または、患者とした。また、X線管-II運動は円軌道、断層角は45度、3秒間のX線曝射で90フレームのTV像を収集した。IIとTVカメラとの間には、光学的濃度フィルター(ND-8)を

置いた。

C 処理方法

Fig.2に、著者の考案した2次元コンボリューション法の原理を示す。すなわち、X線TV像とデジタルフィルターとのコンボリューションにおいて、フィルター関数は、 3×3 から 9×9 までのエレメントの正方形マトリックスで設定する。このフィルター関数の各エレメントの位置に対応させて、X線TV像をずらし、そのエレメントの値だけ、TV像の加算(エレメントが負の場合は減算)をくり返す。従来のコンピュータによる実空間での2次元コンボリューション法と、本法との違いは画像の1画素づつでなく、一度に像全体を移動させながら重ね合わせることにある。したがって処理過程は違っても結果は同じになる。

Tomosynthesis の処理方法は、Fig.3のごとくである。すなわち、投影TV像の中心が、TV平面上で円軌跡を描くように、次々と移動させながら加算する。この円軌跡の半径(シフト半径と記す)を変えることによって、任意の深さの断層像が再合成される。

D 試作"XYシフター"の機能

本システムの中で作製したユニットは、XYシフターのみである。以下、このXYシフターのおもな機能を列記する。

1 XYシフターの random access memory には、次の制御情報をデジタルで入力するようにした。

- ①TV像の蓄積によって静止像をうるため、TV像の蓄積フレーム数。
- ②2次元コンボリューションを実行するため、フィルター関数とそのマトリックスサイズ。
- ③Tomosynthesis を実行するため、TV像のシフト半径。

以上の制御情報によって、XYシフター内の固定プログラムを動作させ、システム全体を制御させた。

2 XYシフターでは、設定されたフィルター関数の各エレメントの位置から、TV像のシフト量(距離)を計算した。この水平(X)方向と垂直(Y)方向のシフト量は、デジタル画像 512×640 マトリックスの画素単位で求めた。

3 TV像の移動は、Fig.4のごとくTVの水平および垂直同期信号を遅延させる方法で行った。また、この際の遅延時間は、1画素に相当する時間間隔のクロックパルスを生じさせて、これが移動画素数に達するまでの時間とした。

4 XYシフターは、フィルターのエレメントの値

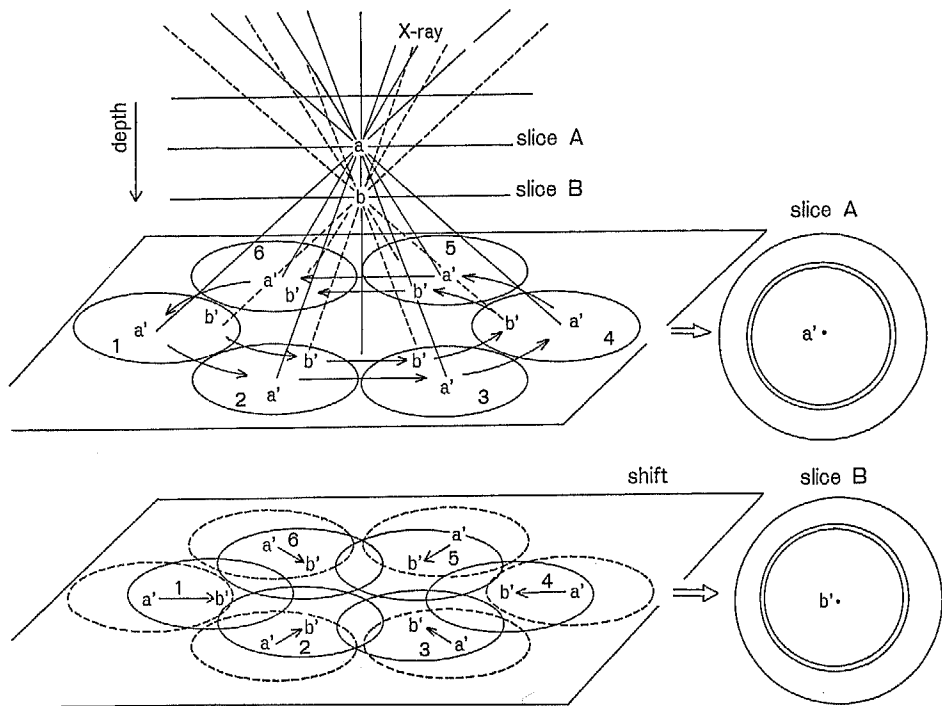


Fig.3 Tomosynthesis processing

In circular tomography, projection images (e.g. 1, 2, 3...6) are collected in VDR. The projected points (a's) of the point a on slice A are always at the center of the images. Integration of these multidirectional projections will construct a tomogram of slice A (top). If similar processing is performed by centering the projected points (b's) of the point b, a tomogram of slice B will be reconstructed (bottom). Application of this principle will allow reconstruction of tomograms at any desired depth (see the text).

