〔第40回総会シンポジウム〕 6. Digital Fluorography の応用—Digital Tomosynthesis と動態機能解析— (矢野・他)

〔第40回総会シンポジウム〕

6. Digital Fluorography の応用 —Digital Tomosynthesis と動態機能解析—

信州大学医学部附属病院放射線部

矢野今朝人・丸山清

信州大学医学部放射線医学教室

春日敏夫

Key words: Digital tomosynthesis, Digital fluorography, Cardiac function analysis, Blood flow analysis

APPLICATIONS OF DIGITAL FLUOROGRAPHY —Digital Tomosynthesis and Dynamic Function Analysis—

KESATO YANO, KIYOSHI MARUYAMA and TOSHIO KASUGA

Department of Radiology, Shinshu University Hospital

Summary

This paper describes the techniques of digital tomosynthesis and dynamic function analysis as applications of the digital fluorography. A new video digital tomosynthesis system was configured of modified tomographic apparatus with TV system, a video disk recorder or a video tape recorder, a co-ordinates transmission unit, digital frame memories and a small computer. Tomosynthesis images were reconstructed by shifting the projection TV images corresponding to the depth of tomogram, and by overlapping and integrating them. As a result, tomosynthesis image could be processed within three seconds in circular tomography and one second in linear tomography. After computer processing for minimization of artifacts from other slices, the border of the tumor and the streaky shadow of pulmonary vessels and bronchi in the digital tomosynthesis image were more clear than conventional tomographic image using X-ray film.

The new DF system with ten mega bytes frame memories and micro computer was trial manufactured. The micro computer was also used for various post processings, such as remasking, cardiac function analysis and blood flow analysis. Global and segmental cardiac functions were displayed by volume and differential curve, time interval difference image, stroke volume image, amplitude image and phase image. These parameters were shown to be useful in the quantitative analysis of cardiovascular physiology. Regional per cent blood volume image and peak time image were computed using the temporal changes of contrast media at each pixels. These parameters were applicable to quantitative circulatory studies of the cerebral and abdominal arteries.

1. 緒 言

I.I. と TV カメラ方式による DF (digital fluorography) の最大の長所は, 1/30 秒の時間分解能で多数枚の

Fig. 1. Block diagram of the digital tomosynthesis system.

画像を容易に得られる点にある。これらの特長を生かしたX線TV像の画像処理として、(1)1回のX線曝射で得られる多方向からの投影TV像をdigital化して、任意の深さの断層像を再合成するdigital tomosynthesis処理と断層像に含まれる障害像の軽減処理について、(2)DF像の動態機能解析を目的とした新しいDFシステムの試作とソフトウェアについて検討を行ったので報告する。

2. Digital Tomosynthesis 処理について

2.1 使用システム

システムは、Fig. 1に示す如く、大きく分けて2つのブロックから成る。1つには、投影TV像の収録、再生、目的断層面を再合成するための座標変換、A/D変換、画像加算、D/A変換、高速2次元filtering処理をcomputerを使用せずに行う¹⁾ブロック(点線より上)と、他の1つには、断層像の再合成処理および断層像に含まれる障害像の軽減処理をcomputerを活用して行うブロック(点線より下)である。

2.2 投影TV像の収録

既設の多軌道断層撮影装置(LGM-KXO東芝)に、6in.のメタルI.I.(RTH-6104C東芝)とTVカメラ(C1800浜松)を取り付けて断層撮影を行った。撮影条件(60~70kVp, 50~100mA)でX線曝射を行う際には、光学濃度フィルタ(ND-8)を用いた。投影TV像の収録は、撮影時間との関係から、円軌道断層撮影では3秒間90枚、直線軌道断層撮影では1秒間30枚をVDR(VM1200ビクター)もしくはVTR(VO2900ソニー)に記録した。

2.3 断層像の再合成処理

2.3.1 座標変換および画像加算

目的とする断層深度をXY shifter(アビオニクス)にセットする。XY shifterのROMには、断層深度に対応した投影角度ごとの水平同期信号および垂直同期信号の遅延時間をclock pulseで刻んでいる。最小単位は80

nsec, すなわち1pixelである。次に、VDRもしくはVTRを動作させ、投影TV像の座標変換(水平および垂直方向への移動)、A/D変換(8bits, 12MHz), 16bitsのframe memory上での画像加算(Image Σ , アビオニクス)を実行し、再合成像をモニタに表示する。VDRもしくはVTRの動作開始から、再合成像表示までの時間は、VDRもしくはVTRの読み込み時間にはほぼ一致し、円軌道断層再合成で3秒、直線軌道断層再合成で1秒であった。

