



Title	心胸廓係数の自動計測
Author(s)	松田, 一; 戸山, 靖一; 瀬崎, 信彦 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1972, 32(1), p. 1-12
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19916
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

心胸廓係数の自動計測

大阪府立成人病センター 放射線部

松 田 一

大阪府立成人病センター 循環器部

戸 山 靖 一

松下通信工業株式会社研究所 情報処理研究室

瀬 崎 信 彦 浮 穴 浩 二

(昭和46年12月18日受付)

Automatic computation of the cardiothoracic ratio

Hajime Matsuda, M.D.*, Seiichi Toyama, M.D.** , Nobuhiko Sezaki*** and
Kohji Ukena***

*The Department of Radiology, The Center for Adult Diseases, Osaka

**The Department of Cardiology, The Center for Adult Diseases, Osaka

***Information Processing Laboratory, Advanced Development Laboratories
Matsushita Communication Industrial Co., Ltd.

Research Code No.: 206

Key Words: Cardiothoracic ratio, Automatic screening, Minicomputer, Chest X-ray film

The X-ray examination of the chest will be evaluated as a most reliable mean in estimating the heart size, if the cardiothoracic ratio could be measured or computed one after another by using an appropriate device without human intervention, thereby realizing the automatic screening. Unfortunately, however, no technique to meet this request has been available for practical purposes, mainly because such a technique resides undoubtedly in the realm of artificial intelligence, the still insoluble domain of the information science. Besides, the vast quantity of information contained in an X-ray film makes the situation quite difficult. Another problem would be how to put the criteria, which the well trained medical men make use of, into the algorithm for computation.

The authors have succeeded in developing an effective algorithm which will assure fairly good accuracy, reasonable processing speed and perhaps reasonable processing cost by a sort of prediction method utilizing the contextual information to avoid handling whole of the vast quantity of information. An experimental system has been constructed of a TV camera to accept X-ray films, a signal-sampler, an analog-to-digital converter, a minicomputer for control and data processing, and an I/O typewriter to print out the computed values of the cardiothoracic ratio, etc. Performance tests have been done repeatedly with 100 sheets of random samples of the full size chest X-ray films, resulting the following

conclusions:

- 1) The execution time is about 10 seconds per computation.
- 2) The tolerable error of $\pm 4\%$ has been satisfied by 86 samples out of 100 on an average.
- 3) Inaccuracy that may cause an oversight of abnormal heart occurs with only 3 samples out of 100 on an average.

問題の提起

生体における心臓の大きさを論ずる場合、最も信頼度の高い情報を提供するものは、胸部X線写真である。従来、胸部X線写真にもとづく心臓の大きさの推定を多かれ少なかれ主観的なものの域にとどめた最大の理由は、大多数の場合において、心臓の大きさの推定がX線写真の単純な観察にもとづくのみで、定量的手法によることは、むしろ例外的な場合に限定されていたことによる。本来、定量可能な対象であるにもかかわらず、定量化が実行されない理由は、1枚1枚の胸部X線写真について心臓および胸廓の各種の径を人力で計測することのわずらわしさにもとづく。

生体における心臓の大きさの定量的最も一般的な手法として用いられているものは、心横径と胸廓の最大横径との計測を行ない、両者の比、すなわち心胸廓係数を求める方法である¹⁾。この心胸廓係数については、古くから体重、身長、年齢、性などとの相関についての研究が知られているが²⁾³⁾、最近、高血圧および心疾患の集団検診に関する研究において、心胸廓係数のスクリーニング・フィルターとしての意義が評価されている⁴⁾⁵⁾⁶⁾⁷⁾⁸⁾⁹⁾¹⁵⁾¹⁶⁾¹⁷⁾。

しかしながら、この方法の集検への適用に際しての弱点は、上にも述べたようにフィルム上の心臓ならびに胸廓陰影について物差しと定規を用いて横径を測定しなければならないという繁雑さにあつた。すなわち、手技の繁雑さは集検の方法としての資格を欠くことを意味し、この方法が実用的な効果を発揮するためには、上述の測定が自動的に行なわれることこそ不可欠の条件であつた。ところで、与えられたX線写真から心胸廓係数を算出する過程を自動化するためには、どのような問題が解決されなければならないかを考察するに

あたつて、まず、人間がそれをどのようにして実行するかを分析してみると、基本的には次のような操作が必要な筈である。

(1) 心臓および胸廓の陰影を観測して真の輪廓を推定する。

(2) その輪廓からそれぞれの最大横径を測定する。

(3) 定義に従つて心胸廓係数を計算する。

すなわち、(1)の操作はかなり高度な知的作業であつて、(2)、(3)は比較的単純である。(1)の操作の背景にあるものは、人間に固有のパターン認識能力と医学的知識・経験の体系とであると考えられ、自動化に際しての問題の核心もまたここに存在する。

ここでいうパターン認識とは、X線写真、一般には濃淡図形からの輪廓の抽出という意味であるが、この過程にコンピュータを利用することが考えられる。事実そのような試みがいくつか報告されており¹⁰⁾¹¹⁾¹²⁾¹³⁾¹⁴⁾、これらの試みは、人工知能という未解決の領域を開拓する研究としてはそれぞれ一応の成功をおさめていると言えよう。しかしながら、実用的な見地から考える場合には、処理に要する時間とコストとが、処理能力そのものと同程度に重要な要素であるから、画期的に高性能のコンピュータがきわめて安価に供給されない限り、これらの試みの手法をそのまま心胸廓係数の自動計測に応用することには大いに問題があると言わなければならない。