が正の場合は、ディジタルTV像がフレームメモリーに加算され、負の場合は、フレームメモリーから減算するように制御した。

5 Tomosynthesis 処理の制御は以下のごとくである。すなわち、XY シフターは VDR から送られてくる最初の TV 像を検知し、シフト動作を開始した。TV 像の移動は、投影 TV 像の中心が、設定したシフト半径の円軌跡を描くように、次々に行った。なお、TV 像 1 フレームの移動角度は 4 度に、また、投影 TV 像は 90 フレームに固定した。

6 Tomosynthesis 処理では、投影 TV 像の加算によって 2 つのフレームメモリーの 1 方に、断層像が再合成される。XY シフターにフィルター関数が設定されていれば、Tomosynthesis 処理終了後、直ちに再合成断層像のディジタルフィルタリング処理を実行するようにした。すなわち、フレームメモリーの断層

像は、XY シフターに導かれ、ディジタルフィルタリング処理された断層像は、他方のフレームメモリーに書き込まれる。

E 実施方法

ディジタルフィルタリング処理と、Tomosynthesis 処理の実行は、以下のごとく行った。

1 ディジタルフィルタリング処理

あらかじめ、多軌道断層撮影装置の X 線管と I I が、撮影テーブルに対して、垂直方向になるように固定する。また、XY シフターに、静止像の蓄積フレーム数とフィルター関数とを設定しておく。続いて、X 線を曝射して X 線 TV 像を出力させるとともに、XY シフターをスタートさせる。撮影条件の場合は、ほぼ同時に X 線曝射と XY シフターのスタートの操作を行ったが、誤差が生ずるため、あらかじめ静止像の蓄積フレーム数を若干多く設定した。これにより、フレームメ

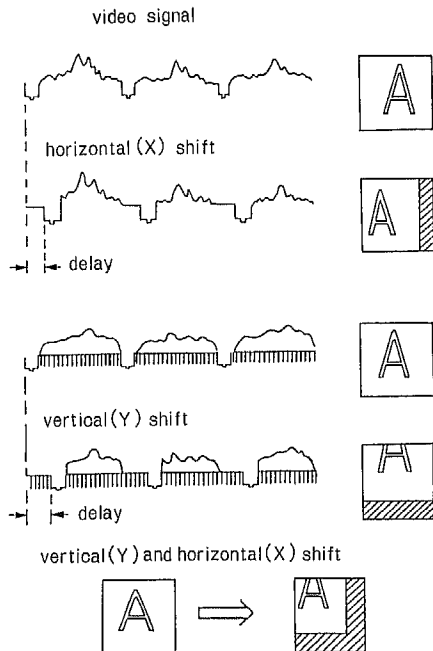


Fig.4 Operating principle of the "XY shifter"

The operating principle is based on a shift of TV images by delaying the horizontal and vertical synchronized signals of the video signals.

メモリーの一方に静止像が蓄積され、TVモニターに表示される。TV像の蓄積速度は30フレーム/秒である。再度、XYシフターをスタートさせると、静止像の2次元コンボリューション処理が自動的に行われる。この結果、他方のフレームメモリーに処理像が書き込まれ、TVモニターに表示される。強調すべき周波数帯域を変更する場合は、これに応じたフィルター関数をXYシフターに設定しなおして、再度実行した。処理時間は、フィルター関数の各エレメントの絶対値の総和と、1フレームの動作時間1/30秒との積である。

2 Tomosynthesis 処理

あらかじめ、目的の断層の深さに相当するシフト半径を、XYシフターに設定しておく。また、引き続いて、断層像のデジタルフィルタリング処理を行う場合には、フィルター関数を設定しておく。XYシフターをスタートさせ、VDRを再生させることによって断層像が再合成され、TVモニターに表示される。フィルター関数が設定されていれば、直ちに2次元コンボリューション処理が実行されTVモニターに表示

される。Tomosynthesisの再合成処理時間は、VDRの再生時間3秒(90フレームと1/30秒の積)である。再合成断層面を変えたい場合には、シフト半径を設定しなおして、再度実行した。

II 結 果

本システムで実施したデジタルフィルタリング処理と、Tomosynthesis 処理の結果は、以下のごとくであった。

A テストチャートによる解像度実験

Fig.5のごとく、太さの異なる銅線を並べたテストチャートのX線TV像を、以下の条件で比較した。また、TVモニターのテストチャート像から、銅線の識別限界を判断し、その銅線の太さから解像度を求めた。なお、Fig.5は写真焼付けのためTVモニター像よりも解像度が1ランク劣っている。

1 透視条件のX線TV像と、このTV像を1秒間蓄積した静止像 Fig.5aの解像度は、1.43Lp/mmであった。

2 デジタルフィルタリング処理により Fig.5bのごとく、各銅線の識別が容易になった。すなわち、処理により空間分解能の著しい向上が観察された。解像度は、1.92Lp/mmであった。

