COMPUTER 処理による 70 mm 排尿時造影写真からの膀胱及び尿道像の輪郭抽出 (矢野・滝沢・鈴木・丸山・丸山)

COMPUTER 処理による 70 mm 排尿時造影写真からの 膀胱及び尿道像の輪郭抽出

信州大学医学部附属病院中央放射線部

矢野今朝人・滝沢 正臣・鈴木 茂雄・丸山 静雄・丸山 清

(論文受理 昭和52年1月28日)

(Code No. 23390, 21340, 250)

EXTRACTING THE BOUNDARY OF URINARY BLADDER AND URETHRA FROM 70mm VOIDING CYSTOGRAMS BY COMPUTER PROCESSING

by KESATO YANO,

MASAOMI TAKIZAWA,

SHIGEO SUZUKI,

SHIZUO MARUYAMA and

KIYOSHI MARUYAMA

Department of Radiology, Shinshu
University Hospital, Matsumoto.

(Article received: Jan. 28, 1977)

Summary

70mm voiding cystogram is digitized row by row and punched out in the form of paper tape using JEC-5 small computer system and a film scanner. These digitized data are read into core memory in a 64×64 array, and written on a magnetic tape as one data per word using DP-5000 image processing system. This system is constructed of central processor TEAC-16 which has a performance of 16 kW core memory.

Before extracting the boundary of urinary bladder and urethra, authors preprocessed following methods.

- (1) Correcting the output voltage to the relative exposure using a least squares method.
- (2) Eliminating the noise which is caused by the film scanner using the digital filtering techniques.

A crucial problem in using image segmentation method based on the thresholding is that of how to select the threshold. In many cases it is not possible to do this in advance, since the correct threshold may not be same for all voiding cystograms. However, it is sometimes possible to select a good threshold for each image automatically by examining the frequency distribution of gray levels. The frequency distribution of gray levels is constructed of the moving matrix which moves along element by element including the urinary bladder. In order to extract the urinary bladder and the urethra easily, authors reverse the digitized voiding cystogram. In the reversal image, as the urinary bladder and urethra have a maximum gray level, authors could segment the image by choosing the threshold at the 1st bottom of the valley bordering the 1st peak and the 2nd peak. In making the frequency distribution of gray levels, authors used 53×53 for the moving matrix size and used 50 for the number of gray levels.

1. はじめに

排尿時造影検査に於ける動態情報の抽出、並びに診断の定量化を目的とし、その手始めとして computer 処理による膀胱及び尿道像の抽出を試みた。今回は 70 mm rapid camera で排尿直後から 1 秒間隔で撮影された、計 5 枚の排尿時造影正面写真についての検討を行った。最初に排尿時造影写真について、computer 制御による X 線 film 像の digital 化を行い、続いて出力電圧の r 補正、並びに digital filtering¹⁾ 処理によるノイズの除去を行った。そして mode 法²⁾に基づく変動しきい値処理³⁾、並びに単一しきい値処理の組み合わせ処理を行い、排尿時画像全体の中から膀胱及び尿道像のみの抽出を行うと共に、抽出像に対し補間法による輪郭の線図形化を行ったので、その結果を報告する。Fig. 1 にこれらのフローチャートを示す。

Fig. 1 Flowchart for the computer processing of 70 mm voiding cystogram.

2. 使用した装置

2.1 フィルム並びに撮影装置

排尿時造影写真は富士 RX 70 mm フィルムを用いて日立 DC 1510 X 線装置、フィリップス 9" I.I. 並びにキヤノン rapid camera により、40 kVp 4 mAs の条件で撮影されたものである。被写体は 6 歳の女子で、造影剤は Conray 60% を 3 倍に希釈したものを 180 ml 用いた。

2.2 70 mm 排尿時造影写真の digital 化

aperture size 300 $\mu\phi$ の東京光電フィルムスキャナで排尿時造影写真を走査した。そして 2 進 8 桁、変換速度 80 μsec の ADC 内臓の日本電子 JEC-5 型 computer (core memory 4 kW, cycle time 5 μsec) で X 線写真の digital 化の制御を行った。

2.3 画像処理並びに画像表示

画像処理は memory の関係から中央処理装置に T-16 型 computer (core memory 16 kW, cycle time 660 nsec) を有する、Image Processor DP-5000 (ティアック) によって処理した。端末装置としては MT, TTY, CRT display, PTR, hard copy 等を備えている。これらのブロック図を Fig. 2 に示す。

Fig. 2 Block diagram of the computer processing system of 70 mm voiding cystogram.