一方、心臓および胸廓の輪廓を推定するためには、明暗に関するデータを2次元的にとらえて処理する必要がある。例えば、正中線に垂直なスリットを通して写真を観察し、輪廓と判断される所にマークをつけてからスリットを外してみるとしよう。マークの位置が正しい場合もあるが、時に

はその判断が誤っている場合もある筈である。しかし、もしスリットを上下にずらして観察し、その前後関係から輪廓を判断することを許すならば、その判断が全くの見当外れということはない。すなわち、明暗に関するデータを1次元的にとらえて処理する場合でも、適当な手段によって contextual な情報処理を行なうならば、輪廓を正しく推定することが可能であろう。これが著者らの基本的な構想である。

いま一つの残された問題は、仮に明暗のパターンについて輪廓の推定が正しく行なわれたとしても、それが必ずしも心臓および胸廓の輪廓を示すものではないという事実である。言い換えれば、人間の持つている医学的知識・経験の体系をどのようにして処理プログラムに織り込めばよいかという問題である。

この問題に対する一般的な解答は、兎に角人間の持つている判断基準を必要にして充分なだけ、プログラムの形で書き下しうる程度に明確に、記述することであり、まさにこのことに尽きるのであるが、これを文字通りに実行することは、実際問題としてはきわめて難しい。場合によっては、コンピュータがあるプログラムを実行した結果、人間の判断とは異なる判定を下したことから、意外な所に“落とし穴”を発見して、アルゴリズムを修正するというケースもあり得る。すなわち、この問題に関しては、現在のところ、本質的には試行錯誤的であることが避けられない。

われわれは、心胸廓係数の自動計測に関する諸問題をとり上げて追求してきたが、この報告ではまず、著者らのアプローチについて、その原理、実験装置の具体的な構成などを説明し、ついで現在までに得られた実験結果の概要を報告し、あわせてこれに関連する2, 3の問題を検討した。

研究方法と材料

I. 心胸廓係数の自動計測の原理

第1図に示すように、胸部X線写真のうち心胸廓係数を計測するために直接必要な部分はフィルムの全領域 ABCD のうち定義にかなった心横径と胸廓横径とを捕捉するために必要にして且つ十

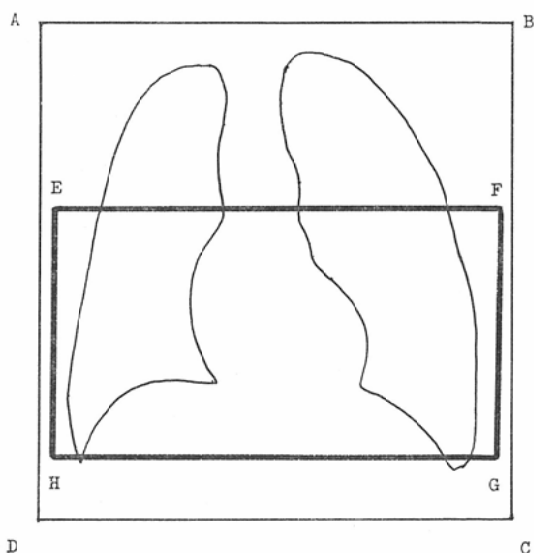


Fig. 1. A typical chest X-ray film ABCD and the area of interest EFGH to compute cardiothoracic ratio.

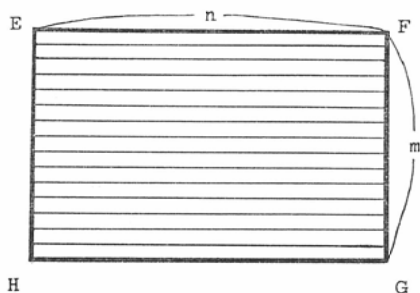


Fig. 2. Area EFGH is scanned by m lines and each line contains n sample points. In practice, $m=15$ and $n=128$ have been preferred.

分な領域 EFGH であるから、処理はこの領域のみにして行なう。この研究では ABCD は大角版フィルムそのものであり、EFGH は $32\text{cm} \times 16\text{cm}$ の長方形で、EH—AD 間、FG—BC 間は夫々 1.5cm 、HG—DC 間は 3cm に固定されている。処理の手順は次の通りである。

1) 第2図のように、領域 EFGH をとびとびに m 本走査して光電変換し、明暗をあらわすアナログ的な電気信号をとり出す。この信号は、走査線1本あたり n 個の等間隔な標本点に関して量子

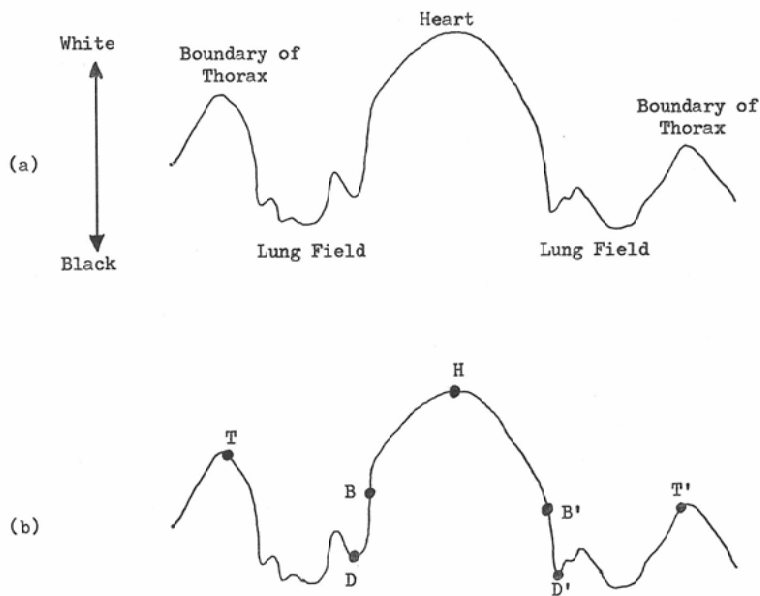


Fig. 3.