2.3.2 高速2次元filtering処理

断層撮影装置, I.I., TVカメラ, XY shifter, A/D変換器および記録系の総合レスポンス低下によるボケを除外するため、高速2次元filtering処理を行った。一般的には、filtering処理はdigital的にcomputerを用いて行われているが、TV像のようにマトリックスが大きい場合には、array processor等を使用しない限り処理時間が問題となる。春日ら¹²⁾は、computerを使用せずに、analog的な手法を組み入れた理論で、高速2次元filtering処理を行った。著者らもそれと同じ手法にて行った。すなわち、再合成された断層像をD/A変換後XY shifterに導く。XY shifterでは、filter関数の各エレメントの位置に対応するように、断層像を水平方向および垂直方向に移動させる。そして、filter関数の各エレメントの値だけくり返し加算もしくは減算され、各エレメントに対する実行過程はそのままモニタに表示される。処理時間はfilter関数の大きさによって左右されるが、5×5のfilter関数の場合1枚の断層像を処理するのに約1~2秒であった。

2.3.3 解像度テスト

テストチャートの透視像(70kVp 1mA)をモニタ上にて35mmフィルムに1秒間撮影し、Fig. 2に示す如

Fig. 2. Square wave response of variable image recording systems.

〔第40回総会シンポジウム〕 6. Digital Fluorography の応用—Digital Tomosynthesis と動態機能解析— (矢野・他)

Fig. 3. Comparison between conventional circular tomographic image using X-ray film and digital tomosynthesis images from same patient with lung cancer.

A. Conventional tomographic image.

B. Digital tomosynthesis image reconstructed at about same level as conventional tomographic image.

C. Digital tomosynthesis image after high pass filtering.

After high pass filtering, the border of the tumor and the streaky shadow of pulmonary vessels in the digital tomosynthesis image (C) were more clearer than conventional tomographic image (A).

く、(1)透視像を直接 frame memory に書き込んだ場合 (△印)、(2)VDR を通した場合 (□印)、(3)VTR を通した場合 (○印) の矩形波レスポンスを求めた。各測定系の限界解像度は、それぞれ 14.3 lp/cm, 12.5 lp/cm, 11.1 lp/cm であった。このように、VDR もしくは VTR を通すことにより、空間分解能が低下した。続いて、(1)の直接 frame memory に書き込んだ透視像について、high pass filtering 処理 (filter 関数省略) を行った (▲印)。その結果、限界解像度は 19.2 lp/cm まで向上した。

次に、テストチャートを撮影台に対し30度傾斜させて円軌道断層撮影を行い、VDR に記録した90枚の投影 TV 像から断層像の再合成処理を行った。その結果、断層像の限界解像度は 11.1 lp/cm であった。しかし、high pass filtering 処理により、限界解像度は 14.3 lp/cm まで向上した。このように、analog 的な高速2次元 filtering 処理は、断層像の空間分解能改善に処理時間も短く非常に有効であった。

2.3.4 再合成像と従来のフィルム法による断層写真との比較

右胸部に腫瘍陰影を示す症例について、65 kVp, 50 mA の撮影条件で円軌道断層撮影を行い、90枚の投影 TV 像を VDR に記録した。そして、従来のフィルム法による断層写真との比較のために、ほぼ同一面を再合成した。Fig. 3(A) にフィルム法による断層写真 (フィルム像)、(B) に再合成された断層像 (再合成像)、(C) に high pass filtering 処理後の再合成像をそれぞれ示す。(A) のフ

ィルム像と(B)の再合成像とを比較した場合、再合成像はフィルム像より画質がやや劣っているようである。次に、(A)と(C)とを比較した場合にはどうか。high pass filtering 処理の効果により、再合成像の方がフィルム像より腫瘍の輪郭、血管などの線状影がより明確となり読影しやすくなっている。

2.4 再合成された断層像に含まれる障害像の軽減処理

断層撮影は、目的とする断層面以外の物体をぼかすことにより断層像を得るものであり、目的とする断層面以外から混入した障害陰影は本質的には除去されず、contrast 分解能低下の1つの原因となっている。障害像の軽減処理と

して、春日ら³⁾は、従来のフィルム法による多層断層写真について、TV 系を使用して、目的とする断層写真から、前後スライス (4 mm 以内) の断層写真に重みづけをして減算するという、断層 subtraction 処理を試みている。今回著者らは、このような方法とは異なり、目的断層面への障害像の混入理論にしたがった新しい障害像の軽減処理を行った。すなわち、VDR に記録した投影 TV 像を、image file (FMTS-10 アビオニクス) にて、512×512, 8 bits で digital 化し、磁気テープを介して computer (PDP 11/34 DEC) に読み込んだ。そして、任意深さの断層像を再合成し、以下に示すような方法にて障害像の軽減処理を行った。

