換気シンチグラフィ用呼吸同調装置の試作

香川医科大学放射線医学教室（主任：田邊正忠教授）

田 邊 正 忠

（昭和63年9月1日受稿）

Key words：換気シンチグラフィ，呼吸同調装置

結 言

放射性ガスは換気の局所の病態生理的变化の把握のために広く用いられ、閉塞性肺疾患、肺塞栓症などの診断に有用である。しかし一般に診断に用いられている換気シンチグラフィ（以下シンチと略す）は、呼吸各相の混在した放射性ガスの動きを一枚のシンチとして描出したものである。 ^{133}Xe 、 $^{81\text{m}}\text{Kr}$ などの放射性ガス吸入換気により時々刻々変化する呼吸相に対応した換気シンチをうることができれば局所の換気の病態生理的变化をより詳細に検討することが可能である。そのためには1回の呼吸データの収集では、カウント数が少ないために呼吸相の変化に対応した情報としては使えない。何回かの呼吸の中から呼吸周期のほぼ一致したデータのいくつかを重ね合せて解析する必要がある。その目的のために既にスピロメトリー¹⁾を用いたり、pneumotachometer²⁾によるflow volume indexなどにより呼吸同調を行っている。これらの装置は高価のために、著者は被検者の呼気と吸気の温度差を利用し呼吸同期信号をうる装置を開発し、臨床に用い満足すべき結果を得ているので、装置の概要を報告する。

方 法

同期信号とり出しの原理

鼻腔型サーミスタを用い、呼気と吸気を温度変化から呼吸位相変化点を求め同期信号を取り出した。用いたサーミスタ（芝浦電子製BSB4L-38）は、呼気により暖められ抵抗値が小さくなり吸気の場合は逆となり、この抵抗値の変化は

呼吸に比例する（図1）。

呼吸に比例し連続した変化を周波数パルスに変化させ、サンプリングタイム間（10、20、40、100、200msecから選択）積算しデータをメモリーIに記憶させる。次のサンプリングタイム間のデータを取り込む時、前のデータをメモリーIIに転送しメモリーIとメモリーIIのデータを比較演算し変極点を求め、パルスを発生させ同期信号として取り出す。この変極点は、最大変極点（最大呼気位）、最小変極点（最大吸気位）のどちらか任意に得ることが可能である。出力される同期信号は、1サンプリングタイムから2サンプリングタイムだけ実際の変化時期より遅れる（図2）。

図3に呼吸同期装置のブロックダイアグラム

図1 サーミスタ（BSB4L-38）の抵抗、温度特性

を示した。呼吸状態と同期信号をモニターできるように ECG 装置に接続している。

データの取り扱い方法

患者は坐位とし、 ^{81m}Kr ガス(酸素流量0.5ml/分)を安静呼吸で連続吸入させ、後面より5~10分間リストモード収集した。同期信号を得るためのサーミスタを鼻腔に取り付け、サンプリングタイムは40msec とし、同期信号は最小変極点(最大呼気位)で得られるようにした。図4に実際の検査状況を示した。まず、収集したデータ内の同期信号は、機構上最小1サンプリングタイム最大2サンプリングタイム実際より遅れているので、1サンプリングタイム補正をおこなった。

同期信号から次の同期信号までの同期時間を

図2 同期信号取り出しの概要

100msec ステップのヒストグラム表示し、周期数の最も多い周期時間のデータのみ選び出す。この選び出したリストデータのみをフレーム化し16枚の連続画像とするのであるが、この時の周期時間を16等分して1フレームの時間としたのでは、選び出したいいくつかの周期データをそれぞれの最初の部分から分割するため16枚目のフレームはカウント低下をきたす。この状態を改善するため、周期時間より50msec 減じた時間を16等分し1フレームの時間とし、16枚の連続画像を作成した。解析に入る前に、この16枚の連続画像に空間および時間平滑処理をほどこした。

結果ならびに考察

正常者51歳男性、 ^{81m}Kr ガスを持続吸入させ呼吸同調装置を用いシンチカメラ、核医学データ処理装置により求めた安静時呼吸曲線を示した(図5)。安静時吸気終末より呼気~吸気終末に至る一呼吸曲線であり、縦軸は放射能カウント、横軸は時間である。両肺を各々三分割してそれに対応したもので2L, 1Rは左肺、右肺、9R+Lは全肺の一呼吸曲線である。何れも ^{81m}Kr

図3 装置のブロックダイアグラム

ガスの減衰補正はしていない。この一呼吸間を16分割して表示したものが、図6である。これにより局所の換気の状態が容易に観察でき、シ

ネ表示も可能である。 ^{81m}Kr には半減期が短いため肺容量を反映せず換気量を示しているといわれるが、この連続イメージにより、安静換気

図4 検査状況。左からシンチカメラ、呼吸同調装置（矢印） ^{81}Rb — ^{81m}Kr ジェネレータの順に並んでいる。

図5 正常者、安静一呼吸曲線を下段に示した。縦軸は放射能カウント、横軸は時間で吸気終末より呼吸を経て吸気終末に至る一呼吸曲線で、上段にそれに対応した関心域を示している。

図6 正常者、安静吸気終末(101)から番号の通り経過して再び吸気終末(116)に至る16分割一呼吸連続イメージ。

量, 残気量の要素³⁾を把握でき, 因子分析により呼吸運動の種々要素を生理的病的に解明でき⁴⁾, また呼吸曲線を一次微分することにより局所最大呼出, 吸入速度を求めることも可能である。更に換気の局所の振幅, 位相の解析もでき, この呼吸同調装置を用いることにより各種肺疾患

の病態生理をより明らかにすることが可能である。

稿を終わるに臨み本学放射線医学教室玉井豊理助教授, 診療放射線技師楠原俊明副技師長の協力に感謝する。

文 献

- 1) Touya JJ, Price RR, Patton JA : Gated regional spirometry. J Nucl Med (1979) 20, 620.
- 2) Line RR, Cooper JA, Spicer KM : Radionuclide cinepneumography : flow-volume imaging of the respiratory cycle. J Nucl Med (1980) 21, 219—224.
- 3) Freeman LM, Kaplan E : Time based multiple organ functional images. Seminars in Nuclear Medicine (1987) 17, 39—57.
- 4) 田辺正忠, 川瀬良郎, 瀬尾裕之, 佐藤功, 細川敦之, 宮本勉, 松野慎介 : 呼吸同調装置による^{81m}Kr—ガス持続吸入シンチグラフィの factor analysis—正常者の検討. 岡山医誌 投稿中(第100巻, 11・12号, 1113)

An experimental device for dynamic ventilation imaging

Masatada TANABE

Department of Radiology, Kagawa Medical School,

1750-1 Ikenobe, Miki-cho, Kita-gun

Kagawa 761-07, Japan

(Director : Prof. M. Tanabe)

To obtain gated respiratory cycle imaging, we made an experimental device in which signals of the respiratory cycle are monitored with a thermistor. The signals of the respiratory cycle are utilized to reconstruct pulmonary dynamic images in multiple sequential frames. Application of this device adds the dimension of time to the resolution of regional ventilation. The device has the potential for separating tidal and residual components, and may be useful for studying the pathophysiologic aspects of regional ventilation.