



Title	Digital TV Tomosynthesisシステムの開発と画像処理法の検討ならびに臨床応用
Author(s)	曾根, 働輔
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1990, 50(12), p. 1473-1484
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/16437">https://hdl.handle.net/11094/16437</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

《特別講演》

Digital TV Tomosynthesis システムの開発と  
画像処理法の検討ならびに臨床応用

信州大学医学部放射線医学教室

曾根脩輔

（平成2年9月10日受付）

Digital TV Tomosynthesis—It's System Development, Digital Image Processing and Clinical Applications

Shusuke Sone

Department of Radiology, School of Medicine, Shinshu University

---

Research Cord No. : 204.1, 208.1, 500, 501

---

Key Words : Tomography, Digital tomosynthesis,  
Image processing, Spatial frequency filtering,  
Dual energy subtraction digital tomosynthesis

---

We have designed and developed two types of high-resolution digital X-ray TV tomosynthesis systems which incorporate an X-ray TV fluororadiographic unit with tomographic function and a digital image processor, which handles image data from the image intensifier-TV camera chain. We have studied methods of improving image quality of the tomosynthesis images and their clinical applicability.

As a result of clinical application of this method, a number of advantages have already become apparent, as listed below:

- 1) Low patient radiation dose per examination, short examination time, and early display of the image on the CRT.
- 2) Reconstruction of the tomograms at any desired depth and oblique tomograms.
- 3) Spatial frequency filtering to improve the image quality, particularly one-dimensional spatial filtering process to reduce linear tomographic blur.
- 4) Digital angiotomosynthesis with and without subtraction.
- 5) Dual energy subtraction digital tomosynthesis.
- 6) Electronic storage and transmission of image data.

Clinical effectiveness of this method was shown in such areas as imaging of the ear, spine and lung, angiography of the brain and abdominal organs, and arthrography.

### 1. はじめに

X線コンピュータ断層法や磁気共鳴映像法を始めとする各種のデジタル断層映像法の導入に伴い、X線断層撮影法の適応や使用頻度は減少している。しかし本撮影法は、経済性や簡易性、短

い撮影時間、X線CT検査と比較した場合の低X線被曝量、単純X線像との対比が容易なことなどにおいてすぐれ、肺や骨のX線検査あるいは種々の臓器の造影検査などにおいてなお有用とされている<sup>1)~3)</sup>。そこで我々は、その有用性を一層高める

目的で、最近のディジタル画像処理法<sup>4)~6)</sup>を加えたトモシンセシス法(tomosynthesis)<sup>7)~22)</sup>を検討した。その成果はすでに報告してきたが<sup>23)~27)</sup>、ここではその後の発展とディジタル画像処理法のFCRへの応用結果について報告する。

## 2. トモシンセシスの概説

トモシンセシスは、従来のX線断層撮影と同様に、X線管を移動させながらX線曝射を行うが、この間の被写体からのX線投影像を、X線管の位置毎に個別に記録するところから変化する。記録された複数のX線投影像を、撮影後に重ね合わせて断層像を合成するが、各投影像を重ね合わせる

位置関係を変えることにより任意の深さの断層像を再合成できる。歴史的には、研究の初期には光学的に、最近はディジタル的に各投影像が積分され、断層像が合成されている。1回の断層撮影中に何枚のX線投影像を記録するか、その受像あるいは記録系にどのような機器を使用するかについては変遷があり、研究者によって異なっていた。

トモシンセシスの原理は、Ziedses des Plantesが断層撮影法とともに、すでに1930年代に“Serieskopie”と称して示している<sup>3)</sup>。しかし本法の臨床医学への導入は1970年前後に始まったのであり、Dümmeling<sup>9)</sup>やMiller<sup>10)</sup>、Grant<sup>11)</sup>、Bailyら<sup>12)</sup>

Table 1 Digital TV Tomosynthesis system HC

X-ray unit :	Medix-210LS (Hitachi)
Generator :	GH-S3-158 (3-phase generator)
X-ray tube :	UH-6GC-108DL (0.2/0.8mm dual focal spots, 250 KHU)
II:	IT-97HM (4.5, 7 AND 9")
TV camera :	V-206A (525 and 1,049 raster-line)
Tomography :	swing : 40°, linear movement
Image processing unit :	HX 2P-325 (Cybernetics)
Image processor :	reconstruction device spatial filtering (digital filtering processor)
Frame memory :	1,024×1,024, 8bit, 30frames/sec, 90frames/3sec
Display :	1,024 lines (interlaced), 14" monitor
Hard Copy :	FIM 3.035AG (Imaging camera, Fuji Medical)

Table 2 Digital TV Tomosynthesis system S

X-ray unit :	RS-100 (Shimadzu)
Generator :	XHD 150G-70 (multipulse generator with dual energy capability)
X-ray tube :	P39CK-100SF (0.3/0.8mm dual focal spots, 400 KHU)
II:	IA-12VM (6, 9 AND 12")
TV camera :	modified XT-2, 100 (1,125 and 2,250 raster-lines, non-interlaced mode, SNR 1,000 : 1)
Tomography :	swing : 40°, linear movement
Image processing unit :	IDR-2,000 (Shimadzu)
Image processor :	reconstruction, spatial filtering
Frame memory :	1,024×1,024, 10bit, 64frames/2.1sec (max. 96frames/3.2sec) 1,024×1,024, 10bit, (for angiotomosynthesis 32frames/1.1sec) × 3, 2sec pause 2,048×2,048, 10bit, 24frames/3.2sec 1,024×1,024, 10bit, 48frames (low energy) and 48frames (high energy)/6.4sec (for dual energy subtraction tomosynthesis)
Display :	1,380 lines (non-interlaced), 20" monitor 1,125 lines (interlaced), 14" monitor
Hard Copy :	FL-IM2,636 (Laser imager, Fuji Medical)