Fig. 4 に示す如く、P1・P3にある物体は、投影面では P1'・P3' の位置に投影される。この投影像から P2 面を再合成すると、何も無いはずの P2 面には、P1'・P3' の位置に障害像として再合成される。この障害像は最終的には、円軌道断層撮影では円状のぼけ像として、直線軌道撮影では直線状のぼけ像としてそれぞれ残る。また、P2 面への障害像の影響は、その前後スライス面の物体が最も強く影響を与える。したがって、P2 の前後スライス面 (P1・P3) を再合成し、それを再び P2 面にあらゆる管球方向から投影加算して障害像を作成し、その障害像を P2 面から減算することにより、障害像の軽減処理が可能である。しかし、実際の臨床例では P2 を目的断層面とした時、P1・P3 に相当するスライス面はどの位置にあるのか判らない。このため、目的断層面から

Fig. 4. Geometric principle for minimization of artifacts from other slices in digital tomosynthesis image.

5 mm 前後したスライス面を P1・P3 相当面と仮定した。

胸部に腫瘍陰影を示す症例について、直線軌道断層撮影を行い、30枚の投影 TV 像から肺門部の高さ断層像を再合成した。Fig. 5 (A) にフィルム法による断層写真（フィルム像）、(B) に再合成像、(C) に障害像軽減処理後の再合成像をそれぞれ示す。このように、障害像の軽減処理を行うことにより、contrast 分解能が向上し、石灰化陰影および血管陰影はより明瞭となり、フィルム像と比較して大幅な画質改善がみられる。

3. DF 像の動態機能解析について

3.1 試作した新しい DF システムについて

現在一般的に使用されている DSA 機能を有する DF

Fig. 5. Comparison between three linear tomograms from same patient with lung cancer.

A. Conventional tomographic image using X-ray film.

B. Digital tomosynthesis image before minimization of artifacts.

C. Digital tomosynthesis image after minimization of artifacts.

After minimization of artifacts, the streaky shadow of pulmonary vessels and bronchi in the digital tomosynthesis image (C) were more clearer than conventional tomographic image (A).

装置としては、数枚の frame memory と外部記憶装置として analog disk を使用しているもの、数枚の frame memory と digital disk を使用しているものがある。analog disk ベースの場合、その性質上、A/D 変換・D/A 変換の繰り返しによってノイズの増大が避けられず、画質が低下する。これは、階調変換処理、remasking 等の後処理で重要な要素となる。その点、digital disk ベースだと、いったん A/D 変換した後はモニタへの表示以外は、digital 信号のまま処理されるので、ノイズの増大による画質の低下はない。しかし、analog disk ベースのものと較べコスト高であり、disk への転送速度も遅く、matrix size が 512×512 の場合、高価な pipeline processor 方式のものでさえ、8 bits モードで毎秒 8 枚程度が限度である。これらの両者の欠点を補ない、なおかつコスト面からも優れた DF システムを試作した。装置のブロック図を Fig. 6 に示す。このシステムは、mask 像の加算および live 像との subtraction を Image Σ1（アビオニクス）にて行い、subtraction 像の積分と hold および averaging 処理を Image Σ2 にて実時間で実行し、その結果を 10 M bytes の frame memory (DMM-40 アビオニクス) に記録するものである。そして、必要に応じて血流動態解析、心機能解析および miss registration 等の補正処理を 16 bits の desktop computer (DG-10SP Data General) にて実行することを目的とした。また、DMM-40 への画像入力、複号映像信号もしくは、8 bits TV rate の digital 信号いずれにても可能であり、記録および再生スピードは、30 frames/sec を最高として 10 frames/sec～1 frame/sec まで任意選択可能である。

なお program の開発は、FORTRAN V および assembler 言語にて行った。

3.2 直線性の補正について

血流動態解析および心機能解析を行う場合、digital 化された値と造影剤濃度とに直線性が保たれていることが必要である。I.I., TV カメラ, log amp, VTR, A/D 変換器系における X 線吸収に関する直線性を知るため、0～40 mm の Al 階段を 10 cm 深さの水の中に入れ digital 化した。Fig. 7 に digital 値と Al 厚との関係を示す。これか

〔第40回総会シンポジウム〕 6. Digital Fluorography の応用—Digital Tomosynthesis と動態機能解析— (矢野・他)

Fig. 6. Block diagram of the new DSA system with 10 M bytes frame memories and micro computer.

