

心コンピュータ断層検査
における dynamic scan
の応用：心拍出量測定と
短絡率算出

Utilities of dynamic
scanning in cardiac com-
puted tomography: Eval-
uation of cardiac output
and shunt ratio

内藤 博昭
植原 敏勇
山口 敏雄
太田 光重
西村 恒彦
小塚 隆弘

Hiroaki NAITO
Toshiisa UEHARA
Toshio YAMAGUCHI
Mitsushige OHTA
Tsunehiko NISHIMURA
Takahiro KOZUKA

Summary

Dynamic CT scanning comprises the rapid repetition of scans with the shortest interscan time at the same level. We applied this scanning with injection of iodine contrast medium for evaluation of cardiac output and shunt ratio.

1. Cardiac output

When dynamic scanning was performed at the level of the main pulmonary artery with bolus injection of contrast medium from the peripheral vein, the dilution curve could be obtained from the change of CT numbers in the great vessels. Consequently, if total volume of contrast medium and correlation between CT numbers and concentration of the contrast are known, cardiac output could be calculated according to the principle of dilution method.

In 22 cases, a CT cardiac output study was performed with combination of a simultaneous standard dye dilution study. Thus, CT output was obtained (1) from the dilution curve in the pulmonary artery, (2) from the first dynamic scan among several repetitions, and (3) by the scanning without breath-holding. When the first dynamic scan showed random CT outputs in each portion of the great vessels, this scan seemed to be unreliable and another scan should be adopted. Finally, cardiac outputs of both CT and dye method were well correlated ($r=0.82$), especially in the cases without breath-holding during dynamic scanning ($r=0.86$).

2. Shunt ratio

When contrast was injected continuously from the peripheral vein with constant flow rate, the early equilibrium of concentration is obtained in each portion of the great vessels depending on blood flow, and this equilibrium was achieved immediately after the appearance of contrast. Therefore, if dynamic scanning was performed at the level of the main pulmonary artery following the injection

国立循環器病センター 放射線診療部
吹田市藤白台 5-125 (〒565)

Department of Radiology, National Cardiovascular
Center, Fujishirodai 5-125, Suita, Osaka 565

Presented at the 23rd Meeting of the Japanese Society of Cardiovascular Sound held in Kurume, October 8-10, 1981
Received for publication September 11, 1982

of the contrast from the antecubital vein, and CT numbers of the superior vena cava, pulmonary artery and aorta in early equilibrium phase were obtained, both left-to-right and right-to-left shunt ratios and Q_p/Q_s could be calculated from dilution rate of the contrast on the assumption that the ratio of flows in the superior and inferior vena cava is 3:2.

In 10 adult cases with congenital heart diseases with shunt, the results of this CT method were compared with O_2 saturation method during cardiac catheterization. The left-to-right shunt ratio ($r=0.87$) and Q_p/Q_s ($r=0.76$) of CT method were well correlated with those of catheterization method, while right-to-left shunt ratios of these two methods showed discrepancy because of the difficulty in evaluating a small reversed shunt flow.

Key words

Cardiac computed tomography (CT) Congenital heart disease Dynamic scanning Cardiac output Shunt ratio

はじめに

X線コンピューター断層法 (CT) における dynamic scan 法とは、画像構成や装置の cooling を後回しにして、最短の interscan 時間で同一断面の scan を繰り返す方法であり、これによってある断面での時間的連続 CT 画像を得ることができる。このさいヨード造影剤の血管内 bolus または急速注入を併用すれば、タイミングをはずすことなく対象の濃厚な造影像が得られ、造影剤の動きが観察できる。またさらに、対象の CT 値の経時的变化から造影剤希釈曲線を求めれば、各種の機能的解析も可能となる。このため、dynamic scan 法は多くの疾患の CT 検査に応用され、心臓領域では冠動脈バイパス開存性評価法として、すでに確立した地位を得ているが¹⁾、今回はこの scan 法を用いて心拍出量と shunt 率の算出法を検討した。

方 法

装置は GE 製 CT/T・X2・8800 scanner で、dynamic scan 法の program は Fig. 1 に示した。4.8 秒 scan が 1.5 秒間隔で繰り返され、この data をそのまま用いれば 4.8 秒画像の連続になるが、各 scan ごとに data を 2~3 分割して画像構成すれば、overlap した 2.8 秒画像が得られる。したがって最終的には平均 2~3 秒に 1 枚

の画像頻度になるが、画像の時間軸上の配列は不均等であり、また各画像の時間解像力からみても、心周期に応じた動きを観察できるほどのものではない。

心拍出量の算出

1. 原理

Fig. 2 に肺動脈幹を含む断面での dynamic scan 画像の実例を示す。末梢静脈より bolus 注入されたヨード造影剤はまず肺動脈内に出現、ついで上行大動脈から下行大動脈の濃染後に断面より消失し、最後に上大静脈に再循環造影剤が認められた。このさい Fig. 3 のように肺動脈、大動脈内に関心領域 (ROI) をとり、CT 値の経時的变化を plot して、これを γ 関数近似すれば、各部位での造影剤 1st pass 成分の希釈曲線を得ることができた。一方、大血管内での造影剤出現前後の CT 値増加分 (増加 CT 値, incremental CT number) は造影剤濃度に直線的に比例するため、この関係を実験的に求めておけば、bolus 注入された造影剤総量と希釈曲線 1st pass 成分の面積から、希釈法の原理により、心拍出量が算出されることになる (Fig. 4)。

2. 対象と方法

我々は左右短絡のない成人 51 例にこの方法を適用し、心拍出量算出を試みたが、CT 心拍出量の精度検定のため、22 例で ear piece を用いた

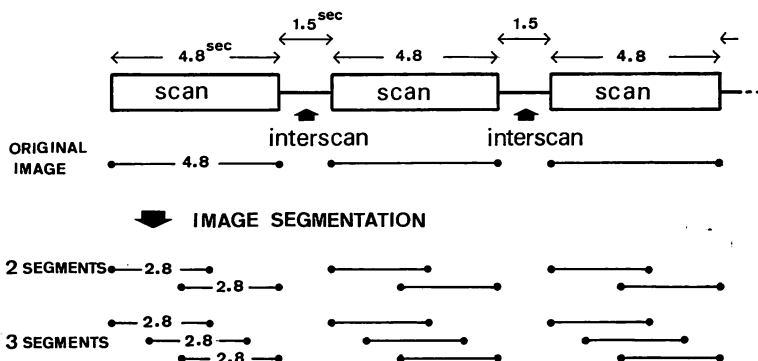


Fig. 1. Program of the dynamic scanning.

Original "4.8 second" image can be segmented into 2 or 3 "2.8 second" images.

色素希釈法を, CT 検査と同時に施行した. この 22 例は冠動脈バイパス術後 19 例, 心筋梗塞後 2 例, 心房中隔欠損閉鎖術後 1 例であった.

各症例で 4.8 秒 scan を 5~6 回繰り返す dynamic scan を肺動脈幹を含む断面で行い, 症例によっては断面の高さを変えて, 3~5 分間隔で dynamic scan を 2~4 回反復施行した. Slice 厚みは 5 mm を用いた. 造影剤は dynamic scan の 1 枚目の scan 開始 3 秒後より注入を開始し, 76% Urografin 25 ml を 7 ml/sec の速度で, 自動注入器を用いて股静脈または肘静脈から, 19G エラスター針を通して注入した. Scan 中の呼吸は 4.8 秒 scan を 5~6 回繰り返す間, 引き続き深吸気で停止させた場合と, dynamic scan 中全く停止させなかった場合とがあった. なお色素希釈法併用 22 例のうち, 13 例では色素法を CT 検査開始直前にのみ行い, 残り 9 例では, CT 検査直前と何回かの dynamic scan 終了直後の両方で行った.

