

Computed tomography を用いた左室機能および形 態診断

Evaluation of left ven- tricular morphology and function by cardiac com- puted tomographic ex- amination

内藤 博昭
有沢 淳
木村 晃二
小塚 隆弘
鬼頭 義次*
小原 邦義*
藤田 毅*
永田 正毅**
Redington RW***

Hiroaki NAITO
Jun ARISAWA
Kohji KIMURA
Takahiro KOZUKA
Yoshitsugu KITO*
Kuniyoshi OHARA*
Tsuyoshi FUJITA*
Seiki NAGATA**
Roland W REDINGTON***

Summary

Usefulness of cardiac computed tomography (CT) in the evaluation of left ventricular (LV) morphology and function was studied in clinical practice. One hundred and forty-nine adult cases of various heart diseases were examined by GE scanner with ungated scans covering whole LV and ECG-gated scans. In gating examination, "long-axial" and "short-axial" slices were scanned and end-diastolic area (EDA), end-systolic area (ESA) and "mean" area (MA) were obtained in each slices.

1) With regard to LV morphology, wall thickening in HCM and wall thinning and mural thrombus in myocardial infarction were easily visualized.

2) LV "mean" volume (LVMV) was easily calculated from the sum of sliced LV volume of ungated scans. The LVMV was well correlated with end-diastolic volume (EDV) obtained by LV angiocardigraphy (LVG) ($r=0.91$), though the former was somewhat smaller than the latter. EDV by CT obtained after the correction with MA/EDA from gating examination showed a better correlation ($r=0.95$) and both EDV showed almost the same value.

3) LV ejection fraction (EF) was calculated by exchanging ESA/EDA to ESV/EDV in "long-axial" and "short-axial" gated slices, and "long-axial" EF, "short-axial" EF and mean of both

国立循環器病センター 放射線診療部

*同 外科

**同 内科

吹田市藤白台 5-125 (〒565)

***GE Co. Research and Development Center,
Schenectady, New York

National Cardiovascular Center, Department of
Radiology, *Surgery, and **Internal Medicine, Fuji-
shirodai 5-125, Suita, Osaka 565

***GE Co. Research and Development Center,
Schenectady, New York, USA

Presented at the 22nd Meeting of the Japanese Society of Cardiovascular Sound held in Tokyo, March 25-26, 1981

Received for publication February 26, 1982

were well correlated with LVEF of LVG ($r=0.73\sim0.79$).

4) LVEF calculated from “long-axial” EDA and ESA by application of “area-length” method was also correlated with EF of LVG ($r=0.68$), but these EDV and ESV were smaller than those of LVG due to shorter long-diameter of LV in CT.

5) LV muscle volume was calculated from sum of sliced muscle volumes of ungated scans covering LV, and LV mass was easily evaluated from LV muscle volume and specific gravity of LV muscle. This LV mass was well correlated with that of LVG ($r=0.90$) and the absolute values were almost the same.

Key words

Cardiac computed tomography (CT) Left ventricular (LV) ejection fraction (EF) ECG-gated scan
LV mass LV morphology LV end-diastolic volume

はじめに

すぐれた空間解像力をもつ非観血的画像診断法である CT は、頭部疾患や腹部疾患に対しては診断上不可欠な存在となっている。心臓 CT 診断の領域では心嚢液貯留、左房や左室内血栓など特定の疾患についてはすでに確立した価値が認められているが、心臓各 chamber の大きさや心筋性状については、従来の画像は scan 時間が長すぎて心臓の動きを観察するには不相当であり、心疾患への CT 検査の応用は、他の領域に比べれば遅れていた¹⁻⁴⁾。これに対し、最近 ECG-gate 法の導入により、心周期に合わせた画像が得られるようになり、心臓形態だけでなく、機能解析も含めた総合的診断が可能になりつつある⁵⁻⁸⁾。我々は、gate をかけない従来の scan (ungated scan) に加え、ECG-gated scan を併用し、左室形態診断と左室機能評価のための数種の parameter 算出を試みたので報告する⁹⁾。

対象と方法

対象は 149 例の成人各種心疾患症例で、全例に GE 製 CT/T X2 8800 scanner による心 CT 検査を行った。我々の装置では 1 scan に要する時間は 4.8 または 9.6 秒で、slice 厚みは 10 mm (時に 5 mm) を用いた。ガントリーの tilting は cranial, caudal 両方向とも 15° が限度である。実際の検査手順を次に示す。

