

原 著

定量的放射線検査法の基礎的研究

滝 沢 正 臣

信州大学医学部附属病院中央放射線部

(指導: 小林敏雄教授
梅垣洋一郎 前教授)

AN APPROACH TO THE QUANTITATIVE X-RAY DIAGNOSIS

Masaomi TAKIZAWA

Division of Radiological Technic, Shinshu-University Hospital

(Director: Prof. Toshio Kobayashi)

Key words: 走査型X線厚み計 (scanning X-ray densitometer), X線肺機能検査 (roentgenological lung function), 骨塩量測定 (bone mineral measurement), 肺X線脈波 (roentgenological plethysmograph of the lung), 電子計算機処理 (computer processings)

緒 言

放射線を利用して検査を行なう場合, 形態学的分野に関しては, 幾多の知見の蓄積が得られているが, 定量的情報を引き出す検査法はまだ確立されていない。Röntgenkymographie は, X線を利用して, 動態を数量的に知ろうとする最初の試みであり, 現在も活用されている¹³⁾。一方, このような機械的な方法では稍不足な生体の厚み (例えば造影剤の稀釈, 或は移動状況などを含めて) の変化に関する情報を電氣的に測定しようとする試みが Marchal らによって創始され, electrokymogram (或は cinedensigram) と呼ばれ今日用いられている。¹⁰⁾³⁷⁾

本研究においては, 基本的には, これら先人の試みを基礎とし, かつこれまで試みの少なかった放射線検査の数値化, 或は自解解析への努力を, 現在考え得る工学的手法によって行ない, 最終的には, 電子計算機による医用情報の解析, 或はパターン認識を含めた定量的放射線検査法確立への検討を試みたので報告する。

I 走査型X線厚み計 (X線走査キモグラ フィ) の原理と応用

1) 方 法

この装置は, 透過率の高い硬X線細ビームにより, 人体の任意部位を走査 (scan) し, 記録された曲線から厚みの変化, 骨鈣物質濃度を推定することのできる装置で, 図1に示したブロック図のように構成される。X線管に 160~180kVp の電圧を与えて得られるX線を, 放射口直下で鉛板を用いて2つの細ビームとする。その一つは, 生体にあてその厚みを検出し, もう一つは, 電源電圧の変動によって生ずるX線量の変動を相殺するために用いられる。放射線の検出器として, X線映画用蛍光板と光電子増倍管を用い, 生体のX線吸収変化を電気信号に変換する。X線吸収は, 物理的には, 体厚の変化に対し, 指数関数的に減少するため, 対数特性増巾器を用いて補正している。この方式により, 定量性, 測定精度が向上し, $\pm 1\%$ 以内の誤差で測定が可能となる。本装置には, 6, 9, 15 cm/min の定速で移動可能な寝台が用いられている。この方法による計測対象の可能性には次の如きものがある。1) 骨鈣物質濃度, 2) 肺の換気機能測定, 3) 造影剤の稀釈度などである。

2) 結 果

(1) 本装置を $2 \times 10\text{mm}$ のスリットで, 正常人下腿の走査を行なった例を図2に示した。図の曲線から, 軟部組織と腓骨, 脛骨が分離して得られ, 軟部組織を

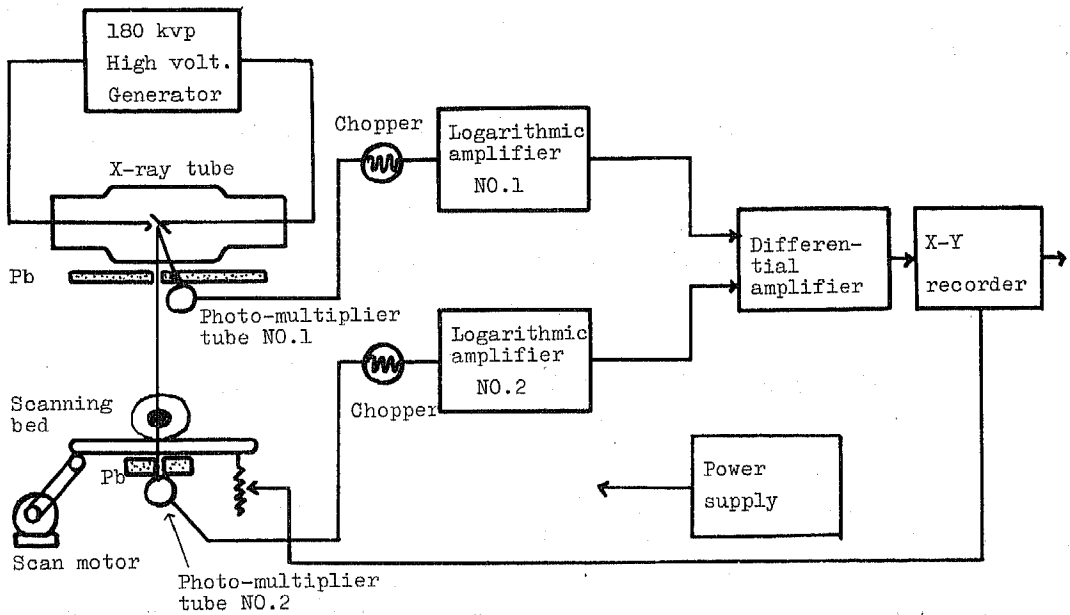


図 1. 走査X線厚み計 (X線走査キモグラフィ) 概略図

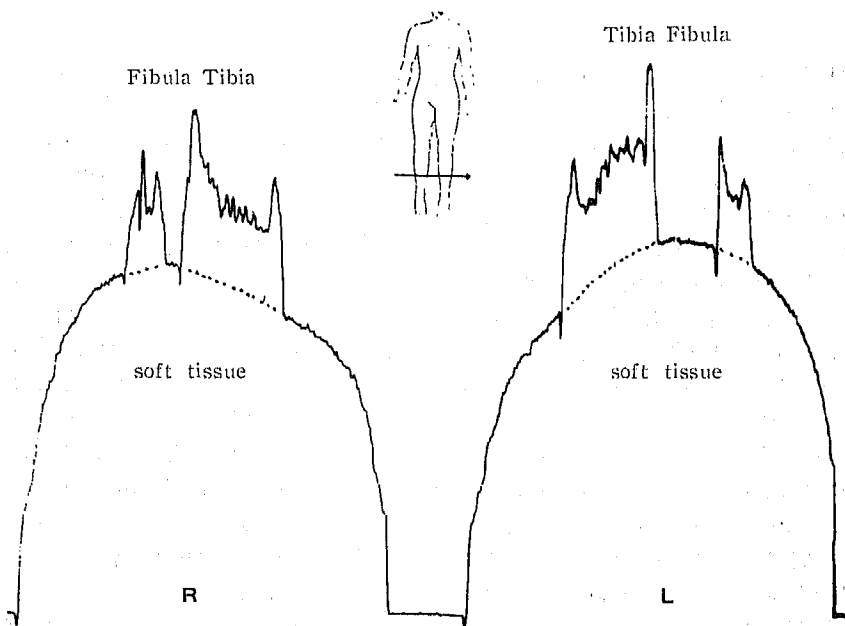


図 2. 両下腿部を走査して得た波形

は円柱体と考へて、図中点線の如く結べばこれより上の面積は、それぞれの骨の鉱物質濃度に正比例するものとみなされる。従つてあらかじめ標準骨模型に

よつて較正しておけば、その濃度が定量的に求められる。

(2) 肺機能検査を目的として肺野の走査を行なつ

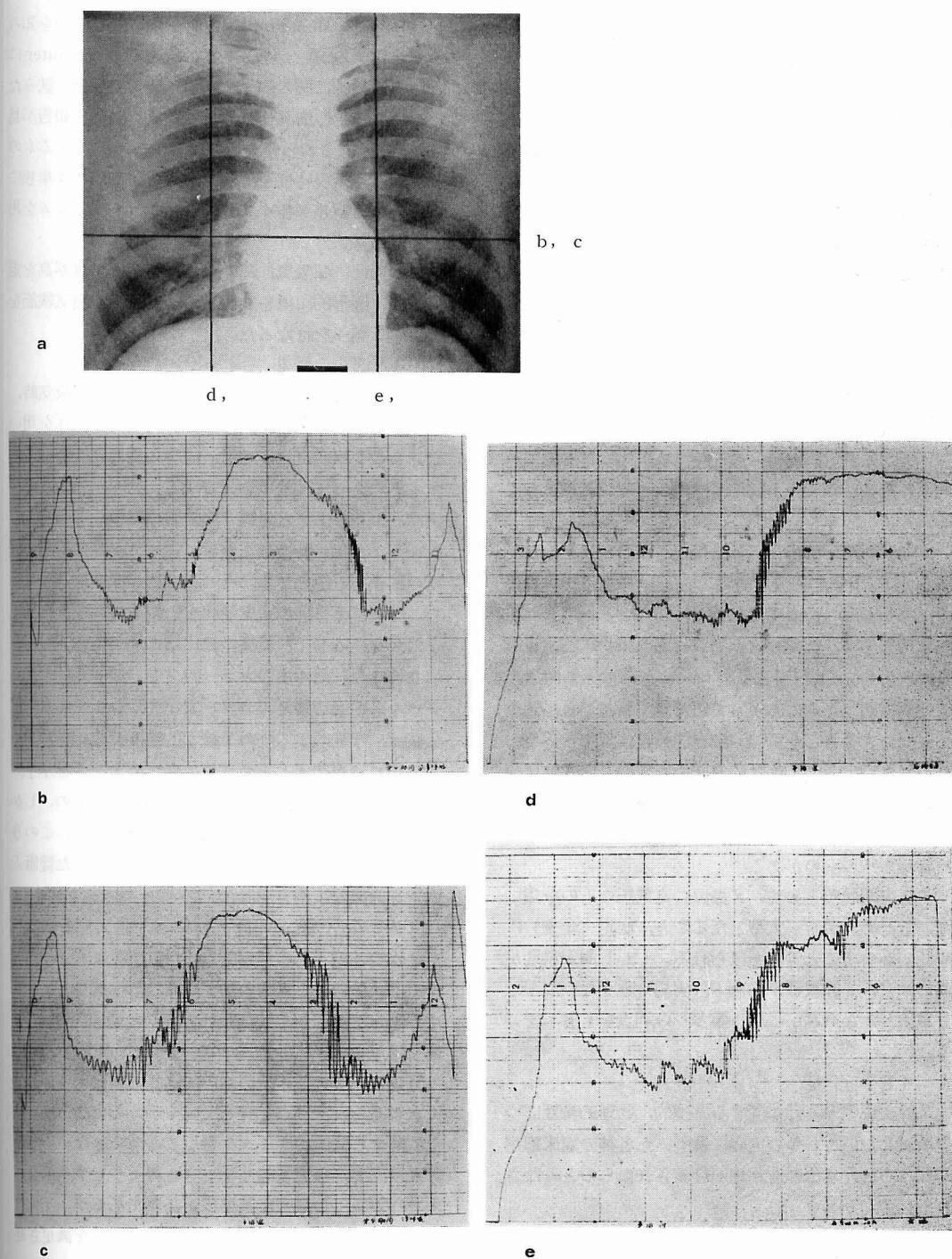


図 3 a : 走査した部位 (黒線) を示した正常胸部写真
 b : 安静呼吸時 (横) d : 安静呼吸時右側 (縦)
 c : 深呼吸時 e : 同 左側

た例として、図3 a-eの例を掲げる。図b-eは正常人の胸部を、図3 aの黒線上の位置に相当してそれぞれ描記したものである。いずれの曲線からも、呼吸による肺の密度変化が観察できる。図3 bは走査を体軸と垂直の方向に行なったもの、3 cは同一部位を深呼吸を行なわせつゝ走査したものである。3 dは右肺、3 eは左肺をそれぞれ体軸方向に走査して得たもので、走査中の呼吸による密度変化、心拍動の状態が観察できる。

3) 考 按

X線学的な方法により、骨鉱物質密度を測定する方法には、フィルム法がよく使われる²²⁾。

この方法は、フィルムの保存、計測、観察が容易な利点を有するが、フィルム濃度が、体厚に関し、非直線性であること、現像、散乱線等の条件による誤差が大きくなるため、微小変化が検出でき難い欠点を有する。

本装置を用いて行なわれた報告には次の如きものがある。1. 骨鉱物質濃度測定 三原、戸塚は約3%の骨鉱物質濃度の微小変化を検出できたと報告した²⁴⁾⁵¹⁾。精松らは、腰椎の骨鉱物質濃度の減少に関する診断に応用して、X線写真上でosteoporosisと診断された症例の30%が本法によって正常値であることが確かめられたと報告した¹⁾。2. 肺機能検査に関する応用 溝上(長)は肺のX線学的密度の測定²⁶⁾、慢性肺気腫の検査に応用してよい成績を示したと報告した。その他本法の臨床的応用として、上述の他に梅垣ら⁵⁵⁾⁵⁶⁾、戸塚ら⁵²⁾⁵³⁾のものがある。