3. 結果と考察

CT 法では, 特定の呼吸条件のもとでの何回かの dynamic scan ごとに, 大血管成分内の多くの部位で, それぞれ心拍出量が算出されるため, 非常に多くの心拍出量が得られることになる. この点に関し, 1) ROI をどの部位に設定すべきか, 2) scan 中の呼吸停止の影響, 3) dynamic scan

を繰り返した場合の影響などについて検討した.

1) ROI の設定

色素希釈法を併用した 22 例の 1 回目の dynamic scan に限り, ROI を肺動脈幹内, 肺動脈枝 (すなわち左右肺動脈中枢部) 内, 上行・下行大動脈内にそれぞれ設定して求めた心拍出量と, CT 検査前に施行した色素法による値との相関を Fig. 5 に示す. 肺動脈枝の例数が少ないのは, 左右肺動脈を断面内に含まない高さで dynamic scan を行った例があるためで, 大動脈側の例数の減少は γ 関数 fitting の悪い例を除いたことによる. なかでは肺動脈枝がもっとも相関がよく, また大動脈側より肺動脈側のほうがやや相関がよい結果であった.

結局, ROI 設定に関して, 肺動脈側は ① γ 関数 fitting はよいが, ② 大動脈に比べ, 断面内を水平走行する傾向があるため, 左右肺動脈は断面からはずれることがあり, また ROI 内に partial volume 効果を生じて希釈曲線の面積を小さく, したがって心拍出量を実際より大きく算出する可能性がある. また ③ 造影剤 mixing は右室通過のみでは不十分かもしれない.

一方, 大動脈側は ① γ 関数 fitting は肺動脈側より不安定, ② 肺動脈末梢で造影剤が trap され, 心拍出量を実際より大きく算出する可能性がある, ③ 大動脈内腔は partial volume 効果は

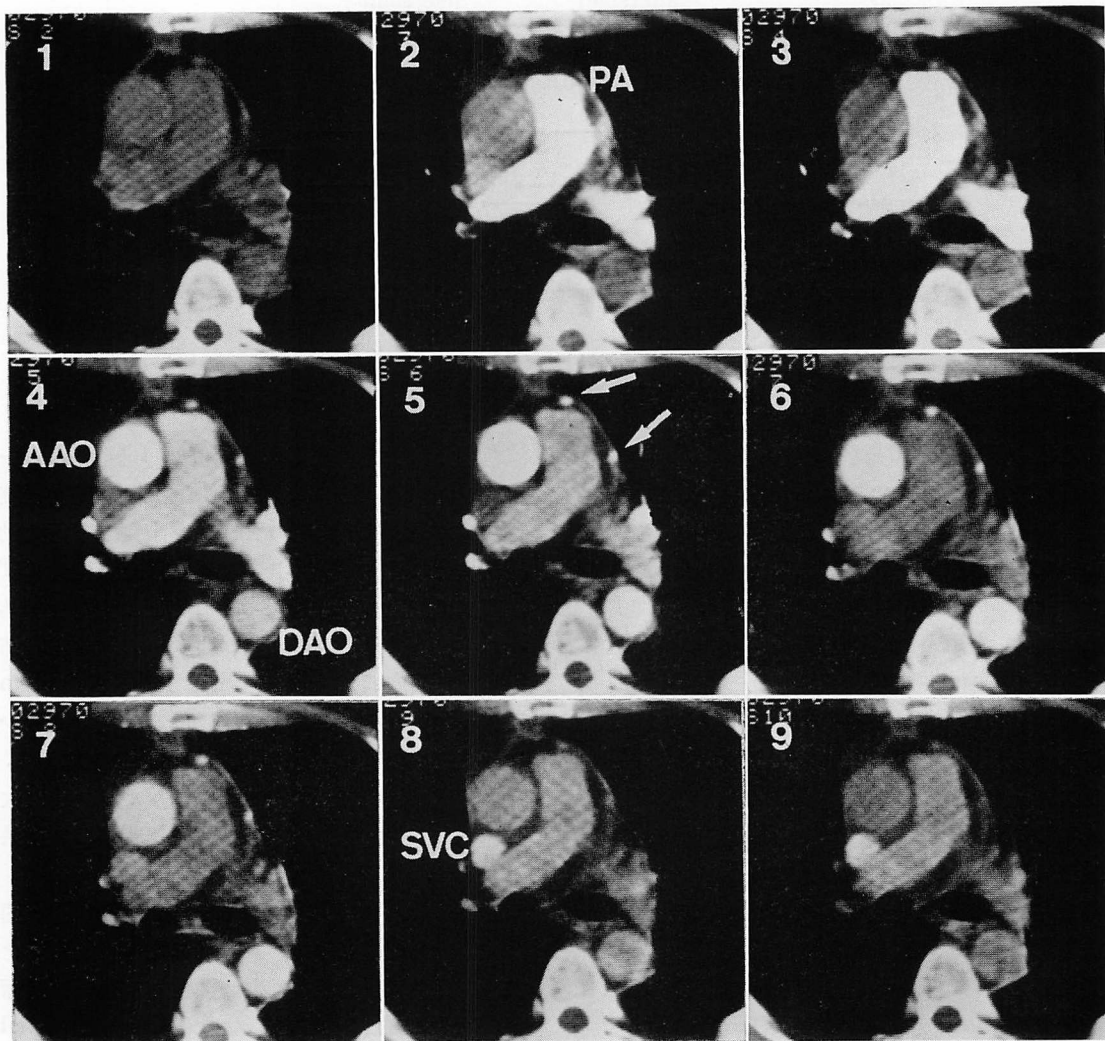


Fig. 2. Sequential images of the dynamic scanning.

Contrast medium bolus injected from the femoral vein appears firstly in the pulmonary artery and then in the aorta. Two patent aortocoronary bypass grafts (white arrows) are clearly seen.

PA=pulmonary artery; AAO=ascending aorta; DAO=descending aorta; SVC=superior vena cava.

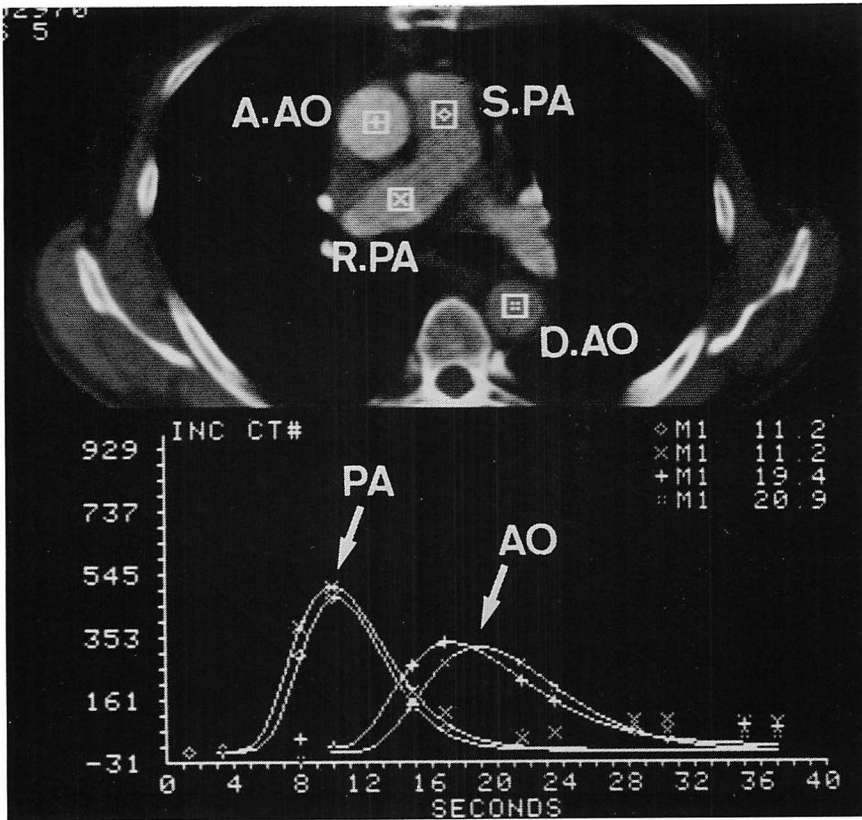


Fig. 3. CT and Dilution curves of contrast medium.