1. **Plain scanning:** まず scout view を撮影し、これを目安に、左室領域に対し、ヨード造影剤注入なしに通常の (gate をかけない) scan を行った。この画像は以下に述べる特殊な scanning の slice 位置の決定に用いられるが、このほかにも心嚢液貯留や心大血管各成分の石灰化像の診断などには十分利用できる。

2. **造影剤注入を併用し左室全体をカバーする ungated scanning:** 前述の単純 scan で正確に決定した左室領域に対して、造影剤注入を併用して ungated scan を行うが、左室全体をカバーするには 10 mm 厚みの slice で 5~10 scans が必要である。このさい、左室をカバーする slice 枚数を減らし、できるだけ左室長軸にそった画像を得るため、ガントリーの 15° caudal tilting を用いた。また心筋と左室内腔の良好な contrast を得るためには、造影剤の急速注入下で、できるだけ短時間に左室領域を scan してしまう必要があり、このためには Fig. 1 に示す rapid sequential scanning の program を用いた。これは最短の interscan time で、scan を繰り返しながら、scan ごとに table が一定間隔ずつ動いていくもので、本装置でのこの方法の interscan time は 6.5 秒であった。造影剤使用量は全体としての scan 時間の長さ (すなわちカバーする領域の大きさと、4.8 秒または 9.6 秒 scan のどちらを使うか) によるが、76% ウログラフィン 60~80 ml を使用した。呼吸停止は各 scan ごとに深吸気にて行った。

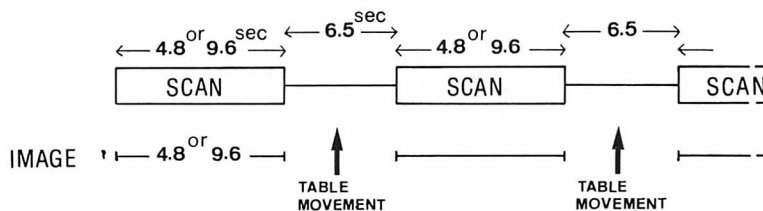


Fig. 1. Program of rapid sequential scanning.

