放射線医学とテレビジョン技術

——テレビ画像処理と応用を中心として——

信州大学医学部付属病院 中央放射線部 滝 沢 正 臣

放射線医学におけるテレビシステムの応用は、X線テレビを初め、広い範囲にわたる。ここでは、これらのうち、画像計測と解析をコンピューターにより行った例を応用とともに述べる。すなわち放射線像の処理システム、デジタル処理、アナログ処理、ビデオプラニメトリー、ビデオデンシトメトリー、CT 像の表示と処理、X線ビデオ CT について、実験を主として行い、ビデオ画像解析の放射線診断精度向上への可能性の大きいことを知った。

1. ま え が き

放射線医学分野におけるテレビ応用のうち最も重要かつ広い範囲で用いられているものはX線テレビであり、すべてのテレビ応用の 90% 程度を占めていると考えられる。この他には、X線写真の計測を目的とした装置や、2つのX線写真のサブトラクションを行うための装置があり、その他には、シンチグラム、コンピューター断層、超音波等に用いられる各種表示装置としての利用がある。ここでは、これらの応用のすべてを述べることは難しいため、単なる表示装置として用いることを除いたテレビ応用とその関連的な事柄につき、著者らのささやかな経験を中心として述べたい。

2. X 線テレビシステム

X線テレビが医学分野で広く応用され始めたのは1960年代以降であり、それまでにはX線管からのX線を検出しテレビ信号の組合せを得るための多くの方式、例えば、蛍光板とビジコン、ミラーカメラとイメージオルシコン等の組合せが試みられた¹⁾。現在ではX線管と蛍光増倍管(I.I.)の組合せが最も一般的となり、一部でミラーカメラとビジコンの組合せが使われているにすぎない。またX線テレビと組合せるX線管も、最初は連続X線を発生するものが多かったが、放射線被曝の低減の要求やX線制御系の進歩につれパルスX線方式が用いられ、効率の良いX線透視が可能となっている。

これらに加えて最近の試みとして、電子ビームを加速後偏向して位置を制御し、発生したX線をピンホールレ

ンズによりマイクロビームに絞り、被写体を走査してX線像を得る方式が報告され²⁾³⁾、放射線被曝の大幅な低減を実現しようとする次世代のX線テレビとして注目されている。またX線テレビを断層撮影に用いようとする試みもある^{5)~9)}。

3. テレビ信号処理のためのハイブリッドデータ処理システム

テレビシステムにおいては、視覚による観察のみでなく同時に像の変形や移動を計測し、定性的データを得た場合も多く、このようなときにはビデオ信号が高い周波数成分を持ち、かつ同期信号を持つため、その処理には一般的なアナログ信号と異なる処理方法をとる必要がある。このためのデータ処理系には、特別の入出力装置を必要とする。一般的にデジタル処理のみを考えると、連続する映像フレームのすべてのデータを処理することはメモリーの関係で難しいため、デジタル処理を必要とするもののみを処理し、それ以外のはアナログ処理する方法をとれば、システムの規模が小さくてすみ実用性が高くなることが考えられる。ハイブリッド型データ処理装置(Image Processor)は、このような考え方により開発された装置であり、われわれは1973年以来この装置を用いて実験を行って来た。この装置の基本的な系統図を図1に示した。システムはハイブリッド構成となっているため、テレビ、一般アナログ、アナログパルス(1次元、2次元)、デジタル等の広範囲な信号入力を可能としている。出力も同様で、ビデオ、DAC(3ch)、デジタル等が随時利用できる。

3.1 デジタル部

16 kw のミニコンピューター (T-16) を中心として、

"Video Image Analysis in Radiology" by Masaomi Takizawa
(Department of Radiology, Shinshu University Hospital, Matsu-
moto)

図1 ハイブリッド画像処理システム

I/O のための3つのチャンネルが利用できる。シンチカメラからの高速パルスを2次元でサンプリングできるセレクトターチャンネル、磁気テープ（オープン2台、カセット3台）、アナログシステムインターフェースのためのマルチプレクサーチャンネル、CRTディスプレイのための割込みチャンネルがそれぞれあり、OSによって数JOBの並列処理も可能となっている。