3 Fig.5aの静止像を、VDRに収録し、再生すると、Fig.5cのごとく、各銅線の識別が不明瞭になった。すなわち、空間分解能の低下が観察された。解像度は、1.25Lp/mmであった。

4 テストチャートを撮影台に対して30度傾斜させて、管球運動を行い収集した投影TV像から、Tomosynthesis 処理を行った。この再合成断層像(図省略)のデジタルフィルタリング処理像 Fig.5dは、VDRから再生した静止像 Fig.5cよりも、各銅線の識別が容易であった。また、解像度は1.43Lp/mmであった。

B X線TV像のデジタルフィルタリング処理

透視条件(70kVp, 3~7mA)によるX線TV像は、X線量が少ないために量子ノイズが多い。像の加算(蓄積)はS/Nの向上に効果的であった。1秒間(30フレーム)程度の蓄積で、Fig.6aのごとく、透視観察中のTV像とはほぼ同程度の画質の静止像がえられた。また、デジタルフィルタリング処理によって、Fig.6bのごとく、像のボケが除去され、鮮明になった。一般に、ボケ除去には、辺縁強調効果の強い高周波数帯域通過フィルター(ハイパスフィルター)が

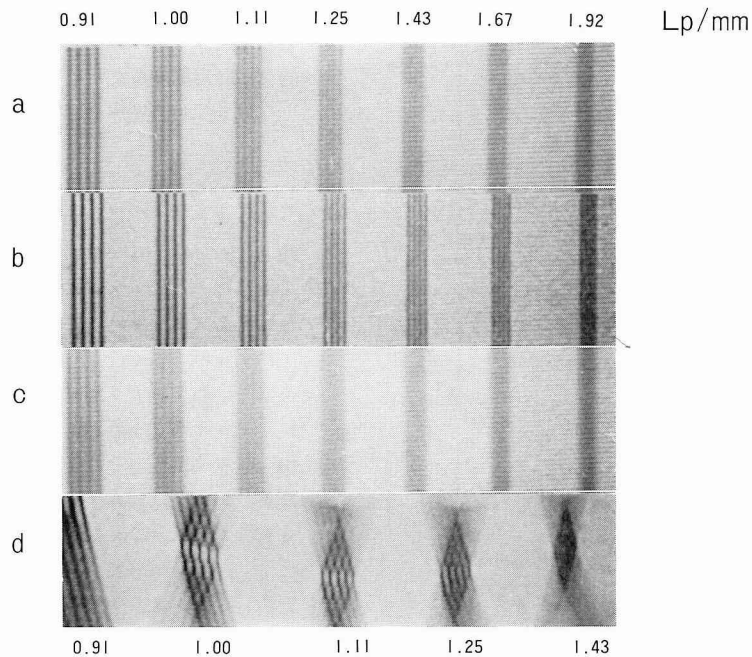


Fig.5 Resolution test with a test chart

- a : The image obtained after one-second integration of the X-ray images in frame memory.
 b : The image obtained after digital filtering of image a.
 c : The image obtained after one-second integration of the VDR playback images in the frame memory.
 d : A tomosynthetic image after digital filtering with the test chart inclined 30 degrees.

Note that the two-dimensional convolution processing obviously improves spatial resolution (b). When recorded in the VDR, the spatial resolution was lowered (c). The tomosynthetic image after two-dimensional convolution processing (d) is better than the VDR playback image (c) with respect to spatial resolution.

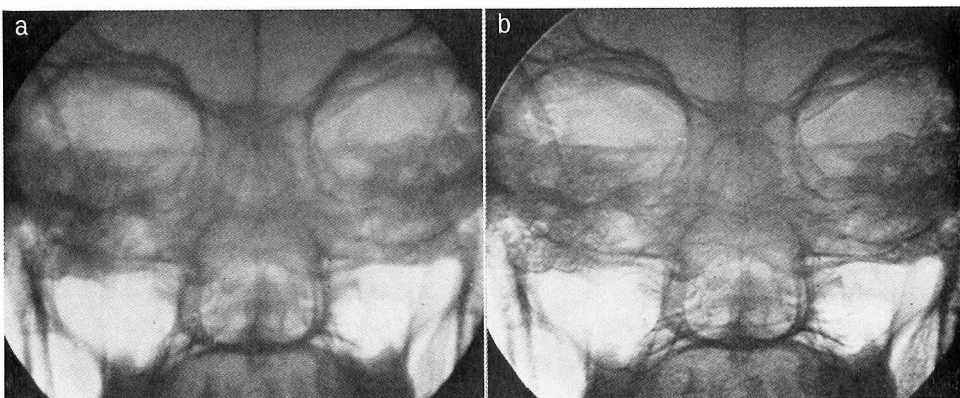


Fig.6 Digital filtering of a fluoroscopic picture of the skull

- a : Image obtained after a 0.5 second integration of fluoroscopic TV images in the frame memory.

A static image with a higher S/N ratio is obtained by integration.

- b : The image obtained after digital filtering of image a.

Note that the bone contour has become sharper. Structures such as the internal acoustic meatus, sella turcica and foramen rotundum are clearly visible.