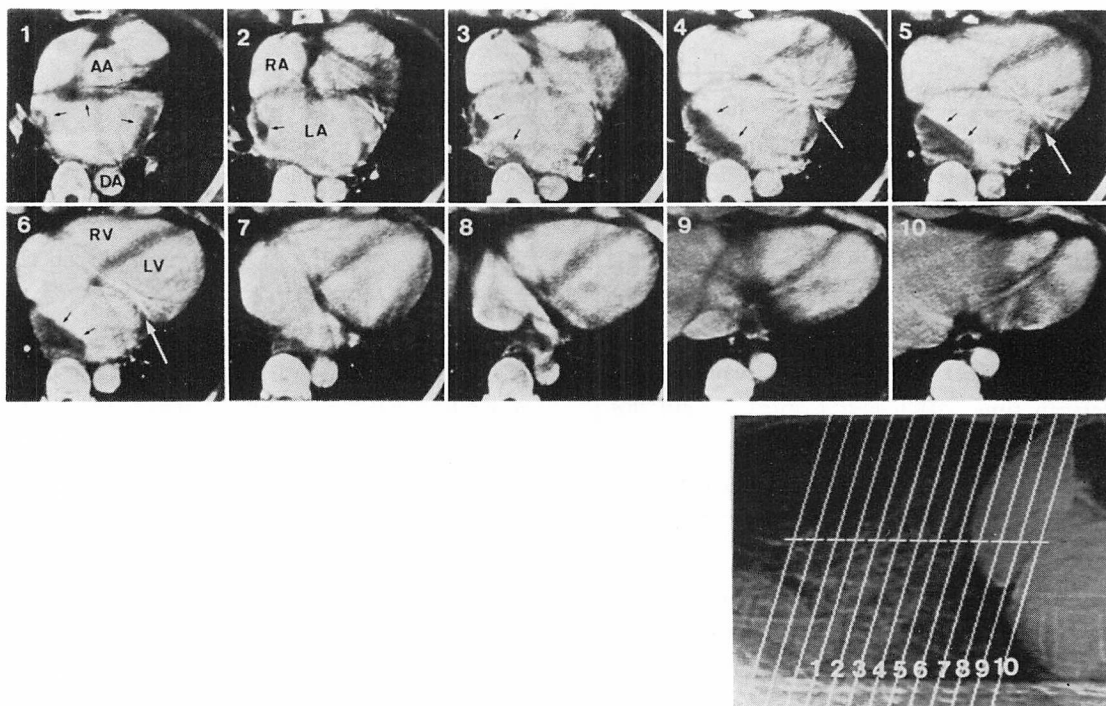


Fig. 2. Ungated images covering whole left ventricle.

These are obtained from by "rapid sequential scanning". Slice positions (1-10) are shown in "lateral scout view". This is a patient of mitral stenosis with left atrial thrombi (indicated by black arrows) and mitral calcification (white arrow).

AA=ascending aorta; DA=descending aorta; RA=right atrium; LA=left atrium; RV=right ventricle; LV=left ventricle.

Fig. 2 にこのようにして得られた実際の臨床例を示す。

3. 特定の断面での造影剤注入併用による ECG gated scanning: 前述のような ungated scan では 1 scan に 4.8 または 9.6 秒を要するため、心

周期に応じた心室の動きをみることはできず、この目的には ECG gate による画像再構成が必要となる。我々の装置の gated scan の方法は、ある slice 面での 6~8 回の 4.8 秒 scan を元 data とし、ECG R 波 trigger により RR を 10~20

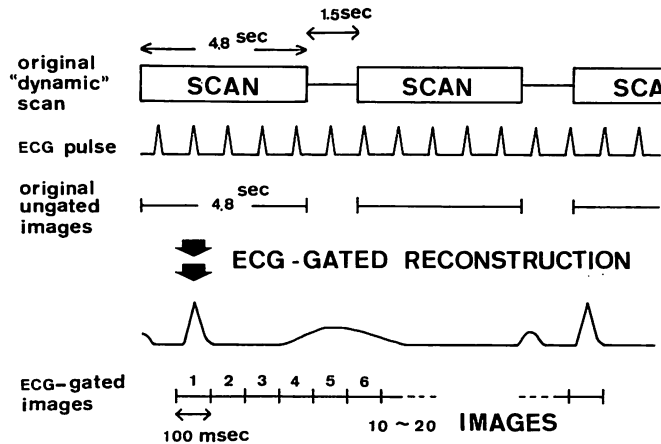


Fig. 3. Program of ECG-gated scanning.

Original scan data for ECG-gated reconstruction is obtained by "dynamic scanning".

分割して画像再構成するもので、元 data 収集には、濃い造影像を短時間に頻回に scan できる点から、dynamic scanning の program を用いた (Fig. 3)。これは同じ slice 面の scan を最短の interscan time で繰り返すもので、この方法の interscan time は本装置では 1.5 秒であった。したがって、元 data 収集の scan には全体として約 30~35 秒を要したが、この間、患者には深吸气で呼吸停止をさせ、造影剤は 76% ウログラフィン 30~35 ml を急速注入した。Gate 再構成画像のうちふつう R 波の位置のものを拡張末期 (ED) 像、心室内腔の最小のものを収縮末期 (ES) 像とし、各画像の時間解像力は、元 data の多少にもよるが、約 100 msec であった。

Fig. 4 に実際の臨床例を示す。

結局、1 断面の gating を行えば、元 data 収集のための scan から ungate 画像、gate 再構成により同じ断面の ED, ES 画像が得られることになる (Fig. 5)。なお gated scan の断面は、心周期での位置のずれを影響を除くため、左室収縮の中心を通る断面を用いることが望ましいが、実際には空間的な収縮中心自身を検出することは困難で、左室を楕円体と仮定し、その長径が最長となる断面で代用している (この断面は前項 1. の単純

scan で前もって探しておく)。また gated scan は、主として造影剤使用量の点からあまり多くの断面で施行できず、通常は 1~2 断面のみで gating を行ったが、このさいできるだけ広い領域の収縮様式を反映させるため、ガントリーを 15° caudal tilting した slice (長軸断面) と、15° cranial tilting した slice (短軸断面) の 2 方向断面を選ぶことが多く、一方向しか gate のかけられない場合は、長軸側を優先した (Fig. 6)。

