



Title	肺野のX線学的脈波
Author(s)	小林, 敏雄; 滝沢, 正臣
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1970, 29(11), p. 1440-1448
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/15139">https://hdl.handle.net/11094/15139</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

# 肺野の X 線学的脈波

信州大学医学部放射線医学教室

小林 敏 雄

信州大学付属病院中央放射線部

滝 沢 正 臣

(昭和44年7月3日受付)

## Roentgenological Plethysmograph of the Lung

Toshio Kobayashi

Department of Radiology, Faculty of Medicine Shinshu University

Masaomi Takizawa

Radiological Service, University Hospital Shinshu University

The authors described here a method of measuring and recording the changes in roentgenographic lung density, paying particular attention to the pulsation of the pulmonary arteries. Attempts have been made by the authors to study variations in pulmonary blood-flow by recording lung-density variations, using an electrokymographic method and a computer of average transient.

The alterations of lung density by respiration and pulsation, recorded by our densitometer, are a function of the degree of expansion of the lung and a plethysmograph of the lung fields.

A roentgenological method of studying localised changes in the lung density at the selected phase of respiration and pulsation was obtained, and roentgenological plethysmograph of the lung field was made. The curves obtained in normal and abnormal subjects were described and analysed.

呼吸運動に伴う肺の X 線学的な透過率の変化を測定して、間接的に肺の機能を計測する試みは、Marchal<sup>8)</sup>を初めとして多くの報告がある。また肺血管の搏動性変化についても早くから報告<sup>2)</sup>があり、最近では Video densitometry による方法も試みられた<sup>6)7)10)18)</sup>。

肺野における搏動性の変化は、特に末梢において極めて小さな値<sup>4)</sup>であるため、増巾器の利得を上げてもノイズとの鑑別が困難となる。

我々は肺の脈波を分解能良く pick up するため小スリットを用いた electro-kymography より得た信号を小型電子計算機を用いて、心拍周期に同期して加算平均し、呼吸成分・ノイズ中より肺血管搏動成分を選択的に抽出し、その波高値および位相の分析により肺の局所的な機能を追求しよう

とした。

### 1. 研究方法

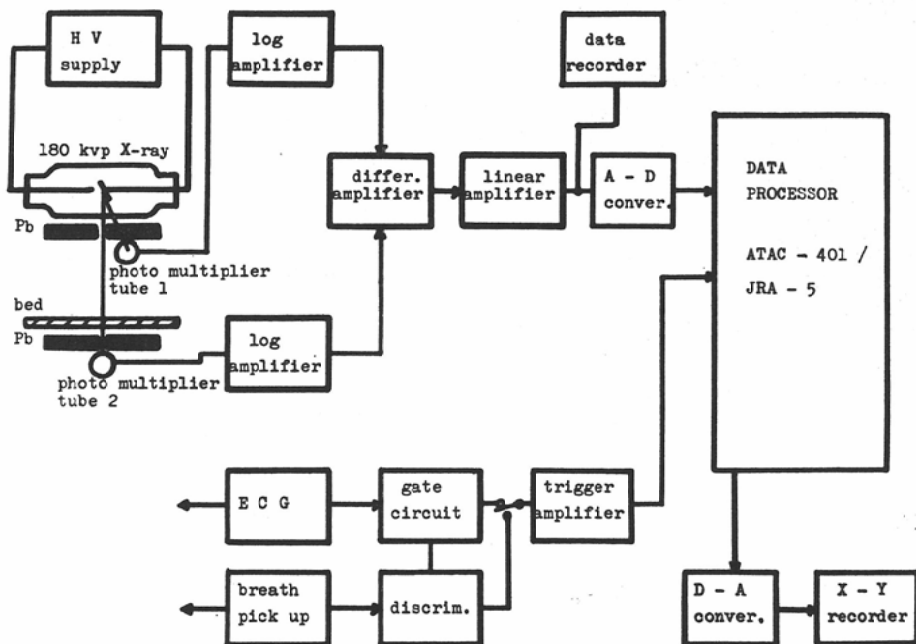
1) 測定に用いた X 線束は 2 × 10mm 長方形とした。肋骨の影響を少なくするため 180kVp (filter 0.5mmCu + 0.5mmAl, HVL 0.95mmCu) を用いた。

2) 被検者を透過した細 X 線は、シネ用蛍光板および光電子増倍管により検出した。

この装置のみで検出可能な厚み変化の最低限界は 2 ~ 3 mm (18cm プラスチックファントム中) であり、これを改善するために加算平均法を採用した。

3) 心拍出に伴う肺血管脈波は安静時においては、比較的小さな偏差でその周期が一定なため、加算周期を決定する信号 (trigger) として心電図

Fig. 1. Schematic diagram of roentgenological lung density apparatus combined with a computer of average transient.