がその代表的研究者である。1970年代後半にはトモシンセシスについての報告は一時少なくなったが、1980年代前半に再び新たな工夫を加えて報告されるようになった。この時期における代表的研究者は、Nadjm<sup>13)</sup>やSklebitz<sup>28)</sup>、Edholm<sup>29)</sup>、Maravilla<sup>16)17)</sup>などである。そして最近は、DSAを含めた広い意味でのDigital Radiographyとして本法がとりあげられている<sup>20)~22)30)</sup>。国内では、本法について1984年に春日<sup>31)</sup>が報告しているが、松岡順之介、西岡雅行、高橋睦正各氏によても本法が研究されている。

### 3. システムの構成と機能の概略

我々は、トモシンセシスを2種類のシステムで検討したが、ここではそれらの構成を表に示すにとどめる(Table 1, 2)。

システム HC では、断層撮影から得られる投影像データが高品位 TV カメラからイメージプロセッサへ送られて AD 変換され、フレームメモリに記録され、ここから digital filtering processor (DFP) ボードへ送られて、一次元空間フィルタ処理により、直線軌道断層撮影における軌道方向のぼけ像が除去される。処理後の投影像データは、

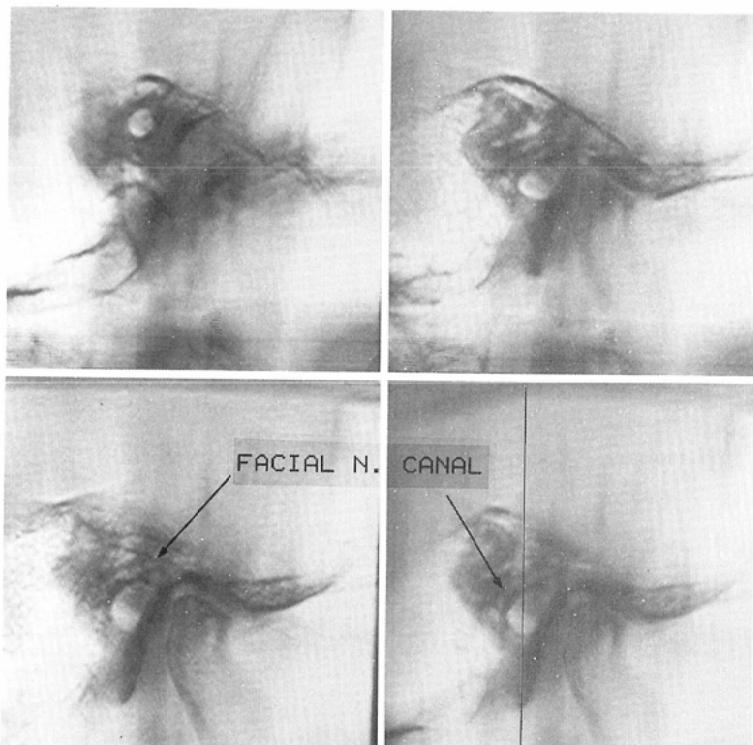
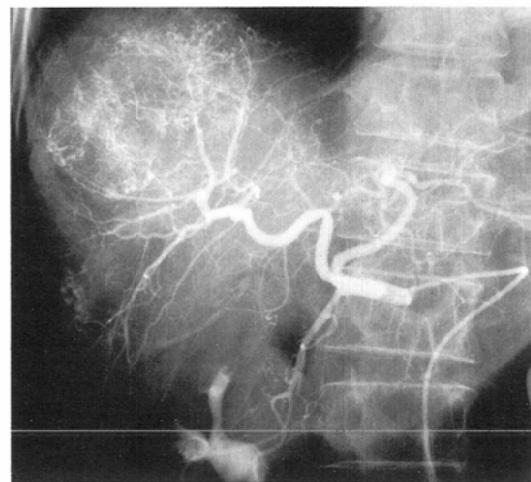
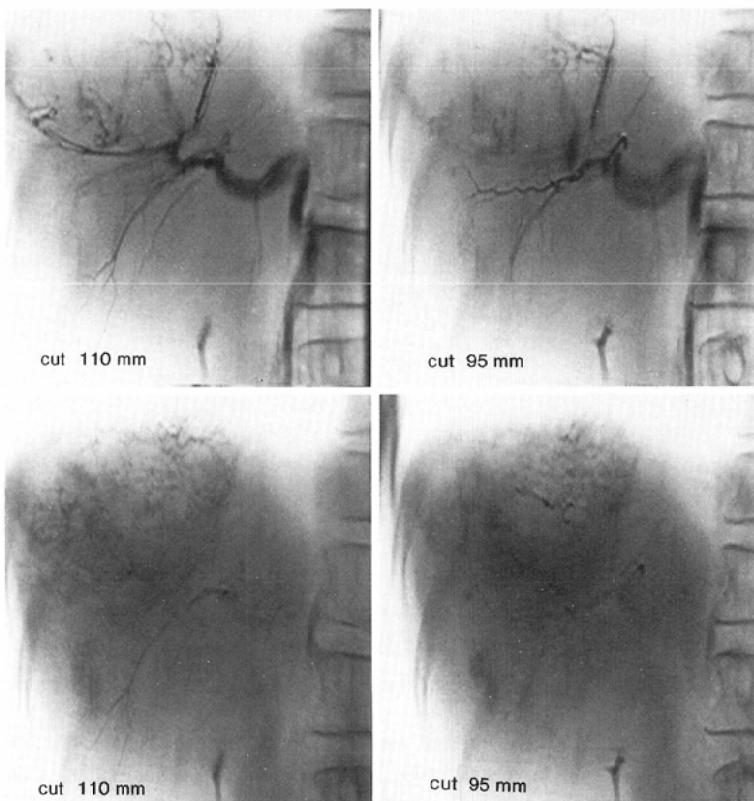


Fig. 1 Tomosynthesis images of the normal ear (lateral view), filtered to reduce blur.