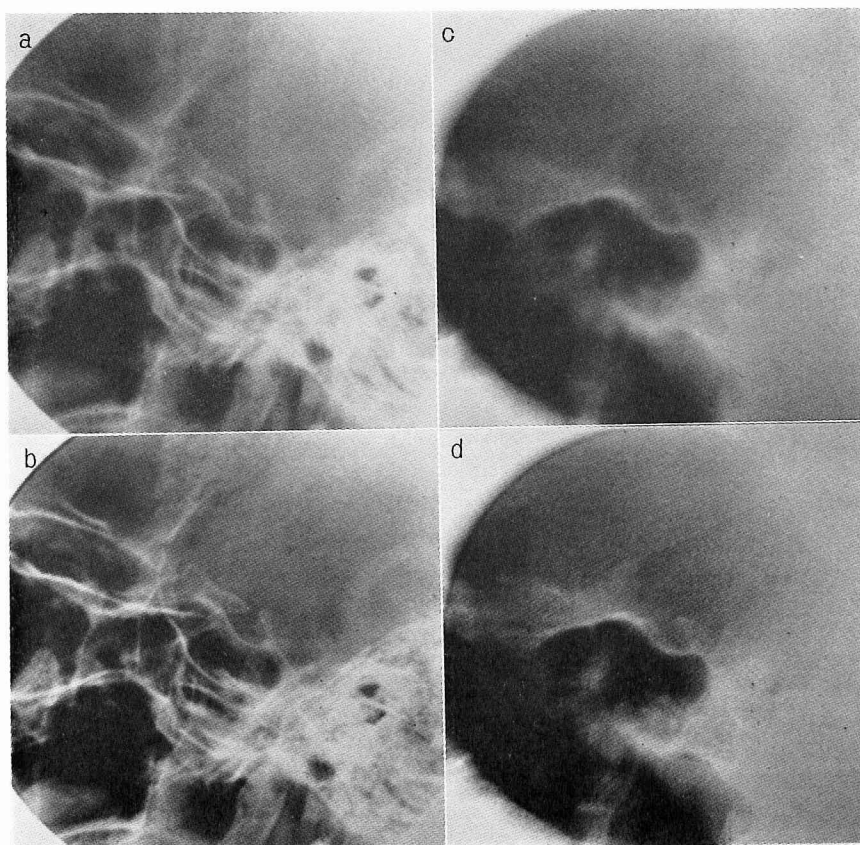


Fig.7 Digital filtering and tomosynthesis of X-ray TV images of the sella turcica

- a: The image obtained after 0.1 second integration of the X-ray TV images in the frame memory.
 b: The image obtained after digital filtering of image a.
 The sella turcica and its bonecontour are clearly visible.
 c: A tomosynthetic image.
 d: The image obtained after digital filtering of image c.
 Note that the tuberculum sellae and posterior clinoid process are clearly visible.
 The above TV monitor images were obtained by printing the CRT images using single-coated films (Fuji MI-NX).

有効である。量子ノイズは、高周波数帯域に存在するので、ハイパスフィルターで強調されてしまう。デジタルフィルタリング処理には、量子ノイズの少ないX線TV像が必要であった。

撮影条件(70kVp, 50~100 mA)によるX線TV像は、X線量が多いため、0.1秒(3フレーム)程度の短時間蓄積でFig.7aのごとく、量子ノイズのきわめて少ない静止像がえられた。このためFig.7bのごとく、像のボケ除去を容易に行うことができた。

C Tomosynthesis 処理

Fig. 8に、Tomosynthesis による再合成断層像を、

マルチフォーマットイメージャーで撮影して、従来の断層写真と比較した。厳密には、再合成断層面は平面ではなく、II面の曲率をもつ曲面になる。このため、断層写真と解剖学的に完全に一致した断層面での比較は困難である。Fig.8aの断層写真に近い深さの断層像Fig.8bを再合成して比較した。再合成断層像の分解能は、断層写真よりも、やや劣るようであった。しかし、従来のフィルム法による断層写真で観察された陰影が、再合成断層像で視認されなかったということはない。また、再合成断層像のデジタルフィルタリング処理像Fig.8cは、ボケ除去効果によって