QRS波を用いた。

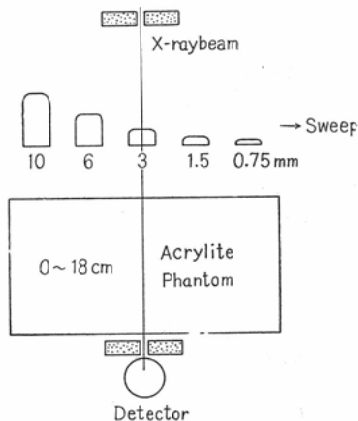
4) 検出器からの信号をデータ処理用小型デジタル計算機(日本光電 ATAC-401, および日本電子 JRA-5)の A-D 変換器に接続しこれを量子化した。加算周期は ATAC では 500又は 1000ms, JRA-5 では任意であり, trigger により演算を開始し, accumulator により加算を行なった後, 時間に対応するアドレスにデータを格納した。指定回数の加算終了後, CRT又はXYレコーダに表示した。計算処理を on line で行なう場合のブロック図を Fig. 1 に示した。

## 2. 基礎的実験

加算平均法によつて測定を行なう際の検出限界厚みを知るための基礎実験を行なつた。

0~20cm (2cmステップ, アクリライト)の親ファントムのベース上に0.75~10mmの子ファントムを回転可能の機構で取付け, これをモータにより定速回転した。この円板が回転し子ファントムがX線ビーム中に入る前に接点により trigger 信号を発生させた。実験模式図および材料を Fig.

Fig. 2. Schematic sketch of method for fundamental experiment.



2, 3 に示した。

Fig. は 50回加算後の 0.75, 1.5, 3 mm の子ファントムの識別を記録計上にしたもので, 1.1~0.2mm程度の厚み変化が検出可能であることが判つた。

## 3. 実験成績

検査を開始する前に, 肺野の位置を被検者の胸

Fig. 3. Simulator for fundamental experiment.

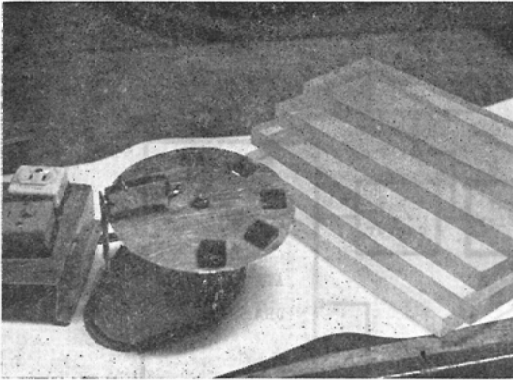


Fig. 4. Curves of 50 times summation. 0.75-3.0 mm showing a thickness of thin acrylite plate.

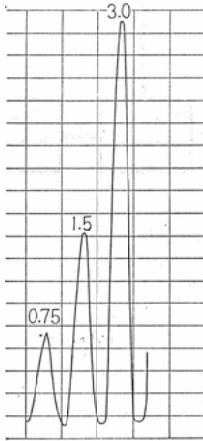
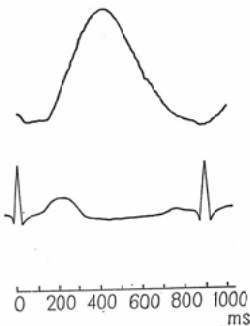


Fig. 5. Recording of vascular pulsation of the lung.



部X線写真により決定し、脊椎を中心として左右対称部位を1または2 cm間隔で測定した。一部位当り10~80回(所要時間6~60 sec)の加算を行

Fig. 6a. Lung field pulsation from normal subject.

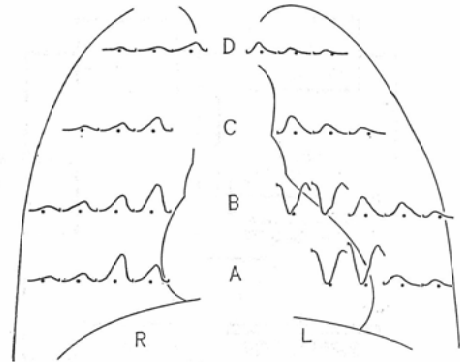


Fig. 6b. Amplitude of the lung fields from normal subject.