This is the same case as shown in Fig. 2. Incremental CT numbers in the great vessels are plotted and fitted by Gamma function curve.

S.PA=stem pulmonary artery; R.PA=right pulmonary artery.

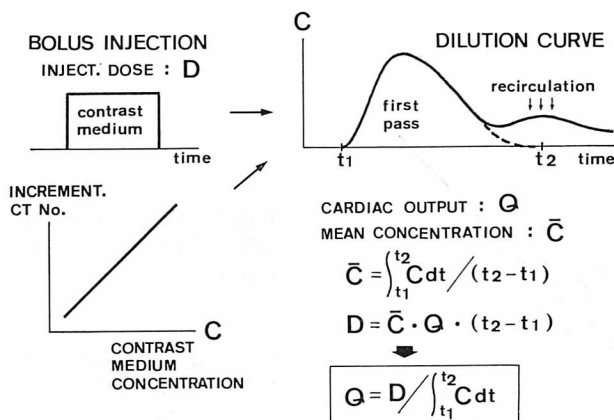


Fig. 4. Calculation method of cardiac output.

Cardiac output is calculated from "injected dose of contrast medium" and "first pass area of the dilution curve".

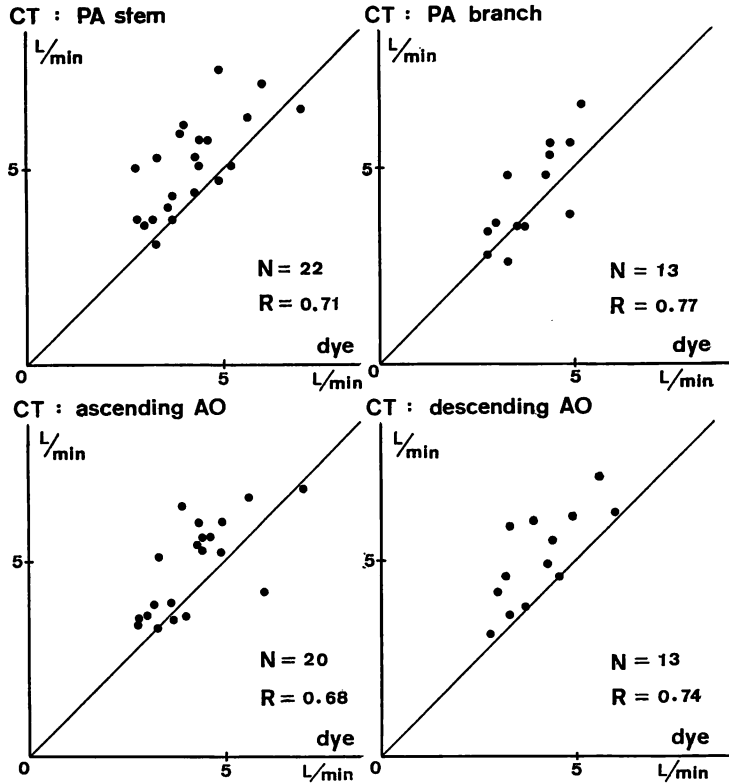


Fig. 5. Correlation of the cardiac outputs determined by CT in the great vessels and dye-dilution.

“PA branch” means the right or left proximal pulmonary artery. CT output obtained from the dilution curve in the pulmonary artery side correlates slightly better than that in case of the aorta.

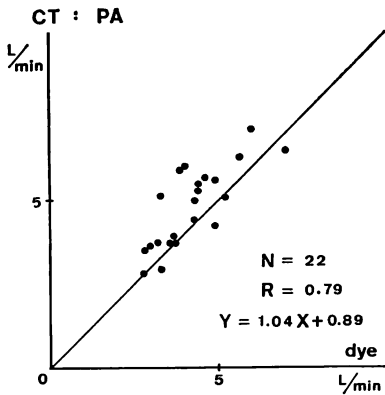


Fig. 6. Correlation of cardiac outputs determined by CT in the pulmonary artery and dye-dilution.

“CT output in PA” is decided as follows: If it is impossible to obtain “PA branch” output, “PA stem” output is adopted as “PA output”. If both “PA branch” and “PA stem” outputs are obtained, and these two values are close together, the mean is adopted. On the other hand, if these two values are quite different, “smaller one” is adopted as “PA output”.

Table 1. Comparison of cardiac outputs determined by CT and dye-dilution

CASE	dye preCT	CT : dynamic scan			dye postCT
		1st	2nd	3rd	
1	2.97	*3.64	*3.71		3.44
2	6.98	*6.49	*6.29		7.78
3	5.58	*6.27			7.25
4	4.86	*4.24			5.04
5	4.37	*5.49	*5.43	*4.56	5.08
6	6.02	*7.09	*5.38		7.05
7	4.43	*5.03	*6.44	*4.52	5.14
8	3.24	*3.74	*4.06		3.43
9	4.31	*4.42	*6.16		4.99
10	2.82	2.78	3.47		
11	3.27	2.87	*3.97		
12	2.76	3.53			
13	4.02	*6.12	4.51	6.06	
14	3.90	5.86	4.82		
15	4.58	5.71	5.80		
16	3.74	3.93	4.26		
17	3.57	3.73	*4.09		
18	3.28	5.05	4.32	3.96	
19	3.67	3.67	*5.07		
20	4.86	5.55	5.30		
21	5.21	5.08	5.21	4.78	
22	4.38	5.34	4.64		

★ : no breath-hold

L/min

In all 22 cases, 1st to 3rd dynamic scans are performed. "Cardiac output in PA" is adopted as "CT output" in each dynamic scan. Dye dilution study is performed before and immediately after the CT examination.

少ないが, artifact を生じやすい, ④ 造影剤の mixing は十分というように, それぞれ長所欠点があるが, γ 関数 fitting の良さ と色素法との相関から, 心拍出量計測には肺動脈側を採用するほうがよいと思われる。かくして肺動脈幹のみでしか data のとれなかった場合はこの値を, 肺動脈幹と左右肺動脈の両方で心拍出量算出できた場合は, 両者の値が近ければその平均, 値が離れていれば (partial volume 効果の可能性を考慮して) 小さいほうを CT 心拍出量として採用し, 以下の検討を行った。この方式で決定した1回目 dy-

amic scan の心拍出量と色素法との関係を Fig. 6 に示すが, $r=0.79$ と比較的良好な相関がみられた。また色素希釈法併用 22 例での CT 心拍出量を Table 1 に示した。

2) 呼吸停止の影響

Dynamic scan 中に呼吸停止させたほうが画像がよいのは当然であるが, 心拍出量算出に用いる断面は横隔膜から遠いため呼吸による動きは少なく, 希釈曲線を得る目的の scan であれば, 呼吸停止を行わなくても不便は感じられなかった。したがって, 色素希釈法併用 22 例の 1 回目 dynamic scan に限り, 呼吸停止群と非停止群別に色素法心拍出量との相関を検討したが (Fig. 7), 呼吸非停止群のほうがやや相関がよかった。