Top left image shows the internal auditory canal with some spotty densities within it, suggesting nerve structures. Top right shows the semicircular canals. Bottom left shows the tympanic cavity with the horizontal part of the facial canal, running along the superior edge of the internal wall of the tympanum (arrow). Bottom right shows a postprocessed oblique tomogram to make it easier to visualize the vertical part of the facial canal (arrow) next to the horizontal part at the right of the image, which was not processed. The vertical black line limits the posteriorly deflected area on the left hand side of the image.



A



B

Fig. 2 Angiotomosynthesis images in comparison with selective hepatic arteriogram performed on a 78 year old female with hepatocellular carcinoma.  
A : A selective right hepatic arteriogram. B : Angiotomosynthesis images with 15mm gaps between cuts (110mm and 95mm). Arterial phase images (top row) and parenchymal phase images (bottom row).

適当な時間差をとって演算ボードに送られ、ここで断層像が合成される。1断層像を合成し、これをCRTに表示するまでの時間は、DFPでの処理を省略すると約1.2秒、DFP処理を加えると約3秒である。

ディジタルトモシンセシスの大きい利点は後処理機能にある。本システムでは、1mm以上のピッチで被写体の任意の深さの断層像を再合成できる(Fig. 1)。狭角断層像や斜位断層像も作成できる(Fig. 1)。さらに、(subtraction) angiotomosynthesisを計3回まで連続施行できる(Fig. 2)。一連の血管造影断層像をCRT上でシネモード的に見ると、立体的に理解しやすい。画像データの伝送も可能である<sup>27)</sup>。

トモシンセシス装置SではパルスX線曝射が可能で、さらに、撮影管電圧をパルス毎に切換えてdual energy subtraction digital tomosynthesisも行える。X線TVカメラは高品位TVカメラ(走査線1,125本と2,250本の切換え型)、プログレシブスキャンモードである。

トモシンセシスに関連して、我々は直線軌道断層像におけるぼけ像除去法を検討したが、この方法をFCRへも応用してみた。通常の直線軌道の断層撮影による断層像をIPで受像して、通常のごとく画像処理を行い、光ディスク画像データファイル装置ODに蓄積されたデータを計算機

FACOM760Mに転送し、一次元ボケマスク処理を行った。処理後のデータは再びODに蓄積して、通常のFCR7000の機能内で二次元ボケマスク処理を追加した。

#### 4. トモシンセシスにおける画像処理法

X線断層像の主たる欠点は、コントラスト分解能の不足と<sup>27)</sup>断層像の不鮮明さにあるが、我々は直線軌道断層像におけるぼけ像に対して画像処理を行った。ぼけ像は、空間周波数領域においては、周波数0からこれに近い低周波成分からなるので、軌道方向に一次元ボケマスク処理を行って、画像データから低周波成分を減じた。この方法は原理的にはすでに1970年頃から報告され<sup>32)</sup>、最近のディジタル画像法にも応用されているが<sup>514)</sup><sup>33)34)</sup>、我々は、一次元フィルタ処理に適したフィルタも検討した点でこれらと異なっている。

##### 1) トモシンセシス装置HCにおける直線軌道方向のぼけ像除去

本システムは、連続X線曝射による断層撮影を振角40°で行ない、この間にX線投影像30フレームのデータを収集している。従って、1/30秒、角度にして約1.3度(40/30度)のX線管の動きの下に各フレームが撮影されている。この間の動きにより、投影像、ひいては再合成断層像の鮮鋭度が低下する。そこで我々は、各フレーム像を奇数フィールドと偶数フィールドに分離し、フィール

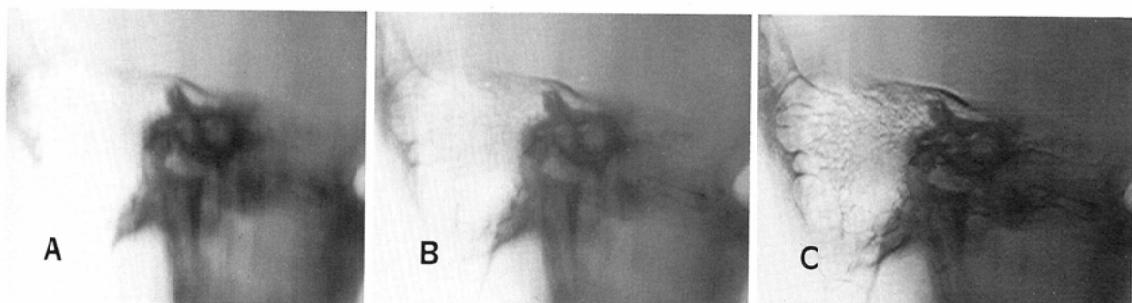


Fig. 3 Comparison among tomosynthesis images of the normal ear (oblique view).