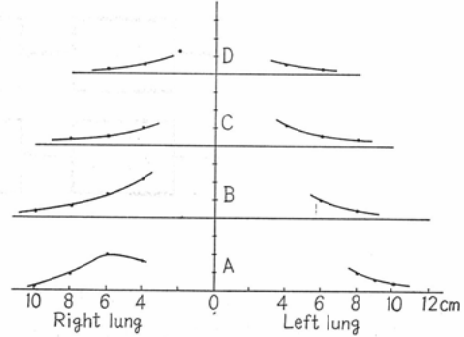
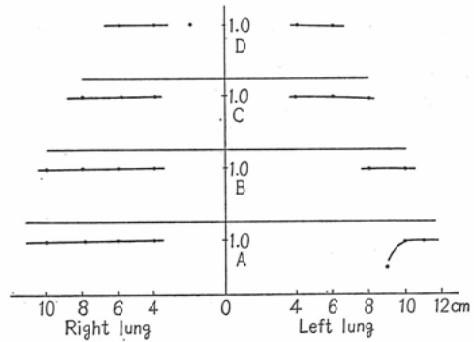


Fig. 6c. Propagation velocity of lung pulsation from normal subject.



なつた。Fig. 5に心電図と対比させた正常肺血管脈波の一例を示した。

肺野各部より得た脈波の比較・分析

1) 測定部位と波形の配列

各脈波を脊椎の線で時間軸を対称とする様に配列した。

Fig. 7a. Case 1. T.M. 56 years male. Carcinoma of the left lung

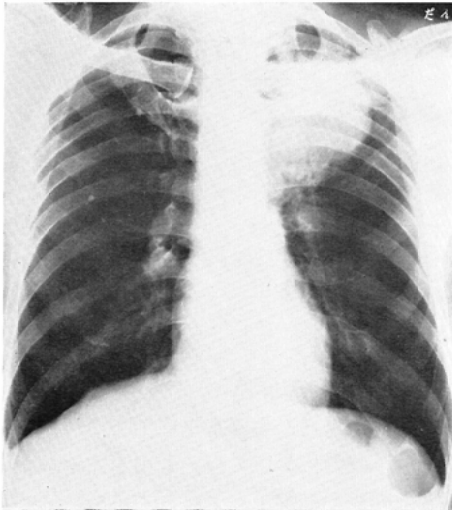


Fig. 7b. Lung field pulsation from abnormal subject (Case 1).

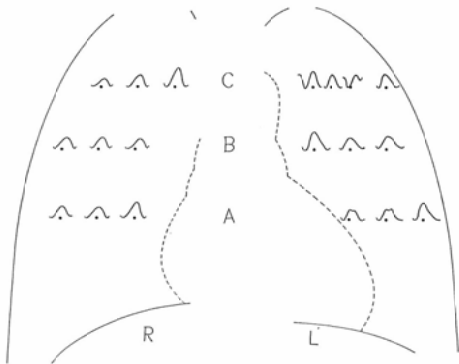


Fig. 7c. Amplitude of the lung fields from abnormal subject (Case 1).

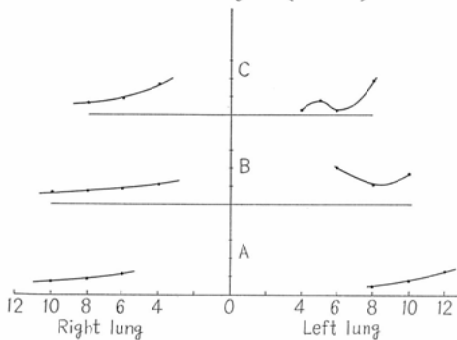
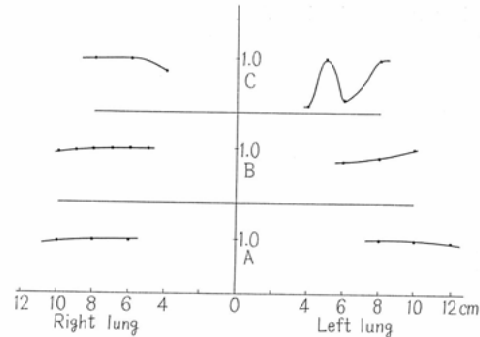


Fig. 7d. Propagation velocity of lung fields from abnormal subject (Case 1).