本法の問題点として、X線源に高電圧のものをを用いているため、装置が大型となること、測定(走査)に時間がかかること等があげられる。しかし測定精度が高いこと、X線被曝が50mR(実測)と少ないこと、分解能がかなり高いこと、等多くの利点をも有している。

4) 小 括

X線走査型厚み計に関する基礎的、物理的特性につき検討した。これ等の実験に基づいた各種の臨床応用が試みられ、本法の有用性が評価されたものとみなされる。

Ⅱ フィルム走査法とその応用

1. アナログ演算装置による方法

X線写真の解析によって、定性的情報を得ようとする試みはかなり多い³⁾⁸⁾²⁹⁾⁶¹⁾⁶²⁾。特に胸部X線写真の

planimetry, densitometryにより、肺の機能を知ろうとする試みがいくつかあり、最近ではcomputerによって直接的に肺の病変に関する情報の抽出を試みたもの²⁾⁴⁹⁾⁶⁰⁾、心胸廓係数の自動計測に関する報告が見られる³⁾²³⁾。これらのうちdensitometryによるものは、フィルムの特性上、与えられた1枚につき単独に計測すると誤差が多くなるため、2枚のフィルムを用いている。

本報では、深吸気、深呼気2枚の胸部X線写真を走査し、図形的に得られたデータから肺の換気機能を推定する試みを行なった。

1) 方法と結果

計測に使用する2枚のX線フィルムは、深吸気時、深呼気時に同一条件によって撮影されたものを用いた。この2枚のフィルムを、同時走査できる自作のスキヤナによって肺全域を走査する。フィルム濃度の検出は、小型ランプと光電子増倍管MS-9Sを用いて行ない、フィルム特性補正装置によって、身体厚みと濃度の関係を直線とする。その後2枚の濃度差、すなわち、呼吸による肺の密度変化を一走査毎に積分する。また必要に応じて、濃度の検出器と連動するアームに取り付けられた4本のカラーペンを、図4の如く差のレベルに応じ切替えてカラー表示する。この場合の積分値は、呼吸による肺のX線学的密度変化の総和を示し、カラー表示は、その部位の変化の大きさを示す。フィルムの走査方向により、2種の異なる形の、しかし面積的には同一の図形が描かれる。図5は、このうち体軸に直角方向のスキヤンによって得られた健康人の走査曲線の1例を示した。

2) 考 按

2枚のX線写真の光学的な引算、すなわち subtraction法によって肺の動きを定性的に観察しようとする試みは、数多く行なわれており、最近ではcolor像を得るもの⁸⁾⁹⁾や、テレビを利用したもの⁶³⁾もある。これ等の方法では、造影剤、或は臓器の運動が図形的にとらえられる利点を有しているが、その図形から動きに関する数値的データを得ることはできない。X線写真の濃度から定量的なデータを得ようとする場合、像の作製条件の厳密な基準化が必要であるが、1枚のフィルムのみでは、これ等の条件のすべてを満足させることは困難で、2枚のフィルムを用いることによってこれ等の因子を相殺してやる必要がある。

胸部X線写真において、肺野全域を走査して数量的計測を実施しようとする場合、肋骨、鎖骨の呼吸によ

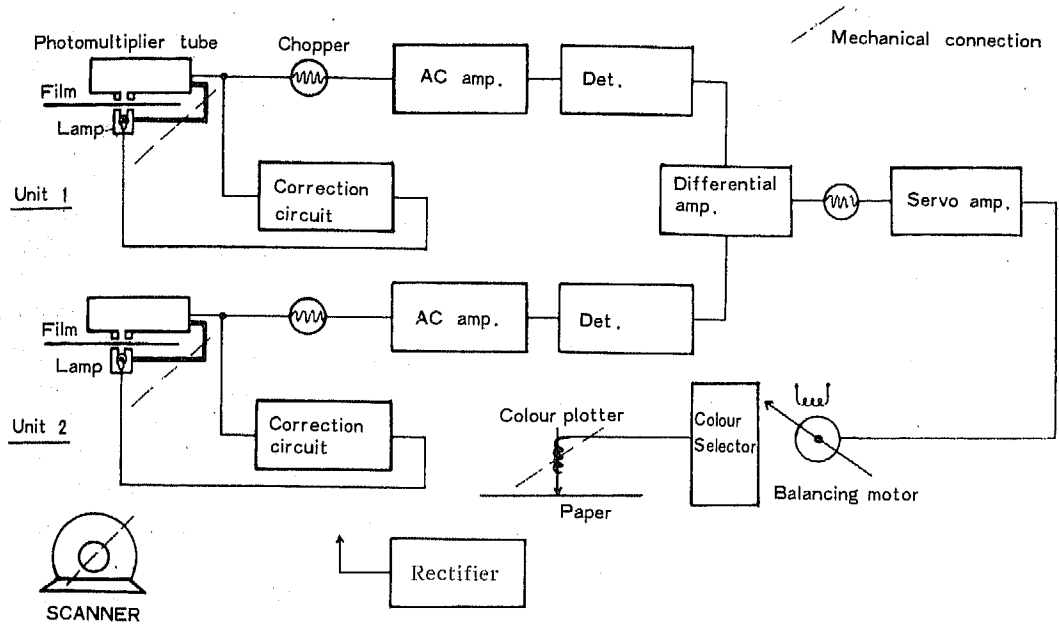


図 4. フィルム走査法ブロック図 (アナログ型)

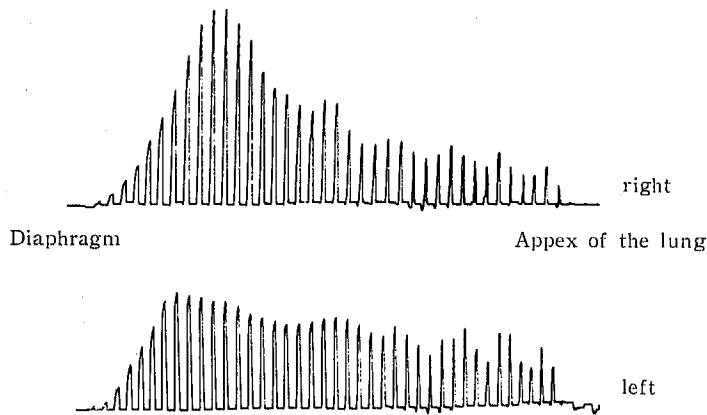


図 5. 健康人のフィルム走査積分曲線 (深吸気-深呼気)

る位置のずれによって生ずる誤差の問題があり、その部分の差の瞬時値を記録する場合は、これが無視できない。しかし積分法では、肋骨のずれについては、ほぼ相殺されるため、その影響は比較的少ない。鎖骨及び一部の肋骨では誤差が生ずる危険性が残る。次の問題は、フィルム・増感紙の材質に起因する非直線因子であり、これはフィルムでは乳剤中の銀、増感紙ではタンダステン等の高原子番号物質によるものである。さらに撮影時の散乱X線による影響もかなり大き

い。補正法としては、アルミ階段を用いた較正法²²⁾、電気信号に変換して行なう非直線増巾器法³⁴⁾、折線関数発生器法³⁴⁾、computer による方法³⁰⁾等が用いられる。肺野の濃度計測の場合、黒化度が0.5~2.0程度の範囲に限定していると考えてもよいので、非直線増巾器を用いて比較的よく補正された。

吸気・呼気2枚のフィルムから、肺換気量を求めている例として、Cobbら⁵⁾、三浦²⁰⁾の報告があるが、これらは部分的濃度計測、或は面積計測であるため、

誤差が大きく、定量的であるとはいえない。

本法は、肺の左右別換気量が spirometry によらず推定できること²⁸⁾⁵⁷⁾、患者に苦痛を与えないこと、形態観察が同時にできること等の利点を有しているものと考えられる。本法を応用した溝上(登)²⁸⁾、宮島³⁰⁾、北原¹²⁾による臨床計測も、このことを或程度裏付けしている。

3) 小 括

深吸気、深呼気2枚の胸部X線写真を用いたフィルム走査法によって、肺機能計測、及びそのカラー表示を試みた。本法は、X線学的な手法による肺機能計測の一手段として用いられる可能性を有するものと結論した。

2. デジタル計算機による方法

胸部X線写真を濃度計によって読み取り、computer を利用して解析すること、或は、パターン認識への試みが最近行なわれている。これらの試みは、病巣の形態学的な抽出を企図したものであり、機能に関する情報の計測を目的としたものではない。この報告では、従来より光学的に、またアナログ的行なわれた subtraction 法を、演算装置として小型 computer を用いて行なうことを試みる。

1) 方 法

測定のため使用される胸部X線写真は、呼吸・循環双方による肺の密度変化の計測を可能とするために、呼吸・循環同期装置⁴⁰⁾によって撮影した吸気・呼気・心収縮期・拡張期の4枚のフィルムを用いる。このうち任意の組合せを同時に濃度測定する装置は、Ⅱ-1.の報告のものを更に改良して、その動作を computer によって制御可能とした。濃度計測のための光学窓の大きさは1mm円形とした。2枚のフィルムより得られる濃度信号は、computer 処理に適した振巾に増巾した後、アナログーデジタル変換器によって量子化する。この操作は、0~1vの信号を0~255レベル(8ビット)の段階に数値化する操作である。濃度データを得るフィルム上の巨離は2mm毎とし、この位置の指定は、スキヤナの駆動軸上に取りつけた座標信号発生器から発生するパルス信号によって行なわれ、computer はこのパルスを解読すると同時に量子化を実施する。走査中に肺野以外のデータを読み込まないようにするため、胸廓の線に沿って黒テープを貼り、このテープの位置を computer によって識別するプログラムを用いた。

使用する computer の記憶容量が4096語と極めて少

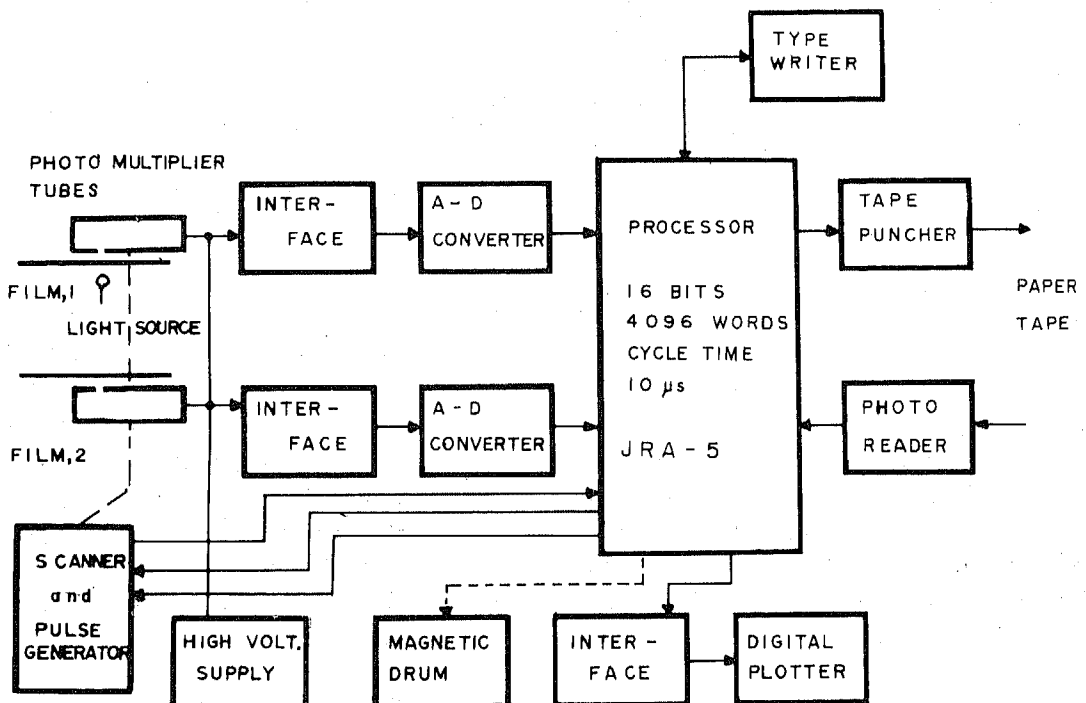


図 6. computer 型フィルム走査法ブロック図

ないため、全肺野を走査したデータを一時に記憶することは不可能である。このためデータ読込みは1回の走査線毎とし、直ちに紙テープに打ち出し、次の走査に入る。computer に記憶された2つのデータは、あらかじめ memory に格納されている体厚フィルム濃度校正曲線によって補正を受けた後に、差引きされて1つのデータとなる。走査・測定装置のブロック図を図6に、フィルム濃度の校正を図7に示した。図上は校正前、図下は校正後のもので体厚の変化に対し出力が直線関係であることを示している。computer ではこの外にデータのバラツキの補正、雑音の補正のための統計処理(平滑化)を行なっている。このようにして得たデータテープを、紙テープリーダにより再読込みした後、差の大きさに応じ3~4色のカラーペンをを用い、デジタルプロッタにより表示を行なうことを可能とした。記録紙上への画像の書き出しは縮尺 $\frac{1}{4}$ 、