A : A tomosynthesis image reconstructed with original (unfiltered) tomographic TV frames. B : The same cut as A, but reconstructed with one-dimensionally filtered tomographic frames. C : An additional one-dimensional filtration was performed on the same image as B showing the clearer visualization of the mastoid air cells, cochlear and semicircular canals etc..

ド像に一次元空間周波数処理を行うことで鮮銳度を改善させた。そして処理後のフィールド像から断層像を合成し、両者を加えてある深さの断層像としたが、後者にさらに一次元空間周波数処理を追加してぼけ像を減少させた。これにより、例えば断層撮影面からII側に15cmの深さの断層像の解像度は約0.35lp/mm向上した(Fig. 3)。

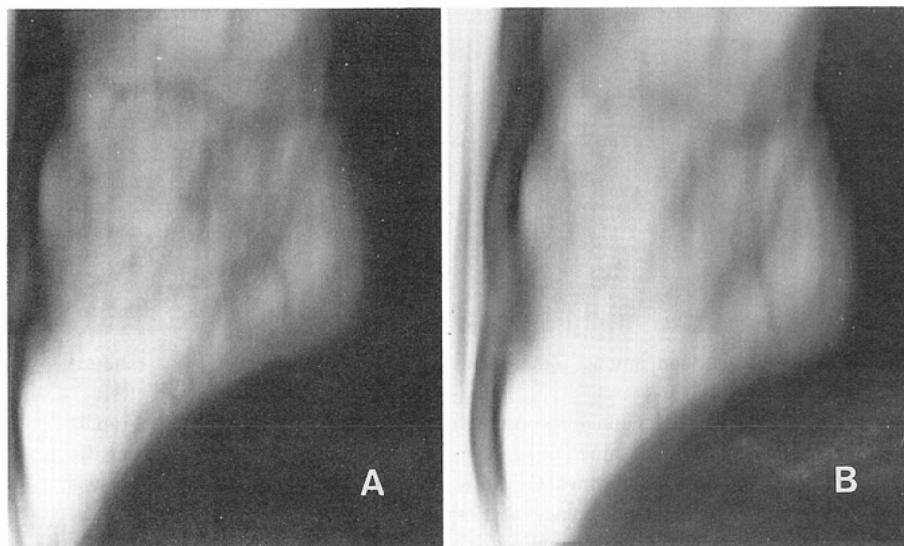
次に、一次元空間周波数フィルタ処理に適したフィルタ関数であるが、断層像の画像データを強調し、上述のぼけ像のほか、ノイズやアーチファクトを減少できるものが良い。検討の結果、例えば肺野については、フィルタのintensityがおよそ0.5lp/mmから2あるいは2.5lp/mmまでの範囲で高い場合に末梢肺血管まで明瞭に示された。これとオリジナル画像データの重畠積分により、画像データのおよそ0.3lp/mmから1あるいは1.3lp/mmまでの周波数帯域が強調された(Fig. 4)。フィルタのintensityのピークがこれより高周波域にあると、解剖学的構造の画像データがもう少し低周波にあって、これが相対的に減少するためと考えられるが、解剖学的構造が不明瞭になった。骨梁や細小血管などの微細構造に対しては、やや高周波域まで強調するものが良かった。

## 2) トモシンセシス装置Sにおける直線軌道方向のぼけ像除去

本システムではパルスX線曝射を行えるので、断層撮影中のX線管の動きに伴う投影像のぼけは少ない。従って、本システムではフレーム像に対する前処理は省略して、合成断層像に対してのみ一次元空間周波数フィルタ処理を行った(Fig. 5)。

本システムでは3種類のフィルタ関数を検討した。フィルタ1のintensityは空間周波数1lp/mm付近にピークがあり、これより低周波側では急峻に低下し、高周波側でも比較的急速に低下した。これを使用すると低周波域にあるぼけ像は減少するが、2lp/mm付近より高周波域の画像成分も減少して細い血管影が不明瞭になった。フィルタ2のintensityのピークはおよそ1から2.5lp/mmまでと広く、細い血管の描出能は向上したが不十分であった。従って、フィルタ3では、intensityのピークが1から3.5lp/mm付近まで広くされ細い血管像がかなり明瞭になった(Fig. 5)。

フィルタ関数を考えるときには、断層像の画質劣化因子としての種々のノイズ<sup>35)36)37)</sup>も考慮すべきである。トモシンセシスの画質向上のためには、特にTVカメラの電子ノイズやAD変換における量子化ノイズあるいはIIにおける構造ノイズの除去が重要である。我々は、TVノイズやAD変換における量子化ノイズが存在する4lp/mm付近に