左室形態と機能診断のための CT 検査は、以上の 2), 3) を検査目的に応じて適宜選択、組み合わせて行い、造影剤使用量は合計 100~130 ml 以内とした。また左室の画像診断は gated, ungate のいずれの画像でも左室内腔と左室壁外縁の辺縁決定が機能評価の基本となる。左室領域の造影時 CT 値は、右室側→左室自由壁側にかけて、おおよそ Fig. 7 のような分布を示すが、slice 厚みと辺縁拍動のため、筋肉成分と内腔および壁外成分の間に CT 値移行部ができ、視覚的には、特に自由壁側内腔の辺縁は明瞭に判定できないこともある。したがって便宜上、筋肉成分 CT 値と内腔 CT 値の平均 CT 値 $((x_a + x_b)/2)$ を左室内腔の辺縁 CT 値とし、これより高い CT 値領域を左室内腔としたが、artifact の多い画像では、

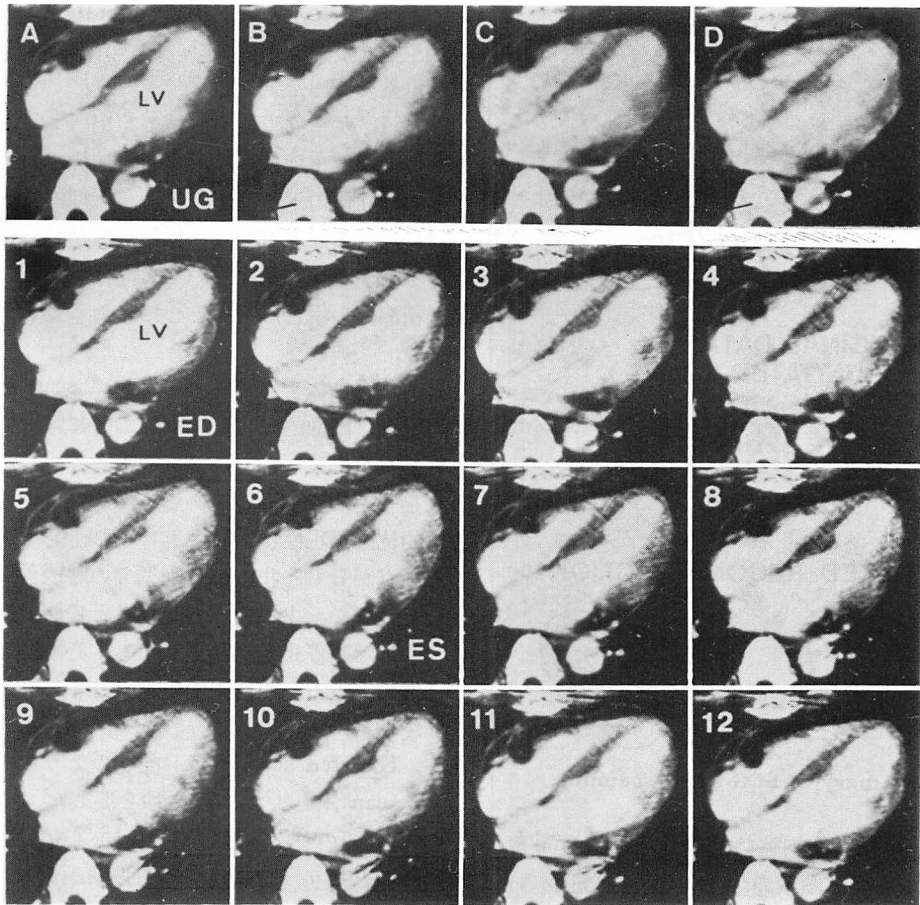


Fig. 4. ECG-gated images (angina pectoris).

A-D: A part of original ungated images for gated reconstruction; 1-12: Gated images.

Twelve gated images are recorded between the timing of a R wave and the next R wave during one cardiac cycle. No. 1 is end-diastolic image of LV, and No. 6 is the one of end-systolic image.

UG=ungated; ED=end-diastole; ES=end-systole.