3. 70mm 排尿時造影写真の digital 化

排尿時造影写真の画像処理域 $40 \times 40 \text{ mm}^2$ を、走査速度 1.33 mm/sec のフィルムスキャナで走査した。そして

Fig. 3 Input 70mm voiding cystogram.

COMPUTER 処理による 70 mm 排尿時造影写真からの膀胱及び尿道像の輪郭抽出 (矢野・滝沢・鈴木・丸山・丸山)

出力電圧を AD 変換して digital 化し、紙テープにパンチアウトした。更にこれを画像処理するため磁気テープにファイルした。標本点間隔 0.625 mm、標本点数 64×64 の 4,096 点である。また写真上の測定点の黒化度濃度範囲 0.00 ~ 1.15 を digital 化して 8 bit の 256 レベルに変換した。スキャナのバックラッシュによる精度の低下を防ぐため、片道走査で digital 化を行い、しかも立ち上がり誤差をなくすため余分な走査をしているので、走査時間は約 90 分程を要した。Fig. 3 に入力した 70 mm 排尿時造影写真を、Fig. 4 には digital 化して得られた画像 $\{d(i, j)\}$ の 11 レベル CRT 表示を示す。両者共に a) は排尿直後、b) は 1 秒後、c) は 2 秒後、d) は 3 秒後、e) は 4 秒後の像である。

4. 画像前処理

4.1 digital 化された画像の r 補正

線形画像処理を行うにあたり、フィルム濃度は非線形であるため、フィルム特性曲線を求め、これを最小自乗法による二次多項式として近似し、画像 $\{d(i, j)\}$ の r 補正を行い r 補正後の画像 $\{g(i, j)\}$ を得た。Fig. 5 に濃度 0.00 ~ 1.15 に於ける特性曲線を示す。又近似式は濃度を d 、強度を $g(d)$ とすると、 d の範囲によって 3 分割され各々

Fig. 5 Graph showing the relation between the relative exposure and the output voltage.

Fig. 4 CRT display of the digitized voiding cystogram. These images are displayed by the eleven brightness levels.

$$g(d) = \begin{cases} (-1.33 \times 10^{-3}) \cdot d^2 + (4.49 \times 10^{-1}) \cdot d & \cdots 0 \leq d \leq 50 \\ (1.54 \times 10^{-3}) \cdot d^2 + (1.98 \times 10^{-1}) \cdot d + 5.40 & \cdots 50 < d \leq 150 \\ (8.31 \times 10^{-3}) \cdot d^2 - 1.70d + 138 & \cdots 150 < d \leq 255 \end{cases} \quad \cdots (1)$$

となる。

4.2 digital filtering 処理によるノイズの除去

4.2.1 ノイズの統計的性質の検討

Fig. 6 Noise analysis.

- a) Noise distribution in the simulation model.
- b) Autocorrelation function of the noise.
- c) Power spectrum obtained from Fourier transform of the autocorrelation function.

一般に I. I. 間接写真を digital 化する場合, 入射 X 線量子の統計的変動によるノイズ, I. I. 間接撮影装置のノイズ, フィルムの粒状ノイズ並びにフィルムスキャナのノイズ等が原因となり S/N 比の低下をきたすことが考えられる. したがって画像処理の前にこれらの総合ノイズがどのような性質を示すものか, 又主原因は何であるかを知る必要があり, これらをシミュレーションにより測定した.