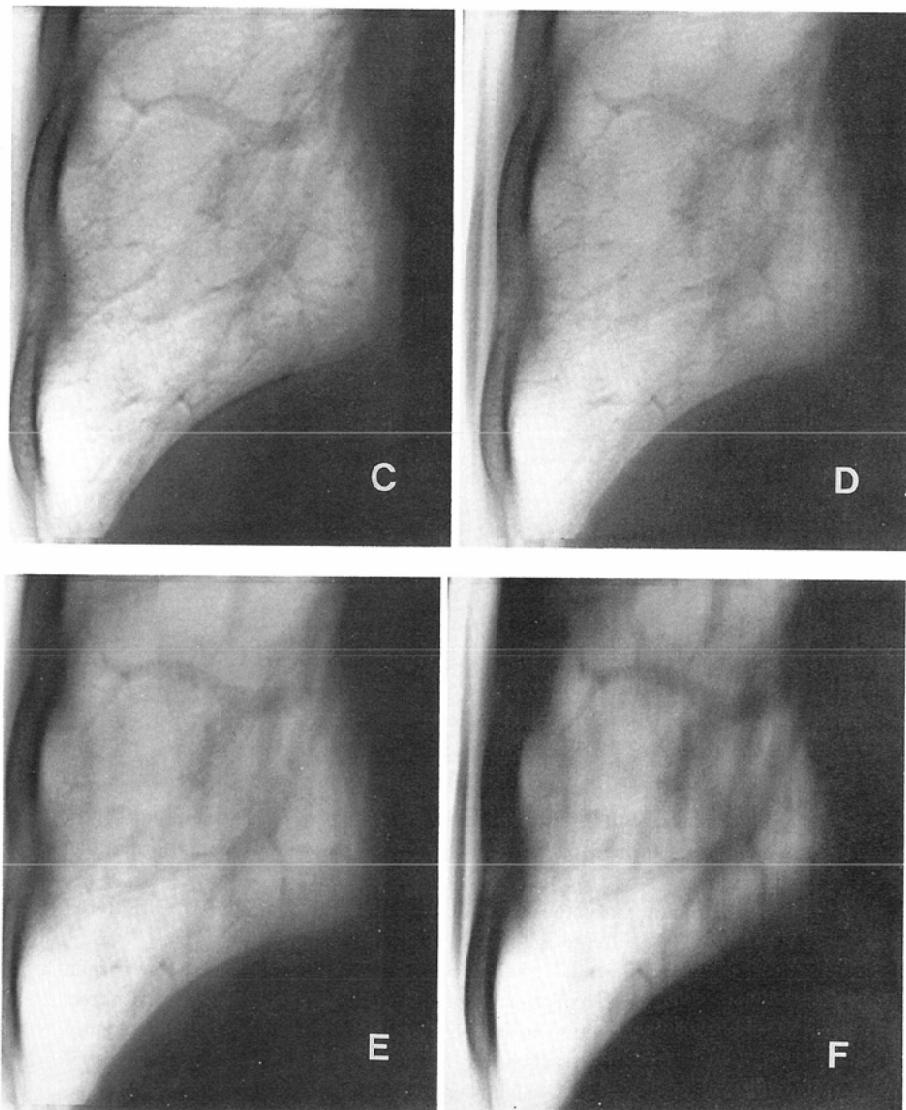


Fig. 4 Comparison of the effect of different filters shown on tomosynthesis images taken from a 66 year old female with mitral valvular disease showing pulmonary interstitial edema.

A : Tomosynthesis image reconstructed with original tomographic frames. B ~F : Filtered images with peak intensity ; B : 0 Lp/mm, C : 0.6 Lp/mm, D : 0.8 Lp/mm, E : 1 Lp/mm and F : 1.5 Lp/mm.

In B the low frequency components of the image were emphasized. Most of the tomographic blur remained and the image signal was poor. In C, D and E the mid frequency components were enhanced and the high frequency components were enhanced increasingly from C to E. Anatomical detail was sufficiently presented in C for the most part but tomographic blur was not adequately suppressed. In D, anatomical detail was sufficiently presented and tomographic blur was negligible. E is similar to D however the image has become slightly noisier. F has enhanced high frequency components resulting in a noisy image and insufficient anatomical detail. Also blur is stronger.

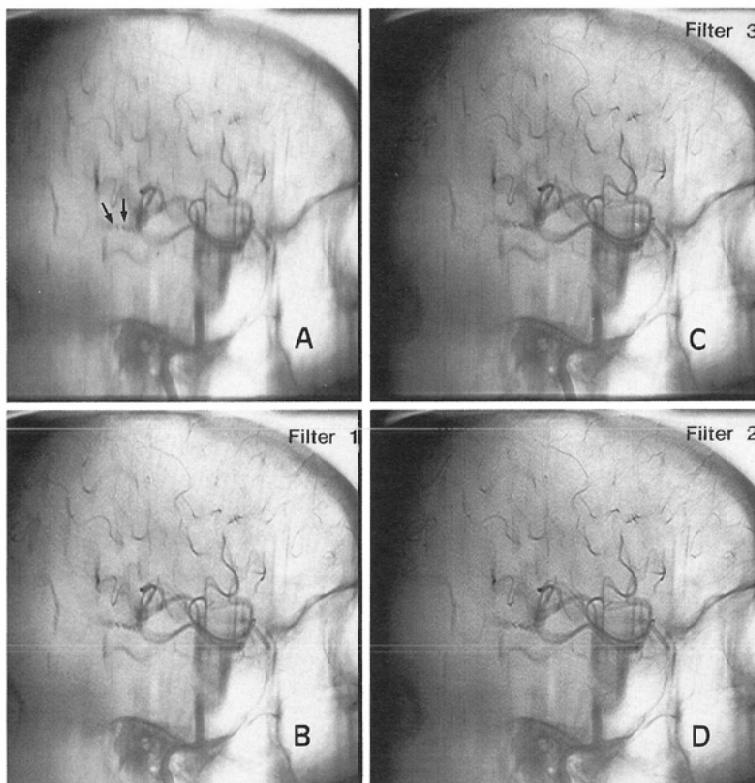


Fig. 5 Comparison of the effect of different filters shown on the angiotomosynthesis images, performed on a 29 years old female with A-V malformations (double arrow).