一方, CT 心拍出量を算出した全 51 例のうち, 同一症例で呼吸停止と非停止両方の dynamic scan を行った 6 例の data では, Fig. 8 に示すごとく, 非停止のほうで明らかに心拍出量増加の傾向が認められた。これは CT 法では深吸気での呼吸停止を約 30 秒持続させるため, "いきみ" による静脈還流減少も加わって心拍出量が低下することを反映すると思われ, 呼吸停止例では時に末梢静脈に注入した造影剤の右心系流入が極めて遅れる場合があることも, これを裏づけている。ただしこの 6 例中 5 例は呼吸停止による dynamic scan が非停止の scan に先行しており, 後述する dynamic scan 繰り返しによる影響も無視できないと思われた。結局, 生理的にも data 面からも, scan 中の呼吸停止はさせないほうが然らざる場合よりも優れるものと考えられた。

3) Dynamic scan 繰り返しの影響

これに関しては, 造影剤による循環血液量増加に基づく心拍出量増加傾向はあるのか, また CT 心拍出量算出法の検査精度としての再現性がどの程度かという問題がある。Fig. 9 (A) は色素希釈法併用 22 例のうち, CT 前後で色素法を行った 9 例での CT 前後の色素法心拍出量を比較したもので, 76% Urografin 25~75 ml 使用により心拍出量の増加傾向は明らかに認められた。

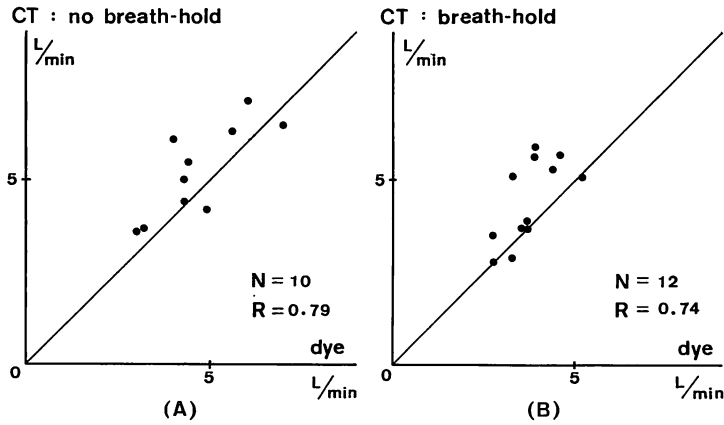


Fig. 7. Influence of breath-holding during the dynamic scanning.
 (A): Correlation between CT output without breath-holding and dye-dilution output.
 (B): Correlation between CT output with breath-holding and dye-dilution output.
 CT output by “no breath-holding” shows slightly better correlation with dye-dilution output.

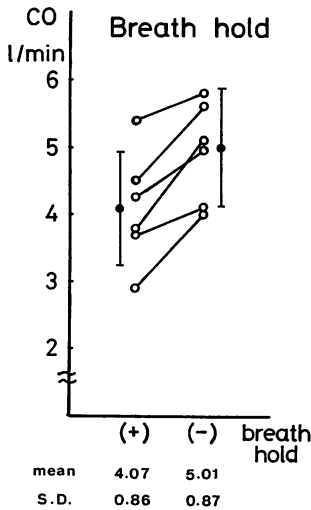


Fig. 8. Influence of breath-holding during the dynamic scanning: Another aspect.

Both the dynamic scans “with breath-holding” and “without breath-holding” are performed in 6 cases and the result are shown in this figure. “Breath-holding” causes some decrease in CT cardiac output.

これに対し, 22 例のうち, 同じ呼吸条件下で dynamic scan の繰り返された 16 例について, その 1 回目と 2 回目の CT 心拍出量の相関をみた

ものが **Fig. 9 (B)** で, 繰り返しによる心拍出量増加傾向よりも値のばらつきのほうが大きく, むしろ検査法の再現性に問題があるという結果が示された. この検査精度の不安定さの原因には, 後述する種々のものが考えられ, 特定の原因に限定できないと思われた. したがって dynamic scan による心拍出量の安定性, 信頼性の評価を, 肺動脈~大動脈に至る各部位で得られた心拍出量間に 2 l/min 以上の大きなばらつきがあるか否かによって判定し, ばらつきの少ない dynamic scan を信頼性があるものとした. **Fig. 9 (B)** の 16 例のうち 2 回の dynamic scan のいずれもが信頼できる 11 例を選び, 前後の CT 心拍出量の相関をみたものが **Fig. 10** で, 再現性は明らかに改善し, scan の繰り返しによる心拍出量増加傾向も認められるようになった.

以上より最終的な CT 心拍出量の決定は次の方針で行うのがよいと考えられた.

- ① 各 dynamic scan での心拍出量は肺動脈側のものを採用する.
- ② 呼吸停止なしの dynamic scan を用いるほうがよい.
- ③ 造影剤使用による心拍出量増加傾向を避けるため, 原則として 1 回

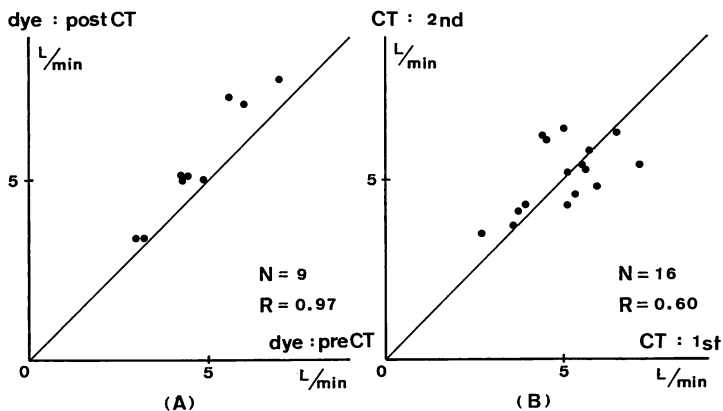


Fig. 9. Influence of repetition of the dynamic scanning.

(A): Comparison of dye-dilution outputs determined before and after CT examination.

(B): Comparison of CT cardiac outputs obtained in the first and second dynamic scans.

Slight increase in cardiac output by administration of contrast medium may be apparent in figure (A), while scattering of CT outputs is seen in (B), indicating poor reproducibility of CT method.

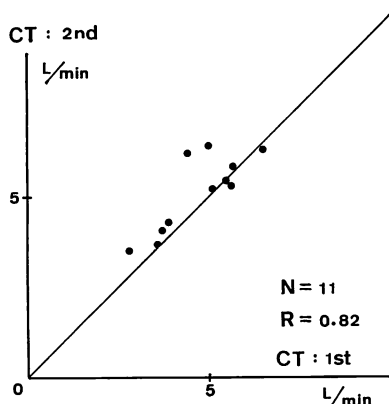


Fig. 10. Final result of repetition of the dynamic scanning.

If CT outputs obtained in several portions of the great vessels are quite different from each other, the dynamic scan method may be unreliable. Five of 16 cases shown in Fig. 9 (B) are neglected because of the unreliability of either the first or second dynamic scan, and the remaining 11 cases are plotted here. Slightly good reproducibility and tendency of an increase in CT output by repetition become obvious.