(a) Typical analog signal along a scanning line.

(b) Points T and T' are taken to be the boundaries of thorax. Points B and B' are taken to be the borders between lung and heart. Point T is defined as the outermost point with descending slope toward the innermost point H. Point T' is defined in the same way. Point B is defined as the point with the steepest ascending slope between points H and D, the dip point nearest to point H. Point B' is defined in the same way.

化され、インターフェースを介してミニコンピュータのメモリーに一たん格納される。データの総数は mn 個である。また、1本の走査線に沿って得られる信号は、一般に第3図(a)のような形である。

2) メモリー中の走査線1本分に対応する n 個のデータについて、胸廓および心臓の輪廓に相当する点を推定する。具体的な推定手順は次の通りである。第3図(b)に示すように、中央部のピークHに向って勾配が負になるような最も外側の点TおよびT'が胸廓の輪廓に相当する点であり、また、ピークHとピークHに最も近い極小点DおよびD'との間にあつて、勾配が最も急峻な点BおよびB'が心臓と肺野の境界点、すなわち心臓の輪廓に相当する点であると定めることにする。このデータ処理は m 本の走査線について順次実行され、それぞれ m 個のデータから成る4個

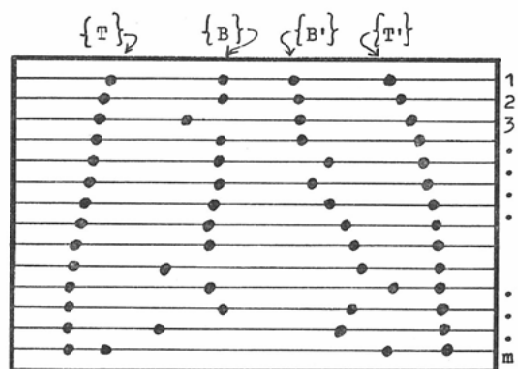


Fig. 4. Data derived by the procedure illustrated in Fig. 3(b) should appear in this way, if they were plotted upon Fig. 2. Note that there can be some false data that are caused by the shadows of ribs, blood vessels, etc.

のデータ系列 $\{T\}$, $\{B\}$, $\{B'\}$, $\{T'\}$ が得られる。これらのデータ系列は心横径および胸廓最大

横径を算出するための根拠となるものであり、第2図の上に重ねてプロットすれば第4図のようになるであろう。

3) 第4図に示すように、これらのデータ系列のうちのある点は、真の輪廓ではない点に対応する、にせのデータである可能性がある。にせのデータが生ずる原因は主として肋軟骨や血管、肺門などの陰影が心臓の陰影に重なること、硬い画質のX線写真で脊柱の陰影が心臓の陰影に対して極端に浮き出して見える場合などであり、にせのデータの修正が必要である。また、 $\{B\}$ および $\{B'\}$ のデータ系列では、心横径を算出するにあたって、横隔膜の部分を除外して考える必要がある。

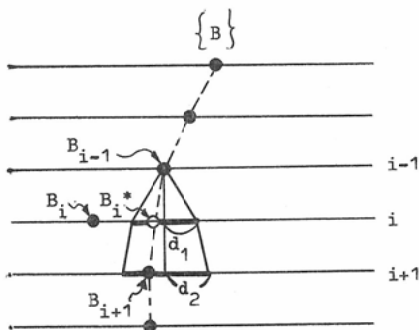


Fig. 5. If B_i does not fall in the range $B_{i-1} \pm d_1$, and B_{i+1} falls in the range $B_{i-1} \pm d_2$, then B_i is regarded as a false datum and replaced by $B^* = (B_{i-1} + B_{i+1})/2$, where d_2 and d_1 are to be adequately chosen so that $d_2 > d_1 > 0$.

そこで、第5図および第6図で説明するような手順が用意された。第5図に示すように、任意のデータ系列、例えば $\{B\} = B_1, B_2, B_3, \dots, B_m$ において i 番目の走査線上のデータ B_i が $B_{i-1} \pm d_1$ の範囲内に存在せず、かつ $i+1$ 番目の走査線上のデータ B_{i+1} が $B_{i-1} \pm d_2$ の範囲内に存在するならば、 B_i はにせのデータであつたと見做して棄却し、 B_i の代りに $B_i^* = (B_{i-1} + B_{i+1})/2$ が真の値として挿入される。また、第6図に示すように、 B_i が $B_{i-1} \pm d_1$ の範囲内に存在せず、しかも B_{i+1} も $B_{i-1} \pm d_2$ の範囲内に存在しないならば、

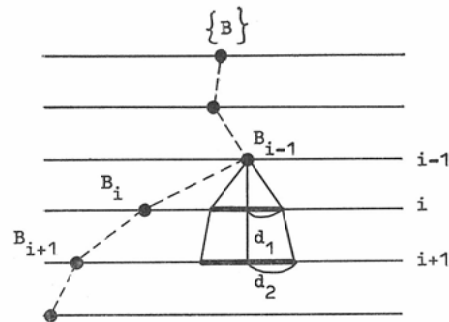


Fig. 6. If B_i does not fall in the range $B_{i-1} \pm d_1$, and B_{i+1} does not fall in the range $B_{i-1} \pm d_2$, either then B_i is not regarded as a false datum. Rather, the portion given by $B_i, B_{i+1}, \dots$ is understood to belong to the diaphragm.