3.2 アナログ部

このシステムは、アナログメモリー（2台）と、ランダムアクセス型VTR（RA-VTR）、ビデオディスプレイ文字信号発生器、制御パネルとから成っている。アナログメモリーは、アナログ演算、デジタルシステムからのX-Y-Z系信号書き込み、読み出し等のために用いられる。このうちアナログ演算では、1台のみによる画像積分や重複表示のためのバッファ等に用いられるが、2つのメモリーを同時に用いると広い応用ができる。

この方法により、精度的には高いが、多量のメモリーを必要とするデジタル演算に比較して、容易にサブトラックション等を実施できる。アナログ部で収録した放射線像を図示する。

写真1は、シンチカメラからX-Y-Z系で直接入力し

写真1 アナログ部に収録したシンチカメラによる肺シンチグラム

た肺シンチグラムの一例で、在来フィルム記録に比し白黒は反転しているが、良い階調度で像を観察できる。メモリーからの読み出しをテレビモードで行えば、ケーブルの延長が容易なため別の観察室での読影が容易である。また、アナログメモリー特有のズーミングとjoy stick操作を必要により使用して観察できる。

3.3 RA-VTRによる放射線像ファイル

X線写真やシンチグラム等は1日当りの撮影数が大変多く、大規模病院ではその数が500枚以上にも達する。したがって、これらのフィルムを系統的に整理し迅速な検索を

行うことは急務となって来る。また、X線フィルムは、ファイル容積が大きいため保管スペースにも問題を有する。この対策として、マイクロフィルムやマイクロフィッシュ方式が考えられ、一部で用いられているが、現像操作、転送等に問題がある。デジタル化してファイルすることは理想ではあるが、速度やファイル密度に問題がある。テレビ画像のファイルまで含めた広範囲の放射線像ファイルを実現するために、VTRをベースとしたアナログファイルを検討した。

現在の低コスト工業用VTRでは、個々の像をファイルし、また目的の像を迅速に検索することは、テープアドレスが機械式となっているので難しい。このため、VTRをランダムアクセス動作させることにした。テープ上の各フレームに対応してデジタルアドレスを設定すればこの目的が実現できる。

そこで2チャンネルの音声トラックを利用して、これにアドレスを付加し、指定したアドレスを順、逆いずれの方向にもサーチする方法を試みた。テープ上の画像フィールドと、サーチ用のアドレス対応を図2に示した。

2チャンネルの音声トラックを用いたのは、エラーによる誤動作を防止するためであったが、実験では1チャンネルで充分であった。トラック上に0~99の上位アドレスと0~99の下位アドレスを記録した。したがって0~9999までの頁が記録可能となる。

コントローラーは、スイッチまたはCPUから指示さ

図2 ビデオテープ上のデジタルアドレス

図3 ランダムアクセス動作のフロー

れたアドレスによってまず仮想アドレスを設定し、大ブロックを高速でサーチする。読取り値と指示値との差を少なくする方向に進み、上位アドレス一致の後に低速で下位アドレスを検索し、目的の頁の像をアナログメモリーに読出して停止する。

この方法によって、最短時間で目的アドレスに到達することができるようになった。またファイルの際も、通常のテープと異なり任意の頁に像を記録することができる。そして検索時間は最長15秒程度となった。読出し、書込みの時間間隔は、ハードウェアでは、1枚単独、一定時間ごとに数枚、連続、の3つの方法が選択できる。サーチのフローを図3に示した。

このVTRにより、高い密度を持つアナログ画像を多量にファイルすることができたが、基本的な画質に関する性能は変わらないため、このままでは実大X線写真のファイルは無理で、実用上はテレビ像、シンチグラム、間接撮影像等が対象となり、すべての放射線像をファイルするには、VTRの改良や走査線数の増加等が必要となってくる。

現在、急速に利用が増大しつつあるCT像は、デジタル像であり、現在そのマトリクスサイズは最大でも

写真2 CT像のファイル

512であるためVTRファイルが容易で、多数のファイルを実施できる。このファイルを通常のコンピュータテープで行えば、テープ巻末の像を読出し、あるいは書込むためには数分以上を必要とする。

写真2は、CT装置(EMI, CT-1010)により得られた像を磁気テープからアナログメモリーに書込み、これをファイルした一例である。もちろんCT装置とファイル装置をラインで結べば、リモート操作で直接ファイルが可能である。