The micro computer was also used for various post processing, such as remasking, cardiac functional analysis and blood flow analysis.

Fig. 7. Linearity characteristics curve showed a relationship of video signal intensity and thickness of Al step wedge, after the logarithmic conversion.

ら判るように、Al の厚いところで直線性が悪い。この原因として、log amp のオフセットレベルの問題、TV カメラの暗電流の関与、X線の beam hardening 等が考えられる。直線性の補正は、この特性を最小二乗法による3次多項式で近似し、テーブルとして用いて行った。

3.3 心機能解析

心臓は動きの激しい臓器であり、周期的な運動を繰返している。したがって、一般の血管造影を目的として開発されてきた temporal subtraction の手法を心臓解析に

適用するには若干の工夫が必要である。ここでは、著者らが行っている subtraction 処理、造影剤濃度の経時変化の補正処理等の前処理をはじめとして、心機能解析処理について述べる。

3.3.1 digital 化および前処理

512×512, 8 bits, 30 frames/sec で digital 化した後、先に述べた方法にて直線性の補正を行った。そして、mask 像および live 像共に4絵素ごとの平均値を求め、matrix size を256×256に圧縮し、さらに、重み関数1, 2, 4, 2, 1の temporal filtering 処理を行った。これは、mask 像と live 像との1 frame ごとの subtraction を行うため、SN の改善を目的とした。

3.3.2 subtraction 処理

心臓のように動きの激しい臓器について subtraction 処理を行う場合、live 像と同一位相の mask 像が必要である。そのような mask 像を厳密な意味で作成するには、心電図同期が必要である。Weinstein ら⁴⁾ は心電図同期

Fig. 8. Subtraction method instead of ECG gating.

- A. Region of interest round the left ventricle for mask image.
- B. Region of interest round the left ventricle for live image.
- C. Time density curve before injection of contrast media.
- D. Time density curve after injection of contrast media.

を行い、 256×256 , 8 bits, 6 frames/sec で digital 化し、左室容量、ejection fraction、壁運動の akinesis, dyskinesis が従来の左室造影と同様に判定できるとしている。しかし、心電図同期を行わなくとも、著者らの方法により、それに近い処理が可能である。すなわち、① live 像を1枚 display し、Fig. 8(B)に示すような心臓を囲む ROI を設定する。② ROI 内における time density curve を mask 像(C)および live 像(D)について作成する。③ live 像の time density curve について、どここの位相からどここの位相までを subtraction 処理するのか cursor にて指定する。④ live 像と同一位相と思われる位相 frame を mask 像について指定し、mask 像から live 像の subtraction を各 frame ごとに行う。その場合、live 像と mask 像との frame 数が一致しない場合には、mask 像について経時画像間の補間を行う。

3.3.3 造影剤濃度の経時的变化の補正

ボラス注入による DSA 像は、造影剤濃度が経時的に減衰するため、左心室内の造影剤濃度は一定ではない。このことは、種々の心機能パラメータを算出する際不都合であり、何らかの方法によってその補正処理が必要である。著者らは、次のような方法で行った。まず、DSA 像について左心室内部に fixed ROI を設定し、time density curve を作成する。次に、それを最小二乗法による3次多項式で近似し、この近似曲線を用いて造影剤濃度の経時的補正を行った。何次の多項式で近似するかは、厳密な意味では、live 像を digital 化する際の timing によって左右される。著者らは経験上、多くは3次多項式を使用している。Fig. 9 に造影剤濃度の経時的变化補正後の DSA 像を2/30秒間隔で示す。

3.3.4 各種解析

(1) 心室容積計測

Crummey ら⁵⁾は video densitometry で digital 化された値は、血管の厚みと造影剤濃度の積に比例することから、これを心室容積計測に応用すると、心室の形態について考慮する必要が無いと述べた。著者らも基本的には

Fig. 9. A series of subtraction images are displayed at intervals of 2/30 sec, after time density correction.