8 cm 厚の Mix D_F phantom を吸収体として使用し, 40 kVp 4mAs の条件で I. I. 間接撮影した. 得られたシミュレーションフィルムを, 排尿時造影写真と同様の方法で digital 化した. Fig. 6(a) にシミュレーションフィルムの強度分布 $n(i)$ を示す. そして統計的性質を推察する方法として, 自己相関々数 $G(l)$, 並びにその power spectrum $W(u)$ を求めた⁴⁾. Fig. 6(b)(c) にこれらの結果を示す. $G(l)$, $W(u)$ の相互比較からシミュレーションデータは正弦波振動のノイズであることが推察される. 又濃度差によるノイズの影響力の違い, 即ちノイズの加法性及び相乗性について調べた. ノイズの変動性の測度としては, 標本分散を用いてノイズの評価を行った.

Fig. 7 に濃度が 0.22, 0.35, 0.51, 0.65, 0.86, 0.95 の 6 段階の濃淡フィルムについて digital 化した時の強度分布及び各濃度に於ける標本分散を示す. これからノイズは濃度に無関係な統計的性質を示す加法的なノイズであると推察できる.

4.2.2 ノイズ除去の方法

ノイズは加法的であるから空間周波数領域で画像を扱えば, 信号成分とノイズ成分の空間周波数分布が異なる場合は分離して表現できる. 即ち適当な特性を持つ空間周波数フィルタを用いて, 画像の周波数特性を変化させることができる⁵⁾⁶⁾. しかしフィルタの特性によっては分解能に影響を与えたり, ノイズ成

Fig 7 Graph showing the variance and the amplitude of noise in various film densities.

Fig. 8 Two-dimensional Fourier transform.

- a) Magnitude of Fourier transform of image $\{g(i, j)\}$.
- a') Logarithm of magnitude of Fourier transform.
- b) Magnitude of Fourier transform of noise $\{n(i, j)\}$.
- b') Logarithm of magnitude of Fourier transform.

COMPUTER 処理による 70 mm 排尿時造影写真からの膀胱及び尿道像の輪郭抽出 (矢野・滝沢・鈴木・丸山・丸山)

分の減衰が不十分であったり、又誤まった画像強調を行ったりする。そこで我々は排尿時画像 $\{g(i, j)\}$ 並びにシミュレーションにより測定されたノイズ $\{n(i, j)\}$ について二次元 Fourier 変換を行い、各々の周波数分布の相互比較並びに特徴から周波数フィルタを決定した。

Fig. 8(a) に第 1 相排尿時画像についての Fourier 変換像 $\{G(\nu, \tau)\}$ を示し、(a') には $\{G(\nu, \tau)\}$ についての対数変換像を示す。又 (b) には測定されたノイズについて、直流成分をある程度カットして得られた標本平均 0.56、標本分散 17.1 のノイズについての Fourier 変換像 $\{N(\nu, \tau)\}$ を示し、(b') には同じく対数変換像を示す。入力画像は両者共に標本点数 64×64 の 4,096 点、標本点間隔 0.625 mm である。Fourier 変換は二次元 DFT を用いて行い、遮断周波数 ± 0.80 lp/mm まで求めた。

Fig. 8 に示される如くノイズの周波数特性としては、 ν については $\nu = 0.00$, $\nu = \pm 0.37$ lp/mm 附近に振幅の大きい特異的な周波数領域が有るが、 τ については $\tau = 0.00$ lp/mm 以外には特に振幅の大きい周波数領域は無いように思われる。従って周波数フィルタとしては、遮断周波数 $\nu_c = 0.25$ lp/mm までは特性を 1.0 に保ち、それ以上の高い周波数領域については、減衰する特性を持つ一次元周波数フィルタ $F(\nu)$ を考えた。又減衰部は $F(\nu)$ を Fourier 逆変換して重み関数 $f(k)$ を得る際、遮断周波数附近に於ける振幅の急激な変化が、Gibbs 現象の overshoot⁷⁾ をもたらすとされているので、遮断周波数附近の急激な減衰は避け Gauss 分布に近似した。従って周波数フィルタ $F(\nu)$ は次式の如く表わした。但し標準偏差は $\sigma = 2.0$ とした。

$$F(\nu) = \begin{cases} 1 & \dots\dots\dots |\nu| \leq \nu_c \\ \exp \left\{ -\frac{(|\nu| - \nu_c)^2}{2\sigma^2} \right\} & \dots\dots\dots |\nu| > \nu_c \end{cases} \dots\dots\dots (2)$$