目の dynamic scan での値を得ることが望ましい。④しかし、1回目の scan で、大血管内各部の心拍出量に大きなばらつきがあれば、その dy-

amic scan の信頼性は疑問であり、2回目、3回目にかかわらず、より安定した dynamic scan による値を採用すべきである。

色素希釈法併用 22 例で、上記の方針により最終的に決定した各症例の CT 心拍出量と、色素法との関係は Fig. 11 (A) に示すごとくで、両者間に $r=0.82$ のよい相関がみられた。さらにこのうち、非呼吸停止の 9 例のみで色素法との関係をみたものが Fig. 11 (B) であり、両者の相関は $r=0.86$ ともっとも良好であった。また全体に CT 法のほうが色素法に比べやや大きい値を示す傾向がみられた。

このように CT 心拍出量は患者の血行動態を十分反映するが、精度についてはまだ問題があり、検査法としてやや不安定であった。これは以下に述べる問題点に起因すると思われた。すなわち、

i) 現在の dynamic scan 法の画像頻度では reference point が少なく、常に良好な γ 関数近似ができるとは限らない。

ii) dynamic scan 画像のむらや artifact, 断面の厚みによる partial volume 効果などのため、ROI 内の CT 値が必ずしも造影剤濃度を正確に反映しない場合がある。

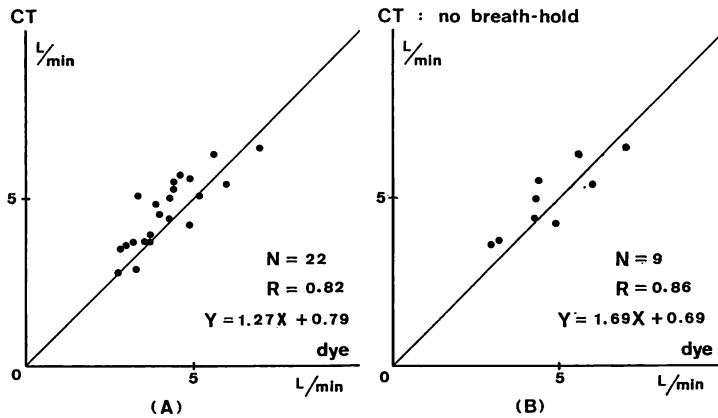


Fig. 11. Final results of comparison of CT cardiac output and dye-dilution output.

(A): all 22 cases.

(B): 9 cases without breath-holding.

In all 22 cases, the most reliable dynamic scan among the repetitions is chosen for the final evaluation of CT cardiac output in comparison with the dye-dilution study, and the results are shown in figure (A). Of these, 9 cases without breath-holding during the dynamic scanning are selected to show the best correlation with dye-dilution output ($r=0.86$) (B).

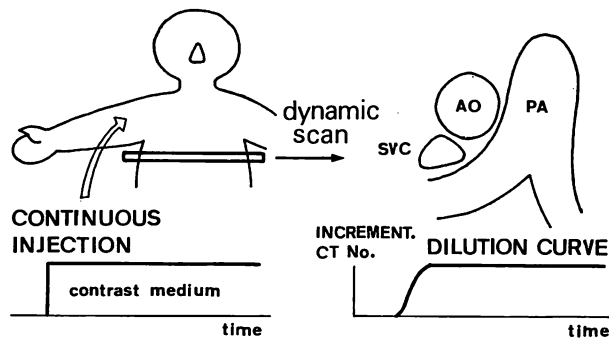


Fig. 12. Schema showing a continuous and constant injection of contrast medium and the dilution curve obtained.

The CT numbers in each ROI are in the equilibrium depending on the blood flow volume, if there is no recirculation.

iii) 希釈法の指示薬として粘稠なヨード造影剤を用いるため、注入時の bolus 性、末梢静脈から心臓への流入、血液との mixing などの点で、色素や熱などの指示薬に比べて問題がある。また肺血管床通過時に造影剤の多少の trap があり、右心系と左心系で指示薬総量が異なる可能性も考えられる。

iv) Scan 中の呼吸停止やヨード造影剤が非生理的状态を作り出す。

したがって dynamic scan は画像が悪化しない範囲でできるだけ薄い slice を用い、造影剤静脈注入は太いルートで心臓に近い部分から行われるのが望ましい。今回用いた肘静脈または股静脈注入では、経路の屈曲が少ないためか、後者のほう

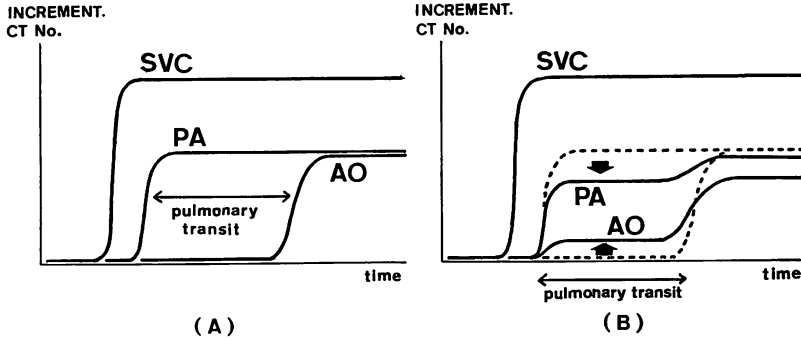


Fig. 13. Early dilution curves of contrast medium injected from the antecubital vein.

(A): “no shunt” cases; (B): shunt cases.

In shunt cases, the early equilibrium concentration of contrast medium in the pulmonary artery is diluted by additional left-to-right shunt flow, and the concentration in the aorta shows on early step-up by reversed shunt flow.

が造影剤流入は速やかであった。また造影剤注入直後に生理的食塩水などで経路を wash out したほうがよいかもしれないが、注入液量の増加が逆に心拍出量算出誤差を生む可能性がある。

現在、心拍出量算出法には多くのものがあるが、心拍出量が本来変動しやすい指標であることも原因して、精度の点で満足できるものは少ない。非観血的には色素希釈法が一般的で、CT 法はこれに比べて前述のような問題があるため、単に心拍出量算出の目的のみで広く用いられるとは思われないが、形態情報も同時に得られ、ECG-gate 法などと組み合わせると、心 CT 検査の一環として使用するなら非常に有意義な方法であろう。

Shunt 率の算出

1. 原理

左右短絡疾患において末梢静脈よりヨード造影剤を bolus 注入し、肺動脈幹を含む断面での dynamic scan により、肺動脈、大動脈内でそれぞれ短絡による 2 峰性希釈曲線が得られれば、両方向 shunt 率は別々に求められるはずである。しかし、現在の dynamic scan 法の画像頻度では、短絡によるもう 1 つの“峰”を定量的解析できるほどの精度はない。そこで今回は造影剤持続注

入法による shunt 率算出を試みた。

Fig. 12 に示すように、末梢静脈より造影剤を一定流量で持続注入し、上大静脈、肺動脈、大動脈内にそれぞれ ROI を設定、造影剤濃度に対応する“増加 CT 値”を観察すると、再循環がなければ、理論的には各部の CT 値は血流量に応じた一定の平衡状態となる。かつこの平衡は造影剤がその部位に到達後、早期に達成されるのが普通である。したがって、左右短絡のない症例において、体循環後、再出現までの状態は、**Fig. 13 (A)** に示されるように、まず上大静脈が造影剤平衡に達し、続いて肺動脈、肺循環後に大動脈が順次平衡に達する。このさい、下大静脈血流による希釈のため、肺動脈と大動脈の造影剤平衡濃度は上大静脈より低いものになる。

これに対し、左右短絡が存在すれば、**Fig. 13 (B)** のように、肺動脈の初期平衡濃度は下大静脈血流に加えて左右方向短絡血流によりさらに希釈されるため、短絡のない場合より低くなり、大動脈では右左方向短絡のため、早期より造影剤が出現する。そして肺循環を繰り返しながら肺動脈、大動脈の平衡濃度は段階的に上昇していくわけである。

このさい **Fig. 14** のように dynamic scan に

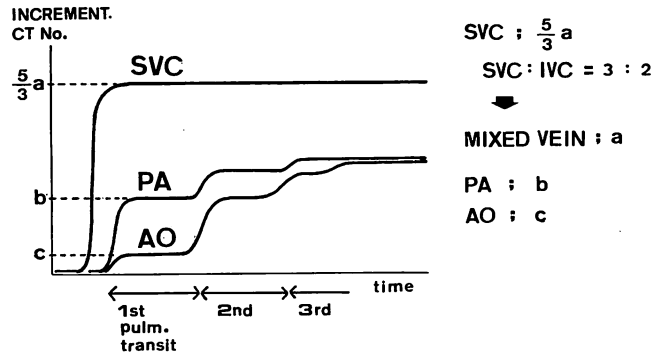


Fig. 14. Dilution curves in shunt cases.