3.4 ビデオディスクファイルと計測

ビデオディスクメモリー(VDM)には、1チャンネルと多チャンネルが用いられているが、前者は放射線分野では、X線テレビを用いた透視時における被検者への放射線被曝を軽減する目的で使用されている。すなわち透視中X線の放射を送像速度に合わせて間欠的に行い、X線が放射されないフレーム期間前のフレーム像を再生する。図4にそのタイミングを示した。X線放射を間引く間隔を大きくした場合、被曝線量は少なくなるが像は少しギクシャクしたものとなる。しかし人間の眼では像の早い動きを観察することは難しいので、実用上はほとんど差支えがない。

多チャンネルのVDMは、これまで放射線分野に用いた報告は少ないが、片倉らは、X線テレビ断層に用いることを試み、1回のX線曝射のデータから、くり返し

図4 ビデオディスク利用の放射線被曝低減のX線放射タイミング図(図は3:1の例)

図5 マルチチャンネルビデオディスクのコンピュータ制御回路

再生と遅延時間の調整により、画質的には問題があるが、任意深さの断層像の合成を行っている⁵⁾。

著者らは 15 チャンネルの VDM (MDM-1500R, 日立) を用いたファイルとデータ解析を試みている。すなわち、このメモリーを中規模のデータファイル兼バッファとして用い、直接または RA-VTR より転送のうえ解析、表示する方法をとった。このため、VDM にコンピューター制御を可能とするための回路 (図 5) を付加し、チャンネル切替え、リード・ライト、入力等を on-

line, off-line 操作の双方に使えるようにした。このことは、on-line ではコンピューターのディスクとテープの関係と同じとなり、目的に応じて双方を使い分けることにより機能的な利用が可能となる。

このメモリーを用いて、一定時間間隔で収録した神経因性膀胱における排尿時造影の例を写真 3 に示した。このデータから時間に関する定性的なデータを得るため、ビデオデータサンプラーが用いられ、コンピューターによる video-planimetry, video-densitometry を行うことができる。VDM のデータのサンプリングによって計測を行った例として、写真 3 の膀胱縦径を経時的に測定した例を写真 4 に示した。排尿に伴う膀胱の収縮が正確に計測されている。

4. アナログ画像処理

アナログ画像処理は、放射線分野では X 線写真のサブトラクション等に応用されている。市販の多くのものは 2 台のテレビカメラを用いて、一方の写真を反転したのち双方を加算して不要な像を消去する方法であり、応用としては血管造影写真(多くは脳)の観察に用いられる。

写真 3 ビデオディスクにファイルされた膀胱造影像

写真 4 ディスクデータによる排尿時膀胱縦径の経時計測

写真 5 アナログメモリーによる画像合成 (原画はカラー)

写真 6 膀胱排尿時のファンクショナルイメージ (原画カラー)

すなわち、造影前の写真と造影後の写真を引算し血管影のみを抽出して観察を行うことができる。

2台のテレビカメラでなく、1台のアナログメモリーとカメラ、2台のアナログメモリーによっても同様のことができる。写真5に後者を用いた例を示した。1台にコンピューターから書込まれた腎のデジタル像を、カラーディジタイザーに入力し、得られたRGB信号をモニターに出力する。もう1台には、同一患者の腹部X線写真をファイルする。この出力はモニターのY軸に入力させる。幾何学的なサイズの補正と、位置の調整には、ズーム機能とjoy stickを用いた。カラーとモノクロのため双方の像の干渉が少なく、解剖学的位置関係も明瞭で読影のしやすい像が得られた。

アナログメモリーの積分機能によって、経時的なビデオ像を1枚の画像に圧縮して観察することができる。写真6がその一例であり、写真は8秒間隔で撮像されたVDMの像を順次1台のアナログメモリーに入力させ減算を行う。加算終了後に、造影剤付加前の像をモニターのY軸に、加算像を任意のカラー軸に接続する。

この方法によって5~8枚の像がアナログのカラー像となって表示され、いわゆるfunctional imageを観察できる。すなわち、時間経過に伴う膀胱の収縮が1つのモニター上で観察され、収縮の方向性をも知ることができる。

このように、アナログ演算によって迅速に、かつ大きなメモリーを要せず処理が行える利点が得られるが、一方、精度や個々のメモリーの特性の差によって障害像を生ずる場合も多く、取扱いに十分な注意を必要とする欠点も有する。アナログメモリーの応用として前田らによるX線テレビ断層の試みがある⁷⁾。