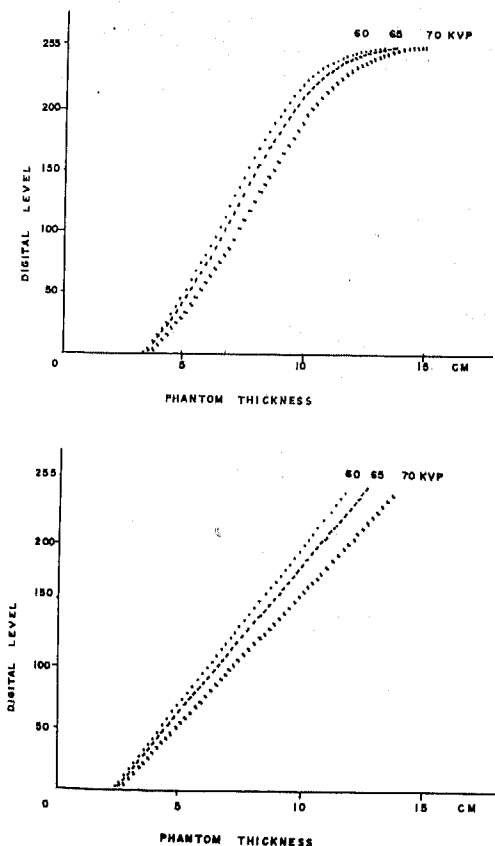


図7. フィルム濃度-体厚特性の補正
上: 校正前
下: 校正後

単位絵素の大きさ $2 \times 4 \text{ mm}$ とした。

2) 結果

この方法によって描かれた健康人のカラー表示を図8に示した。図は循環位相を心収縮終期とし、安静呼吸、安静呼気による肺のX線学的密度変化を示したものである。図9, 10は左肺に機能異常がある例の呼吸による密度差(図9)、心収縮-拡張時の肺の密度差(図10)をそれぞれ計測した例である。

3) 考 按

computer による subtraction 法は、II-1.の方法に比較してその補正に関する自由度が大きいため、その精度は良くなる。しかし、カラー表示がその部位の差の瞬時値を示すため、2枚の写真を撮影する間に生ずる患者の動きの影響が肋骨、鎖骨のずれとなって現われることである。これは1心拍の間に2枚のカセットを交換できる高速チェンジャがあれば解決されるが、ここではそれが用いられていないため、図8b~10bの図中にこの影響があらわれている。これをさけるためのもう一つの方法は、computer の記憶容量を大きくして、1人分のデータをすべて記憶した上で、2次元的な肋骨のずれ消去の論理式を作ることである。この問題を除けば、4枚のフィルム上から呼吸-循環の分布図を得ることが可能であるため、functional image としてX線診断上の情報となり得ると考える。X線学的な密度変化の意味については、星野ら¹¹⁾、Steiner⁴⁸⁾の考察がある。

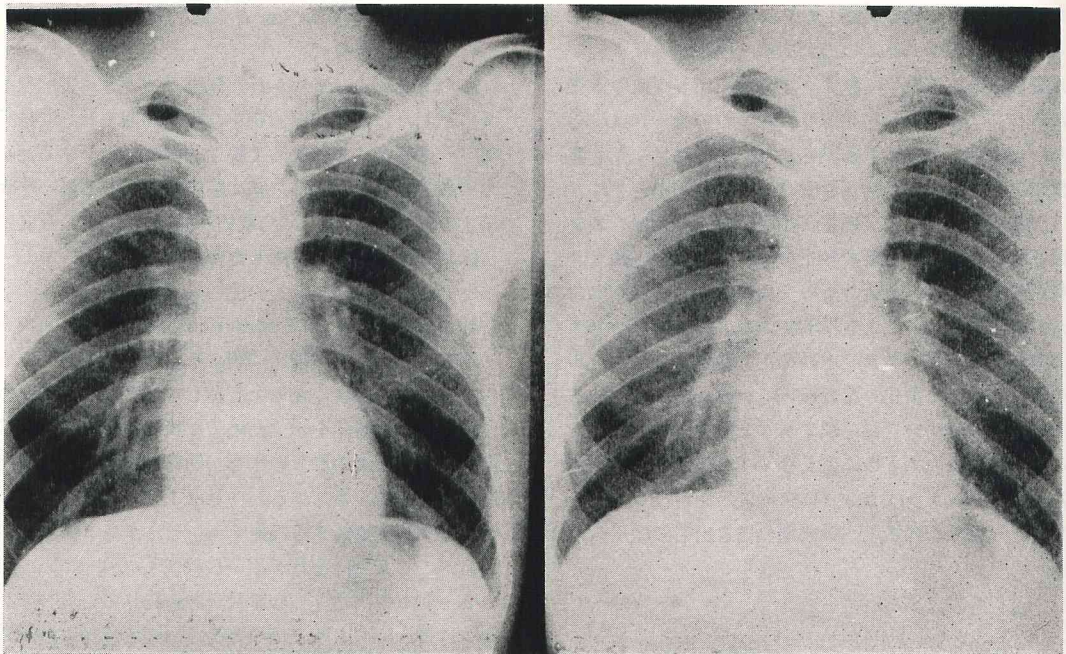
本法の臨床応用として北原¹²⁾、戸塚ら⁵⁴⁾のものがあ

4) 小 括

肺の呼吸-循環同期装置を用いて撮影された安静呼吸-呼気、安静時心収縮期-拡張期の胸部X線写真を、2チャンネルの走査型濃度計によって測光し、これを computer により処理した後カラー表示を行なう装置を試作した。

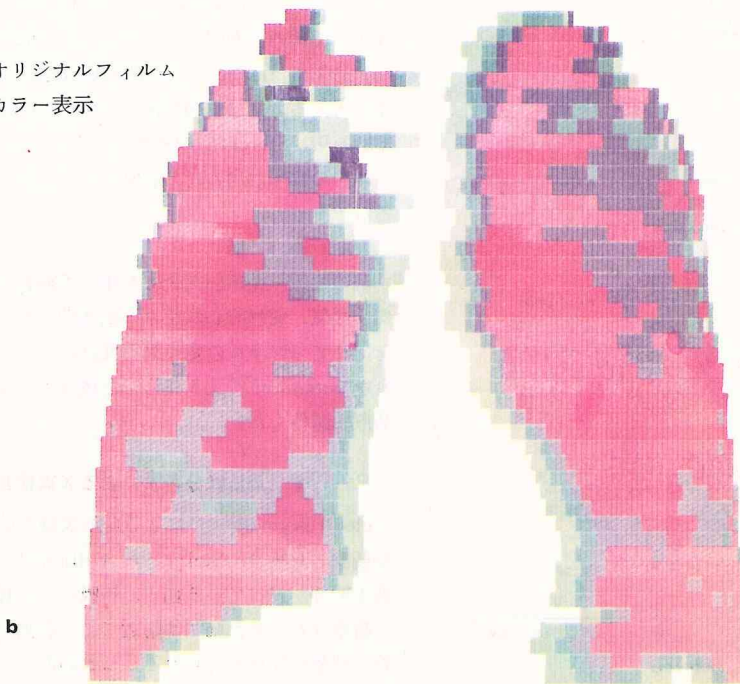
III 周波数分析法によるX線検査

electrokymogram による肺のX線学的な濃度変化を観察した場合、Steiner⁴⁸⁾、Gillick¹⁰⁾、星野ら¹¹⁾、溝上²⁶⁾等が述べている如く、呼吸による肺の密度変化が観察され、また肺門部附近では、心拍出に伴う肺血管の搏動性変化が見られる。これらのくり返しは、近似的には定周期の周波数とみなされ、その周期は、成人において安静時心拍 $1.0 \sim 1.5 \text{ Hz}$ (60~90毎分)、呼吸 $0.2 \sim 0.6 \text{ Hz}$ (16~20回毎分) である。そしてその

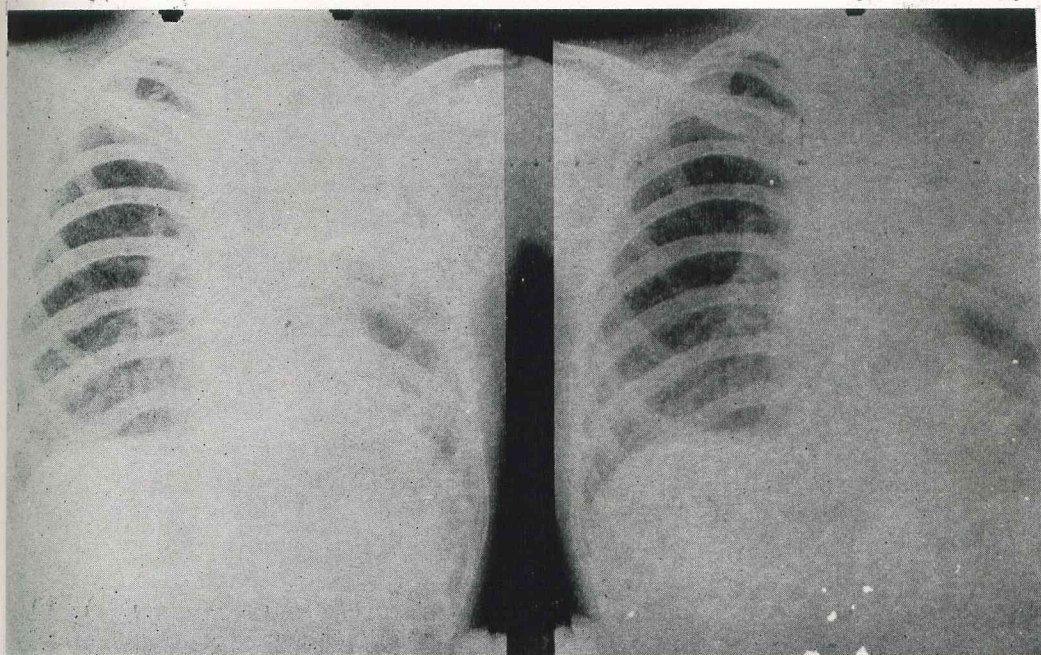


a
rest inspiration
(systole of the heart)
rest expiration

a : オリジナルフィルム
b : カラー表示



T. M. 33y M. respiration 15-10-5-1 mm R. B. G. YG
図 8. 〇〇 平静吸気-呼気の computer subtraction 実施例



rest inspiration

rest expiration

(systole of the heart)

a

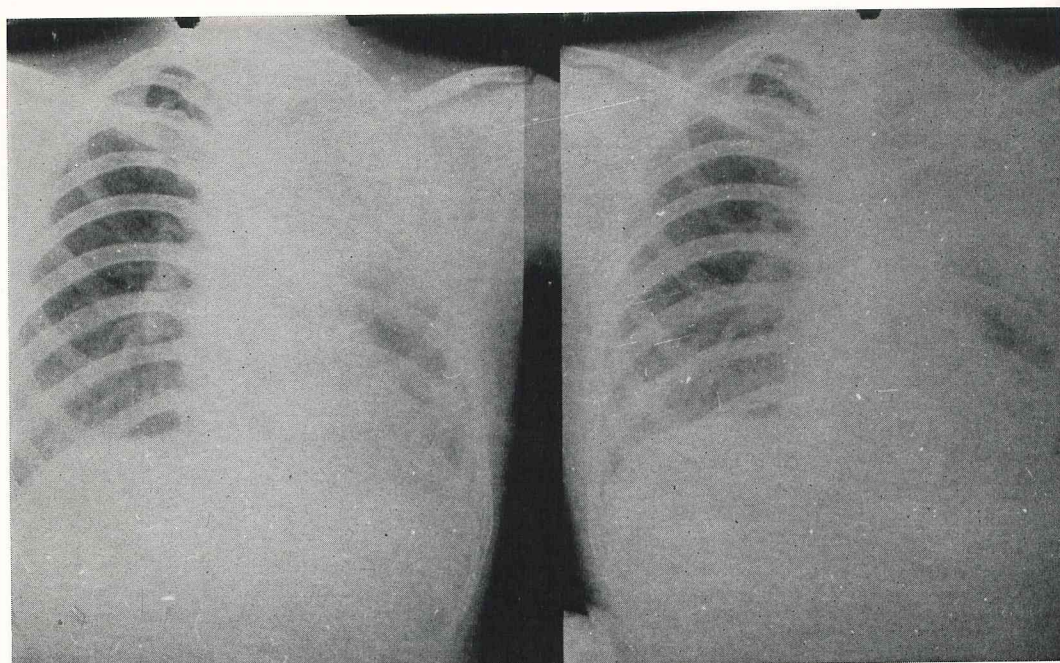
a : オリジナルフィルム

b : カラー表示
(吸気-呼気)

b

K. K. 27y F. RES. 0.5 INSP-EXP 69-4-14-2 (film 68-12-25)
15-10-5-1 mm red blue green y. green

図 9. 病的例における計測 1, K. K. 27y F 左肺癌 (放射線科症例)



diastole of the heart

systole of the heart

a

(rest inspiration)