実際のノイズ除去の演算は、空間周波数領域で考えたフィルタ $F(\nu)$ を Fourier 逆変換して空間領域で扱い、得られた重み関数 $f(k)$ と画像 $\{g(i, j)\}$ との convolution 演算⁸⁾を行い、ノイズの除去された画像 $\{s(i, j)\}$ を得た。Fig. 9(a) に周波数フィルタ $F(\nu)$ を示し、(b) には重み関数 $f(k)$ を示す。又 Fig. 10(a) には第 1 相排尿時画像 $\{g(i, j)\}$ について、 $j=29$ 及び 39 に於けるプロフィールを示し、(b) には digital filtering 処理後の画像 $\{s(i, j)\}$ についての同じくプロフィールを示す。膀胱部に於けるノイズ除去の効果を標本分散 v を用いて表わすと、digital filtering 処理前は $v=17.18$ であったが、処理後は $v=1.65$ となった。

a)

b)

Fig. 9 a) Low-pass spatial frequency filter $F(\nu)$.
b) Weight function $f(k)$ obtained from inverse Fourier transform of the spatial frequency filter $F(\nu)$.

a)

b)

Fig. 10 Result of the digital filtering.
a) Profile of the 1st phase digital image $\{g(i, j)\}$.
b) Profile after digital filtering

5. 膀胱及び尿道像の輪郭抽出

5.1 mode 法による膀胱及び尿道像の抽出

画像 $\{s(i, j)\}$ 全体の中から、腰椎、骨盤、大腿骨な

どを除去し、膀胱及び尿道像だけを自動的に抽出する方法として、mode 法による変動しきい値処理、並びに単一しきい値処理の組み合わせ処理を行った。

先ず膀胱及び尿道像の抽出を容易にする目的で、陰性像である画像 $\{s(i, j)\}$ を反転し陽性像である画像 $\{p(i, j)\}$ を得る。続いて画像 $\{p(i, j)\}$ を最高強度が 50 counts/element となるように、強度レベルの圧縮を行う。これは作成されるヒストグラムの強度レベルを 50 レベルにするためである。それから圧縮された画像 $\{p_{50}(i, j)\}$ について、常に膀胱部を含むような大きなマトリックスを考える。このマトリックスは 53×53 の大きさを基本単位として、1 絵素ずつ移動する移動マトリックスである。そしてこれらのマトリックスについて強度分布のヒストグラムを作成する。ヒストグラムでは強度パターンの違いにより、各々ピークを持った特徴分布として表わされる。

従ってピーク値間の谷底に合わせて大きい値を選ぶことにより、強度パターンごとに画像を分割することができる²⁾⁹⁾。膀胱及び尿道像は画像 $\{p_{50}(i, j)\}$ では最高強度を示す。そこで膀胱及び尿道像だけの抽出を行うためには、ヒストグラム上で最高レベルから数えて、第 1 ピークと第 2 ピークとの間に示される谷底 Fig. 11(c)の矢印をしきい値として自動認識させれば良い。Fig. 11(a) に第 3 相排尿時画像 $\{p_{50}(i, j)\}$ を示し、(b) には 1 絵素ずつ移動する 53×53 のマトリックスを示す。又 (c) には最初のマトリックスで作成されたヒストグラムを示す。

ヒストグラム上で認識されたしきい値を T とする。そしてマトリックス内の値 $p_{50}(i, j)$ と T との比較を行い、

$$t(i, j) = \begin{cases} 1 & \cdots \cdots p_{50}(i, j) \geq T \\ 0 & \cdots \cdots p_{50}(i, j) < T \end{cases} \quad \cdots \cdots (3)$$

で与えられる二値画像 $\{t(i, j)\}$ を得る。それからマトリックスを 1 絵素ずつずらし、各々のマトリックスについて二値画像をつくる。それを全ての領域について加算し第 1 抽出像 $\{e_1(i, j)\}$ を得る。Fig. 12 に第 1 相から第 5 相までの第 1 抽出像 $\{e_1(i, j)\}$ を示す。

Fig. 11 a) CRT display of the 3rd phase reversal image $\{p_{50}(i, j)\}$.
b) Moving matrix used for making the histogram.
c) Bar graph showing the number of elements in a) having each gray level, 0, 1, ..., 50.