5. ビデオプラニメトリー

CCTV カメラから得られる画像の計測は、他の計測法に比較してコストが比較的安い工業関係では多く用いられているが、放射線関係ではそれほど多くない。Beckerら、松田らは、胸部正面X線写真から心陰影の輪郭を計測し、心胸係数の自動測定を行った⁹⁾¹⁰⁾。

シンチグラムはX線像に比較して分解能があまり高くないため、面積等の計測が容易と考えられたので、肝シンチグラムを対象として、すでに撮影されたものについて輪郭、面積、縦径、横径について計測を行った。

肝シンチグラムをビューアーにかけ、テレビカメラで撮像する。入力像を最大64×64のデジタルイメージに分解する。シンチカメラの分解能は5mm程度なので、ほぼこのマトリックスサイズで足りるが、理想的には128×128ほしいところである。しかし各種補正、処理時間等を考え、このサイズで行ってみた。

テレビカメラを画像入力として用いる場合には、シェーディング、γ、座標ひずみ等の補正が必要のため、これらの補正を実施した。写真7(a)は、あらかじめ面光源からの無信号データをコンピューターに収録した際の、最大光量を0(100%)としたときのカメラ特性を含めた不均一性を示す。濃度は256レベルでデジタル化されている。写真7(b)は、このデータを用いて補正を行った後の特性であり、均一性の大幅な改善が観察された。

また、X線フィルムを階段状に露光させ、これをコンピューターに入力して光量に対する特性をとり均一性と同様に補正データを記憶させておき、このデータにより補正を行うと、階調特性の改善が得られる。

肝シンチグラム計測のための特徴パラメーターにはいくつかのものがあるが、ここでは、表1に示すパラメーターを採用した。実際に計測し、そのパラメーターをデ

写真7 テレビカメラ・光源のシェーディング特性 (a. 補正前, b. 補正後)

表 1 肝シンチグラム自動計測のパラメーター

1. 低レベル域の肝横径, 面積
2. 高レベル域の肝横径, 面積
3. 肝右端より最大縦径までの距離
4. 肝右端より最小縦径までの距離
5. 低レベル域の縦径
6. 高レベル域の縦径
7. 肝下面における低レベル高レベルの幅
8. 肝上面における低レベル高レベルの幅
9. 6/5 比
10. 脾出現の場合その面積
11. 肝/脾面積比
12. 肝右葉-左葉比
13. 欠損部の有無

ィジタル像とともに示したのが、写真 8 であり、肝硬変の例である。肝硬変では、肝萎縮や、脾臓出現等が重要であり、肝癌等では、部分的な陰影欠損 (space occupying lesion) や低濃度域の出現、肝辺縁不整等が、この方法により特徴的に計測できる。

6. ビデオデンシトメトリー

X線テレビ像の任意の画面の濃度を経時的にサンプリングして、生体内の造影剤の移動や臓器の動きを時間的に測定する方法¹⁴⁾は、アナログ的な方法では Wood らにより試みられた¹¹⁾。最初は画面に対しウィンドウが 1 つであったが、2 つ以上 (Zimmerman, 池田¹²⁾), 10 カ所以上 (滝沢)¹⁷⁾ と順次数が多くなり、現在では 50 カ所以上をコンピュータにより計測する多重ビデオデンシトメトリーが行われている。

著者らは、1971 年より低速度のミニコンピュータを用いた、いわゆる computer assisted video densitometry 法を開発したが、その基本的な系統図を図 6 に示した。この方法では、1 フィールドに数十カ所ものウ

写真 8 肝自動計測（肝硬変）結果

(下：原シンチグラム, 上：デジタル像と計測値)

ィンドウを設定できるため、テレビ送像速度の範囲内で画面内相互の動きを定性的に知ることが可能であり、生体内での造影剤の移動等を正確に知ることが可能となった。

当初は、コンピュータのスピードが 20μs と遅いため、1H に 1 点のサンプリングを行い、かつ直線以外のウィンドウの設定のためには、送像速度に同期する任

図 6 多重ビデオデンシトメトリー系統図

写真 9 食道への多重ビデオデンシトメトリーの応用 (右の食道上に 4 mm 間隔で 40 のウインドウがある)