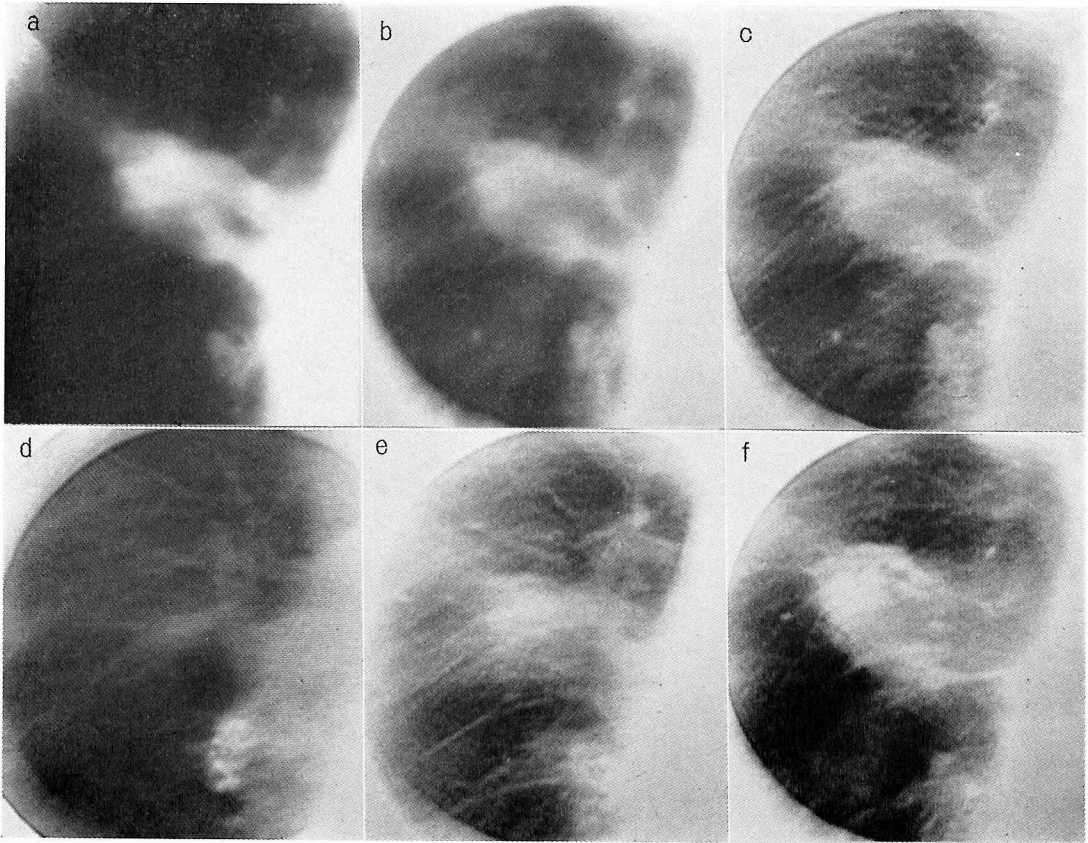


Fig.8 Tomosynthesis of lung-cancer images

a : Circular tomogram using conventional X-ray film.

b : Reconstructed tomogram by tomosynthesis.

c : The image obtained after digital filtering of image b.

d-f : Reconstructed tomograms at an interval depth of 1.5 cm after digital filtering.

The reconstructed tomogram (b) showed a less clear border of the cancer than the conventional tomogram (a). However, after the digital filtering process, the border of the tumor and the streaky shadows of pulmonary vessels and bronchi in the reconstructed tomogram (c to f) are much clearer than those in the conventional tomogram (a).

鮮明になった。すなわち、腫瘍の輪郭がフィルム法よりも明瞭になった。とくに、血管などの線状影は鮮明で、フィルム法では鑑別できなかった陰影も容易に観察可能になった。デジタルフィルタリング処理を併用した Tomosynthesis 処理 Fig.8d～f は、他の部位（前掲の Fig. 7）にも効果的であった。

フィルム法に較べた場合、おもな欠点は以下のごとくであった。

1 II の直径で視野が限定される。

2 Fig.8d～f のごとく、シフト半径が大きくなるほど、再合成断層像の視野が小さくなる。すなわち、Fig.8d よりも f の方が、視野が小さい。

3 II 面が曲面であるため、再合成断層像の周辺部ほど、解像度が低下し、直線構造が曲線像になって表れる。すなわち、若干歪む。

4 濃度分解能は、フィルム法による断層写真の方が優れている。

III 考 案

放射線医学領域において、コンピュータによるデジタルフィルタリング処理は、日常の検査にも行われるようになった。X線 CT またはエミッション CT では、像再合成の前に、投影データとフィルター関数との 1 次元コンボリューションが行われている。この

ときに設定したフィルター関数が、CT像の画質を決定的にすることは、よく知られている。また、RI像の改良処理には、2次元コンボリューションが多く用いられている。ローパスフィルター（低周波数帯域通過フィルター）によるノイズ除去、ハイパスフィルターによるボケ除去、輪郭強調などである。フィルター関数を変えることにより、画像の空間周波数特性を容易に変えて観察することができる。しかし、X線像処理に関する^{1)~4)}報告は数少ない。飯沼ら¹⁾は、大型の光学読み取り装置、ディジタイザー、それに、大容量の補助記憶装置を結合したシステムで、胸部X線写真のデジタルフィルタリング処理を行った。肺小結節性病変の認識を容易にする目的の研究である。肋骨下の病変のように、同じ周波数帯域の像成分が重複したX線像では、処理効果の判定が難しいようであった。また、病変像を抽出するためには、フィルターの選択が容易でなく、処理の試行錯誤によって、最適なフィルターの検索が必要と考える。その後、Ishidaら²⁾³⁾は、同システムを発展させて、各種X線像の処理を試みた。ハイパスフィルターによる辺縁強調効果によって、像の認識が容易になったと報告³⁾している。とくに、血管造影など比較的単純な構造のX線写真では効果的であり、また、乳房、軟部など低コントラストのX線写真では、オリジナルで視認できなかった像も容易に認識できるようになった。さらに、最近では、X線フィルムを用いず、特殊なイメージングプレートを用い、現像せずに、レーザービームで読みとる大型コンピュータラジオグラフィ装置を開発し、デジタルフィルタリング処理を行っている⁴⁾。X線像の周波数特性を変えた処理についての臨床評価は、未だ定まてはいない。しかし、X線像に含まれる診断情報を、視認しやすい画像に改良して観察することができる。このため、デジタルフィルタリング処理は、今後、X線診断の有用な補助手段になると考えられる。また、未だ、X線TV像のデジタルフィルタリング処理の報告は見当たらない。上記の効果は、X線TV像についてもまったく同じことがいえる。X線TV装置による透視像の処理を考えた場合、とくに高速な処理が要求されると思われる。一般に、2次元コンボリューションのコンピュータによる処理時間は、デジタル画像のマトリックス数と、フィルター関数のマトリックス数との積に比例する。X線像は高密度画像であるから、 512×640 以上のマトリックスにデジタル化する必要がある。Millerらの報告⁵⁾にしたがって処理