2) 脈波高の比較

各脈波の振巾を測り、X軸を正中線からの距離として脈波高曲線を描いた。これらのうち位相のずれが非常に大きな例では、その被検者の肺門部において得た脈波の最大値を示す時間でのその脈波の振巾とした。

3) 位相のずれの分析

各個人において得られた肺門部の脈波を基準として、その最大値を示す位置での心電図R波からの時間を  $t_s$  とし、各波形のそれを  $t_l$  として  $t_s/t_l$  を計算しプロットした。この際位相のずれの方向は考慮せず  $t_l/t_s > 1$  の場合、 $t_s - (t_l - t_s) / t_s$  として正規化した。

健常例 24才男性 (Fig. 6)

1) 脈波の形

正中線に対して左右に2cm間隔、上下5cm毎に得た脈波を Fig. 6 a に示した。各脈波とも形がほぼ等しく、高さが異なり、R波より420ms後最大振巾に達した。

2) 脈波の高さの比較 (Fig. 6b)

肺門部より末梢へ急激な脈圧の下降を示し、A線上下4cmを除きその勾配は対称部位でほぼ等しい。上肺野では、中・下肺野に比して振巾は小さい。

3) 位相 (Fig. 6c)

各脈波の部位による位相のずれはほとんどなく末梢においてのみ極めてわずかの遅れを示した。

病的例 1 前○豊○ 56才 男性 Fig. 7 a

肺癌 (左上葉)

X線写真所見：左上葉にリンゴ大の均等濃度の円形陰影を認める。

Fig. 8r. Case 2. K.N.64 years male. Pulmonary carcinoma of the left upper lobe invading mediastinal nodes.

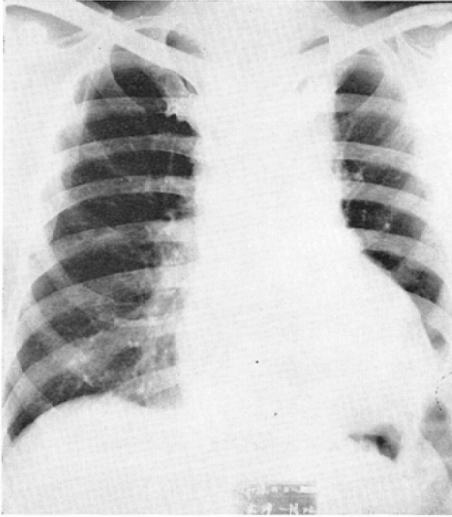


Fig. 8b. Lung field pulsation from abnormal subject (Case 2).

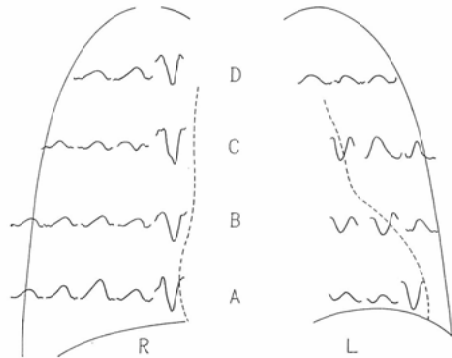


Fig. 8c. Amplitude of the lung fields from abnormal subject (Case 2).

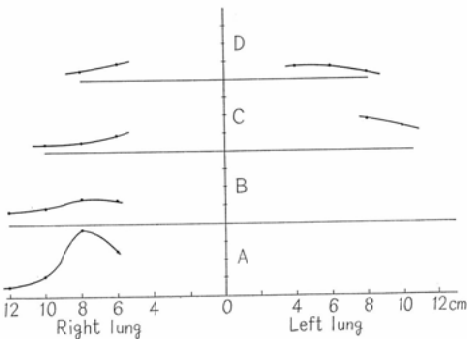
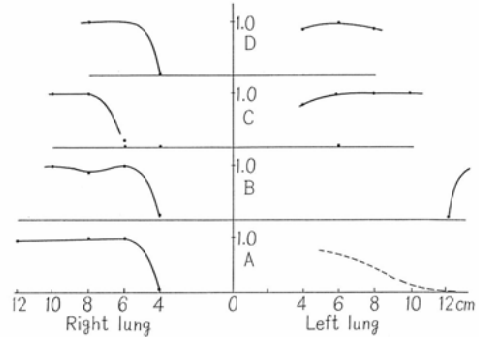


Fig. 8d. Propagation velocity of lung fields from abnormal subject (Case 2).