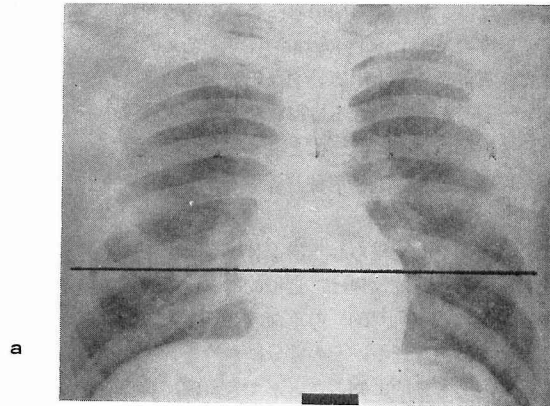
a : オリジナルフィルム

b : カラー表示
(心収縮-拡張期)

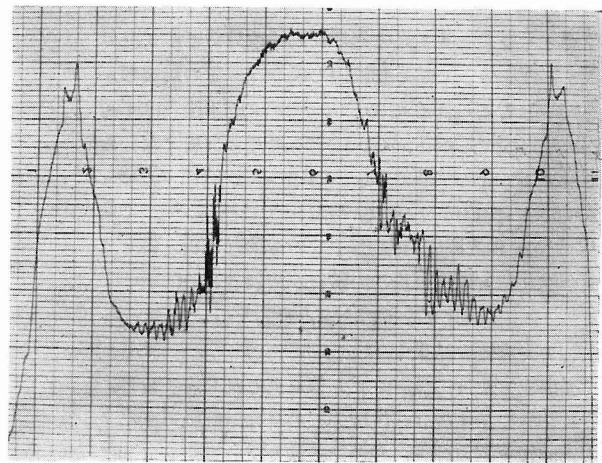
b

K. K. 27y F. CIR. INSP. 0.5-0 69-4-15-1 (film 68-12-25)
4-3-2-1 mm red blue green y. green

図 10. 病的例における計測 2, 9. と同一例



a



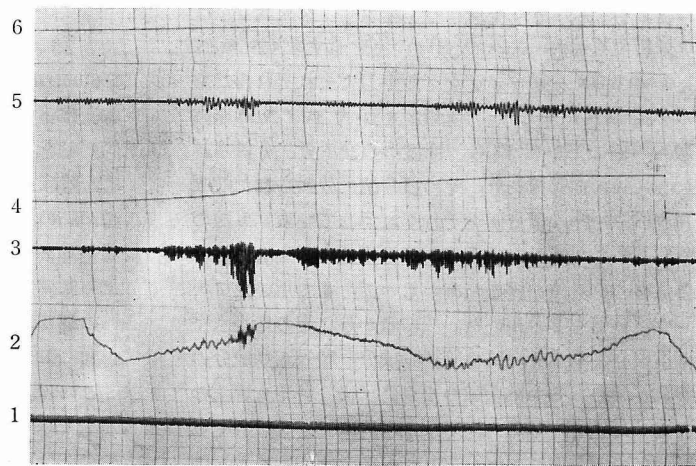
original

図 11. 周波数解析法 (動的解析)

a : 走査部位 (黒線)

b : 上 ; オリジナル曲線
下 ; 分析結果

1. 心電図
2. 原波形のうち交流分
3. 分析された心・肺血管搏動による密度変化
4. 同積分曲線
5. 分析された呼吸運動成分
6. 同積分曲線



output of analyzer

b

2つの成分は、互いに周期が異なるため、その各々が混在する肺の electrokymogram より、電気的に分離抽出できる可能性が生ずる。すなわち、X線走査キモグラフ⁵⁹⁾⁶⁵⁾⁶⁶⁾から得られる波形を、上記の周波数のみ通す周波数分析器にかけることによって、心及び肺の呼吸・循環成分を分離・定量しようとする試みをⅢ-1. で検討する。

次に静止像として得られる胸部X線写真上では、肺血管影を主とする肺紋理は、近似的には、大小多くの血管が網目状（多次元的）の重なり合いとして投影されたと考え、肺紋理を、その部分における種々な網目の重なりとして量的に知ることができれば、肺血管の分布をある程度定性化できる可能性がある。具体的には、micro-photometer によって、肺X線上の所定の位置を走査し、Ⅲ-1. と同様に周波数分析器により分析すればよい。しかし肺紋理の場合は、その周波数が連続的と考えられるため、アナログ的手法では不可能に近いので、computer による周波数分析すなわち digital Fourier analysis の手法によって、波形を Wiener spectra として得た。この試みが2. であり、1. の動的機能の測定、2. の静的な解析と併せて総合的な肺X線像解析への試行が検討される。

1. アナログ分析器による動的解析

1) 方法と結果

X線走査キモグラフより得られる肺の走査波形には、体厚を示す成分（直流分）の外に、呼吸運動による密度変化の成分と、心拍出に伴う速い変化分（共に交流成分）が混在して重畳することが判る。このうち体厚を示す直流分は不要なので除去し、交流成分だけを分析するため、0.2~0.4Hzのみを通すフィルタと、1.0~1.5Hzを通すフィルタの出力でそれぞれ得たものを図11bに示した。同図はaがキモグラム原波形、b図の下からECG、原波形の交流分、分析された心・肺の血管搏動分、その積分値、分析された呼吸運動成分、その積分値をそれぞれ示している。b図のうち上から1番目、3番目の積分値は、1走査線上の各成分の合計値を得るためのもので、Ⅱで用いたアナログ積分器を2台用いた。この値から、その走査水平面上の心拍動成分、肺血管搏動成分、呼吸運動成分の総和が得られる。肺全域の走査終了後、各走査線上の各成分の値と、体軸方向の解剖学的位置とをそれぞれX、Yの座標上にプロットしたものが図12である。図において太実線は心・大血管の運動成分、細実線は、肺血管の搏動分、点線は、呼吸運動による密度変化の

成分をそれぞれ示している。呼吸成分が横隔膜部においてピーク状となっているのは、横隔膜の上下による運動の変化分が大きいために生じたものである。

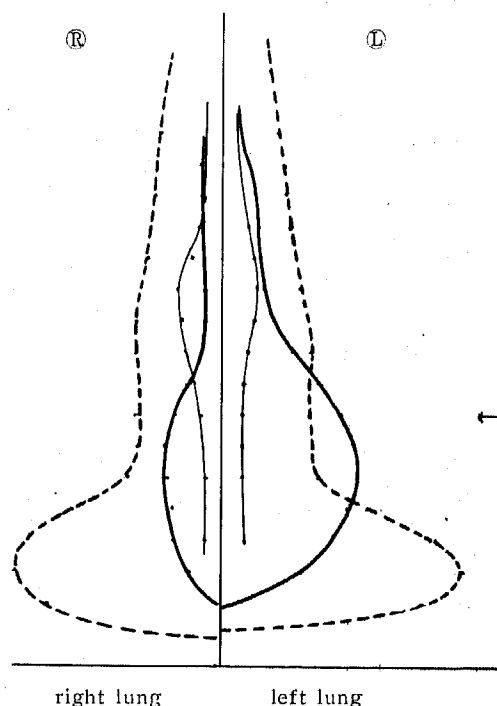


図12. アナログ周波数分析結果を各成分別にプロットしたもの

太実線: 心・大血管
細実線: 肺血管
点線: 呼吸運動

2) 考 按

electrokymography によって心室の動きをX線吸収変化としてとらえる試みは多い。しかし肺の生理学的運動をX線を介して定量解析した試みは少ない。本法を臨床上に応用した小林らの報告¹⁴⁾によっても、本法が肺の動きに関する定量的測定と、肺の形態学的所見整理とを並列的に用いることによって、動、静両面より肺疾患に関するX線学的な情報の充実への可能性への期待が持たれる。さらに心室の動きに関する情報と共に胸部疾患検査精度の向上が期待される。

この方法の問題点として、肺野の走査が機械的に行なわれるため、1人分の肺全域の機能図を作製するのに60分程度かかるので、能率があがらないことがまぎらげられる。これは、精度的には落ちるが、X線テレビ法を用いる方法への転換により解決可能と考えら

れる。また、アナログ的な周波数分析器を使用するとき、他の channel への干渉や、分析器特性による歪みの存在が問題となるため、検討を要する。

しかし一方、肺の、呼吸・循環両面の機能計測線安静状態で可能なこと、細隙を用いているため放射線被曝量が $50mR$ と少ないこと、分解能が高いこと等利点をも多く持つため、新しい検査機器としての将来性が期待される。

3) 小 括

X線走査キモグラフで得られる波形の周波数分析によって、呼吸・血管搏動をX線学的に分離・定量する方法を考案し、2, 3の応用を試みた。各々の波形の解析によって、肺疾患の新しい情報を知り得る可能性が示唆された。

2. デジタルフーリエ解析法による

静的分析

1) 方 法

分析結果の基準化を図るため、呼吸(吸気)・循環(心収縮期)位相を一定として巨離 $200cm$ で撮影された胸部正面X線写真を計測対象とする。またX線撮影条件、増感紙、フィルムは同一種別のものを用いた。

肺血管像の検出のため、スリット巾を $0\sim1000\mu$ まで任意に可変できる拡大測光型 microphotometer (理学電機 MP-3) を用いた。スリット巾は基礎実験では $5\sim500\mu$ 、高さ 500μ 、臨床計測では巾 100μ 、高さ 500μ を用いた。結果の、フィルム濃度による歪を最小とするため対数増巾器を使用した。対数増巾器出力の直流分を取り去って、肺血管影による変化分を選択的に増巾した後、computer のアナログーデジタル変換器 (A-D 変換器) に入力させる。computer としてメモリ 4096 語、サイクルタイム $10\mu sec$ のものを用いた。A-D 変換器は、 $1v$ 入力を $0\sim255$ のレベルに変換でき、変換時間 $80\mu sec$ の逐次比較型である。装置全体のブロック図を図13に示した。フーリエ解析のための胸部写真上の一点当りの走査巾は $10mm$ とし、肋骨影が重ならない部位を選んだ。

フーリエ解析は Channon により大成された情報理論中の重要分野であり、調和解析とも呼ばれる。すなわち、「時間の関数として得られる波形は、それがどのようなものであっても、すべて周波数を異にした有限数、または無限数の正弦波、余弦波の集合と考える。そしてその波形中に存在する各成分を、フーリエ級数