B_i は正しいデータであつたと判断され、このような急激な屈曲が存在することから $B_i, B_{i+1}, \dots$ の部分は横隔膜の一部に対応するものと判定される。このようにして修正の完了したデータ系列を $\{T\}$, $\{B\}$, $\{B'\}$, $\{T'\}$ と呼ぶことにする。

4) これらのデータ系列についてなお若干の修正が必要である。上に述べた手順のうち、特に第6図で説明した手順はかなり例外的ではあるが若干の不都合を生ずる場合があり得る。例えば第7図(a)に示すように、心臓の陰影に相当するデータ系列 $\{B\}$ には肺門の陰影が重なることによつて鋭い屈曲点 H_m が存在する場合があります。そのような場合には点 H_m から下の部分を横隔膜と誤判定し、その結果にせの心横径が算出されるおそれがある。そこで、真の横隔膜に移る点 D_{phm} が存在しうる範囲を設定しておき、その範囲より上方に紛らわしい点が存在してもそれを無視し、かつ心横径の算出に際しては点 H_m より上の凸部を除外する措置が必要である。また第7図(b)に示すように、データ系列 $\{B'\}$ には大動脈弓の陰影の輪廓が含まれることがあり、点 A_a によつて同様の誤判定が予想されるので、前述と同様の対策を講じておく必要がある。さらにまた、第7図(c)に示すように、データ系列 $\{B'\}$ において点 D_{phm}' が不明確であつたり点 D_{phm} での屈

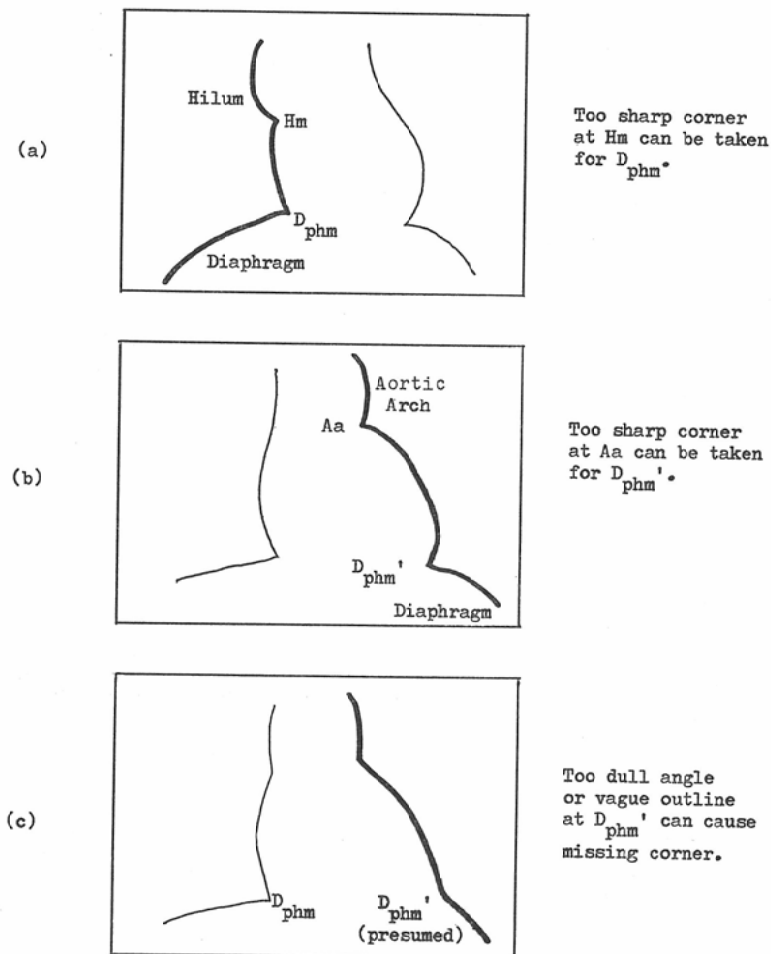


Fig. 7. Some cases in which the algorithm illustrated in Fig. 5 and Fig. 6 is incompetent to handle the data are shown. Anticipating these troubles, some auxiliary algorithm has been provided.

曲がいちじるしく鈍角であるような場合には、点 D_{phm}' の検出が不成功に終る場合が充分起りうる。その対策としては、データ系列〔B〕における点 D_{phm} を参照して同じ高さの位置を点 D_{phm}' と見做す方法が有効である。

これらの補助的な修正または除外を施した後のデータ系列を (T), (B), (B'), (T') と呼ぶことにする。

5) 心横径および胸廓最大横径をデータ系列 (T), (B), (B'), (T') から決定し、これに基づいて心胸廓係数を算出する。

以上が処理手順の概要である。

II. 心胸廓係数の自動計測装置とその動作

上に述べた手順をすべて自動的に実行して心胸廓係数をタイプ・アウトする装置が試作された。第8図にハードウェアの構成を示す。光電変換にはEE (自動絞り) つきレンズを装備した、標準テレビジョン方式のI.T.V. カメラを使用した。適当なタイミングでサンプリングすることによって、実効的に第2図のような走査を行なっている。電子ビームの実際の走査と実効的な走査との関係を第9図に示した。なお、試作装置では暫