1) 脈波の形 (Fig. 7 b)

腫瘍影中心を通過する水平線上での脈波および肺門部・下肺野において得たものを図示した。採取間隔は腫瘍中心線上cでは、右へ4, 6, 8 cm, 左へ4, 5 (腫瘍陰影中心), 6, 8 cm (8は腫瘍外肺野)の各点, 中下肺野では2 cm毎の値を示す。

腫瘍上で得た脈波は正常範囲のもの及び位相のずれたものないし変形したものなどが混在した。腫瘍外の肺野においては波形の異常は認められなかった。

2) 脈波の高さ (Fig. 7 c)

各脈波の振幅分布は右肺では、ほぼ正常の傾斜(上野)であり、中・下野では正常に比し幾分なだらかな傾向が見られた。左側では上中下肺野共傾斜が一様でなく、特に上中肺野では不連続を示した。

3) 位相 (Fig. 7 d)

前項2)で波高値が不連続であつた左肺中野での位相の乱れはわずかであるが、左上肺野では、位相の逆転と正常波が混在する異常な形態を示した。

病的例 2 ○沢○隆 64才 男性 (Fig. 8)

肺癌 (左上葉と縦隔リンパ節転移)

X線写真所見: 右肺尖部から鎖骨下にかけて不規則な縦隔影の拡張像を認める。左側横隔膜も挙上し、横隔膜神経麻痺を考えさせる。

1) 脈波の形 (Fig. 8 b)

右肺外側においては正常の脈波を示すが、内側(正中線より4 cm)ではいずれも異常に高い反転波が得られた。左肺では腫瘍および心陰影を外れた

肺野からは正常な脈波が得られたが心部（LA 6,8,10cm）では通常得られる脈波の形とは逆位相のものが得られた。

2) 脈波の高さ (Fig. 8 c)

右下肺野内側の一点を除き正常よりも勾配のゆるやかな振巾曲線が得られた。

3) 位相 (Fig. 8 d)

両肺共外側においては正常であつたが、内側部において極めて大きな変化を示し、異常部位の存在を暗示した。

病的例 3 小○曾○雄 73才 男性 (Fig. 9) 肺癌 (右上葉)

A) 治療前 (Fig. 9 A-a)

X線写真所見：右上葉肺門部上部に腫瘤影とその末梢の無気肺が著明で、左肺門リンパ節腫大と、横隔膜の挙上を認める。

1) 脈波の形 (Fig. 9 A-b)

右肺上野においては、脈波は得られず、又中一下肺野においても肺血管脈波に相当する特有なパターンはほとんどあらわれていない。これに対して左肺ではいずれも正常な波形が得られた。

2) 脈波の高さ (Fig. 9c 実線)

右肺ではその振巾がほとんど0に等しいのに対し、左上・中肺野において正常ないし、増大した

Fig. 9A-a. Case 3. T.O. 73 years male. Carcinoma of the right upper lobe, before treatment.

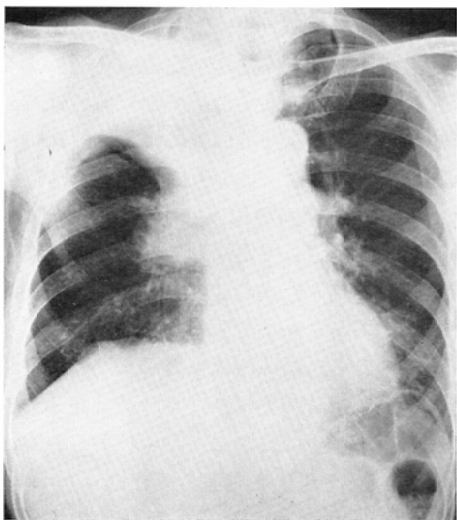


Fig. 9A-b. Lung field pulsation from abnormal subject (Case 3, Fig. 9A-a).