The left ventricle, left atrium and aorta are observed well.

video densitometry で心室容積計測を行っている。まず、左心室の拡張期像を display し、左心室内の最高値の25%を境界値として輪郭追跡する。その領域内を video densitometric window として設定し、time density curve を作成する。左房との境界は、拡張期像のみでは判断しにくいので、収縮期像を参考にして境界を決定する。境界値を25%とした根拠は、微分法による輪郭と cut off 法にて試行錯誤して求めた値での輪郭が25%でほぼ一致したことによる。background 除去については、video densitometric window 内(拡張期像より求めたもの)での収縮期像についての濃度の合計値(V1)、および総絵素数(A1)を求める。次に、収縮期像について、拡張期像の時と同様の方法で video densitometric window を設定する。そして、同じように収縮期像について、濃度の合計値(V2)および総絵素数(A2)を求める。そうした場合、1絵素あたりの平均 background は(1)式で算出される。

$$B. G = \frac{V1 - V2}{A1 - A2} \quad \dots\dots\dots(1)$$

この background をあらかじめ求めた time density data から減算し、最高値を100とした心室容積曲線を作成した。Fig. 10 に造影剤濃度の経時的变化の補正処理

〔第40回総会シンポジウム〕 6. Digital Fluorography の応用—Digital Tomosynthesis と動態機能解析— (欠野・他)

Fig. 10. A. Volume curve of the left ventricle before time density correction, which was measured by densitometric method.
B. Volume curve of the left ventricle after time density correction. Ejection fraction was calculated using this volume curve.
C. Differential curve.

Fig. 11. Time interval difference (TID) images. The TID images (S2-S1) near end-diastole reveals early contraction of the anterior segment of the left ventricle.

前の心容積曲線(A)および補正処理後の心室容積曲線(B)とそれの微分曲線(C)を示す。このように、造影剤濃度の経時的变化の補正処理を行うことによって、心室容積曲線の信頼性を高めることができる。そして、心室容積曲線の2つの山 (EDV 1, EDV 2) の平均値と、2つの谷 (ESV 1, ESV 2) の平均値から ejection fraction は75%, 微分曲線から最大収縮速度 409 %/sec, 最大拡張速度 -412 %/sec と計算される。

(2) Time Interval Difference (TID) Image

Higgins ら⁶⁾ は、video tape に記録された DF 像を30

frames/sec, 128×128, 8 bits で digital 化し、TID image を得ている。そして、この TID image は、収縮期および拡張期の asynchrony を良く表現できるとしている。

Fig. 11 に著者らが処理した TID image を示す。これは、1 心拍 20 frames の subtraction 像について、画像相互間の subtraction を行ったもので、 n 番目の subtraction 像を S_n とすると、上段には S_2-S_1 , S_3-S_2 , S_4-S_3 を示し、下段には $S_{16}-S_{14}$, $S_{18}-S_{16}$, $S_{20}-S_{18}$ をそれぞれ示す。心室の収縮状態は、心腔の辺縁を囲む黒い halo として表示され、拡張状態はその逆の白い halo として表示されている。この図からみると、収縮は前壁 (矢印) から始まって全体に拡がり、拡張は全体的なものから最終的に後壁 (矢印) が拡張して 1 心周期を終了しているように見える。

(3) Stroke Volume Image

stroke volume image は、1 心周期においてその時相を問わず、同一絵素内の最高値と最低値の差として表示される。したがって、asynchrony などの phase variation の影響を全く受けない値となる。Fig. 12(A) に最高値 image, (B) に最低値 image, (C) に stroke volume image をそれぞれ示す。stroke volume image は、動きの大きい所ほど白く、逆に動きの小さい所ほど黒く表示している。

(4) Fourier 解析

心臓核医学におけるマルチゲート法による心ブール検査で、各絵素ごとの time activity data を求めて Fourier 解析し、得られる Fourier 展開の基本周波項の位相角および振幅から functional image を作成する方法が Adam ら^{7,8)} によって開発され、心臓核医学において広く応用されている。著者らは、この Fourier 解析を 1 心拍からなる 20 frames の DSA 像に応用した。Fig. 13(A) に amplitude image, (B)~(D) に phase image および位相成

Fig. 12. A. Maximum contrast accumulation image.
B. Minimum contrast accumulation image.
C. Stroke volume image derived as the difference image between the maximum and minimum contrast accumulation for each pixels at anytime during the cardiac cycle. The stroke volume image is not under the influence of phase variation.

Fig. 13. Fourier analysis of the DSA images of a case with normal left ventricle.

- A. Amplitude image. Gray scale represents spatial contraction; maximum (white) to minimum (black).
B-D. Phase images and phase distribution histograms. Phase images represent phase shift; early (black) to delayed (white).