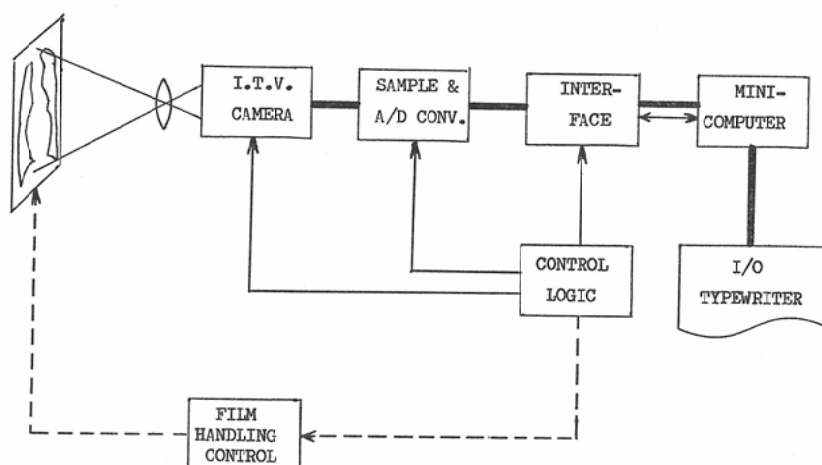


Fig. 8. Schematic diagram of the Automatic Computing System. The flow of data is shown in bold lines, and the flow of control is shown in narrow lines. Incomplete portion is shown in broken lines.

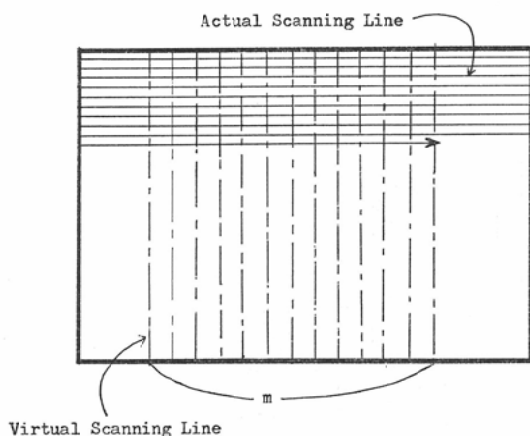


Fig. 9. The virtual scanning lines are obtained by controlling the timing of sampling operation.

定的に,

$$m=15, n=128$$

となるように設計された。

X線写真のデータは、前述の I.T.V. カメラから A/D変換器を経てミニコンピュータの記憶装置に転送される。データの総数は $15 \times 128 = 1,920$ 個で、量子化レベル数は 128 すなわち 7 ビット、データのとり込みに要する時間は約 1/4 秒である。また、使用したミニコンピュータは松下通信工

業の MACC-7/F で、サイクルタイム $0.6\mu s$ 、語長 16 ビット、記憶容量 8 k 語である。

以下、すべての処理手順はソフトウェアによつて実行される。メイン・プログラムは MACC-7 FORTRAN と呼ばれるコンパイラ言語で書かれていて、これに適宜機械語のサブ・ルーチンがリンクされる。このプログラムは、単に心胸廓係数をタイプ・アウトすること以外に、後に述べるような各種の検討・評価を容易ならしめるためのサービス・ルーチンを含んでいて、約 4.3 k 語を占有し、このほかに約 2 k 語のデータ・エリアを持つ。心胸廓係数を算出するための処理時間は約 10 秒であるから、これにフィルムの自動送りを行なつたとしてその所要時間を加算し、データやメッセージの印字時間を見込むとしても、全所要時間はフィルム 1 枚あたり 20 秒前後であろう。ただし、フィルムの自動送り機構とその制御回路は、この実験の本質的な部分ではないなどの理由で、現在のところまだ実装されていない。したがつて、この実験ではフィルムをシャカステンにかける操作だけは人手を介して行なわれた。