A : Original angiotomosynthesis image, B : Filtered image (filter 1), C : Filtered image (filter 2), D : Filtered image (filter 3)

Since specificity of filters 1, 2 and 3 for the lower frequency regions (lower than 1 Lp/mm) are the same, reduction of tomographic blur was similar for all three. Compare these images with the unfiltered images in A. The image was slightly noisier when using filter 1 which may indicate that the structure mottle of II falls in the frequency range which is emphasized by filter 1. Using filters 1 and 2, high frequency components of vascular images are cut off, causing artifactual "ringing" which makes thin vessels appear thick and reduces image sharpness.

おいて各フィルタのレスポンスを低くした。IIの構造ノイズの周波数帯域は明らかでないが、画像信号に重なって画像情報の比較的低周波部分にあると考えられる。従って、画像信号の高周波側ができるだけ強調することにより、相対的にIIの構造ノイズを低下させた。IIに伴う構造ノイズ、あるいは散乱X線の除去法などについては、今後さらに検討が必要であろう。

最後に、現在我々が検討中の、X線のパルス曝射方式、1回の断層撮影により得られたdual

energy subtraction digital tomosynthesis像を示しておきたい(Fig. 6)。

### 3) 直線軌道方向のぼけ像除去法のFCRへの応用

断層撮影を、FCRのIPを用いて行う場合には、トモシンセシス法と異なってIP上に断層像が直接投影される。従って、ここではIP上の断層像からぼけ像を除去する目的で一次元空間周波数フィルタ処理を行った。そして、二次元ボケマスク処理を追加することにより、断層像のいわゆるcon-

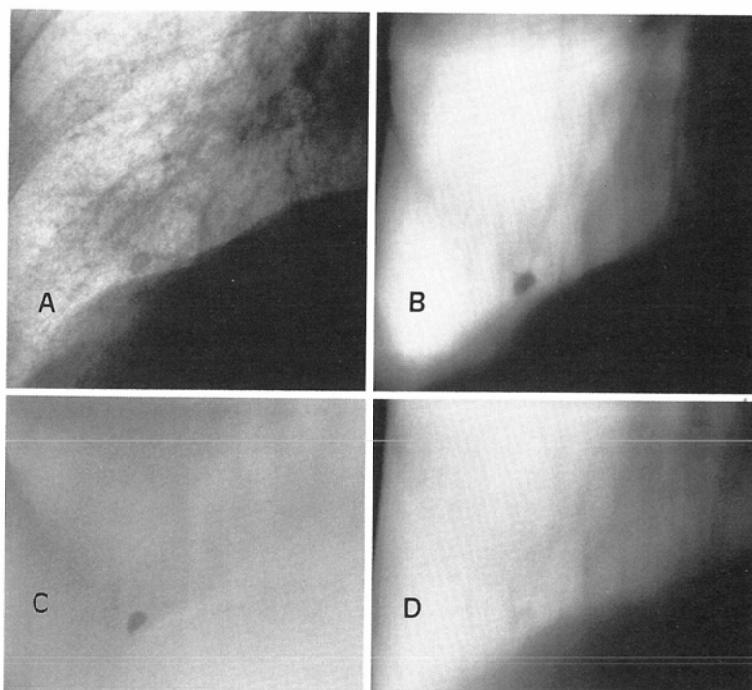


Fig. 6 Dual energy subtraction digital tomosynthesis image showing a calcified nodule in the right lower lung.

A : Digital radiography of the right lower lung showing a dense nodule. B : Low voltage tomosynthesis image. C : Dual energy subtraction tomosynthesis (bone image) clearly shows a calcified nodule. D : Dual energy subtraction tomosynthesis (soft tissue image) shows the remaining soft tissue portion of the nodule and not the calcified portion.

spicuityを高めた(Fig. 7).

## 5. 考 察

トモシンセシスの利点の中で、患者のX線被曝量の低減は重要である。そして現在のトモシンセシスシステムでは、X線透視条件で断層撮影を行える。ただし量子ノイズが多くなり画質が劣化する<sup>33)</sup>。そこで我々は現在、通常のX線断層撮影とほぼ同じ条件で撮影している。しかしこれでも、従来の1断面毎に1回撮影することと比較すると、患者のX線被曝量はかなり低減される。断層撮影検査に要する時間の短縮は、病状の不安定な患者にとって有利である。断層撮影直後に、断層像を再合成してCRT上でチェックしても良い。

トモシンセンスにおける大きい利点は、デジタル画像処理にある。我々の場合は、断層像からぼけ像を除去して鮮明な断層像を得ることができ

た。今後、画像信号をいかに強調し、ノイズをいかに軽減させるかについての検討が必要である。

我々は、トモシンセシスの臨床応用により、種々の領域でその有用性を認めたが、interventional radiologyへの応用やdual energy subtraction digital tomosynthesisについては、今後検討を追加したい。

本システムのハード面では、現在のII-TVカメラ系における視野の制限とIIの入力蛍光面が曲面であることによる投影像のひずみ、画像データのマトリックスサイズやビット数の問題がある<sup>39)</sup>。さらに、システム全体でのノイズの軽減も必要であり、特にX線曝射を低線量で行うためには、量子ノイズ対策も重要である。