分を histogram 化したものをそれぞれ示す。また、(C)・(D)に示すように、特定位相範囲を設定することにより、左心室のみあるいは左房のみの描出が可能である。amplitude image では、動きの大きい所ほど白く表現され、また逆に動きの小さい所ほど黒く表現されており、

stroke volume image と同じパターンを示している。また、phase image では収縮開始時間が早いものほど黒く表現されており、TID image 同様収縮開始は前壁から始まっているように見える。このように、Fourier 解析はそれなりに優れた方法と思われるが、基本周波項のみの curve fitting が必ずしも十分でないため、誤差を伴う可能性も有り注意が必要である。この場合、phase image の心尖部(矢印)がそれに相当すると思われる。

3.4 血流動態解析

DF (DSA) を用いて血流動態を定量的に解析しようとする試みが行われるようになり、注目を集めている。Kruger ら⁹⁾は、plexiglass と alminum vessels phantom を用いた実験で、video 像を 256×256 , 8 bits で digital 化し、血管径 5 mm で 6%, 造影剤濃度 46 mg/cc で 10% の精度で検出できたことを報告した。Lantz ら¹⁰⁾は、video dilution technique により、限られた部分ではあるが、相対的な carotid blood flow を測定した。また、Brüsh¹¹⁾は、arteriogram を 256×256 , 8 bits real time で digital 化し、局所的な blood flow を求めている。それによると、豚の腹部動脈で計測した結果、flow distribution は $\pm 5\%$ の精度であったと報告した。このような videodensitometry による血流動態解析は、今後の DF (DSA) の1つの方向と思われる。以下、著者らが行っている血流動態解析について記す。

3.4.1 digital 化および前処理

512×512 , 8 bits, 30 frames/sec で digital 化した後、前述の如く直線性の補正を行った。そして、4 絵素ごとの平均値を求め、matrix size 256×256 に圧縮した。続いて、15 frames 加算の mask 像と、3 frames 加算の live 像との subtraction を行い、 256×256 , 8 bits, 10 frames/sec で DSA 像を disk にファイルした。

3.4.2 血管描出

経時的 DSA 像について、各絵素ごとの値が最高となる peak image を作成した。そして、high pass filtering 後 DSA 像をみながら適当な cut off 値を入力(閾値を設定)して、血管のみを描出した。次に、描出された血管について2つの parameter image を作成した。

3.4.3 Peak Time Image

〔第40回総会シンポジウム〕 6. Digital Fluorography の応用—Digital Tomosynthesis と動態機能解析— (矢野・他)

動脈相について、各絵素ごとの time density data を作成し、それを3点平滑化処理した。そして、選択した基準 frame から、各絵素ごとの値が peak に達するまでの時間を測定し、peak time image を作成した。画像表示は、matrix size 256×256 で color および monochrome 表示を行った。

3. 4. 4 血液量イメージ

Brüsh¹¹⁾ は、局所的な blood flow を求める方法として、対数変換後の各絵素ごとの time density data について、指定した時間内積分し、各絵素ごとの flow parameter image を作成している。しかし、この場合血管の太さ(幅)が異なっても、深さ方向の厚みが同じ場合には、同一分布を示すことになる。また、血管ごとにある一定時間内に流れる血液量は、流速と血管断面積に関係する。このことから、血管ごとに流れる血液量を求める場合には、血管断面積を加味して考える必要がある。そこで、血管走行方向と垂直の方向に各絵素ごとの flow parameter を積分し、血管走行方向の単位長さ当りの血液量イメージを作成した。しかし、真の血液量(ml)を求める場合には、画像拡大率等の幾何学的条件を考慮した校正定数を求めなければならないため、今回はとりあえず、最高値を100とした相対的な血液量イメージを作成した。画像表示は、matrix size 256×256 で color および monochrome 表示を行った。

3. 4. 5 症例

〔症例1 左内頸動脈閉塞〕

Fig. 14 (A)に DSA 像、(B)に動脈相の peak time image (C)に血液量イメージの monochrome 表示をそれぞれ示す。また、(D)には血液量イメージについての10段階 character image を示す。peak time image では、peak に達するまでの時間が早い程白く表示されている。左中大脳動脈へは、前交通動脈を介して血液が流れるため、peak は前交通動脈より遅く現われている。また、総頸動脈が造影されてから4秒間に流れた左中大脳動脈の血液量は、図(D)から、右中大脳動脈のほぼ1/2程度しか流

Fig. 14. Case 1. Left internal carotid artery occlusion.

- Arterial phase of cerebral DSA, anterior posterior projection.
- Peak time image. The continuous change from white to black indicates increasing time value at which the contrast bolus travels through the vessels.
- Per cent blood volume image. Blood volume is expressed in per cent of the maximum blood volume in the right internal carotid artery.
- Characterized per cent blood volume image by ten levels.