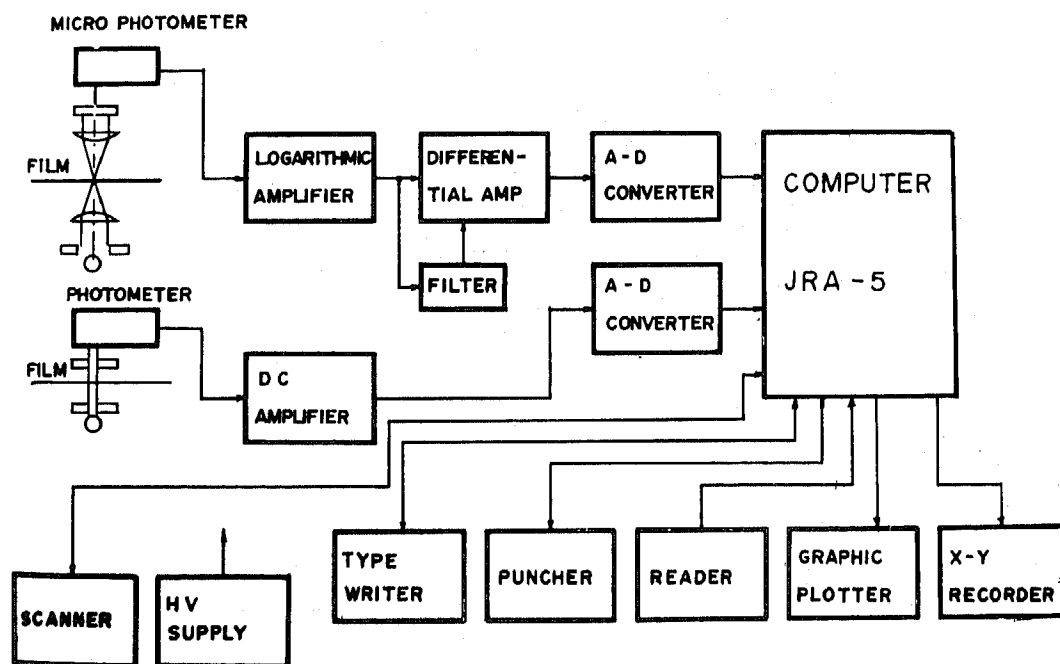


図 13. computer による digital Fourier transform ブロック図
フィルム濃度検出にはマイクロフォトメータ (左上端) を用いている

法により展開できる。」という考え方³²⁾に基づく。この考え方を進めて、肺のX線写真を photometer により走査して得た波形を、時間関数とみなせば、この波形のフーリエ級数展開が可能である。但し肺の場合は、その波形が、時間的に有限である非周期関数であるため、分析結果は、輝線スペクトルとはならず連続スペクトルとなる。計算法については文献³²⁾および⁵⁷⁾に基づく、また積分公式としてシンプソン則を用いた。

計算式の原因関数は時間関数 t として計算されているが、肺X線写真では、フィルム上の巨離 d (distance) におきかえて計算する。このため、得られるスペクトルの横軸 (周波数軸) は、電気工学上用いられる周波数とは異なった表現となり、写真上で得られる縞模様のあるさの尺度を示すようになる。これを一般的に空間周波数 (spatial frequency) と呼びその単位は、 Hz (Herz) に代り lp/mm (line pair) である。具体的には、 $1mm$ の距離で1本の縞が識別可能であるとき、これを $1lp/mm$ であるといった表現となる。

察、或は実験によって明らかである。すなわち、生体を経由せずに、均質な phantom を撮影したフィルムからもスペクトルは得られ、これ等は、X線を持つ量子学的な特性に起因して生ずるもので、理論的には、フィルムの粒状性雑音と呼ばれている。従って、これと実際の肺血管スペクトルとの分離が重要なポイントとなる。生体の代りに均質な phantom を用いて、X線量を変えてそれぞれ撮影して得たフィルムのフーリエ解析により、標準雑音スペクトルを計算すると図15の如くとなる。

実際に肺血管像を走査して得たスペクトルから雑音スペクトル成分を差引くことにより、肺血管固有のスペクトルを求めた。図16bにこの方法で処理した正常胸部X線写真における肺野各部 (図16a 黒点の位置) のスペクトルを示した。横軸は $0.1 \sim 10.0 lp/mm$ の空間周波数をとっている。右肺中・下野では $0.1 \sim 1.0 lp/mm$ の振巾が高く、左肺中・下野ではこの成分の振巾はやゝ小さいが双方は近似的である。スペクトル中での最大振巾は、肺門附近で得られた。図17に病的例

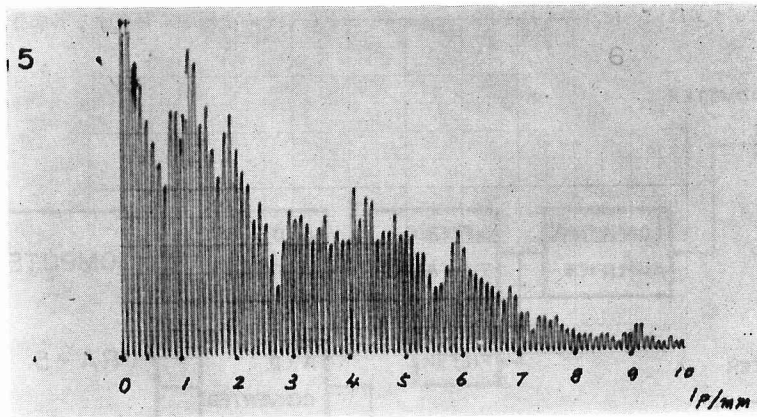


図 14. パワースペクトル計算結果の一例
右肺門部附近のもの

2) 結 果

実際の計算は computer によって自動的に行なわれ、結果は、X-Y 記録計上に、X軸に空間周波数、Y軸に相対振巾をとったグラフとして描かれる。図14に演算結果の一例を示した。図は肺門部附近の走査によって得られたものである。さてこのようにして得られたスペクトルが、すべて肺血管からの情報でないことは、Rossman らのX線写真解析に関する詳細な報告³⁵⁾、或は土井⁶⁷⁾、Ziskin ら⁶⁶⁾、竹中ら³⁹⁾⁴⁰⁾、の考

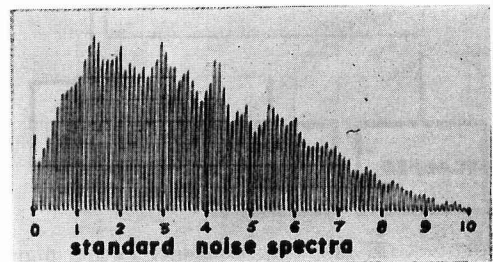
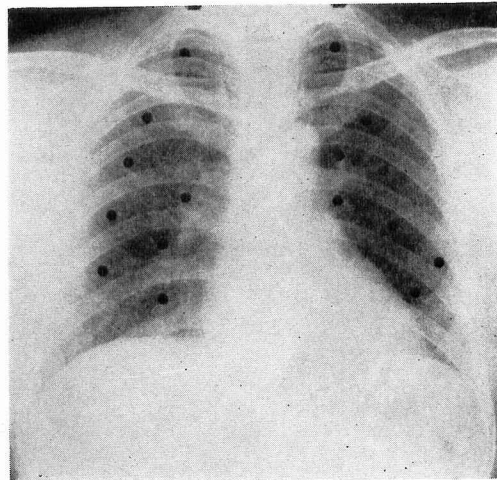
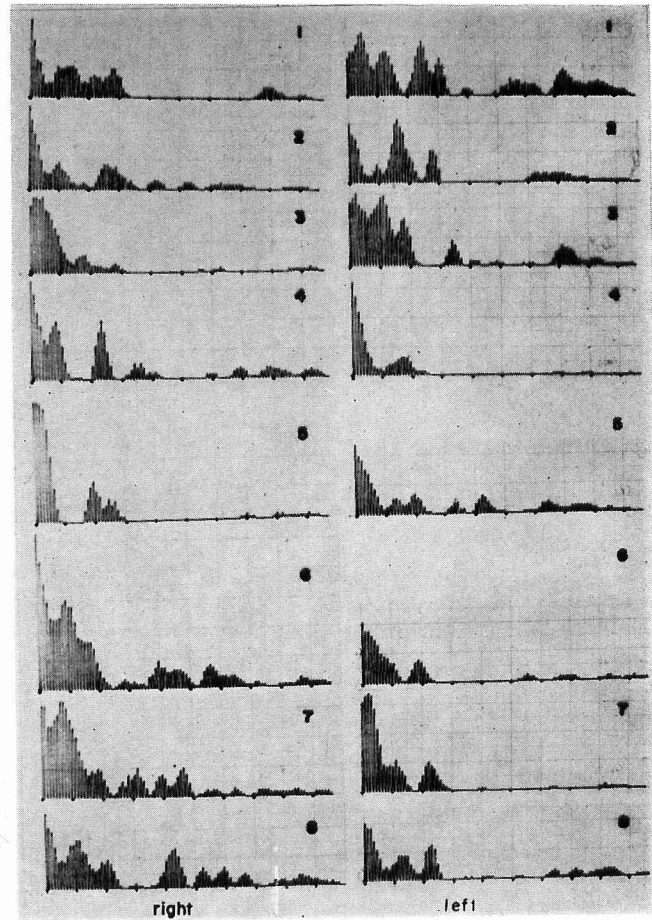


図15. 統計処理された雑音スペクトル



a



b

図 16 健康人における肺野各部のスペクトル

- a : 胸部写真上の黒点はスペクトル測定部位を示す
- b : 計算後重みづけされたスペクトル

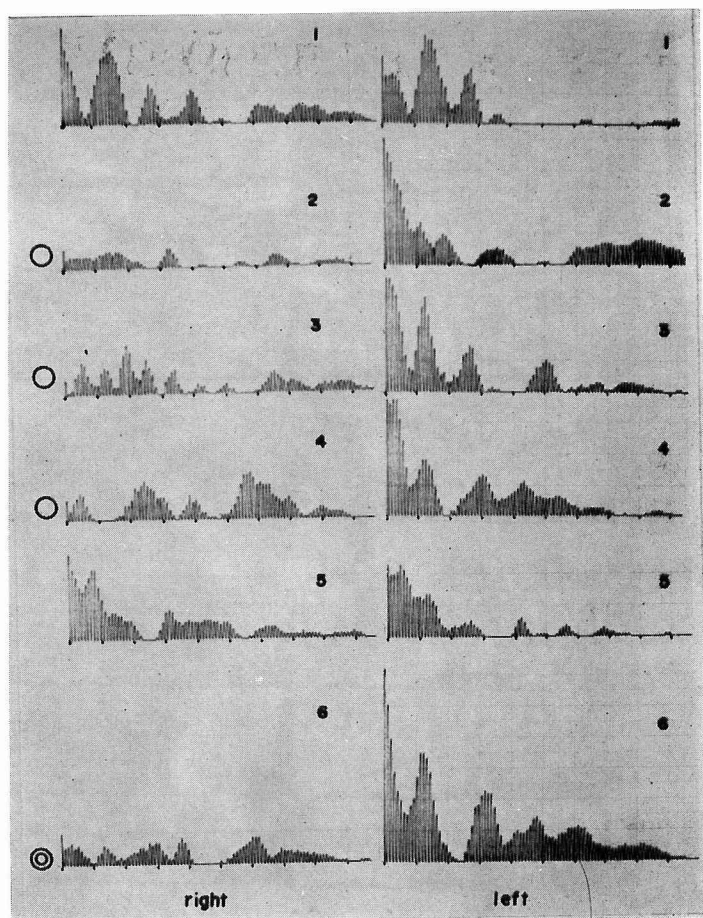
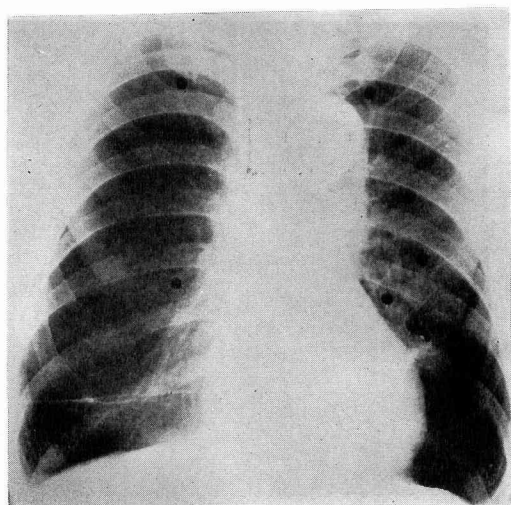


図 17. 病的例における計測
(戸塚内科症例)
右側自然気胸, 慢性肺気腫
S.M. 57 y. M
a : 胸部写真中の黒点は
計測部位
b : 計算結果
○ ; 自然気胸部
◎ ; 慢性肺気腫部
他 ; 健常部

のものを試験的に示した。右肺外側に気胸がありこのため肺は内側へ縮小している。また両側下部で肺気腫が認められる。図17b中無印の所は肺機能があると考えられ、また○印の部位は、単なる空気と前後胸壁のみが存在していると考えられる場所で、スペクトルは0.1~3.0 db/mm のスペクトル成分がほとんどない。また◎印の肺気腫の部位では、健康人同一部位と比較して特異なパターンを示している。