関数発生器により位置を制御したが、現在ではコンピューター D-A 変換器からのアナログ信号によって水平位置決定用ののこぎり波のレベルを制御している。この方法ではライトペンの使用も可能となる。

写真 9 は、食道におけるバリウム造影剤の通過を多重計測した例である。癌による狭窄部位とその前後における造影剤の通過状況が定性的に観察される。

7. コンピューター断層 (CT) への応用

CT はその応用が、いまや放射線医学のすべての分野をカバーする勢で発展し、普及しつつある。現在、国内に設置され、また、されつつある装置は EMI 社のものを最多として 270 台を越えると推定され、その普及は世

写真 10 アナログメモリーによる CT 像の多重表示

写真 11 CT 像からの平面断層像の合成 (a) 普通の CT 像, (b~d) a 中の線上の平面断層 (sagittal)

界で米国に次ぎ2番目となっている。

CT はX線写真等と異なり、復元された画像はすべてデジタル画像であり、メモリーからの読出しは最終的にはテレビモードで行われるため、X線テレビに次ぐテレビ技術の応用機器といえる。そして像の持つ分解能が、X線写真等の 5lp/mm よりはるかに低く、0.5 lp/mm 前後であるため、標準方式のテレビモニターが用いられる。したがって単なる表示方式のみとしては格別述べることはないが、ここでは若干の応用例を述べる。

写真 10 は、アナログメモリーを利用して、4~6 枚の CT 像を多重表示し、ズーム機能により必要な部分を拡大して観察することにより読影効率を向上させようとする試みであり、CT 装置の磁気テープを off-line 処理してデータをアナログメモリーに書込んだものである。

CT 像は多くの場合、体軸方向のスライス像として得られるため、在来のX線写真との対応が難しい場合が多い。このようなとき前記のスライスから任意の平面像を合成できれば診断効率、精度が向上する可能性がある。1枚の計測の厚みが 10 mm のスライスから合成を行う場合には、当然分解能が低下するため、これを補なういくつかの画像処理を行う必要がある。その主なものは補間やデジタルフィルタリングであるが、詳細は省略する。写真 11 は、これらの処理によって 16 スライスの CT 像から断層像を合成した例である。縦方向の分解能は充分ではないが、水頭症における軸方向の脳の萎縮が観察できる。

8. X 線テレビを用いた CT 像の合成

Robb, Johnson らは 1972 年より、X線テレビ系を生体における X 線吸収の検出に用いた CT 像の合成を試み¹³⁾¹⁵⁾、実験的にはあるが、心の各スライスを心拍に同期して VTR で再生するいわゆる動態 CT を試みて

図 7 X線 TVCT のための系統図

写真 12 X線 TVCT 像

(a) 普通の配置, (b) 電子拡大によるもの (a で見えない 1.8 mm の穴 (矢印) が識別できた。

いる。通常の CT 装置では、X線吸収データの採取に最短 2 sec を要するので、1 sec 以内で拍動する心 CT 像は得られないため、心の 1 同期分のすべてのデータを ECG 信号とともに収録し、各周期で、各回転角のデータから 1 心拍分の CT 像を得ることができる。

テレビ方式を用いると、在来の、1 回に 1 次元 2 列のデータしか収録できない方法と異なり、常に 2 次元のデータが得られるため、容易に 3 次元の CT 像を合成できる。Robb らは現在 28 個の X 線管を用いて、100 ms 以下の速度でスキャンを終了できる DSR と呼ばれる装置の研究を行いつつある¹⁵⁾。

著者らも、通常の X 線テレビ装置によって CT 像の合成が可能かどうかを知る実験を試みつつあるが、その方法について略述する。実験は図 7 のような系統図により行われた。X 線ビームを長方形となし、被写体のプラスチック円柱（造影剤入りの穴あり）にあてて。透過した X 線を I. I. に入射させる。3° ごとに円柱を回転させ、その信号を角度信号とともに VTR に記録する。VTR 再生時に、垂直方向にデータをサンプリングし、このデータを用いて CT 像を復元する。原データには、S/N

改善、シェーディング補正、対数補正等を施した後、1 次元コンボリューション法により像を復元した。なお拡大 CT 像を得るため、I. I. の視野切替機能を用いて電子拡大を行ったものを同時に復元した。写真 12 が結果である。同図 (a) は普通の像を、(b) には拡大像を示したが、拡大による分解能の向上 (矢印) が明瞭に示された。