れていないことが解かる。逆に椎骨動脈においては、左椎骨動脈の血液量の方が右椎骨動脈より多く、ほぼ2倍の血液が流れている。

〔症例2 左右総腸骨動脈狭窄〕

Fig. 15 (A)に DSA 像、(B)に動脈相の peak time image、(C)に血液量イメージ、(D)にその10段階 character image を示す。左総腸骨動脈起始狭窄のため、左側は右側に比べ peak に達する時間が遅れている。また、流れる血液量は、腹部大動脈末端で6の値を示す血液量は、左右総腸骨動脈に分配される際、右に4左に2の割合でそれぞれ分配されている。

4. 考察および将来展望について

4.1 Digital Tomosynthesis について

X線断層撮影装置とTV系の結合によって、多方向からの投影TV像を収集して、この投影TV像から任意の深さの断層像を再構成する tomosynthesis は、1969年 Dümmling¹²⁾ によって最初に提案された方法である。そ

Fig. 15. Case 2. Serve stenosis and irregularity of the internal iliac artery.

- A. Arterial phase of pelvic DSA.
- B. Peak time image.
- C. Per cent blood volume image.
- D. Characterized per cent blood volume image by ten levels.

の後, Bailly¹³⁾, Hoefer¹⁴⁾ らによって実施され, それぞれ Electroplanigraphy, Electronic synthesis の名称で報告された. 通常のフィルム法による断層撮影と較べて, 現像操作を必要としないため, 直ちに断層像の観察が可能であり, 1 回の X 線曝射によって任意深さの断層像を再合成するため, 被曝線量が少ないなどの利点がある. しかし, 一方では I.I., TV カメラ, VDR (VTR), 演算回路, アナログ蓄積管等の特性が加わり, 断層像の空間分解能の低下および contrast 分解能の低下等から十分な画質が得られず, 未だに一般的に実用化されるまでには致っていない. 著者らは, 上記の二つの問題点に対し, 空間分解能の低下については, hardware 化された高速 2 次元 filtering 処理¹²⁾ を行い, アナログ蓄積管に起因する contrast 分解能の低下については, 投影 TV 像を digital 化して, 16 bits の frame memory 上での断層像の再合成を行った. さらに, 再合成された断層像に含まれる障害像について, computer を活用した軽減処理を

行い, contrast 分解能の改善をはかった. 特に, 障害像の軽減処理を行った場合には, フィルム法による断層写真と較べて, 腫瘍の輪郭, 血管などの線状影がより明瞭となり, 大幅な画質改善が認められた.

再合成像がフィルム法による断層写真と較べて明らかに劣る点は, I.I. の口径で決まる視野の限界と, I.I. 面が曲面であることに起因する再合成像周辺部の分解能の低下および歪みであると思われる. また, 投影 TV 像を一時的に記録した, VDR および VTR に起因する分解能の低下も今後の対策の 1 つである. したがって, 分解能低下の原因である VDR および VTR を多数枚の frame memory に換え, I.I. 受光面が曲面であることに起因する画像歪みを, I.I. の出力面に凹レンズ等を組み合わせることによりできるだけ少なくし, hardware 化された障害像の軽減処理を加えるなら, 操作性画質共に向上し, digital tomosynthesis の有用性がさらに増すと思われる.

また, 最近では DF (DSA) の普及によって, angiotomography の有用性が強調されている. その中でも注目される論文は, 新しい X 線装置を開発し, 冠状動脈の高速 tomosynthesis を施行した Sklebitz¹⁵⁾ の報告であろう. これは, I.I. を利用した tomosynthesis 利用法の 1 つの方向を示唆したものと思われる.

4.2 DF 像の動態機能解析について

1980 年北米医学放射線学会 (RSNA) の technical exhibition に DSA 機能を有する DF 装置の試作品と臨床データが発表されて以来, 現在ブームといっても過言ではないほど普及しつつある. そして, これまでの幾多の臨床経験から, 形態学的画像診断としての DSA の価値は, ほぼ結論づけられていると思われる. すなわち, 空間分解能, 静注法による造影剤の contrast 分解能, misregistration, I.I. 視野等の問題から, 精査を目的とした従来のカットフィルムによる血管造影に置換わるものではないと思われる. それでは, DSA が不必要かという

〔第40回総会シンポジウム〕 6. Digital Fluorography の応用—Digital Tomosynthesis と動態機能解析— (矢野・他)