時間を計算すると、 512×640 マトリックスの画像と、 5×5 マトリックスのフィルター関数を用いた場合、5分以上になる。きわめて高価なアレイプロセッサを開発しなければ、飛躍的な処理時間の短縮は困難なようである。

著者はFig. 2のごとく、新しい2次元コンボリューション処理方法を考案した。この方法は、コンボリューションの基本概念に近いものであるが、未だこのような処理過程で実施された報告は見当たらない。また、この処理方法に基づき、“XYシフター”を作製して、本システムを構成した。Fig. 2bの 5×5 マトリックスのフィルター関数を用いた場合の処理時間は、約1.9秒であった。TV像の移動は電気回路的に容易であり、高速である。このため、高速なデジタルフィルタリング処理が、比較的簡単なシステムで実現できた。

X線TVにおけるデジタルフィルタリング処理のボケ除去効果は、Fig. 5のテストチャートの実験に集約されていると思われる。すなわち、X線TVの蓄積像Fig. 5aは、処理によって、Fig. 5bのごとく著しい空間分解能の向上を認めた。また、Fig. 6aのごとく、0.5~1秒程度の蓄積時間でS/Nのよい静止像がえられ、Fig. 6bのごとく、2秒間程度の処理時間で鮮明な像が観察できた。像の蓄積と処理に要する時間は、操作を含めて、3秒程度であった。これらの事実から、X線TV透視中の適当なタイミングで、良好な静止像の観察を行うことが可能であった。良好な静止像の観察は、透視検査の質的向上に通ずるとともに、無駄な撮影を省くことができる。また、静止像の観察中は、X線を曝射する必要がないから、被曝線量も低減される。さらに、透視中にX線量を撮影条件程度に増加させ、Fig. 7aのごとく、TV像の短時間蓄積と、Fig. 7bのごとく、処理を行うことによって、直接撮影を省略できることが示唆された。X線装置から直接撮影機構の省略は、装置の簡略化だけでなく、検査の能率化に通ずる。TVモニターを片面乳化剤フィルムで撮影する方法が、直接撮影に代わりうるかどうかは、多くの症例を実際に経験しなければ、結論はでない。しかし、消化管造影のように、比較的単純な像ほど、処理効果が大いと考えられることから、現在の透視検査の多くに適用させることが、十分期待できる。

1969年、Dümmling⁶⁾によって考案され基礎実験が行われたTomosynthesisは、その後、Bailyら⁸⁾、

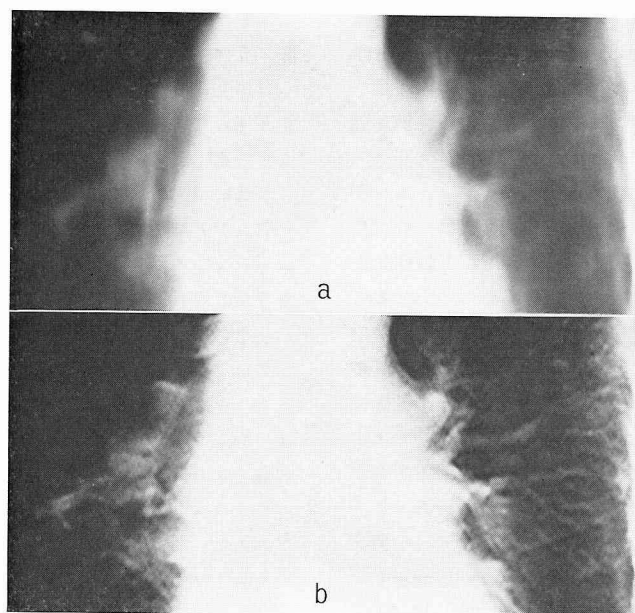


Fig.9 Digital filtering of conventional tomogram

a: TV camera image of linear tomography using X-ray film.

b: The same image after digital filtering in the longitudinal direction.

Note that in unprocessed linear tomogram, false images are seen in the longitudinal direction, while in the filtered image these have disappeared and enhanced pulmonary vessels are visible.