Fig. 12 The 1st extracted image $\{e_1(i, j)\}$ using the moving thresholding by the mode method.

コントラストが十分で、しかも重複するマトリックス内に常に収まる第 1 相膀胱像については、第 1 抽出像で十分であるが、第 2 相以下の膀胱及び尿道像については

COMPUTER 処理による 70 mm 排尿時造影写真からの膀胱及び尿道像の輪郭抽出 (矢野・滝沢・鈴木・丸山・丸山)

尿道像の一部がマトリックスの大きさの関係上、重複するマトリックス内に常時収まっているわけではないので尿道像については二値化が十分行われない抽出像となる。又コントラストの不十分な第5相については、目的とする膀胱像の他に、腰椎及び骨盤の一部が障害像として抽出されている。

そこで障害像の除去、並びに抽出画像の二値化を目的として、第1抽出像に対し更に今度は mode 法による単一しきい値処理を行い、第2抽出像 $\{e_2(i, j)\}$ を得て、これを最終的な抽出像とした。Fig. 13 に第1相から第5相までの第2抽出像を示す。コントラストの十分な第1相から第4相までは、ほぼ満足できる抽出結果を示し

Fig. 13 The 2nd extracted imimage $\{e_2(i, j)\}$ using the single thresholding by the mode method.

Fig. 14 Line drawing for the 2nd extracted image $\{e_2(i, j)\}$. The curve is approximated by interpolating straight line segments between the sample points.

ている。しかし第5相についてはコントラストが不十分であるため、障害像は除去できたが膀胱像の一部 (Fig. 13(e) の矢印) もカットされてしまい、像の歪みを生じている。

5.2 輪郭の線図形化

抽出された膀胱及び尿道像の輪郭を線図形化するために、相隣接する4点について補間法による等高線表示を行い、輪郭の線図形化を行った。単に抽出像 $\{e_2(i, j)\}$ を線図形化するだけでは、標本点が粗いことに起因する歪みを生じるため、5点二次元平滑化処理を行い抽出像をぼかした後輪郭の線図形化を行った。Fig. 14 に輪郭の線図形を示す。a) から e) までは、第1相から第5相までの抽出像に対する線図形を示し、f) は a) から e) までの線図形の重ね合せ表示である。

6. 考 察

6.1 70 mm 排尿時造影写真の digital 化表示

鳥脇等¹⁰⁾は 70 mm 胸部写真を digital 化表示するのに標本点間隔 0.2 mm、標本点数 256×256 の 65,536 点で行っている。我々は排尿時造影写真の処理領域 $40 \times 40 \text{ mm}^2$ を、標本点間隔 0.625 mm、標本点数 64×64 の 4096 点で行った。これはフィルムスキャナの Y 軸送り機構、並びに core memory の制約によるものである。排尿時造影写真の情報は胸部写真のそれより少ないと考えられるので、 256×256 のマトリックスの大きさは必要ないとしても、尿道像の抽出及び VUR 症例に伴う尿管像の抽出を正確に行うには、 128×128 程度のマトリックスの大きさは必要であると思われた。

排尿時造影写真を digital 化する場合、aperture size 並びにフィルムスキャナの電氣的フィルタ特性により、ぼかされた像となる¹¹⁾。従って一般的には、標本点間隔によって決まる遮断周波数までは測定装置の MTF に逆比例し、それ以上の高い周波数域では急速に減衰するよ

Fig. 15 M.T.F. in the measuring system.