この CT 値領域の辺縁を視覚的に補正, smoothing した (Fig. 8). 左室壁の外縁の判定にあたっては, 中隔と右室腔との辺縁は左室内腔と同じ方法で判定したが, 自由壁側の外縁は左室壁の外部が何と接するかにより, 必ずしも一定の原則では抽出できず, CT 値 30 前後を辺縁の目安とし, 主として視覚的に決定した.

結果と考察

1. 左室形態診断

左室形態に関しては, 左室壁肥厚, 左室壁菲薄化, 壁血栓などが評価でき, 左室の大きさに関しても定性的には判定できた.

Fig. 9 は肥大型心筋症例で長軸断面の gate 画像である. 拡張期像で左室自由壁と中隔の不均一

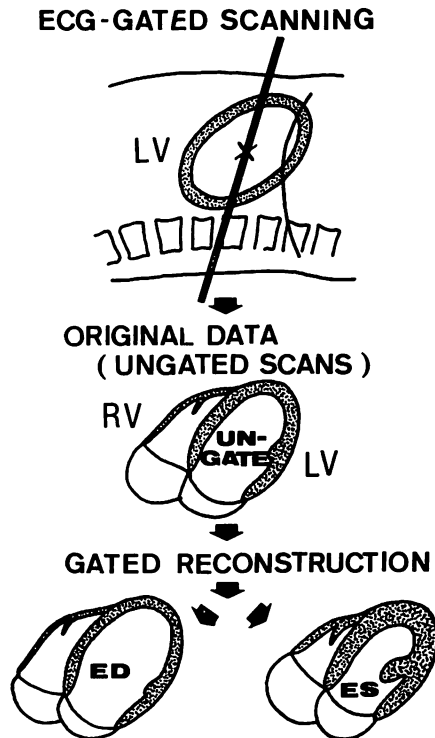


Fig. 5. Summary of ECG-gated scanning.

な肥厚があり, 左室内腔は奇妙な形態を示した. 収縮期には心尖部領域の左室内腔が消失していた.

Fig. 10 は前壁心筋梗塞例で, やはり長軸断面の gate 画像である. 高血圧のため左室壁は全体に厚いが, 心尖部領域に心筋菲薄化と壁在血栓があり, akinetic な動きを示した. 左室基部領域の収縮はよかった.

Fig. 11 はやはり前壁心筋梗塞例の ungate 画像である. 左室拡大があり心尖部領域の著明な心筋菲薄化と薄い壁在血栓を認めた. このように左室壁性状については, gate 画像, ungate 画像のいずれでも評価でき, gate 画像では心拍に応じた情報が得られるが, 画像自身は再構成画像のためやや鮮明さを欠いていた.

2. 左室機能診断

以上のような gate および ungate 画像を用い

て, さらに左室機能評価の parameter として, 1) 左室拡張末期容積, 2) 左室駆出率, 3) 左室心筋重量の算出を試みた.

1) 左室拡張末期容積の算出¹⁰⁾: CT では, 立体の体積または容積は断面の加算で求められるため, 立体の平面投影画像から近似的に求める方法に比べて, 本質的には体積, 容積計算に適した方法である. 心臓においても同様であるが, 左室容積測定の場合, 呼吸と心拍による動きが問題となる.

左室全体をカバーするために scan を繰り返す場合, 画像的には各 slice ごとに呼吸停止することが望ましいが, このとき呼吸停止の息の深さを一定にする必要がある. 深吸気での心臓の空間的位置再現性は 95% といわれ, 患者の息苦しきの点からも, 我々は深吸気での呼吸停止を採用しているが, 少なくとも, 腎などの腹部臓器と異なり, 呼吸停止を繰り返しても, 心臓領域では左室像の上下方向の位置関係は大きくは狂わないようである.

Ungated scan では, 前述のように, 本装置は 1 scan 4.8 または 9.6 秒を要した. このため各 slice での左室内腔は約 5~15 心拍の“平均的”画像となり, 心周期では拡張期が長いので拡張末期像に近いが, それよりはやや小であった. したがって, 心拍の影響を除くには, 左室全体を gated scan でカバーし, 各 slice での拡張期, 収縮期の slice 容積を加算して, 全体の拡張末期容積 (EDV), 収縮末期容積 (ESV) を算出すればよいが, これには 5~10 slice の gate 画像が必要となり, 実用的ではない. 2~3 slices の少ない gate 画像を用いて近似的に左室容積を算出することも可能であるが, 我々は前述の左室全体をカバーする un gated scans を用い, 各 slice での左室内腔面積 (“平均的”面積) に slice 厚みをかけた slice 容積を加算した左室 “平均” 容積 (LV mean volume: LVMV) をもとに, これを補正を加えて左室 EDV を算出する方法を考案した. なお左室内腔辺縁の決定には前述の方法を用いた