3) 考 按

胸部X線写真の有する肺疾患情報は極めて多い。このため、読影を行なうに際しては高度の訓練を必要とする。工学的手法を用いて、これらの特徴を抽出し、分類整理ができれば、それは客観的情報として診断精度向上への足がかりとなる。この様な意図のもとに、computerによる自動計測を行なう試みがなされ初めた。Beckerら³⁾、松田ら²⁹⁾は心横径、胸廓横径を自動計測し、computerによる心胸廓係数を求める報告を行なった。鳥脇ら⁴⁰⁾は、医師の胸部X線写真読影のsimulationを行ない、判別式、bridge filterから心・胸壁の輪かく、肋骨陰影の識別と消去、異常陰影の識別を試みている。以上は肺を図形と考えその特徴抽出を行なっているものであるが、これに対して、肺血管の分布を定量化しようとする試みがある。Schoberら³⁰⁾は、いわゆる Special computerを用いて、肋骨を含めた肺野全域を水平に走査し、そのスペクトルを計測している。竹中³⁹⁾は同様に、リアルサイズフライングスポットスキャナと on-line 分析器により肺野のスペクトルを求めている。この方法では、肋骨のスペクトル成分が影響し、また位置の分解が悪くなる欠点を有するようである。

本研究は、後者の、肺血管走行状態の定量化によるパターン認識へのアプローチであるが、測定部位の広さ、方向、スリットの大きさ、等の問題点があり今後の検討を必要とする。しかしこの方法により、肺血管影の変化として、肺野各部の疾患に関する情報が定量化される可能性があり、従って肺疾患分類への可能性を有するものと考ええる。

4) 小 括

小型 computerによる胸部X線像の解析を、肺血管影を空間周波数としてとらえる方法によって試みた。この方法は、これまで試みた動きの定量化に対して、静的検査とも呼べる方法である。そして肺紋理の特徴を示すスペクトルが得られたことにより、computerによる自動解析への可能性を有するものと結論

された。

IV 平均加算法による微弱肺血管脈波の抽出と定量化への試み

electrokymography によって、肺呼吸運動によるX線学的密度変化を計測する際に観察される肺血管搏動による周期性変化は、肺の循環に関する情報を示していると考えられる。しかしこの変化は、通常微弱であり肺門部附近で得られるもの以外は、雑音中に埋没して波形として観察できない。このためその測定に関する試みはほとんど見当たらない。

本報告では、この測定を可能とするため、脳波、誘発電位の処理に多く用いられる平均加算法⁴⁾を用いて、肺野各部の脈波を選択的に抽出し、波形の観察、位相分析をも試みる。

1) 方 法

脈波の検出には I 記載の装置を静止させて用いた。この装置を、周期信号のくり返し加算可能な特殊目的ディジタル計算機(日本光電 ATAC-401)に接続し加算する。

平均加算法は、定周期でくり返される生体からの信号を、その周期に合わせて加算することにより、雑音等の非周期信号、または加算中の信号周期以外の周期信号を消去できる方法である。心搏動周期を、安静時定周期と考えてこの方法を応用する。そして肺血管脈波は、心周期と同期しているものと仮定する。加算を開始するための trigger として、測定中の被検者より得た心電図 QRS 波を用いる。平均加算法による微弱変化分の検出限界を知るために phantom を用いて simulation を試みた。X線ビーム中に18cm厚アクリル板をおき、その上に0.75, 1.5, 3mmのプラスチック小片を貼りつけた回転円板を重ねる。この円板はモータによって定速で回転するが、プラスチック小片がX線ビームに入る直前にスイッチにより1ケのパルスが生じる。このパルスは加算装置のトリガ端子に与えられ、引続き検出器からの被加算信号が入り、加算が開始される。実験結果から、50回のくり返し加算で0.1mm, 100回で0.05mmの厚みの変化が識別できることが判った。実験の模式図を図18左に、加算結果を図18右に示した。実際の生体における計測では、長時間計測が難しいので、加算回数20~50心拍、検出限界は0.2mmと推論された。

2) 結 果

この方法によって、肺野各部の計測を行なった結

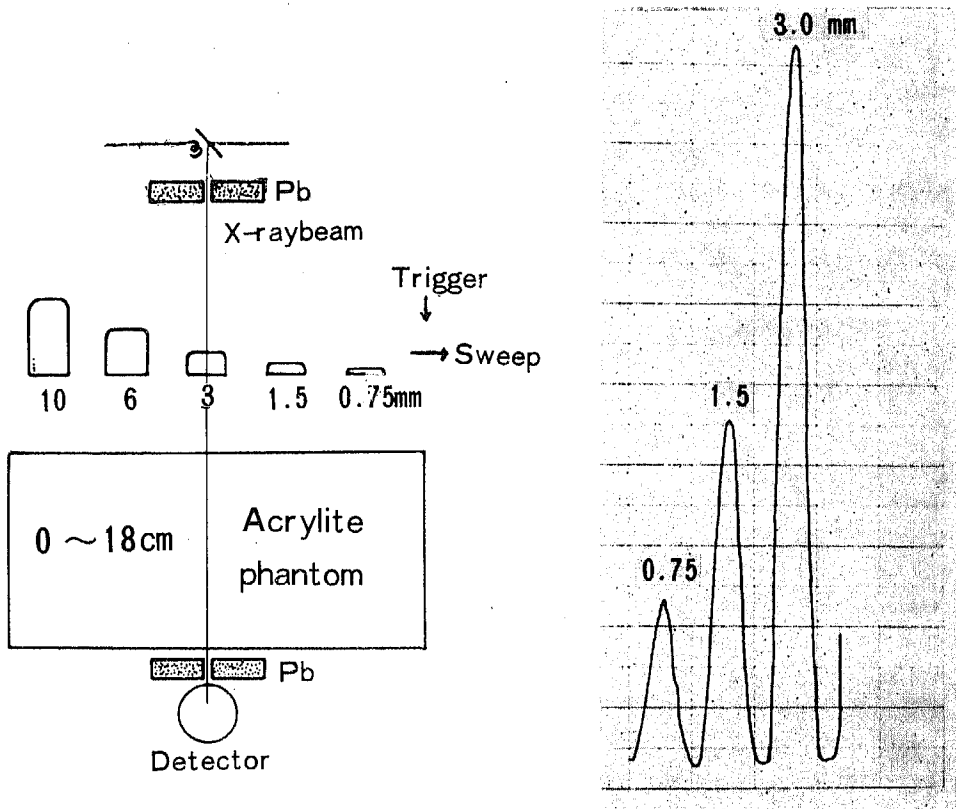


図 18. 平均加算法における simulation とその結果の 1 例

果を図19に示した。この場合加算回数は、部位により5～60回とした。これ等の波形は頸動脈で得られるplethysmogramに近似しており、正常人では位相的にほぼ一定でその振巾は外側にゆくに從って指数関数的に低下してゆく。臨床計測と分析については、小林ら¹⁵⁾¹⁶⁾の報告がある。

3) 考 按

平均加算法は、微弱な肺血管脈波の測定に極めて大きな威力を示す。そして、測定中においても呼吸停止等の特別な措置を講ずる必要はなく、呼吸による密度変化は、脈波周期と一致しないため加算によって消去される。しかし、これは脈波を定周期と考えた時初めて成立することである。実際は、心搏動そのものが、安静時であってもそのリズムは確率的現象と考えられるため、その周期は平均値を中心とした正規分布となることが予想される。病的因子を持つ場合は、この傾向が一層著しいと考えられる。このことは、信号の加算に際し加算周期の終りに近づくに従い、歪の生ずる

割合が多くなることを意味する。このような歪を防ぐためには、特殊目的の計算機では不可能で、本研究の終りに用いた汎用 computer を用いて定周期の信号を選択し加算を行なえば歪の少ない波形を得ることができ。但しこの場合測定時間の多少の延長は避けられない。波形を見やすくするため磁気テープレコードを用いた補償法が胎児心電図に對し試みられているが⁴⁾、これは本質的に歪を防ぐこととはならない。

加算回数の多い場合、 $2 \times 10 \text{ mm}$ の範囲ではあるが放射線被曝が増加するので、この点も検討を要する。小林らの臨床応用に関する報告¹⁵⁾¹⁶⁾でも述べられている如く、これまで報告のない肺尖部、肺外側部の脈波をも計測できること、直線性がよいこと、患者に苦痛を与えないこと等多くの利点を有しているため、今後得られる波形の意味と、病的例における病態生理学的解釈が可能となれば、その将来性が期待される。

4) 小 括

computer を用いた平均加算法によって、肺血管脈

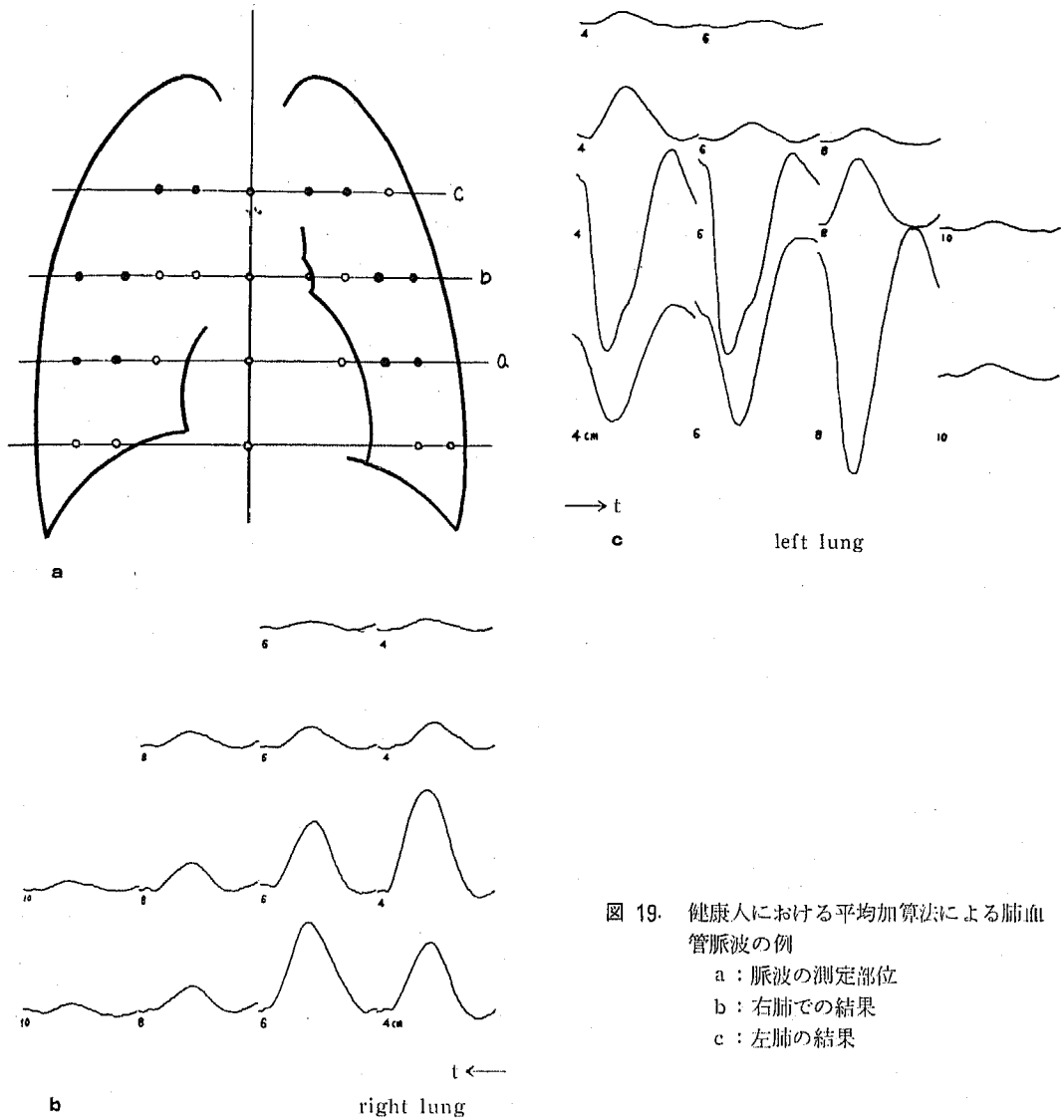


図 19. 健康人における平均加算法による肺血管脈波の例

- a : 脈波の測定部位
- b : 右肺での結果
- c : 左肺の結果

波を抽出する方法を考えた。この方法により、肺野各部の脈波を定性的にとらえる可能性が生じ、X線学的な肺機能検査の精度を高めることができるものと推論された。

V X線テレビ像の Computer による収録と処理

X線動態像の解析は cine film, 連続撮影, X線テレビ等により、主として形態の変化に対し試みられた。Wood ら⁶⁴⁾は、テレビ像の densitometry を光電的手段によらずに試み、臓器運動の経時的变化を記録