## 6. 結 論

1) デジタルトモシンセシスにより、(1) 患者

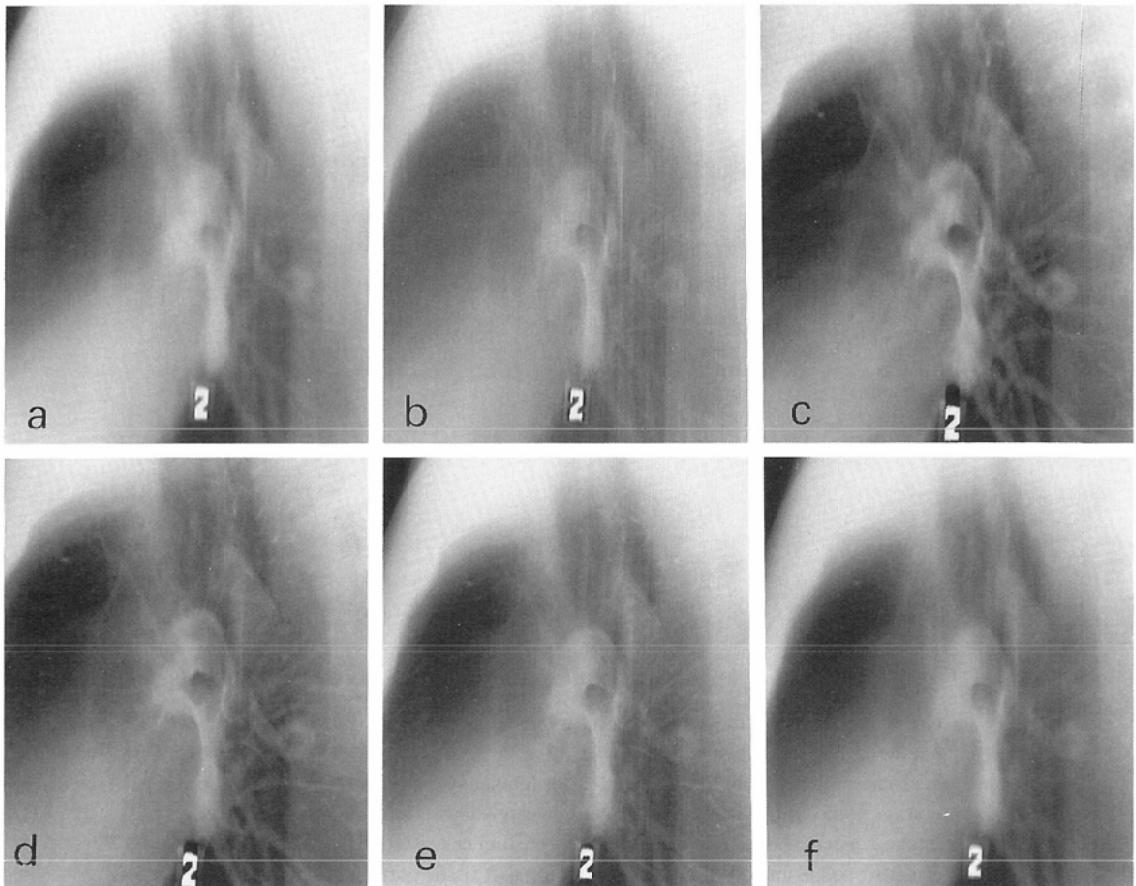


Fig. 7 Comparison images to show the effect of one-dimensional filtering on the linear tomogram taken on a FCR imaging plate, in a case with a solitary pulmonary metastasis in the superior segment of the left lower lobe.

a, b : Unprocessed tomograms (FCR left image and right image). c~f : Processed tomograms. c ; filter L (low frequency components enhancing), d ; filter  $M_L$  (low~mid frequency components enhancing), e ; filter  $M_H$  (mid~high frequency components enhancing), and f ; filter H (high frequency components enhancing). Due to the reduced tomographic blur a metastatic nodule is clearly shown, particularly in d and e.

の X 線被曝量の低減、(2) 断層撮影検査時間の短縮、(3) 被写体の任意の深さの断層像(1mm ピッチ以上の間隔) や斜位断層像の合成、(4) ディジタル画像処理による画質改善、(5) digital (subtraction) angiotomosynthesis、(6) dual energy subtraction digital tomosynthesis などが可能になった。

2) 直線軌道断層像のぼけ像除去に一次元空間フィルタ処理を行い、適当な空間フィルタを検討

した。また、この処理法を FCR に応用した。

3) ディジタルトモシンセシスを肺や骨の X 線診断、血管造影やその他の造影に応用して有用であった。

本論文におけるトモシンセシス装置 HC の開発は、文部省科学研究費(一般研究(A)61440046)によった。本研究は、信州大学医学部放射線医学教室並びに中央放射線部の春日敏夫、酒井文和、平野浩志君をはじめとする教室員並びに技師諸君の多大な努力と協力によるものである。装置の開

発ならびに画像処理面で御協力いただいたサイバネティック藤本雅文氏や日立メディコ白木英茂氏を始めとする関係各位、島津製作所医用機器事業部や富士写真フィルム株式会社機器事業部本部CR部の関係各位に感謝する。

最後に、第49回日本医学放射線学会（平成2年4月、於神戸）において本研究を特別講演する機会を与えられた第49回学長の大坂大学小塙隆弘教授、並びに座長の労をお取りいただいた聖路加国際病院顧問野辺地篤郎先生に感謝する。