うな band-pass filter によるぼけ修正等が必要となる。
Fig. 15 に排尿時造影写真の digital 化に用いたフィルムスキャナの MTF を示す。これは矩形波チャートを用いて得られた矩形波レスポンスを、Coltman の補正式によって正弦波レスポンスに変換したものである。ノイズ除去を目的として設計した周波数フィルタは、0.25lp/mm を遮断周波数としているので、そこに於ける MTF をみると 0.97 である。この値は 0.25lp/mm までの MTF 低下は殆んど無視できると考えられるので、ノイズ除去のフィルタを設計する際、ぼけ修正は考えなかった。

6.2 digital filtering 処理によるノイズの除去

Fig. 6 の結果により測定されたノイズは、正弦波振動のノイズであることが推察された。もし 70 mmI.I. 間接写真モトルが、ノイズとして測定されているとするならば、ランダムな強度分布、相関距離が大きくなるにつれて減少する自己相関々数、並びに連続的な周波数分布域を持つ power spectrum を示すはずである。又フィルムスキャナの aperture size 並びに電気的フィルタ特性から考えても、写真モトルが測定されたとは考えにくい。更に Fig. 7 の結果によると、ノイズは相加的なノイズであるから、総括的に考えて、測定されたノイズは光学的ノイズと考えるよりも、フィルムスキャナからの電気的ノイズと解釈するのが妥当であると思われる。

ノイズ除去の方法としては、一次元 digital filtering 処理を行った。これは電気的ノイズが出力電圧の時間的变化によって生じること、並びに Fig. 8 に示されたノイズの二次元 Fourier 変換像は、一次元的な特徴を示すパターンであることに起因する。そしてノイズ除去の演算は、空間周波数領域で考えた周波数フィルタを空間領域にもどし、得られた重み関数で digital 化された画像との convolution 演算により行った。これは Fourier 変換及び Fourier 逆変換による周波数領域での直接的なアプローチの方法は、解が不安定或は発散状態になり易くこの演算は困難を伴う¹²⁾とされているからである。

6.3 膀胱及び尿道像の抽出

微分演算は境界の検出に良く用いられている手法であるが、雑音に敏感であり又微分画像を線図形化することは、それ程容易なことではない¹³⁾。そこで今回は、しきい値処理法に基づく輪郭抽出を試みた。

しきい値処理法に基づいて、排尿時画像全体の中から膀胱及び尿道像のみを抽出するうえで重要な問題は、しきい値をどのように選ぶかである。膀胱及び尿道像は時間的濃度変化があるため、一連の排尿時画像全てについてしきい値が同じとは限らない。従って前もってそのし

きい値を定めておくことは不可能である。そこで各排尿時画像について、自動的に膀胱及び尿道像を抽出する方法として、mode 法によるしきい値処理を行った。

第1処理としては、単なる単一しきい値処理を行わずマトリックスをし絵素づつずらしていく変動しきい値処理を行った。これは1回のヒストグラム作成だけでは、ヒストグラムの状態によっては、誤まったしきい値をとる可能性があるからである。従ってマトリックスをし絵素づつ移動させ、僅かに異なる強度パターンについて、何回かくり返してしきい値処理を行うことにより、統計的誤差を少なくできると考えた。第2処理としては、第1抽出像に対し、障害像の除去並びに画像の二値化を目的として、mode 法による単一しきい値処理を行い、最終的な抽出像を得た。

ヒストグラムを作成する移動マトリックスの大きさとしては、第1相から第5相までの一連の排尿時画像について、膀胱部を常時含み、かつしきい値処理を最大限くり返して行うという意味から、53×53のマトリックスを選んだ。この大きさのマトリックスを用いた場合、常時重複する膀胱部に於ては、144回のヒストグラムを作成したことになる。