9. む す び

放射線医学分野へのテレビ応用について、計測、像処理を中心として述べた。半導体技術の進歩と相まって、新しいイメージセンサ

一、デジタルテレビ方式等が試みられ、また走査線数を多くした高精度テレビ方式、放射線被曝を大幅に低減するマイクロビームを用いたX線テレビ方式などが話題となり、今後のCCTV技術の進歩につながってゆくものと考えられるが、現実のテレビ方式の高度利用の方法の開発もまた医学の進歩につながるものと理解していたら幸いである。

稿を終るに当たり、部長 小林教授と、協力していただいた丸山助教授および中放諸兄、本学放射線科、1内、泌尿器、東大放射線科に感謝します。また執筆の機会を与えていただいた高木幹雄幹事に謝意を表します。

(昭和53年3月6日受付)

〔参 考 文 献〕

- 1) 岩井喜典, 野辺地篤郎, 崎健編: 医用テレビジョン, コロナ社 (1974)
- 2) 藤村 靖: 音声研究とオンライン計算機, 東京医学雑誌, 5160 (1967) 235-239
- 3) S. Kiritani and K. Itoh: Tongue-pellet tracking by a computer-controlled X-ray microbeam system, J. Acoust. Soc. Am., **57** (1975) 1516-1520
- 4) 桑原道義ほか: ビデオ方式医用画像用各種装置の研究開発, 医療技術研究開発財団報告書 (1976)
- 5) 片倉 剛, 渡辺長盛, 清野 浩ほか: X線テレビによる多層断面観察法(2報), 日本医放会誌増刊号(1975)
- 6) 同上 (第1報), *ibid.*, **35** (1975) 383-393
- 7) 前田盛正, 吉田裕, 内田秋夫ほか: X線テレビ断層の臨床応用, 映像特報, **8** (1976) 52-55
- 8) E. C. Lasser, et al.: A fluoroplanigraphic system for rapid presentation of single body section, Am. J. Roentgenol., **113** (1971) 574-577
- 9) H. C. Becker, et al.: Digital computer determination of a medical diagnostic index directory from chest X-ray images, IEEE Trans., **BME-11**, **3** (1964) 67-70
- 10) 松田 一, 戸山靖一, 瀬崎信彦ほか: 心胸廓係数の自動計測, 日本医放会誌, **32** (1972) 1-12
- 11) E. H. Wood, et al.: Data processing in cardiovascular physiology with particular reference to roentgen videometry, Mayo Clinic Proc. **39**, 849-865
- 12) 池田祐之, 山口奉典: X線造影のビデオデモストリ, 映像情報, **8** (1976) 25-28
- 13) R. A. Robb, et al.: Three dimensional visualization of the infact thorax and contents; A technique for cross sectional reconstruction from multiplaner X-ray views, Comput. Med. Research, **7** (1974) 395-419
- 14) P. H. Heintzen (Editor): Roentgen-, cine-, and videodensitometry; Fundamentals and applications for blood flow and heart volume determination, Inten. Workshop Conf., Kiel 1969, G. Thiemme, Stuttgart
- 15) S. A. Johonson, et al.: Bioimage synthesis and analysis from X-ray, gamma, optical and ultrasound energy, Digital Processing Biomedical Images, Plenum Press, New York 203-226
- 16) 滝沢正臣: ITV とミニコンによる肝 RI 像の収録と情報処理日本医放会誌, **31** (1971) 655-659
- 17) 滝沢正臣: X線テレビ像の動態解析装置の試作, 医用電子と生体工学, **10** (1972) 394-400
- 18) 滝沢正臣: 定量的放射線検査法の基礎的研究, 信州医学雑誌, **21** (1973) 189-213
- 19) 滝沢正臣, 小林敏雄, 中西文子ほか: 信号変換蓄積管を用いた像の収録と表示, Radioisotopes, **24**, 161-165
- 20) 滝沢正臣: コンピュータによる放射線像の処理, 信州医学雑誌, **23** (1975) 1-8
- 21) 滝沢正臣, 丸山清, 矢野今朝人ほか: Computed Tomography 像 (EMI brain) の off-line データ処理と表示, 日本医放会誌, **38** (1978) 42-53