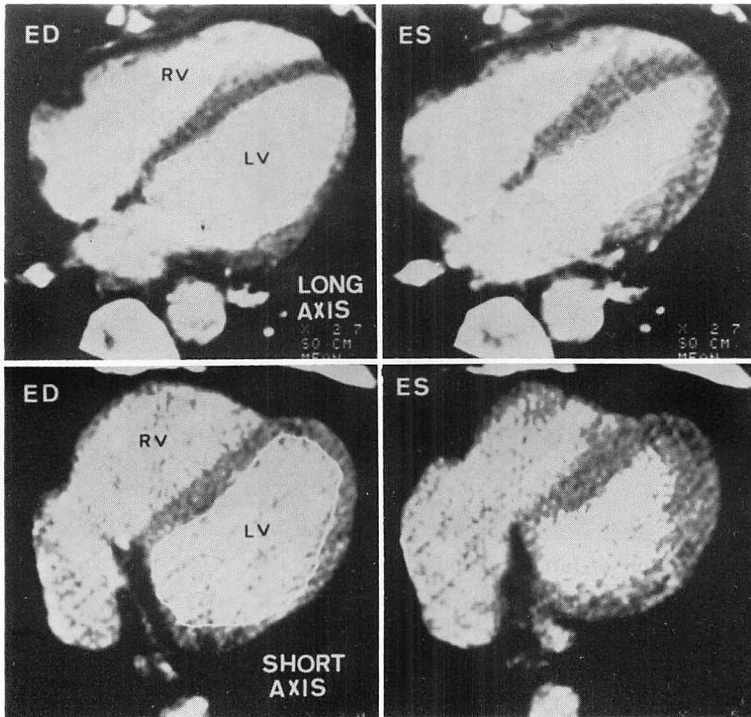


Fig. 6. ECG-gated images of "long-axis" and "short-axis" slices.

The "long-axis" images (upper) are of 4-chamber type, while LV is ring-like in "short-axis" images (lower).

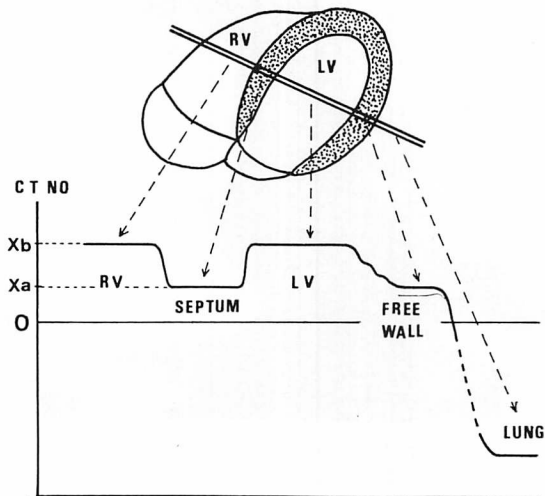


Fig. 7. Distribution of CT numbers in the contrast-medium enhanced image.

Xa=CT No. of the ventricular muscle; Xb=CT No. of the ventricular cavity.