した。Lissner²⁰⁾²¹⁾は、この方法を改良し、computer を用いて心室の動きを解析する方法を見出した。梅垣⁵⁸⁾はほぼ同様の方法と VTR を用いてテレビ信号を処理し、食道における Ba 通過曲線の解析を試みた。Zimmerman⁶⁵⁾はさらに、ライトペンを使用できる像解析装置を試作し、造影像(心室)の planimetry を行っており、Simon³⁸⁾らにも同様の試みが見られる。

densitometry を必要とする場所が1~数ヶ所であれば、Wood, 梅垣の方法で充分であるが、X線像の場合、多くの部位の計測を短時間に実施したい場合が

多い。この報告ではオシロスコープをインターフェースとして用いた簡易な方法によってX線テレビ装置と computer を結合し、多数の部位の densitometry を同一時間内に実施することを考え、食道の Ba 通過曲線の計測を試みた。

1) 方 法

装置の構成は図20の如くである。テレビカメラからの映像信号を、モニタ受像機に送ると同時に、インターフェースに導く、これには高速で送られるテレビ像の任意の位置の濃度信号を computer に読み込むための工夫がなされている。テレビ像は525本の走査線で構成されるが、濃度を計測したい縦方向の位置を決めるためオシロスコープ時間軸を用いている。また水平位置を決めるためオシロスコープ遅延回路を用いている。濃度測定の実施場所を明示するため、マーカー信号を作り、モニタ上の像に重ね合わせる。この方法で濃度計測が同時に可能な部位の数は、1ヶ所以上任意に選択できる。しかし使用している computer 記憶容量が4096語の関係で、通常は30~60ヶ所となる。1ヶ所当りのデータ採取速度は最大60点毎秒である。

2) 結 果

本法の精度を check するための基礎実験の結果は

図21の如くであった。画面上部から径5mmの移動してゆく状態と時間、振巾が明瞭に観察できる。頸-胸部食道における Ba の通過を計測した例が図22bである。1回にえん下した30mlの Ba が頸部では2峰となり、また胸部食道に入ると起伏の少ない曲線となる。造影剤通過時間、通過量がこの曲線から計測され、この例では造影剤が頸部で0.4sec、中胸部で0.6secかゝって通過したことが判る。

3) 考 按

X線透視時に、蛍光板面の輝度を経時的にとらえる electrokymogram, electrodensigram は、Marchal らの古典的手法から、最近では、イメージ増倍管の輝度や、テレビモニタ上の輝度を測定する方法へと変わった。これらの方法は手軽ではあるが、検出器が像観察の妨げとなり、精度もそれほど良くない難点を有した。Wood らは、テレビカメラからの映像(濃度)信号を電子的に抽出し、X-Y 記録計上に描かせる方法を開発した。また Lissner²⁰⁾らはこの方法を改良し Fernseh-Kymographie と呼んだ。Zimmerman⁶⁵⁾は、さらに独自の方法で任意の2ヶ所までの densitometry, planimetry が可能で、さらに結果をカラー CRT に即時に表示する方法を開発した。この点は

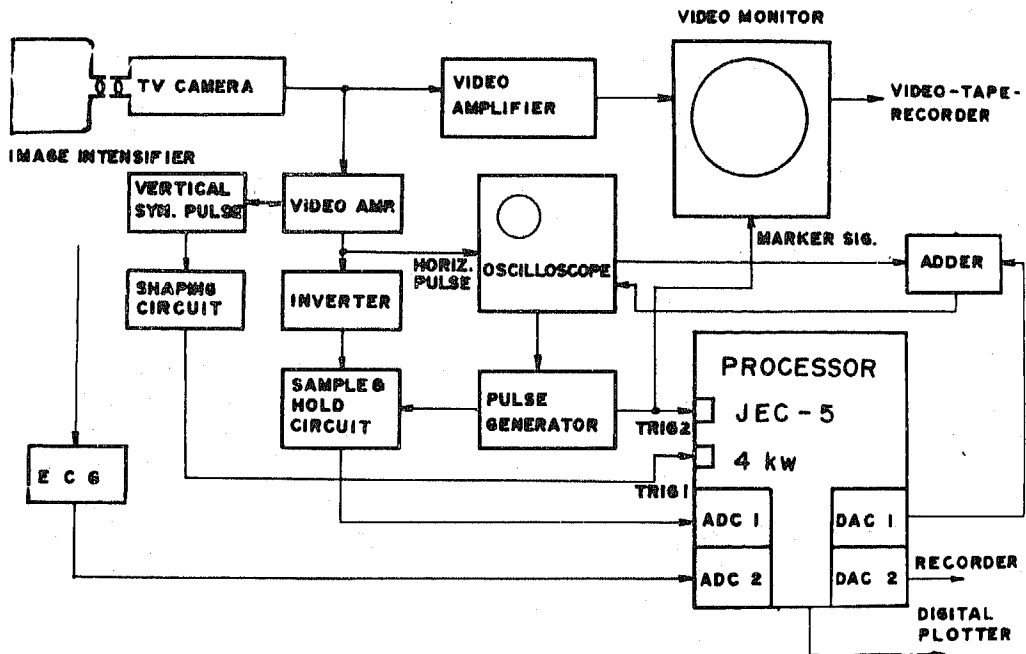


図 20. X 線テレビ信号処理回路ブロック図

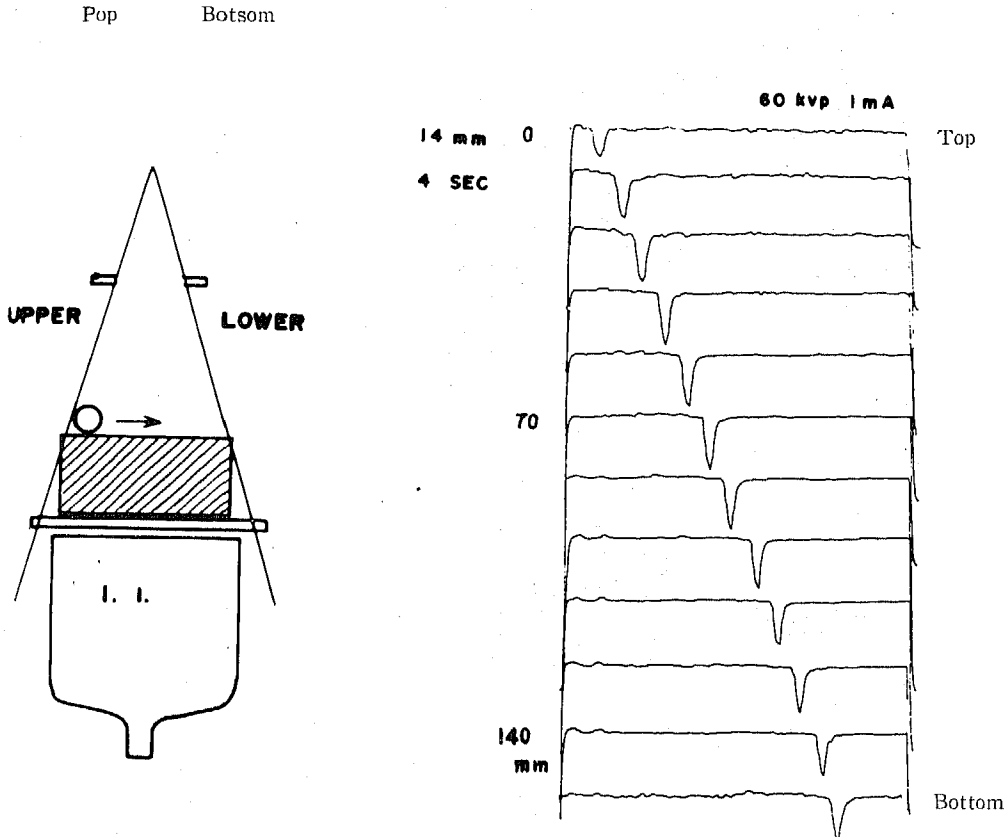


図 21. X線テレビ透視中における物体の移動の計測のための simulation とその結果

Wood, Simon 等にはない有利な点である。

本法とX線診断学的手法を駆使して、食道の病態生理学的考察を試みた小林の報告¹³⁾は、食道運動の解明に一つの大きな手がかりを与えた。これは、独自の video-densigraph により、食道通過曲線の相関による解析、アナログ・シミュレーションを実施している梅垣の報告⁵⁸⁾と併せ、今後のX線機能解析への方向付けを与えるものとする。

本法は、像の多くの点の densitometry が可能なこと、像観察が同時にできること、任意のX線テレビ装置に容易に結合できること、一次元および二次元の画像収録が可能なこと等多くの利点を有するため、多くの点で cinefilm 法に代り得るものと考えられるが、computer の cost が割高となること、プログラミングが難しい等の問題点もあるので今後一層の検討を要するものとする。

4) 小 括

X線テレビと小型 computer を用いた、テレビ像の高速多重濃度計測装置を試作した。本法は、X線テレビを介して生体内での造影剤、或は臓器の動態を定量的に計測できる検査法として用いられる可能性があるものと結論された。

総 括

放射線学的手法と電子工学的方法とによって、肺・食道の機能的、定量的検査法開発への試みを行なって来た。これらの方法をまとめると、凡そ次の如く整理される。1) 体厚または骨鉍物質濃度計測（造影剤濃度計測を含む）……X線走査キモグラフ・X線テレビ法、2) 肺の換気・血流量の計測……フィルム走査法・平均加算法、3) 臓器の動き、造影剤の移動経過又は稀釈量計測の可能性……X線走査キモグラフィ・

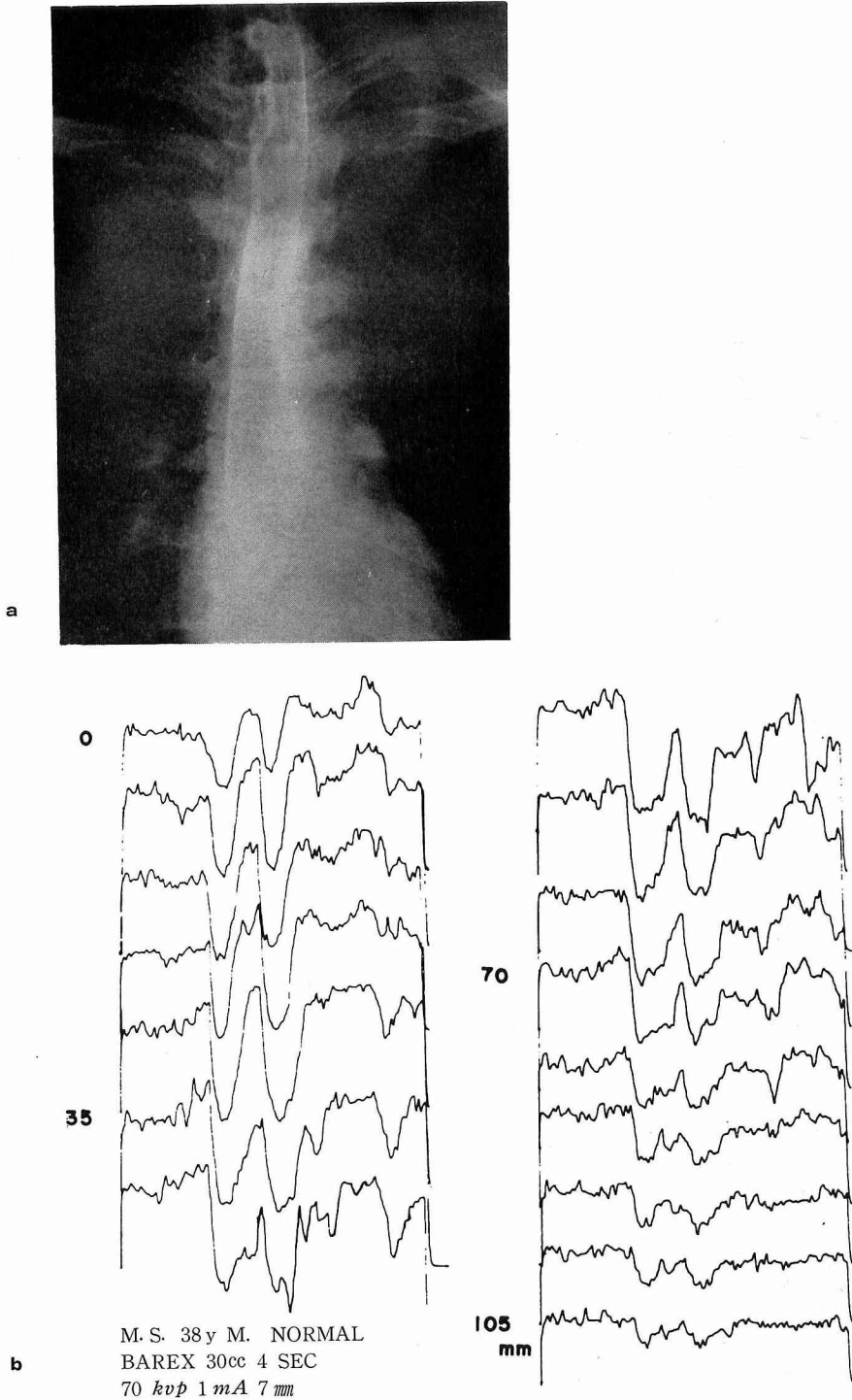


図 22. 食道 Ba えん下曲線計測の一例 (健康人)
a : 造影像 b : 通過曲線

周波数分析法のうちアナログ法・X線テレビ法, 4) 微弱肺血管脈波の抽出……平均加算法, 5) 胸部写真のパターン解析……デジタルフーリエ解析法。

この分類を演算法から見ると, 1) アナログの手法……I, II-1, III-1, 2) デジタル計算機によるもの……II-2, III-2, IV, Vの2つに大別される。それぞれの方法を比較すると以下の如くである。