Hoefler⁹⁾によって実施され、それぞれ Electrofluoroplanigraphy, Electronic synthesis の名称で報告された。リアルタイムで再合成でき、被曝線量が少ないなどの利点が述べられている。しかし、一方では、II, TVカメラ, VDR, 演算回路, アナログ蓄積管の特性が加わり、結果として、断層像の高周波数帯域の劣化、すなわち、空間分解能の劣化が生じたと報告⁹⁾されている。

著者のシステムでは、①アナログ蓄積管に加算せずに、フレームメモリーにデジタルで、加算する方法によって演算精度を高めた。また、②クロックパルスによるデジタル制御によってTV像のシフト精度を高めた。③投影TV像数(投影間隔)も再合成像の画質に影響するため、Hoefler⁹⁾の24フレームよりも多くして、90フレームで行った。さらに、④透視条件から線量を増加させ、撮影条件で行った。⑤最近のII, TVカメラの性能の進歩も考慮した。この結果、Fig. 7c, Fig. 8bのごとく、実用性に期待がもてる再合成断層像がえられた。今後さらに画質を向上させるには、VDRによる空間分解能劣化への対策と、散乱線除去のためのグリッド使用が考えられる。

1980年に Granlund ら¹¹⁾は、再合成断層像の改良処理について、理論的な提案を行っている。すなわち、X線管の運動方向にハイパスフィルターをかけると、障害像が除かれたと報告している。著者も Fig. 9のごとく、直線軌道で撮影された断層写真をTVカメラで撮像し、本システムによって、X線管の運動方向(縦方向)のみにハイパスフィルタリングを行った。明らかに縦方向に流れる障害像が除かれ、この理論の正当性が認められた。しかし、円軌道の場合は、処理過程が複雑であるため、この実行にはコンピュータが必要と考えられる。コンピュータの導入は、処理速度の延長と、コストパフォーマンスを損なう欠点が生ずるため採用しなかった。

著者は、再合成断層像に2次元コンボリューション処理を行い、Fig. 7d, Fig. 8c~fのごとく、満足すべき結果をえた。すなわち、断層像は、構造的に単純化されたX線像になっている。また、多くのボケを伴っている。このため、デジタルフィルタリング処理がボケ除去に効果的であり、従来のフィルム法では視認が困難であった陰影も明瞭に観察される効果があった。しかし、断層像の空間分解能の向上は、目的と

する断層面近くの像成分も鮮明にしてしまう可能性がある。すなわち、断層像中の目的面から離れた層の像は、ボケが大きく低周波数帯域に入るため、ハイパスフィルターによる処理で抑制される。しかし、目的面に近い層の像は、ボケが小さいため、フィルター関数によっては、ボケが除去され、強調されてしまうことが考えられる。このことは、高周波数帯域の像成分について、断層厚が厚くなると同様な効果を呈すると思われる。Fig. 8c～fの再合成断層像のデジタルフィルタリング処理例では、血管影が長く、血管影だけみると、断層厚がオリジナルより厚いという印象をうける。単に目的面のボケ除去効果だけでなく、このような効果もあって、フィルム法で視認が困難であった陰影が容易に観察されたと考えられる。デジタルフィルタリング処理は、フィルター関数が適当であれば(ボケ除去処理程度の辺縁強調処理であれば)、オリジナルに存在しないアーチファクトが生ずることはないと思われる。

再合成断層像の評価については、従来のフィルム法による断層写真との比較が難しい点もある。たとえば、マルチフォーマットイメージャーで撮影した再合成断層写真との比較では、再合成断層像の濃度分解能が劣る。しかし、TVモニター上で再合成断層像を観察すると、輝度、コントラストの調整が可能である。また、ネガポジ反転による視覚的效果もあって、必ずしも濃度分解能が劣るとはいえない。フィルム法による断層写真に較べて明らかに劣る点は、IIによる視野の限界と、II面が曲面であることに起因する。曲面であることによって生ずる像周辺部の分解能の低下は、視野の狭小化に通ずる。また、像の歪みが生じ、直線陰影もゆるやかな曲線陰影として観察される。Fig. 8c～fに認められる血管影は、ゆるやかな曲線的な走行を示すものが多いが、断層画が曲面であることもあって、これを像の歪みと読みとめることは難しいと思われる。今後、フィルム法による断層撮影を完全に置き換えるためには、受光面が曲面とならないような何らかの対策⁸⁾、それに、上述したVDRによる画質低下への対策、グリッド使用による散乱線除去が必要と考える。解決可能な問題点が多いため、改良を加えることにより今後さらに画質向上が期待できると思われる。本システムでは、デジタルフィルタリング処理を、Tomosynthesis処理の一環と見做すことにより、空間分解能を向上させることができた。現時点では、未

解決な問題点を認識した上で、「1回のX線曝射で、任意の断層像が迅速に観察可能」というTomosynthesisの長所を活用した利用法が必要と考える。

以上、本研究によって、X線TV透視中の鮮明な静止像の観察と、Tomosynthesisの実用性を高めることができた。また、以下のごとき、新しい像観察、X線検査法への利用が考えられた。