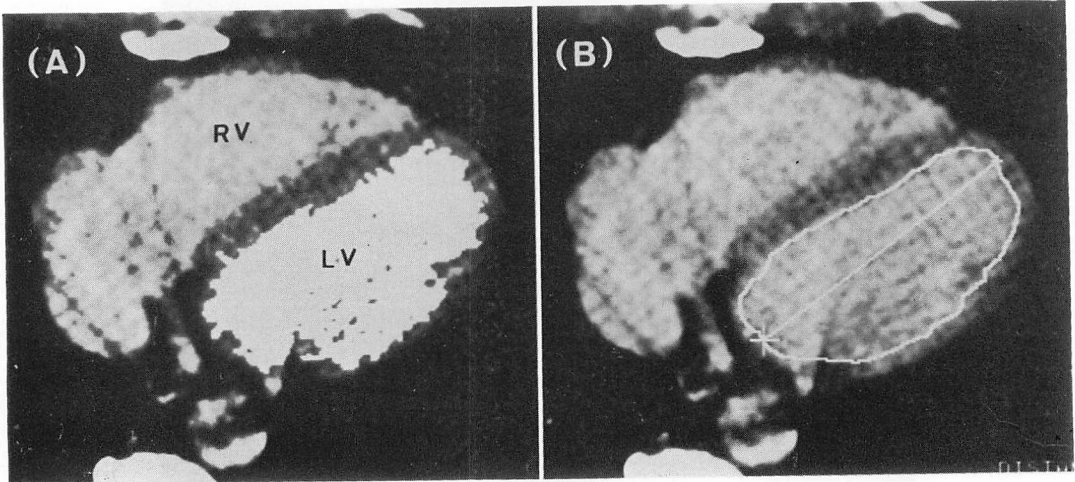


Fig. 8. Edge detection of left ventricular cavity.
(A) LV cavity is decided automatically by computer.
(B) Edge of LV cavity is smoothed manually.

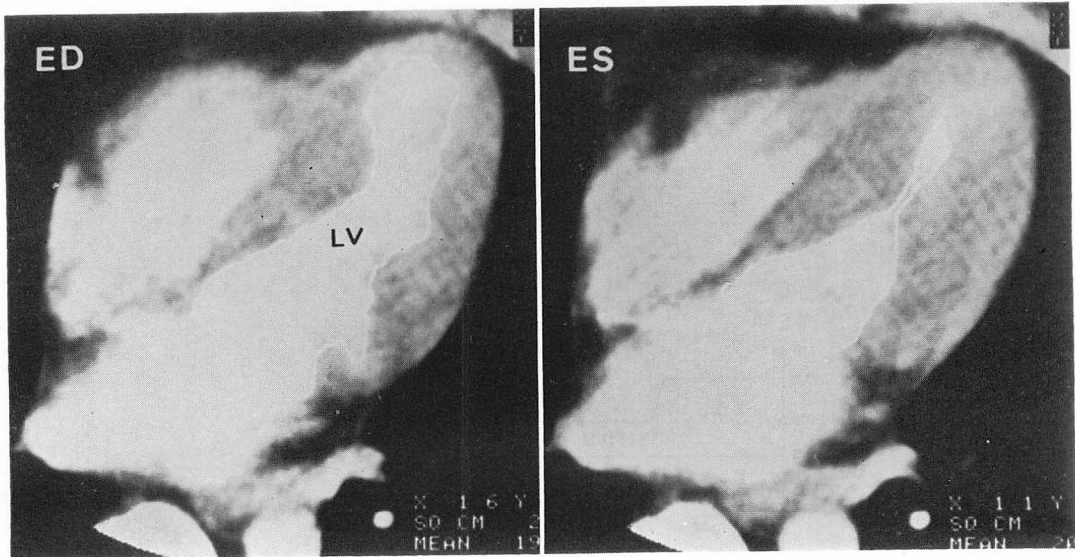


Fig. 9. Hypertrophic cardiomyopathy (gated images of "long axis").
LV wall is asymmetrically thickened and cavity of LV apex disappears in systole.