検出器の面からは, 精度的にX線走査キモグラフィが最良で, フィルム走査法, テレビ法へと精度は低下する。一方測定に要する時間, 便利さからは, テレビ法, フィルム法, X線走査キモグラフィの順となる。検出感度では平均加算法が最もよく, X線走査キモグラフィ, フィルム走査法と低下する。従って目的により, これ等の方法を使い分けることができれば, それぞれ方法によって各種の情報が得られる。肺のX線学的密度, 骨鉱物質濃度の精密測定は, X線走査キモグラフィが適しているが, 肺野全体の呼吸等による密度変化を図形的に知りたい場合は, フィルム走査法を用いるとよい。肺の換気量左右比もこの方法で計測可能である⁵⁷⁾。肺末梢血管の脈波を計測することによって肺の血流状態を知ることは, X線学的な方法では, 血管造影法を除いては平均加算法以外にはない。また, 被検者に苦痛を与えることなく迅速に densitometry を実施する方法としてはX線テレビ法が最適と考えるが, この方法は, 今後テレビカメラ, 電子回路の改良によって, 動態像解析の主流をなしてゆくことが充分考えられる。

この報告のうち唯一の, 胸部X線写真の computer による解析法(III-2.)はその精度に関しては, Schöber⁵⁶⁾, 竹中⁵⁹⁾の試みている肋骨影を含んだスペクトル分析と異なり, 測光部位を肋間10mmに限定していること, 重みづけによる雑音除去を試みて或る程度成功していること等多くの特徴を持ち, 各種肺疾患の類別の可能性をさぐるができるものと考ええる。この点鳥脇ら⁴⁹⁾の胸部X線写真の病巣識別の方法と多少異なるが, 最終目標は一致する。これ等の試みを通して, これまで形態学的手法によって進められて来た胸部疾患の情報解析を, 電子工学的方面からの情報を加えることによって, 今までより一層の診断精度向上へとつながってゆく可能性が高い。

本研究に用いられた computer の利用は, この分野での研究発展に大きな力となってゆくと思われる。この研究はその様な大きな未来へのほんの一つの足がかりである。

結 論

放射線学的手法と電子工学的手法を併用して, 生体の機能計測に関するいくつかの試みを, 主として基礎的手順について行ない報告した。これ等の方法, 或は検査装置は, 2・3の問題点を有してはいるものゝ, これまでの方法に加えて, 生体機能に関する新しい情報を提供し, 複雑, 多岐にわたる各種疾患検査への可能性が示唆された。

謝 辞

稿を終るに当り, これまで長い年月にわたって懇切なる御指導, 御鞭撻をたまわった恩師小林敏雄教授に対し, 深甚なる謝意を表します。同時にこの研究に対して深い理解と暖かい御援助をいただいた戸塚忠政教授, 放医研臨床研究部長梅垣洋一郎博士に感謝いたします。また坂本助教授, 中西, 藤森両講師および放射線科諸兄, 草間助教授および戸塚内科諸兄, 中央放射線部鈴木副部長, 丸山主任, 市川, 宮林技師その他の諸兄の暖かい御協力を深く感謝します。

文 献

- 1) 樽松紀雄, 他: Osteoporose の定量的診断法. 整形外科の進歩 10: 152 (1966)
- 2) Ando, S., et al.: Computer analysis of radiographic images. J. Nihon Univ. Sch. Dent. 10: 65 (1968)
- 3) Becker, H. C., et al.: Digital computer determination of a medical diagnostic index directly from chest X-ray images. IEEE Trans. BME-11, 3: 67 (1964)
- 4) Bendat, J. S.: Mathematical analysis of average response values for nonstationary data. IEEE Trans. BME-11, 3: 81 (1964)
- 5) Cobb, S., et al.: Determination of total lung capacity in disease from chest roentgenograms. Amer. J. Med. 16: 39 (1954)
- 6) 土井邦夫, 他: ラジオグラフィにおける粒状性の解析. 応用物理 35: 804 (1966)
- 7) Doi, K., et al.: Evaluation of transient luminescent phenomena by the frequency characteristics. J. J. Appl. Physics 7: 1504 (1968)
- 8) Fray, H. S., et al.: Radiographic subtraction by color addition. Radiology 84: 123 (1965)
- 9) Farrell, W. J.: Angiography of the liver; practical applications and demonstration of

- color subtraction technique. Radiol. Clin. N. Amer. 4: 571 (1966)
- 10) Gillick, F. G., et al.: Electrokymographic studies of lung field pulsations with exhalation against pressure. J. Appl. Physiol. 2: 30 (1959)
- 11) 星野文彦, 他: X線テレビ, I-V報. 日本医放会誌 23: 1198 (1964)
- 12) 北原多喜: Valsalva 試験における心肺循環動態のX線学的研究. 信州医誌 18: 753 (1969)
- 13) 小林敏雄: 食道疾患の病態生理学的研究. 日本医放会誌 30: 393 (1969)
- 14) 小林敏雄, 他: 周波数分析法によるX線検査. 信州医誌 16: 890 (1967)
- 15) 小林敏雄: 他, 電子計算機の胸部X線検査への応用. 日本医事新報 2275: 12 (1967)
- 16) 小林敏雄, 他: 肺野のX線学的脈波. 日本医放会誌 29: 1440 (1970)
- 17) 小林敏雄, 他: 食道の Pars trachearis. 日本医事新報 2426: 32 (1970)
- 18) 小林敏雄, 他: 食道X線検査への小型電子計算機の応用. 臨放 16: 507 (1971)
- 19) Kourilsky, R., et al.: Recording respiratory function by x-rays. Thorax 20: 428 (1965)
- 20) Lissner, J. A.: Videodensitometry-technische Grundlagen und Klinische Anwendung als Fernseh-Kimographie. Fortschr. Röntgenstr. 108: 79 (1968)
- 21) Lissner, J. A.: Computer aid analysis of heart function. Abstract of XII ICR, 51 Tokyo (1969)
- 22) Mayo, K. M., et al.: Quantitative measurement of bone mineral content in normal adult bone. Brit. J. Radiol. 34: 11 (1961)
- 23) 松田 一, 他: 心胸廓係数の自動計測. 日本医放会誌 32: 1 (1972)
- 24) 三原宏俊: X線走査キモグラフィによる骨鈣物質濃度測定に関する研究 I報. 信州医誌 14: 599 (1965)
- 25) 三原宏俊: X線走査キモグラフィによる骨鈣物質濃度測定に関する研究 II報. ibid, 14: 699 (1965)
- 26) 溝上長男: X線走査キモグラフィによる肺機能の研究. 信州医誌 12: 430 (1963)
- 27) 溝上長男: X線走査キモグラフィによる肺気腫の研究. 日内会誌 52: 1072 (1963)
- 28) 溝上登一: 局所肺機能の研究. 信州医誌 15: 509 (1966)
- 29) 三浦孝文: X線学的肺機能検査法についての研究. 日本医放会誌 22: 250 (1962)
- 30) 宮島 彬: 局所肺機能の研究. 信州医誌 16: 829 (1967)
- 31) 宮島 彬: 局所肺機能の研究. ibid 16: 1053 (1967)
- 32) 宮脇一男: 生体情報処理. コロナ社, 東京 (1966)
- 33) 長森享三, 他: アナログ計算機入門. オーム社, 東京 (1965)
- 34) Ramsey, G. H., et al.: Cinefluorographic analysis of the mechanism of swallowing. Radiology 64: 498 (1955)
- 35) Rossman, K.: Spatial fluctuations of x-ray quanta and recording of radiographic mottle. Amer. J. Roentgenol. 90: 863 (1963)
- 36) Schober, H.: Spatial frequency distribution of characteristic details and noise in pictures. Abstract of XII ICR, 121 Tokyo (1969)
- 37) 酒井邦夫: Cinedensigraphy の臨床応用に関する研究. 日本医放会誌 29: 416 (1969)
- 38) Simon, L. A., et al.: Television planimetry. Radiology, 94: 203 (1970)
- 39) 竹中栄一, 他: 被写体の空間周波数スペクトル, RII 研究会記事. 27: 32 (1971)
- 40) 竹中栄一: 骨X線像の空間周波数スペクトル. 日本医放会誌 32: 159 (1972)
- 41) Takizawa, M., et al.: Studies on the quantitative x-ray diagnosis Part: 2. Nipp. Acta Radiol. 26: 1277 (1967)
- 42) Takizawa, M., et al.: Quantitative x-ray diagnosis of the pulmonary function by the computer subtraction method. Abstract of XII ICR, 499 Tokyo (1969)
- 43) Takizawa, M., et al.: Sampling and processing x-ray television images using a small computer. Abstract of 9th ICMBE, 68 Melbourne (1971)
- 44) 滝沢正臣: 積算シンチスキャニング法. Radioisotopes 15: 139 (1966)
- 45) 滝沢正臣: 呼吸・循環同期X線撮影装置の試作.

- 医用電子と生体工学 8:147 (1970)
- 46) 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 10:394 (1972)
- 47) 滝沢正臣: 肺X線像の空間周波数分析. 日本医放
会誌 32:540 (1972)
- 48) Steiner, R. E., et al.: Radiological lung-
function studies. Lancet 7159:1051 (1965)
- 49) 鳥脇純一郎, 他: 電子計算機による胸部X線写真
の病巣陰影識別に関する基礎的実験. 医用電子と
生体工学 6:207 (1968)
- 50) 鳥脇純一郎, 他: 胸部X線写真自動診断システム
のシミュレーション. ibid 8:220 (1970)
- 51) Tozuka, T., et al.: A new approach to the
in vivo measurment of bone mineral con-
tent. Shinshu Med. J. 10:101 (1965)
- 52) 戸塚忠政, 他: 慢性肺気腫. 綜合臨床 11:1102
(1962)
- 53) 戸塚忠政, 他: X線走査キモグラフィによる肺機
能検査並びに肺気腫の研究. 臨放 7:642 (1962)
- 54) 戸塚忠政, 他: 肺循環の定量的X線診断法. 日胸
疾会誌 10:549 (1972)
- 55) 梅垣洋一郎, 他: X線走査キモグラフについて.
臨放 7:275 (1962)
- 56) 梅垣洋一郎, 他: X線走査キモグラフィ. 日本医
事新報 2025 (1962)
- 57) 梅垣洋一郎, 他: 定量的X線診断法の研究. 日本
医放会誌 25:169 (1965)
- 58) 梅垣洋一郎: X線写真の自動読影. 日本臨床 27
:123 (1969)
- 59) 梅垣洋一郎: 図形認識と放射線医学. 映像情報
2:9 (1970)
- 60) 梅垣洋一郎: 電子計算機のX線診断への応用. 胸
部外科 25:11 (1970)
- 61) 渡辺長盛: 間接断続撮影並びにその健康人呼吸性
変化のX線学的検討への応用 (I). 日本医放会
誌 22:226 (1962)
- 62) 渡辺長盛: 間接断続撮影並びにその健康人呼吸性
変化のX線学的検討への応用 (II). ibid 22:
237 (1962)
- 63) Wise, R. E. et al.: Subtraction technic video
and color addition. Radiology 84:123 (1965)
- 64) Wood, E. H., et al.: Data processings in
cardiovascular physiology with particular
reference to roentgen videodensitometry.
Mayo Clinic Proc. 39:849 (1964)
- 65) Zimmerman, R., et al.: Visual display unit
for biplane roentgen-videometry with sim-
ultaneous analog data presentation. Abstract
of 9th ICMBE, 65 Melbourn (1971)
- 66) Ziskin, M. C., et al.: Spatial frequency spec-
tra of radiographic images. Radiology 98:
507 (1971)

(1973, 3, 20 受稿)