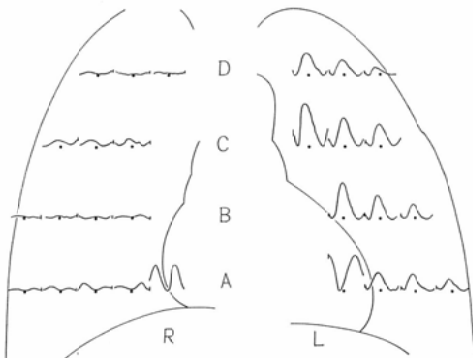


Fig. 9B-a. Case 3. T.O. 73 years male after treatment (Tele-<sup>60</sup>CO, 6000 R/6 weeks)

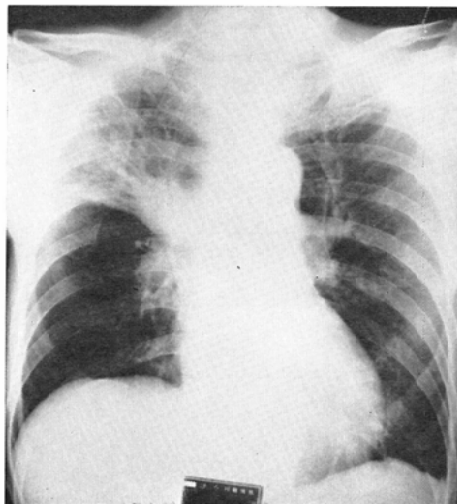


Fig. 9B-b. Lung field pulsation from abnormal subject (Case 3, Fig. 9B-a).

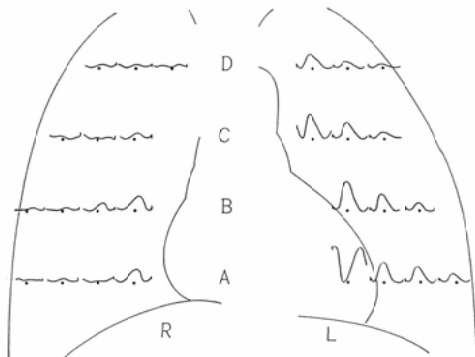


Fig. 9c. Amplitude of the lung fields from abnormal subject (Case 3).

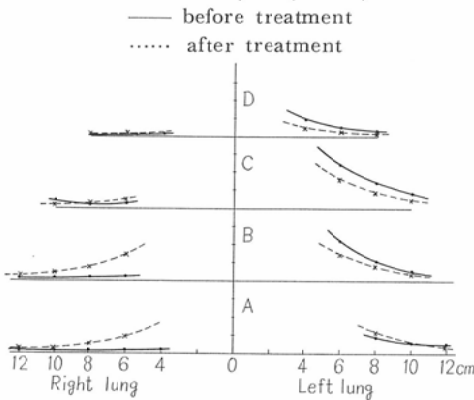
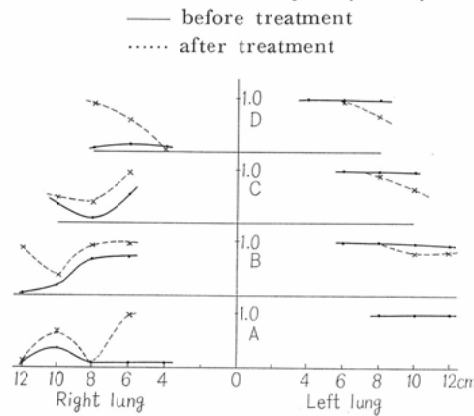


Fig. 9d. Propagation velocity of lung fields from abnormal subject (Case 3).



脈圧と傾斜が認められた。

3) 位相 (Fig. 9d 実線)

右肺においては異常であつたが、左肺では正常状態を示した。

B) 治療後(<sup>60</sup>Co 6000R/6 weeks) (Fig. 9 B-a)

X線写真所見：右上葉は前図に比し、再膨脹を示し、腫瘤影は原発巣、リンパ節とも著しい縮小を示している。

1) 脈波の形 (Fig. 9 B-b)

右肺中一下野に肺血流の回復を示唆する脈波があらわれた。しかし上肺野においては、interval change が明瞭でなかつた。

2) 脈波の高さ (Fig. 9c 点線)

右肺中一下野において治療前と比較して、正常

に近い波高を持つ脈波が得られ、一方左側においては、この増大分に対応するが如く波高値の減少が認められた。

3) 位相 (Fig. 9d 点線)

波高分布の正常化への傾向にもかかわらず位相の乱れには十分な回復の徴を示さず、障害の残存を示唆した。他方左肺では中一上野の末梢で脈波の遅延があらわれた。

総括および考按

加算平均法<sup>1)</sup>はノイズレベルの高い微弱な有意の信号を数回～数10回くり返し加算することによつてS/N比を改善するもので、その信号分が定周期でくり返し得られる場合に有力な方法となる。