The early equilibrium concentration of “mixed vein” can be calculated from the value of the superior vena cava on the assumption that the ratio of flows in the superior and inferior venae cavae is 3:2.

a, b, c: early equilibrium concentration of the contrast medium shown in the incremental CT numbers.

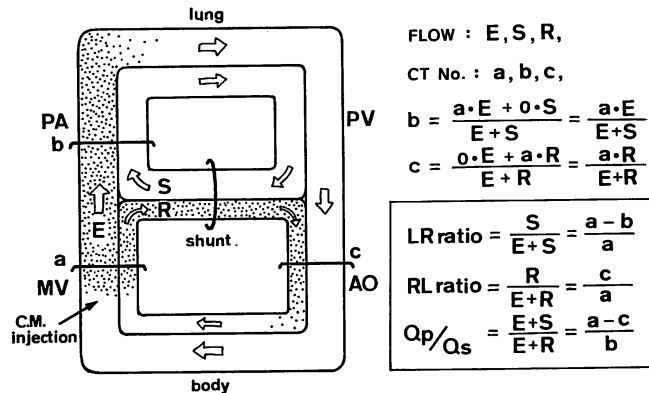


Fig. 15. Calculation method of shunt ratios and Q_p/Q_s .

Shunt ratios and Q_p/Q_s are calculated from the dilution rate of equilibrium CT numbers of the “mixed vein”, “pulmonary artery” and “aorta” as explained in this figure.

E=effective pulmonary flow; S=(left-to-right) shunt flow; R=reversed (right-to-left) shunt flow; MV=mixed vein; PV=pulmonary vein; C.M.=contrast medium; a, b, c: incremental CT numbers in early equilibrium phase (CT number in the PV is “zero”).

より上大静脈, 肺動脈, 大動脈内の肺循環を繰り返す以前の初期平衡“増加 CT 値”を求め, 上大静脈と下大静脈の血流量比を 3:2 と仮定すると, 混合静脈血, 肺動脈血, 大動脈血の造影剤濃度に対応する CT 値が得られる。この値を用いて, 酸素飽和度から shunt 率を算出する場合と同じ希釈の原理を応用すれば, Fig. 15 に示すよう

に, 左右方向および右左方向の shunt 率と Q_p/Q_s を求めることができる。成人では一般に肺循環には 5~10 秒を要するため, 現在の dynamic scan の画像頻度でも, 各部の初期平衡状態は十分捉え得るものと考えられる。

Fig. 16 は心室中隔欠損成人症例での造影剤持続注入による dynamic scan 画像である。上大静

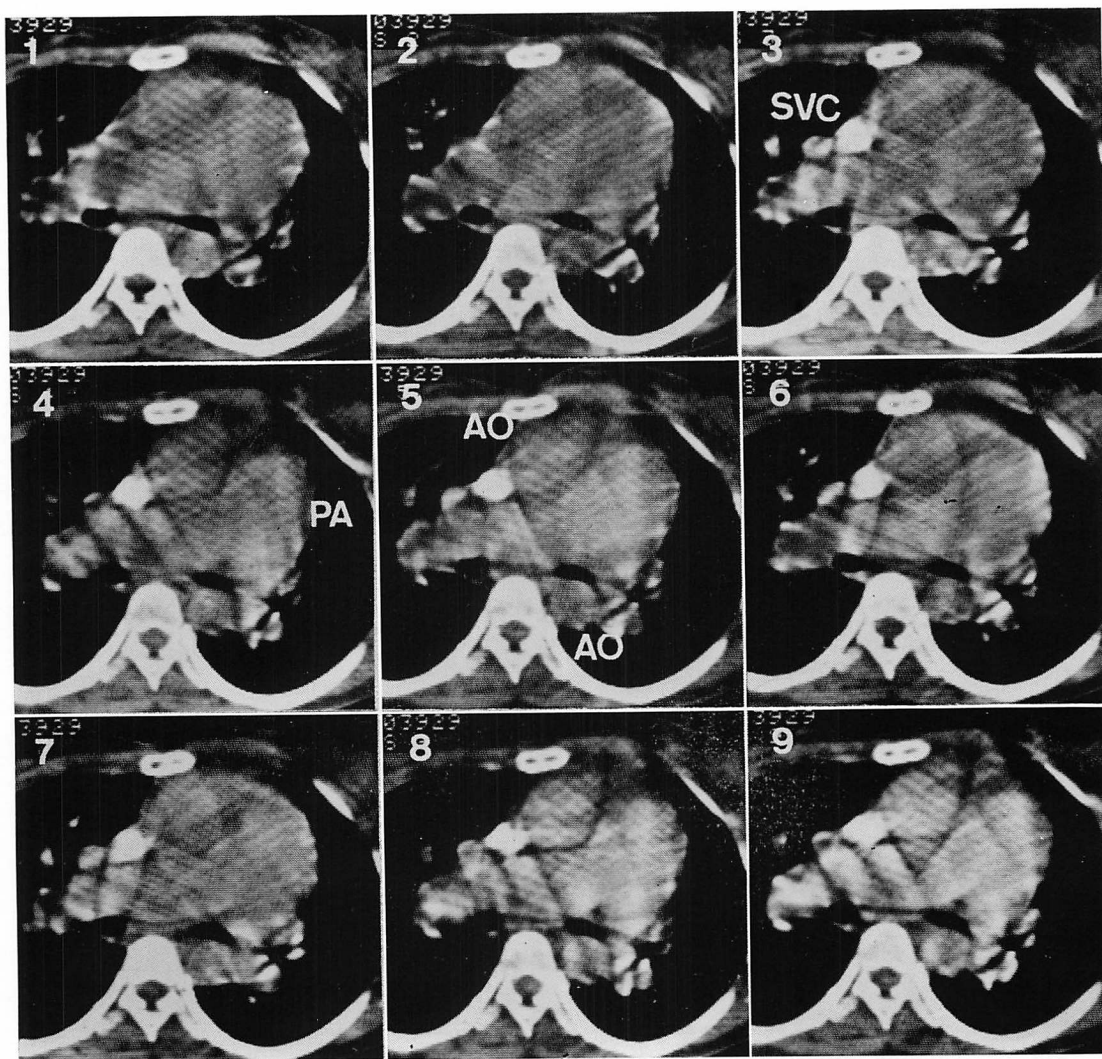


Fig. 16. Sequential images of the dynamic scanning in a case with a left-to-right shunt.

This is an adult case of ventricular septal defect, and contrast medium is injected from the ante-cubital vein continuously with constant flow rate. Equilibrium in the superior vena cava is achieved first, and then the pulmonary artery and aorta are stained with gradual increase in density.