実験に使用した X 線写真はすべて大角判のシート・フィルムで、焦点—フィルム間距離 2 m、立位背腹方向で胸部直接撮影を行なつたものであ

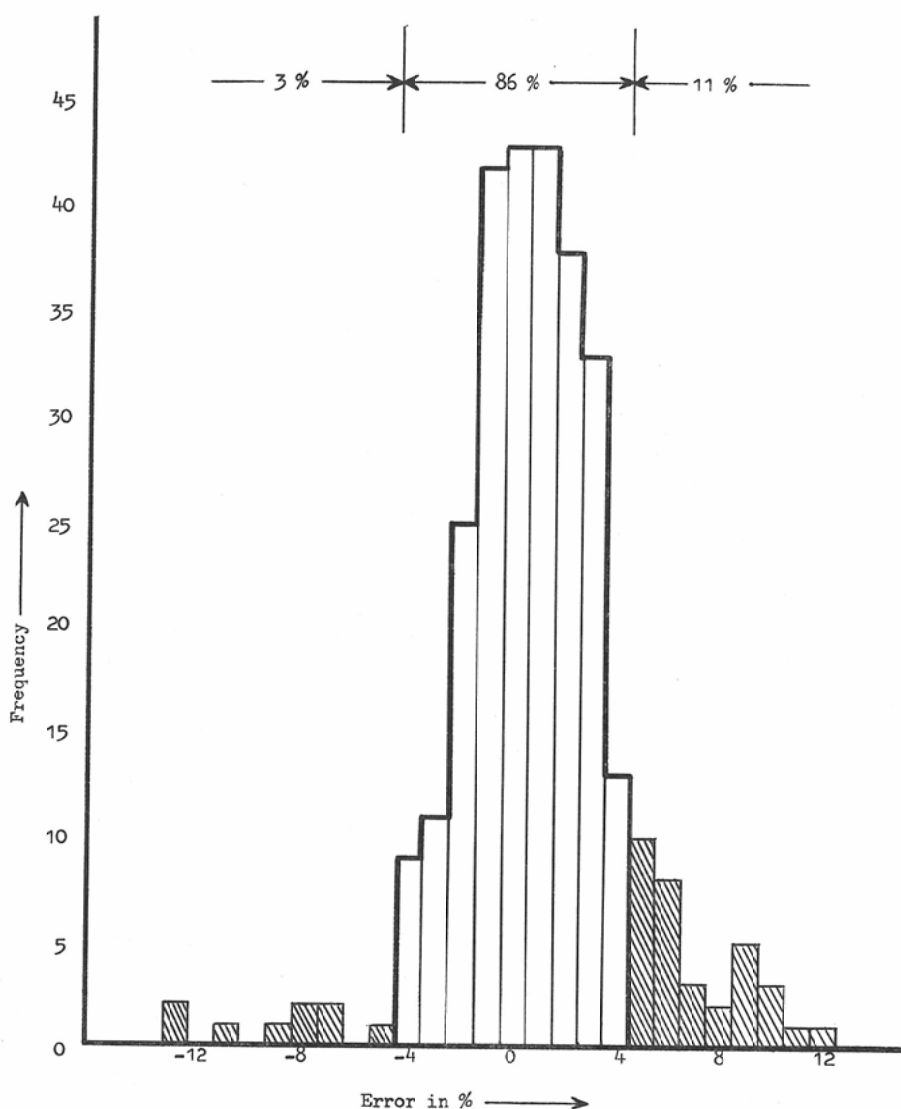


Fig. 10. The histogram shows the frequency vs. error characteristic of the Automatic Computing System. Note that the tolerable error of $\pm 4\%$ has been satisfied by 86 samples out of 100 on an average.

る。標本の大きさは成人男性、女性各50枚、合計100枚であつて、これらは無作為抽出サンプルである。これらのサンプルのおのおのについて、あらかじめ心横径および胸廓最大横径が物差しと定規を用いてmm単位で測定され、これに基づいて計算された有効数字3桁の心胸廓係数のデータが用意された。ついで、各サンプルは試作装置にかけ

られ、同じく有効数字3桁の自動計測データがタイプライタから打ち出される。自動計測の結果は上に述べた2つのデータを比較することによって評価される。人間による測定データにはある程度の interindividual および intraindividual な誤差が存在することが知られているが¹¹⁾、ここでは注意深く測定された1回の実測データを真の値であ

るとして、自動計測データとの差は自動計測によって生じた誤差と見做した。

結 果

第10図に、100枚のサンプルについて1枚あたり各3回、合計300回の自動計測を行なった場合の誤差分布をヒストグラムで示した。横軸は四捨五入値、縦軸は絶対頻度である。集団検診の目的から考えて $\pm 4\%$ 程度の誤差は許容しうと思われるが、図から明らかなように約86%は許容誤差範囲におさまリ、この範囲をマイナス側に超え見落しの原因となりうるものは約3%にとどまる。また、この範囲をプラス側に超えて見過ぎの原因となりうるものは約11%である。

第11図は、同一のサンプルについて自動計測を3回、全く独立に繰返した場合に、計測誤差がど

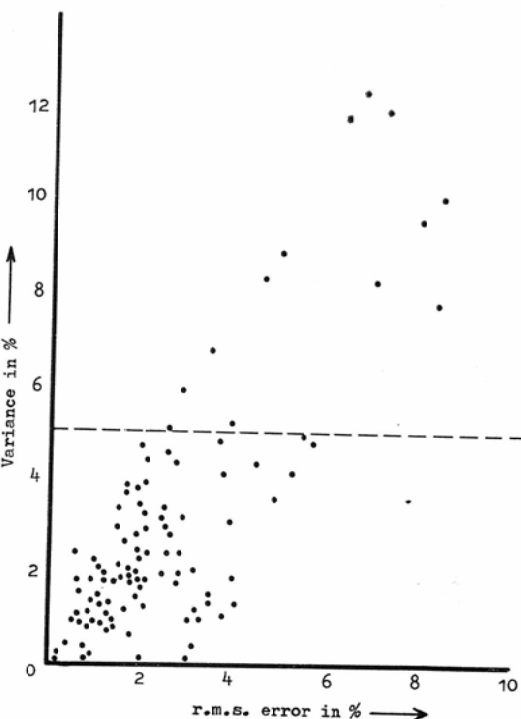


Fig. 11. Correlation between the variance and the r.m.s. error has been observed, where variance is meant by the maximum variance of data for a same sample and r.m.s. error is meant by root-mean-square value of errors for the same sample. Each dot represents a sample.

の程度にばらつくかを示した図である。ほとんどのサンプルについてはばらつきが5%以内であり、これを超えるものは全サンプルの14%前後である。一般に、誤差が大きく出るサンプルは誤差のばらつきの幅もまた大きい傾向が認められる。言い換えれば、誤差が少なく正確に計測されるサンプルは常に正確に計測される傾向がある。

誤差が発生する基本的な理由についてはすでに説明したが、個々のサンプルについては誤差の原因は必ずしも単純ではない。そこで、原因の究明を容易ならしめるために第12図のようなグラフィックなフォーマットが用意された。15行の印字行は15本の走査線に対応し、印字された領域は前記のデータ系列〔B〕および〔B'〕で囲まれた傾

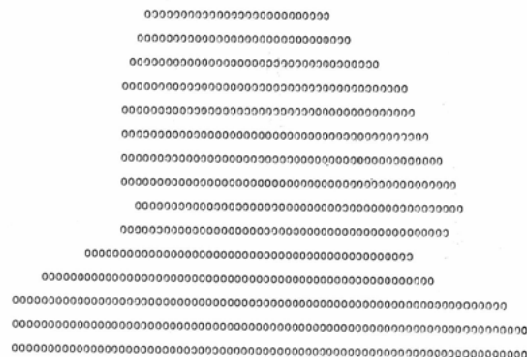


Fig. 12. The portion between [B] and [B'] is graphically presented so that the shape is conveniently compared with the original X-ray film shown in Fig. 13.