すなわちS：信号分の大きさ、N：ランダムノイズの大きさ、S/N：信号対雑音比としてn回加算を行なうとすれば、信号分Sの大きさは、

$$S_1 + S_2 + S_3 + \dots + S_n = nS$$

となる、他方その信号に対して位相の合わないノイズNは、

$$\sqrt{N_1^2 + N_2^2 + N_3^2 + \dots + N_n^2} = \sqrt{n} N$$

としかならない、その結果S/N比は、

$$\frac{nS}{\sqrt{n} N} = \sqrt{n} \frac{S}{N}$$

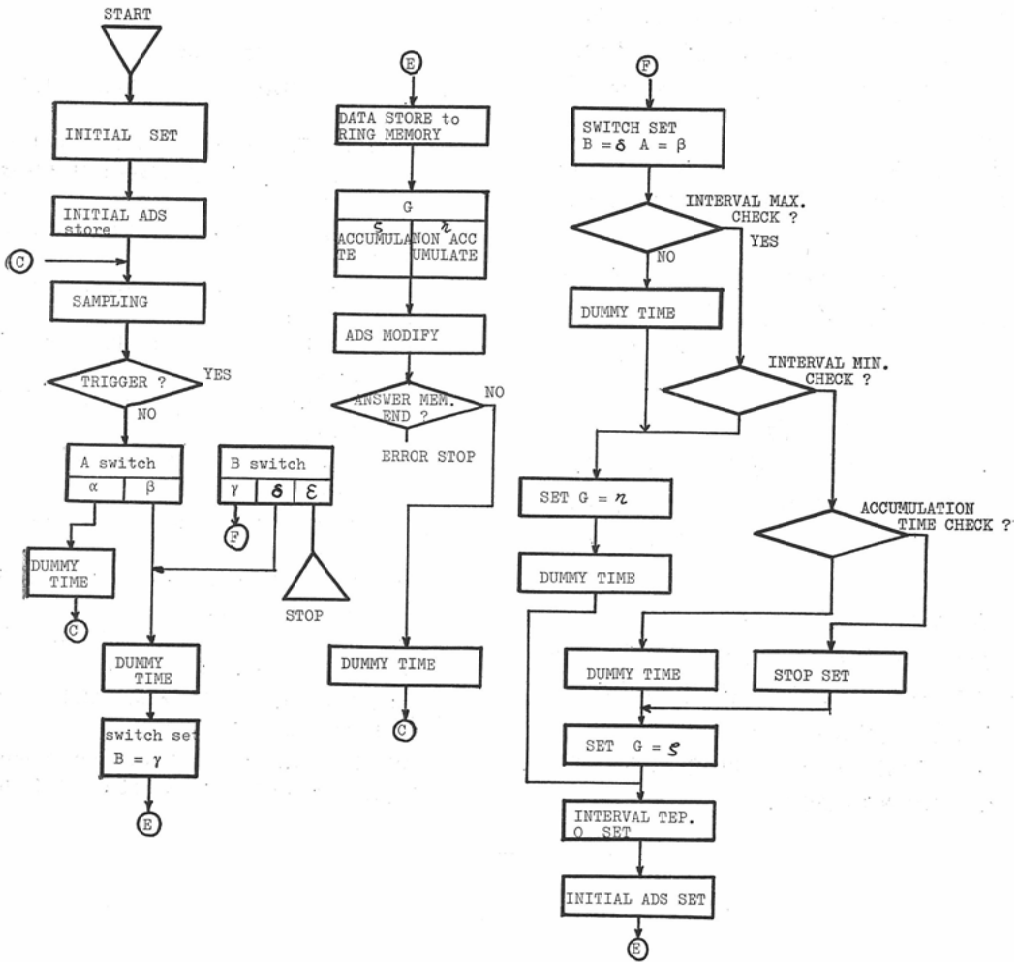
となり $\sqrt{n}$ 倍に改善される。

実施方法として磁気テープ法、電子計算機法があるが、加算速度などの条件により後者が多く用いられる。我々もデジタル計算機を用いる方法をとつた。著者らの方法により加算平均を行なう際、最も問題となるのは、加算中の呼吸による部位のずれ、心周期の変動であつた。前者は並列的にpick upしている呼吸曲線により、呼気時のみ選択的に加算することにより除かれたが、後者はプログラム固定型の専用機では排除できないため、心周期を測定して定周期のもののみを加算する可変プログラム方式の計算機を使用した。この計算システムのフローチャートをFig. 10に示した。これらの方式の採用は精度のよい脈波の得られる一方、測定時間の延長はさげられなかつた。

呼吸を停止させてX線ビームを投射した際に記録される、心周期した搏動性変化は、cinedensigram<sup>11)12)</sup>、densogram<sup>9)</sup>として多くの報告があ



Fig. 10. Flow chart of average summation method by a small digital computer.