と決してそうではないと思われる。DF 像のもつ時間分解能の高さは、血流解析および心機能解析等の dynamic study に応用され、今後一層発展していくものと思われる。DF 像の各 pixel ごとの時系列データに対する解析には、核医学の情報処理技術をそのまま応用できるが、DF 像は核医学像と比較して解像度が非常に優れている。しかも、心機能解析においては、何心拍かのデータ加算を行わずとも、1 心拍分のデータだけで解析可能である。したがって、急性の変化をもとらえることができ、核医学像と比較して非常に有用と思われる。また、従来からの検査法として、cine angiocardiology が行われている。Cole ら¹⁶⁾は、cine film 現像後、digitizer を用いて左心室辺縁を入力し、その入力された辺縁をもとに容積を求めている。また、Chow ら¹⁷⁾は、動的閾値法により辺縁を自動的に計測している。しかし、手動・自動いずれの方法にせよ、cine film の現像操作を必要とし繁雑である。しかも、cine film の r 特性、造影剤濃度、mixing 等の問題から densitometry による情報抽出は不可能と思われる。また、従来の方法によって得られるデータは辺縁情報のみに限極している。したがって、これらの cine film による方法と比較しても、DF 像の densitometry では、画像全てについて各 pixel ごとの時系列データの解析が可能であり、しかも on line 処理が可能であることから、今後大いに期待できる分野と思われる。

5. ま と め

1 回の X 線曝射で任意深さの断層像を再合成し、断層像の観察が直ちに可能となった。analog 的な手法による高速 2 次元 filtering 処理は、1~2 秒で処理が可能であり、断層像の空間分解能改善に役立った。目的とする断層面以外の断層像から、目的とする断層面へぼけ像を作成し、そのぼけ像の減算処理を行う障害像の軽減処理は、断層像の contrast 分解能改善に大いに役立った。したがって、今後 hardware 化された障害像の軽減処理装置を開発することにより、digital tomosynthesis の有用性はさらに増すと思われる。

10 M bytes の frame memory と microcomputer から成る新しい DF システムを試作すると共に、DF (DSA) 像の心機能解析および血流動態解析を目的とした software を開発した。DF (DSA) 像の動態機能解析は、今後の 1 つつの方向と思われる。従来の形態診断と組み合わせることにより、DSA 診断はさらに向上すると思われる。

文 献

- 1) 春日敏夫: X 線 TV 像鮮明化のための新しい試み。信州医誌, **32**(1), 13-24, (1984).
- 2) 春日敏夫, 他: 高速 2 次元コンボリューション法による TV 像観察装置の試作と X 線像改良処理。映像情報, **15**, 631-637, (1983).
- 3) 春日敏夫, 他: 断層 subtraction 処理。断層研究会誌, **10**(2), 120, (1983).
- 4) Weinstein MA, et al.: Digital subtraction angiography: Clinical experience at The Cleveland Clinic Foundation, Applied Radiology, **10**(6), 53-166, (1981).
- 5) Crummy AB, et al.: Computerized Fluoroscopy: Digital subtraction for intravenous angiocardiology and arteriography. AJR **1**, **35**, 1131-1140, (1980).
- 6) Higgins CB, et al.: Quantitation of left ventricular dimension and function by digital video subtraction angiography. Radiology, **144**, 461-469, (1982).
- 7) Adam WE, et al.: Equilibrium (gated) radionuclide ventriculography. Cardiovasc. Radio., **2**, 161-173, (1979).
- 8) Links MJ, et al.: Patterns of ventricular emptying by Fourier analysis of gated blood pool studies. J. Nucl. Med., **21**, 978-982, (1980).
- 9) Kruger RA, et al.: Estimation of the diameter and iodine concentration within blood vessels using digital radiography devices. Med. Phys., **8**(5), 652-658, (1981).
- 10) Lantz BT, et al.: Assessment of cerebral blood flow in man by video dilution technique. Inv. Rad., **16**(3), 181-187, (1981).
- 11) Brühsh JH: Assessment of arterial blood flow measurement by digital angiography. Radiology, **141**, 39-47, (1981).
- 12) Dümmling K: Ein neues varfahren zum mehrfachen shiten mit hilfe von fernsehbild speichern. Radiologe., **2**, 37-40, (1969).
- 13) Baily NA: Electro fluoroplanigraphy. Radiology, **107**, 669-671, (1973).
- 14) Hoefer EE: Electronic synthesis of tomograms. Medicamundi, **19**, 66-67, (1974).
- 15) Sklebitz H: Tomoscopy: Dynamic layer imaging without mechanical movements. AJR, **140**, 1247-1252, (1983).

- 16) Cole JS, et al.: A semiautomated technique for the rapid determination of left ventricular volume from left ventricular cineangiograms. Comput. Bio-Med. Res., 7, 575-589, (1974).
- 17) Chow CK, et al.: Automatic boundary detection of the left ventricle from cineangiograms. Comput. Bio-Med. Res., 5, 388-410, (1972).