### 文献

- 1) Littleton JT, Durizch ML, eds: Sectional Imaging Methods: A comparison. 386-388, University Park Press, Baltimore
- 2) Muham JR: Current place of plain-film tomography in chest disease. J Thorac Imag 1: 32-38, 1985
- 3) Buchmann F: Conventional tomography today. Medicamundi 31: 73-78, 1986
- 4) Waddill III WB, Erickson JJ, Kugel JA, et al: Digital processing: Expanding image perception. (In) James AE, Anderson JH, Higgins CB eds: Digital Image Processing in Radiology, p251-263, 1985, Williams & Wilkins, Baltimore/London
- 5) Nelson JA: Newer subtraction and filtration techniques. Radiol Clin North Am 23: 185-192, 1985
- 6) Bürsch JH, Heintzen PH: Parametric imaging. Radiol Clin North Am 23: 321-333, 1985
- 7) Goodman LR, Wilson CR, Foley WD: Digital radiography of the chest: Promises and problems. AJR 150: 1241-1252, 1988
- 8) Ziedses des Plantes BG: 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, 1938
- 9) Dümling K: Ein neues Verfahren zum Mehrfachschichten mit Hilfe von Fernsehbildspeichern. Der Radiologe 9: 37-40, 1969
- 10) Miller ER, McCurry EM, Hruska B: An infinite number of laminagrams from a finite number of radiographs. Radiology 98: 249-255, 1971.
- 11) Grant DG: Tomosynthesis: A three-dimensional radiographic imaging technique. I. E.E. Trans. Biomed. Eng., BME-19: 20-28, 1972.
- 12) Baily NA, Lasser EC, Crepeau RL: Elecrofluoroplanigraphy. Radiology 107: 669-671, 1973
- 13) Nadjimi M, Weiss H, Klotz E, et al: Flashing tomosynthesis-A new tomographic method. Neuroradiology 19: 113-117, 1980
- 14) Vannier MW, Jost RG, Barbier J: Digital conventional tomography. (In) Littleton JJ, Durizch ML eds: Sectional Imaging Methods: A Comparison, p45-52, 1983, University Park Press, Baltimore
- 15) Kruger RA, Nelson JA, Ghosh-Roy D, et al: Dynamic tomographic digital subtraction angiography using temporal filtration. Radiology 147: 863-867, 1983
- 16) Maravilla KR, Murry RC Jr, Horner S: Digital tomosynthesis: Technique for electronic reconstructive tomography. AJR 141: 497-502, 1983.
- 17) Maravilla KR, Murry RC Jr, Diehl J, et al: Digital tomosynthesis: Technique modifications and clinical applications for neurovascular anatomy. Radiology 152: 719-724, 1984
- 18) Friedenberg RM, Lightfoote JB, Wang SP, et al: Digital tomography: Description and preliminary clinical experience. AJR 144: 639-643, 1985
- 19) Chakraborty DP, Yester MV, Barnes GT, et al: Self-masking subtraction tomosynthesis. Radiology 150: 225-229, 1984
- 20) Kruger RA, Sedaghati M, Ghosh-Roy D, et al: Tomosynthesis applied to digital subtraction angiography. Radiology 152: 805-808, 1984
- 21) de Vries N, Miller FJ, Wojtowycz MM, et al: Tomographic digital subtraction angiography: Initial clinical studies using tomosynthesis. Radiology 157: 239-241, 1985
- 22) Bittner U, Düber C, Koch R, et al: Digital multilayer tomography: A new method for implementing classical serioscopy. Electromedica 56: 16-23, 1988
- 23) 曾根脩輔: 肺の画像診断における断層法, 断層映像研究会誌, 15: 48-63, 1987
- 24) 春日敏夫, 曾根脩輔, 伊津野格, 他: 開発中のディジタルTV断層システムについて, 病態生理, 7: 641-647, 1988
- 25) 酒井文和, 曾根脩輔, 春日敏夫, 他: X線TV断層システムの開発と胸部X線診断への試用, 映像情報, 20: 1074-1078, 1988
- 26) 春日敏夫, 曾根脩輔, 酒井文和, 他: 高解像度X線テレビ断層システムの開発と臨床応用に関する研究, メディカルトレンド, 6: 41-43, 1989
- 27) 曾根脩輔: ディジタルTVトモシンセシス法

- (Tomosynthesis) と PACS, 断層映像研究会誌, 投稿中
- 28) Sklebitz H, Haendle J: Tomoscopy : Dynamic layer imaging without mechanical movements. AJR 140 : 1247-1252, 1983
- 29) Edholm P, Granlund G, Knutsson H, et al : Ectomography. Acta Radiol Diag 21 : 433-442, 1980
- 30) Kruger RA, Nelson JA, Ghosh-Roy D, et al : Dynamic tomographic digital subtraction angiography using temporal filtration. Radiology 147 : 863-867, 1983
- 31) 春日敏夫 : X 線 TV 像鮮明化のための新しい試み—高速ディ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, 1984
- 32) Edholm PR, Quiding L : Elimination of blur in linear tomography. Acta Radiol Diag 10 : 441-447, 1970
- 33) Fujita H, Morishita J, Matsumoto T, et al : Simultaneous multisection CR tomography : Image analysis. Radiology 173 : 348, 1989.
- 34) 吉田秀策, 棚上彰仁, 澤田葉子, 他 : CR システムによる胸部断層写真的画質改善の試み, 日本医学会誌, 50 : 852-854, 1990
- 35) Shaw CG, Ergun DL, Myerowitz PD, et al : A technique of scatter and glare correction for videodensitometric studies in digital subtraction videoangiography. Radiology 142 : 209-213, 1982
- 36) Shaw CG, Plewes DB : Quantitative digital subtraction angiography : Two scanning techniques for correction of scattered radiation and veiling glare. Radiology 157 : 247-253, 1985
- 37) Arnold BA, Scheibe PO : Noise analysis of digital radiography system. AJR 142 : 609-613, 1984
- 38) Rimkus D, Baily NA : Patient exposure requirements for high contrast resolution in digital radiographic systems. AJR 142 : 603-608, 1984
- 39) Kundel HL : Digital projection radiography of the chest. Radiology 158 : 274-276, 1986