ヒストグラムを作成する際、強度レベルを何レベルにするかによっても、異なったパターン抽出となりうる。即ち必要以上のレベル分割を行うと、ノイズが目立つようになり、ピーク値間の谷底抽出を行う際、統計的誤差を伴い正確な抽出が困難となる。逆にレベル分割が少ないと、僅かな強度変化を示すパターンは、大きな強度変化のパターンの中に埋もれてしまい抽出ができなくなる。そこで分割のレベルとしては、画像(p(i,j))の膀胱部に含まれるノイズの相対的割合に従うことにした。膀胱部に於ける最大強度を max(B)、最小強度を min(B) とすると、

$$e = \frac{\max(B) - \min(B)}{\max(B)} \dots\dots\dots(4)$$

で与えられる e は、各相で多少異なるが 0.018~0.021 であった。従ってヒストグラムの強度レベルとしては、50 レベルを用いた。

抽出された尿道像は、膀胱像に比し、やや大きく抽出されている。この理由としては次の二つが考えられる。一つは Fig. 3 と Fig. 4 の比較からわかるように、digital 化の時点でやや大きく変換されていることから考えて、標本点間隔が 0.625 mm と粗いことが原因と考えられる。即ち1絵素の誤差を生じても、尿道像は膀胱像に比し、小さいので、相対的誤差は大きくなると考えられる。

COMPUTER 処理による 70 mm 排尿時造影写真からの膀胱及び尿道像の輪郭抽出 (矢野・滝沢・鈴木・丸山・丸山)

二つは digital filtering 処理による高周波数域の遮断により、ヒストグラム上で強度パターンの特徴を示すピークは広がりをもったものとなる。従って高レベル側から追跡して、ピーク値間の谷底を自動認識させる場合、やや低レベルより認識される。これにより、尿道一恥骨の強度変化は、膀胱一骨盤腔の強度変化に比べて、なだらかでしかも境界が不鮮明であるため、低レベル側の恥骨の一部が抽出されて、結果的には尿道像が大きく抽出されたものと思われる。

7. ま と め

本論文では、70 mm I.I. 間接撮影された排尿時造影写真から、computer 処理による膀胱及び尿道像の抽出方法について、基礎的な検討を行った。

入力装置にフィルムスキャナを用いて digital 化を行った。スキャナから発生する電氣的ノイズの除去方法として、空間周波数領域で考えた周波数フィルタを用いてノイズの除去を行ったが、有効的であった。

膀胱及び尿道像の抽出方法として、mode 法に基づくしきい値処理を行った。コントラストの比較的十分な排尿時相については、ほぼ満足できる抽出結果が得られた。濃度の異なる幾相もの排尿時画像から、特徴抽出を自動的にしかも比較的容易に行なえる方法として mode 法に基づくしきい値処理は有効な方法であると結論された。

本研究の要旨は日本医学放射線学会第32回物理部会(横浜)に於て発表した。

文 献

1) M. Matsuo: Computer Processing of the Scinti-

graphic Image using Digital Filtering techniques, N. A. Radiologica, 36, (1976).

2) A. Rosenfeld: Picture Processing by Computer, Academic Press, (1969).

3) 相馬敬司, 他: 胃X線写真の処理, JJME, 14, (1976).

4) 土井邦雄, 他: Radiology におけるX線量子の統計的ゆらぎ, 応用物理, 35, (1966).

5) 尾上守夫: 画像情報の計算機処理, 生研講習会テキスト, (1972).

6) L. E. Franks: Signal Theory, Prentice-Hall, (1969).

7) Bernal Gold, et al.: Digital Processing of Signals, McGraw-Hill, (1969).

8) T. A. Iinuma, et al.: Digital Data Processing and Display in Radioisotope Imaging, Medical Radioisotope Scintigraphy, 1, (1969).

9) 坂井利之, 他: オンラインによる織物パターンの画像処理とその応用, 第3回画像工学コンファレンス, (1972).

10) J. I. Toriwaki, et al.: AISCR-V2 A Software System for Automatic Interpretation of Chest Photofluorograms, JJME, 12, (1974).

11) T. Mukai: Studies on the Computer Processing of the Radioisotope Images, N. A. Radiologica, 35, (1975).

12) A. F. Jones, et al.: The Problem of Error in Deconvolution, J. Phys., A3, (1970).

13) 赤塚孝雄, 他: 胃のX線充盈像の特徴抽出, 映像情報, 16, 8, (1976).