- 1 X線写真、RI像、超音波像の迅速な改良処理。
- 2 X線TV法によるデジタルラジオグラフィ。
- 3 透視中の最適タイミングでの断層撮影。
- 4 造影検査における経時的動態断層撮影。

最近、digital subtraction angiographyの普及によって、血管造影断層¹³⁾⁻¹⁵⁾の有用性が強調されている。この中で注目される論文¹²⁾¹³⁾は、新しいX線管を開発し、機械的な運動をさせることなく、高速なTomosynthesisを施行した報告であろう。高速な投影TV像の収集が可能になり、フィルム法では不可能な血管造影の断層を実現している¹³⁾。本システム利用の1つの方向を示唆したものと思われる。

IV 結 論

新しい2次元コンボリューション処理法を考案し、約2秒で、X線TV像のデジタルフィルタリング処理が可能なシステムを構成できた。また、同一システムで、約3秒で、任意の断層像を再合成するTomosynthesis処理が、可能になった。デジタルフィルタリング処理によって、X線TV透視像のボケが除去でき、鮮明な静止像が観察できた。また、再合成断層像の画質を向上させ、Tomosynthesisの実用性を高めることができた。さらに、本研究は、今後の新しいX線検査法の基礎として、広範な臨床応用が期待できると思われた。

本研究の1部は、第42回日本医学放射線学会総会(昭和58年4月)において報告した。稿を終わるにあたり、終始御指導を賜った小林敏雄教授に深甚なる謝意を表します。また、御協力いただいた教室員諸兄、中央放射線部の諸氏、日本アビオニクスの上氏、東京芝浦電気の伊藤氏に、感謝の意を表します。なお、本研究の1部は、昭和57年度文部省科学研究費57870075(代表者：小林敏雄教授)の援助を受けたことを記して、感謝の意を表します。

文 献

- 1) 飯沼 武, 館野元男, 平敷淳子, 佐々木康人, 竹中栄一, 永井輝夫, 加藤久豊, 佐久間貞行 : X線写真における画質改良, 肺小結節性病変の直接撮影写真について. 映像情報メディカル, 13 : 562-566, 1981
- 2) Ishida, M., Kato, H., Doi, K. and Frank, P.H. : Development of a new digital radiographic image processing system. Proceedings of SPIE-The international society for optical engineering, 347 : 42-48, 1982
- 3) Ishida, M., Frank, P.H., Doi, K. and Leher, J.L. : High quality digital radiographic images, Improved detection of low-contrast objects and preliminary clinical studies. RadioGraphics, 3 : 325-338, 1983
- 4) Sonoda, M., Takano, M., Miyahara, J. and Kato, H. : Computed radiography using utilizing scanning laser stimulated luminescence. Radiology, 148 : 833-838, 1983
- 5) Miller, T.R., Sampathkumaran, K.S. and King, M.A. : Rapid digital filtering. J Nucl Med, 24 : 625-628, 1983
- 6) Dümmling, K. : Ein neues Verfahren zum Mehrfachshichten mit Hilfe von Fernsehbildspeichern. Radiologe, 2 : 37-40, 1969
- 7) Miller, E.R., MacCurry, E.M. and Hruska, B. : An infinite number of laminagrams from a finite number of radiographs. Radiology, 98 : 249-255, 1971
- 8) Baily, N.A., Lasser, E.C. and Crepeau, R. L. : Electro-fluoroplanigraphy. Radiology, 107 : 669-671, 1973
- 9) Hoefler, E.E.E. : Electronic synthesis of tomograms. Medicamundi, 19 : 66-67, 1974
- 10) 渡辺長盛, 片倉 剛, 清野 浩, 太田 温, 木内繁夫 : X線テレビによる多層断面観察法, X線テレビ断層の研究 第1報. 日本医放会誌, 35 : 383-393, 1975
- 11) Granlund, P. E. G., Knutsson, H. and Petersson, C. : ECTOMO-GRAPHY, a new radiographic method for reproducing a selected slice of varying thickness. Acta Radiol [Diagn] (Stockh), 21 : 433-442, 1980
- 12) Haendle, J., Wenz, W., Sklebitz, H., Dietz, K. and Meinel, F. : A new electronic tomographic system. Electromedica, 2 : 106-112, 1981
- 13) Sklebitz, H. and Haendle, J. : Tomoscopy : Dynamic layer imaging without mechanical movements. AJR, 140 : 1247-1252, 1983
- 14) Woelke, H., Hanrath, P., Schlueter, M., Klotz, E., Weiss, H., Waller, D. and Weltzien, J. : Flashing tomosynthesis : a tomographic technique for quantitative coronary angiography. Radiology, 145 : 357-360, 1982
- 15) Kruger, R., Nelson, J.A., Ghosh-Roy, D., Miller, F.J., Anderson, R.E. and Liu, P. : Dynamic tomographic subtraction angiography using temporal filtration. Radiology, 147 : 863-867, 1983

(58. 10. 4 受稿)