る。これらの変化が肺血管の拡張—収縮によるX線透過率の変化であつて主として動脈性のものであることは、Gillick<sup>2)</sup>、Laws-Steiner<sup>5)</sup>、Marchalらによつて述べられている。この変化はまた、前腕、耳朶より光電的に得られた plethysmogram に類似することからも裏付けられ、肺の局所的な radiological plethysmogram であり、肺の前後方向での総加算値として肺血流量の計測を行なつたのと同等の意義をもつと考えられる。星野<sup>3)</sup>はこのほかに心拍動の際の近接肺組織への機械的圧迫の成分も存在すると考えた。しかし本法による測定結果では、心運動の直接的影響とみられる波形は、心移動距離の最も大きい心左室外縁の至近距

離での肺野の計測例においてのみ認められた。

肺野各部において得られる脈波は、正常の場合には主としてその振巾のみが変化する比較的画一的な波形として得られ、特に若年層においてはその定形性の高いものが多かつた。

老年層では部位により振巾のバラツキが多く、また、波形の遅延、不整を生じたものが多く見られた。これらのことは肺血管の柔軟性ないし弾性に関係があることを考えさせる。これは未解決ながら今後の課題として興味深い。またこれらに加え更に興味あることは、これまで肺癌での計測において特に多く、その搏動位相に逆転が生ずること、このことは、一般的な肺血流量の減少例に

おいては脈波高の低下，消失が主であつたこと<sup>4)</sup>から，或は腫瘍における組織，血管構造的変化等を表現するものかも知れないが，現象そのものは Marchal<sup>12)</sup>，酒井ら<sup>10)</sup>の報告とほぼ一致した結果となつた。

本方法は微小スリットを用いているため，分解能が比較的高いので，これらの問題を解明するための有力な方法と考える。

本法の欠点としては測定に時間がかかることで，X線テレビ等を利用した pick-up と高速デジタル処理によつて解決する方法が考えられる。

### 結 論

1) 微小スリットを用いて検出した肺末梢血管の微細な拍動性変化を脈波としてとらえるため，加算平均法を応用し，S/N 比を改善することを試みた。

2) 被検者より得た脈波の観察，高さの比較，位相の分析をそれぞれ行なうことによつて，肺血流量の増減，疾患の鑑別診断，肺弾性の測定等を行ないうる可能性が示唆された。

本研究には昭和43年度文部省科学研究助成金の援助を受けた。記して謝意を表する。

概要は日本医学放射線学会第27，28回総会に於て報告した。

### 文 献

- 1) Dawson, G.D.: J. Physiol., 115: 1 (1951).
- 2) Gillick, G.F.: Appl. Physiol., 2: 30 (1949).
- 3) 星野文彦, 上村和夫, 山口昂一: 日本医放会誌, 23: 1208 (1965).
- 4) 小林敏雄, 滝沢正臣: 日本医事新報, 2275: 12 (1967).
- 5) Laws, J.W. and Steiner, R.E.: Brit. J. Radiol., 38: 512 (1965).
- 6) Lissner, J. and Marhoff, P.: Fortschr. Röntgenstr., 108: 79 (1968).
- 7) Lissner, J.: XIth ICR Rome, Vol. 1: 184 (1965).
- 8) Marchal, M.: Compt. Rend. Acad. Sci., 222: 973 (1946).
- 9) Oderr, C.: Amer. J. Roentgenol., 92: 501 (1964).
- 10) 酒井邦夫, 古屋儀郎, 小柳孝己: 日本医放会誌, 28: 865 (1968).
- 11) Wegelius, C. and Berggardh, J.: XIth ICR Rome, Vol. 1: 56 (1965).
- 12) Marchal, M. and Marchal, M.T.: IXth ICR München, 548 (1958).
- 13) Wood, E.H., Sturm, R.E., and Sanders, J.J.: Mayo Clin. Proc. 39: 849 (1964).