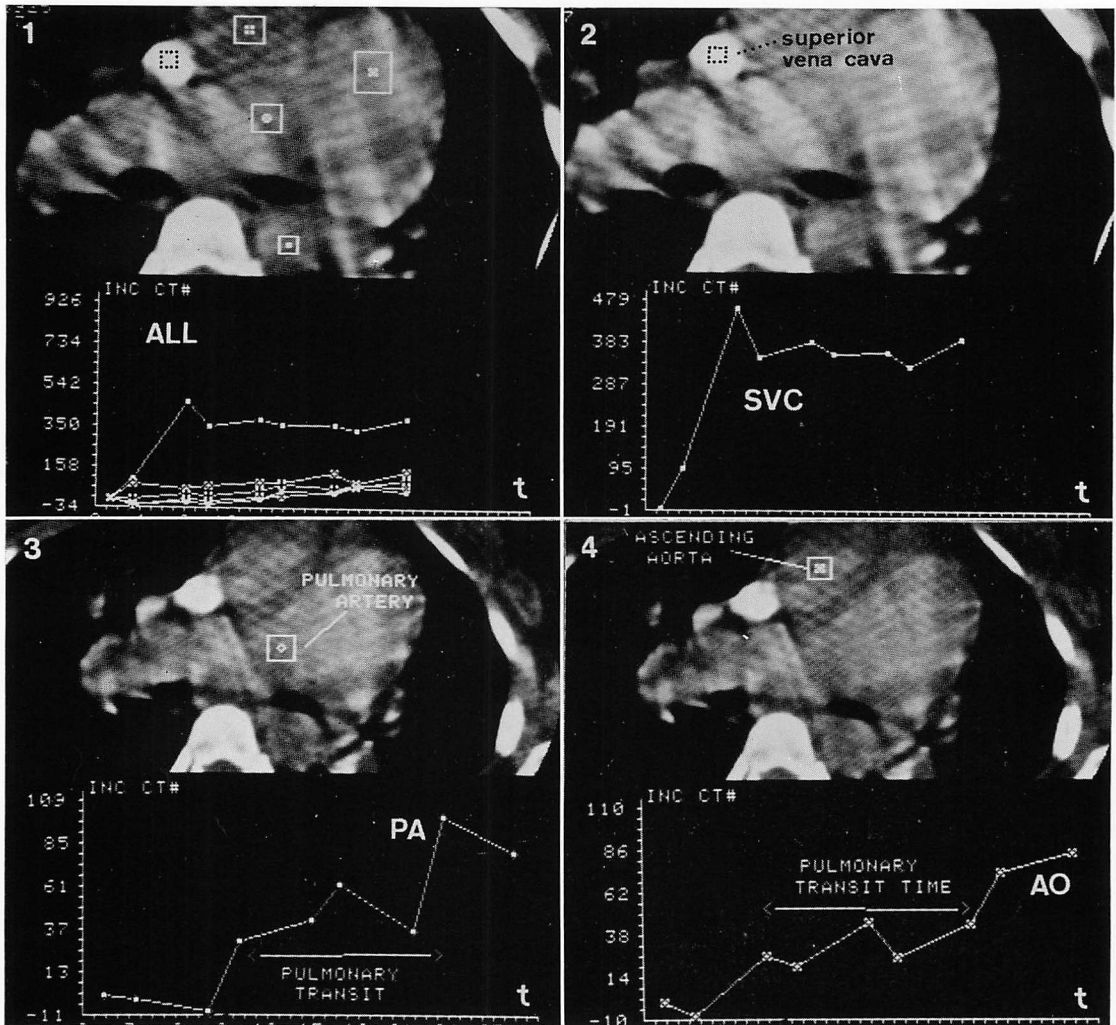


Fig. 17. Dilution curves of contrast medium.

This is the same case as shown in Fig. 16, and incremental CT numbers in the superior vena cava (SVC), pulmonary artery (PA) and aorta (AO) are plotted. Equilibrium in the SVC, and a stepwise increase in the PA and AO can be analyzed quantitatively.

Table 2. Comparison of shunt ratios and Qp/Qs determined by CT and cardiac catheterization

CASES	CT			CATHE.		
	LR	RL	Qp/Qs	LR	RL	Qp/Qs
1	76 %	15 %	3.5	77	2	4.2
2	84	0	6.3	74	0	3.9
3	79	15	4.1	73	0	3.8
4	58	17	2.0	26	0	1.4
5	40	9	1.5	21	0	1.4
6	70	8	3.1	44	0	1.8
7	73	3	3.6	51	13	1.8
8	38	0	1.6	31	0	1.5
9	52	8	1.9	34	0	1.5
10	74	8	3.5	49	7	1.8

Ten adult cases with congenital heart disease with a shunt are examined by both CT and O₂ saturation during cardiac catheterization.

脈は造影剤出現と同時にほぼ一定濃度になり、ついで肺動脈、大動脈が淡く造影され、最終的には両者ともかなり濃くなっている。この例の上大静脈、肺動脈、大動脈内に ROI を設定して求めた造影剤希釈曲線が Fig. 17 で、肺動脈、大動脈の初期平衡と段階的濃度上昇が認められる。

2. 対象と方法

成人の左右短絡疾患 14 例にこの方法を試み、うち 10 例では同時期の心カテーテル検査時に血液酸素飽和度を用いて算出した shunt 率、Qp/Qs と対比した(動脈管開存 4 例、心房中隔欠損 4 例、心室中隔欠損 2 例)。

各例で上大静脈、肺動脈幹から左右肺動脈を含む断面での、4.8 秒 scan を 5~6 回繰り返す dynamic scan を施行した。Slice の厚みは 5 mm、造影剤は 76% Urografin 20 ml を 5 倍希釈したものを、1 枚目の scan 開始 3 秒後より、4 ml/sec の速度で肘静脈から持続注入した。Scan 中の呼吸停止は原則として行わなかった。

3. 結果と考察

心カテーテル時の酸素飽和度法(以下心カテ法)

の成績と対比できた 10 例の CT 法と、心カテ法による shunt 率、Qp/Qs を Table 2 に示す。CT 法では上・下大静脈血流量比を 3:2 と仮定して CT 値を算出し、各部位の初期平衡時相内で CT 値のばらつきがあった時は、それらの平均値を採用した。Table 2 をグラフ表示したものが Fig. 18 である。すなわち、左右方向 shunt 率は CT 法と心カテ法により相関があるが、絶対値は CT のほうが大きい傾向を示し、これは上・下大静脈血流量比の仮定(3:2)が不適当なことに由来するものかもしれない。これに対し、右左方向 shunt 率はばらつきが大きかった。これは今回の症例には大きな逆短絡をもつ例がなく、CT 法、心カテ法とも大動脈内 CT 値または酸素飽和度のわずかな step up を用いるため、誤差を生じやすかったことが原因であろう。Qp/Qs は左右方向 shunt 率に比べ相関はやや劣るが、これも右左方向 shunt 率のばらつきが影響していると思われた。

従来、非観血的 shunt 率算出法にはあまりよいものがない。以上のように CT 法は現在のところ精度の点で必ずしも満足できないが、短絡量の傾向は十分評価でき、右左方向 shunt 率が算出できることもこの方法の利点といえる。CT 法に酸素負荷などを併用すれば、肺血管床変化のより詳細な情報が得られるかもしれない。このさい問題点としては以下の事項があげられる。

① CT 法では混合静脈血の平衡濃度算出のため上・下大静脈血流量比の仮定が必要で、今回は 3:2 という比率を用いたが、これには症例間でかなり差があるかもしれない。

② 現在の dynamic scan 法の画像頻度では reference point が少なすぎ、小児のような肺循環の速い例では造影剤初期平衡時相を捉えきれず、成人例でも時に困難な場合がある。

③ 粘稠なヨード造影剤を使用するため、造影剤の流れの不均一性、濃度平衡に達する立ち上がりの遅れがあり得る。なお当初の数例では 76% Urografin 原液を使用したため、Fig. 19 のよう