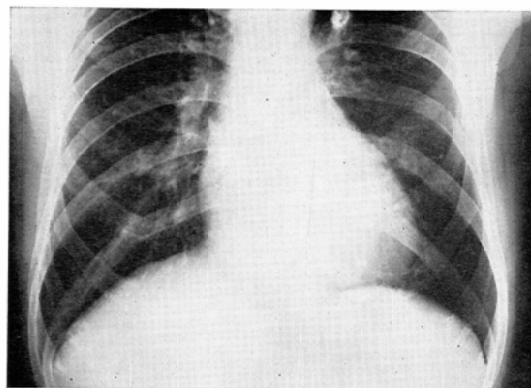


Fig. 13. A typical X-ray film which corresponds to Fig. 12.



Fig. 14. An unlucky case in which the distinct congestion was mistaken for a part of heart. See Fig. 15.

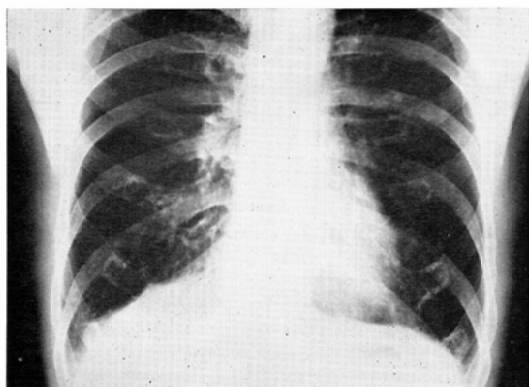


Fig. 15. The X-ray film with very distinct congestion. Refer to Fig. 14.

域に対応する。また、各印字文字は各標本点に対応する。ただし、印字文字はそれ以上の特別な意味を持ったものではない。第12図のデータはもとの入力データであるところのX線写真（第13図）と直接対比することができるから、心胸廓係数の計測結果に誤差を招来した原因が何であつたか容易に発見することができるし、アルゴリズムの検討・修正にも便利である。第13図は第12図に対応するX線写真であるが、さきに述べたように、全サンプルの約86%はこの例のようにきわめて忠実に処理され、量子化による誤差をも含めてほとんど問題がないと認められる。しかし、第14図、第15図に掲げた例は肺の血管陰影を心臓陰影と読み誤っている。このように問題の残っている例につ

いては引続き検討中であるが、X線写真の撮影過程そのものにも問題があつたと判断される例が少なくないので、撮影条件をも含めて考慮しなければならない。中には、実測に際して医師自身でさえ判定に困難を感じる程度に条件の悪い例も2, 3あり、そのような場合に誤差が生じることは excusable であると考えられる。

DISCUSSION

心胸廓係数を算定するための計測法としては、従来から行なわれている心陰影の最大横径と胸廓の最大横径を用いる方法⁷⁾以外に、最近日本において用いられている交点法と呼ばれる方法がある^{7b)}。これは胸廓の最大横径の代りに、心陰影の右第2弓と右横隔膜陰影との交点から体長軸に直交する直線を引き、これを延長して胸廓の左右の外縁との交点を求めこれらの交間の間の線分の長さを 用いるものである（第16図）。本研究では orthodox な心胸廓係数を採用しているが、かりにこれを交点法に変更するとしても処理手順には大

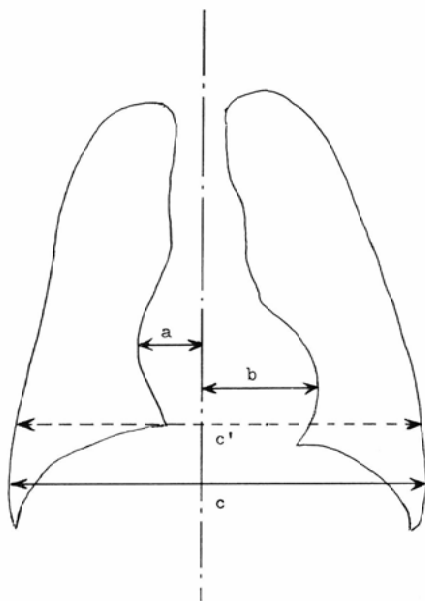


Fig. 16. Cardiac Measurements.

$$\frac{a+b}{c} : \text{the orthodox cardiothoracic ratio}$$

$$\frac{a+b}{c'} : \text{the informal cardiothoracic ratio named an intersecting method}$$

差がないので、困難が加重するとは考えられない。

ところで、X線診断の分野への図形の自動認識技術の導入およびその実用化を困難ならしめている一つの要因は、1枚のX線写真に含まれる情報量のぼう大さである。例えば、鳥脇らは大型計算機 HITAC-5020E を用いて直接撮影胸部X線写真から肋骨境界線および限局性結核病巣陰影を識別する実験を行なっているが¹³⁾、X線写真の一部分（縦6 cm、横5 cm）について3,750個の標本点を取り、その処理に約80秒を要したことが報告されている。もし写真の全面積を処理するとすれば標本点の総数は 10^5 個程度になるから、かりに単純な比例計算が許されるとして約35分が必要である。しかも 10^5 個の標本点はX線写真の解像力から推定される上限よりはるかに少ない。また、Meyers et al. は IBM-1401 と IBM-1410 を用いて70mm間接撮影フィルムから心胸廓係数を自動計測することを試みているが¹⁴⁾、320本の走査線について各502個の標本点を取り、合計160,000個の標本点のデータを磁気テープに記録しておきそれを逐次処理するという方法をとっている。処理時間は報告されていないがそのデータ量から推して考えると非常に長い管である。そこで、情報処理の目的に応じてその目的をそこなわない範囲で、処理されるデータの量を削減しようとする何らかの手段、いわば breakthrough が要請されることになる。上述の研究方法において示したように、この研究では処理データ量の reasonable な削減にその大きな目標が置かれた所以もまさにここにあり、ほぼ満足すべき成果が得られたことは上の結果に示した通りである。