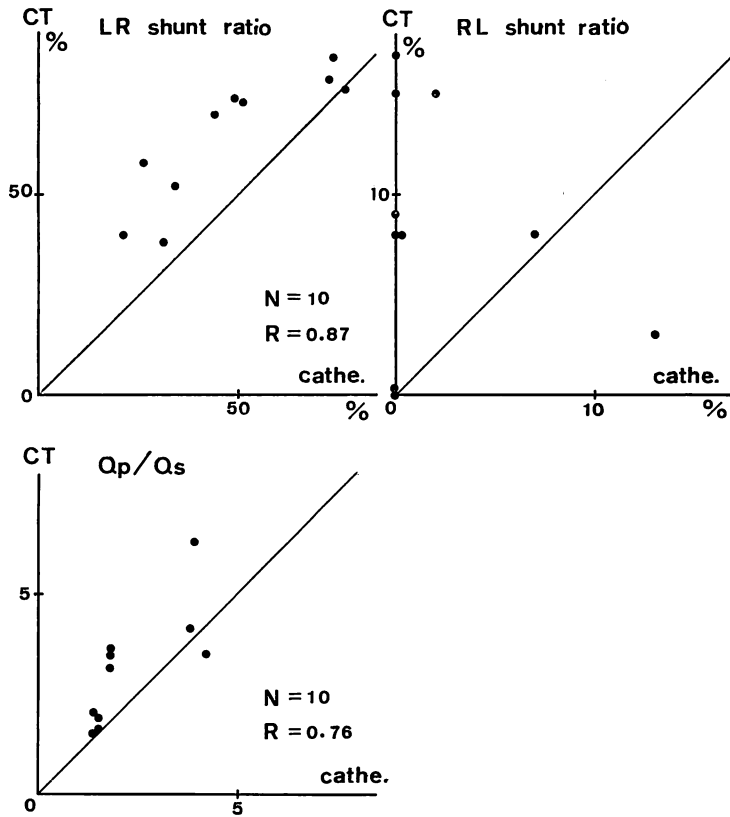


Fig. 18. Correlation of shunt ratios and Q_p/Q_s determined by CT and cardiac catheterization.

This is the graphic representation of Table 2.

な造影剤の layering を生じた場合があったが、この現象は希釈液を用いるようになり認められなくなった。

④ Dynamic scan 画像のむらや artifact, partial volume 効果, scan 中の呼吸停止などの問題は、心拍出量算出の場合と同様である。画像むらの影響は、わずかな CT 値変化を評価する必要のある大動脈内の初期平衡濃度判定に対し、影響が大きい。呼吸停止は非生理的な状態を作ると考え、今回はできるだけ行わなかった。

以上、dynamic scan 法を利用した CT による心拍出量と shunt 率算出法について述べた。両

方法とも非観血的であり、現在でも临床上、実用に耐え得ると思われるが、将来 CT 装置の進歩により dynamic scan 法の画像頻度が増し、時間解像力のよい画像が頻回に得られるようになれば、さらに検査精度が向上すると考えられる。

要 約

最短の interscan 時間で、同一断面の scan を繰り返す“dynamic” CT scan 法を用い、それによる心拍出量と shunt 率の算出法について検討した。

1. 心拍出量

末梢静脈よりヨード造影剤を bolus 注入し、肺

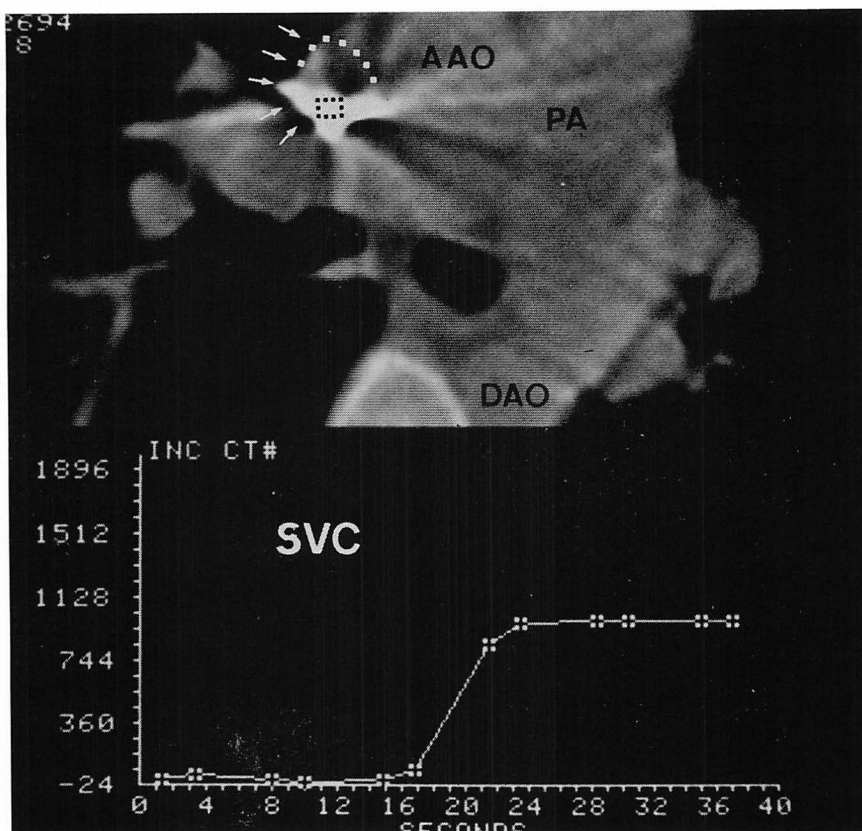


Fig. 19. Layering phenomenon of contrast medium.

Layering of contrast medium in the superior vena cava occurs in a few cases following injection of "dense" contrast medium.

動脈幹を含む断面での dynamic scan を行えば、CT 値の動きから、大血管各部での造影剤希釈曲線が得られる。したがって注入造影剤総量と、造影剤血中濃度に対する CT 値がわかれば、希釈法の原理により心拍出量が算出される。この方法を適用した症例のうち、22 例で色素希釈法を同時施行し、CT 心拍出量の精度を検定した結果、心拍出量算出には 1 回目の dynamic scan の肺動脈内での希釈曲線を用いるのがよく、scan 中には呼吸を停止させないほうがよいという結論を得た。しかし大血管各部での心拍出量にばらつきが大きい場合、その dynamic scan の信頼性には疑問があった。最終的には CT 法と色素法の相関は $r=$

0.82 で、scan 中の非呼吸停止例のみをとれば、 $r=0.86$ のよい相関がみられた。

2. Shunt 率

末梢静脈よりヨード造影剤を一定流量で持続注入すると、再循環がなければ、大血管内各部は造影剤到達後、早期に血流量に応じた濃度平衡に達する。このさい、左右短絡疾患で上肢静脈より造影剤を持続注入し、肺動脈幹を含む断面で dynamic scan を行って上大静脈、肺動脈、大動脈での再循環前の平衡 CT 値を知り、上・下大静脈血流量比を 3:2 と仮定すれば、濃度希釈率から両方向 shunt 率と Q_p/Q_s が算出される。これを成人の短絡疾患例に適用し、10 例で心カテーテル

内藤, 植原, 山口, ほか

酸素飽和度法からの値と対比した。その結果, 左右方向 shunt 率は CT と心カテ法に $r=0.87$, Q_p/Q_s は $r=0.76$ のよい相関があったが, 右左方向 shunt 率との相関ではばらつきが大きく, わずかな量の逆短絡評価の困難さが感じられた。

文 献

- 1) Brundage BH, Lipton MJ, Herfkens RJ, Berninger WH, Redington RW, Chatterjee K, Carlsson E: Detection of patent coronary bypass grafts by computed tomography. A preliminary report. *Circulation* **61**: 826-831, 1980