また、人間によって測定された心胸廓係数との誤差について言えば、われわれの得た結果は Meyers et al. のそれ¹⁴⁾に比し、かなりすぐれているように思われる。前者が胸部の直接撮影フィルムを測定しているのに対し、後者は70mm間接撮影フィルムを用いているという違いはあるにしても、測定誤差のひらきの原因はアルゴリズムの違いによるものではないかと思われる。ちなみに、

Meyers et al. のアルゴリズムは320本の走査線について得られたデータを走査線とは直角の方向にすべて加え合わせ、その結果えられる第3図(a)に類似のデータから、経験的法則をも一部援用して心胸廓および心臓の輪廓（この場合には直ちに最大横径に対応する）を求めるというものである。この方法の利点は、おそらく積分効果によって肋骨や血管の陰影の影響が軽減されることにあると思われるが、その半面このような加算の操作が最大横径の決定に対してどのような意味をもつのかあいまいである。

結 語

人間がまったく介在することなしに多数の胸部X線写真を処理して心胸廓係数を計測しうるならば、生体における心臓の大きさの定量化が一般化するであろうことははじめに指摘した通りであるが、われわれは、この目的に適合する技法が reasonable な処理速度と処理コストにおいて実現しうることを、さらにその performance も実的にほぼ満足すべきレベルに到達しつつあることを報告した。

終りに、この研究を支持された松下通信工業株式会社研究所長宮地杭一博士ならびにこの研究に協力された大阪府立成人病センター 調査部集検第1課長小町喜男博士に感謝の意を表する。

文 献

- 1) Rushmer, R. F.: Cardiovascular dynamics, 3rd Edition, 341—342, W. B. Sanders Company, Philadelphia, U.S.A., 1970.
- 2) Ungerleider, H. E. and Clark, C. P.: A study of the transverse diameter of the heart silhouette with prediction table based on the teleroentgenogram. Amer. Heart J., 17: 92—102, 1932.
- 3) Ungerleider, H. E. and Grubner, R.: Evaluation of heart size measurements. Amer. Heart J., 24: 494—510, 1942.
- 4) 松田 一, 相馬次郎: X線集団検診一技法の現段階と未来への展望一, 臨牀放射線, 6巻, 11号, 34—44, 1961.
- 5) 小林太刀夫, 厚美利行: 心拡大の判定基準について, 学童の循環器障害の早期発見とその措置に関する研究—昭和33年度文部省科学試験研究費による—19, 1958.

- 6) 飯塚義彦, 木下次子: 学童の循環器異常発見のための間接撮影の利用に関する研究, 学童の循環器障害の早期発見とその措置に関する研究—昭和33年度文部省科学試験研究費による—59, 1958.
- 7) 冲中重雄: 高血圧及び心臓疾患の健康管理に関する研究—昭和36年度厚生省科学研究費による—1961.
- 8) 小町喜男, 小沢秀樹, 飯田 稔, 富永祐民, 渡辺嶺子, 坂本寿美子: 循環器疾患の管理. 公衆衛生, 28巻, 3号, 16—18, 1964.
- 9) 千田信行, 小町喜男, 愛川幸平, 高橋久雄, 杉山直, 藤本伊三郎: 成人病の地区検診. 綜合臨牀, 13巻, 11号, 2021, 1964.
- 10) Meyers, P. H., Becker, H. C., Sweeney, J. W., Nice, C. M. and Nettleton, W. J.: Evaluation of a computer-retrieved radiographic image. Radiology, 81: 201—206, 1963.
- 11) Meyers, P. H., Nice, C. M., Becker, H. C., Nettleton, W. J. and Meckstroth, G. R.: Automated computer analysis of radiographic images. Radiology, 83: 1029—1034, 1964.
- 12) 坂井利之, 長尾 真, 藤林信也, 木戸出正継: 濃淡図形からの線要素の抽出とパターン認識. 情報処理, 10: 132—142, 1969.
- 13) 島脇純一郎, 福村晃夫: 胸部X線写真の電子計算機による処理. 電子通信学会インホームション理論研究会資料, IT 70—11, 1970.
- 14) Kelly, Michael D.: Visual identification of people by computer. Stanford artificial intelligence memo., AI-130, July 1970.
- 15) Tōyama, T.: Vereinfachtes Verfahren zur Herzgrößenorientierung bei Schirmbildphotographie (I. Mitteilung). Fortschr. Röntgenstr., 100: 195—199, 1964.
- 16) Tōyama, T., Tateo, Y., Gungi, A. und Suzuki, M.: Vereinfachtes Verfahren zur Herzgrößenorientierung bei Schirmbildphotographie (II. Mitteilung: Diskussion über das Resultat des Ausiebens von Herz-Lungen-Index an einer Gruppe). Fortschr. Röntgenstr., 105: 197—200, 1966.
- 17) Tōyama, T. und Kiestra, S.: Ein Verbesertes Gerät zur schnellen und genauen Bestimmung des Herz-Lungen-Index auf Schirmbildaufnahmen. Fortschr. Röntgenstr., 111: 576—579.