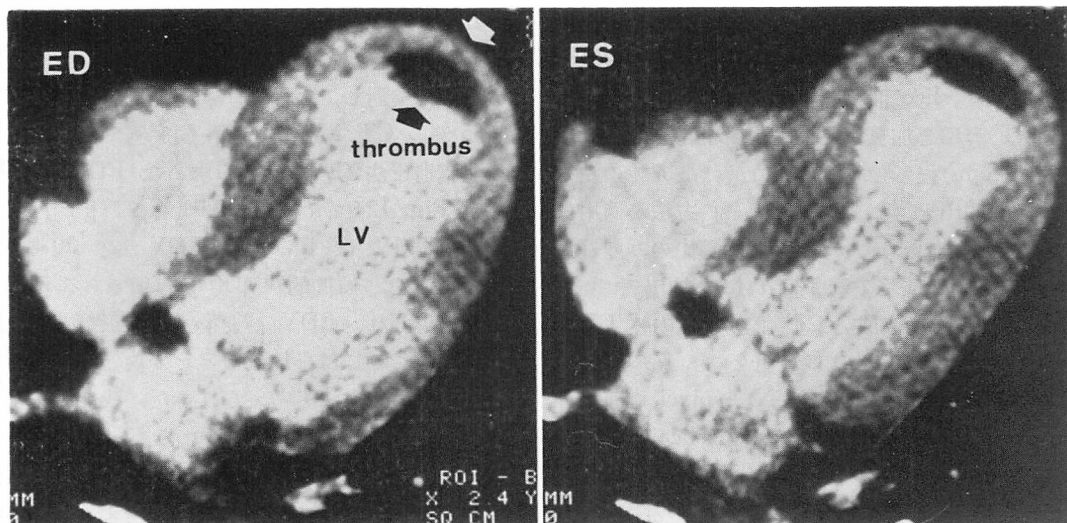


Fig. 10. Myocardial infarction (gated images of “long axis”).

Wall of LV apex is slightly thinned, showing akinetic contraction due to old anterior myocardial infarction (white arrow). In the other regions, LV wall is thickened by longstanding hypertension. Mural thrombus is present (black arrow).

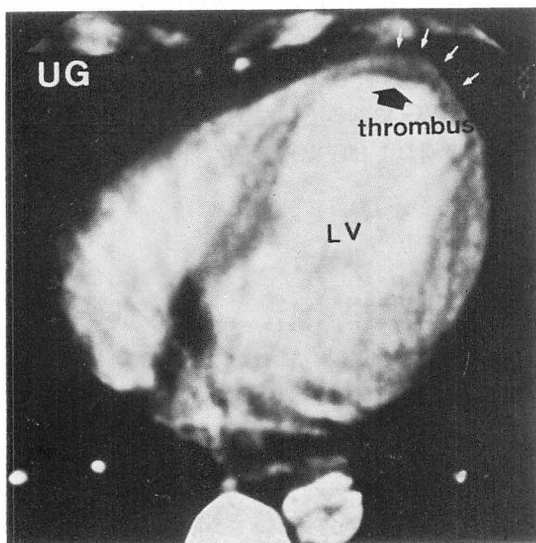


Fig. 11. Myocardial infarction (ungated image).

LV wall is severely thinned at the apex (white arrows) with thin mural thrombus (black arrow). This is obtained from a case of extensive old anterior infarction.

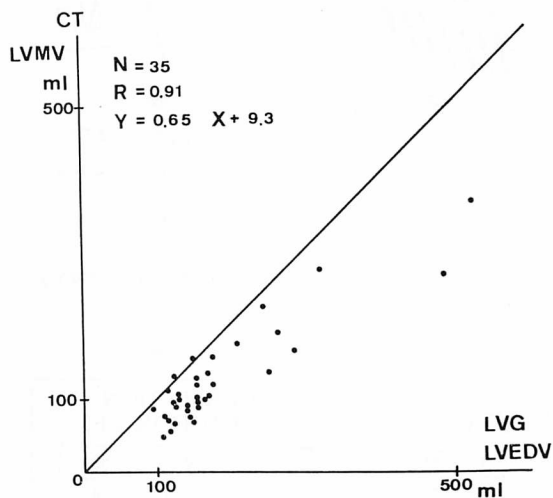


Fig. 12. Correlation between LVMV (CT) and LVEDV (LVG).

LVMV=LV “mean” volume; LVG=LV graphy.

が, 70~120 ml の体積をもつ左室模型を水中に入れ, その長軸を種々の角度に set し, 全体を 10 mm 厚みの scan でカバーした後, この辺縁抽出法により slice 面積を求め, これに厚みをかけた slice 容積を加算して模型体積を求めると, 真の値と 5 ml 程度の誤差しかなく, 成人での左室内腔辺縁抽出と容積算出には, この方法が適用できると考えている. また単に容積算出のみの目的なら各 slice での辺縁は直接には抽出せず, Fig. 7 のように筋肉成分 CT 値を x_a , 内腔 CT 値を x_b , 各 pixel ごとの CT 値を x_n , 筋肉成分を含む左室領域の pixel 数を N , 1 pixel の面積を s , slice 厚みを d , として左室の slice 容積は

$$s \times d \times \sum_{n=1}^N \frac{x_n - x_a}{x_b - x_a}$$

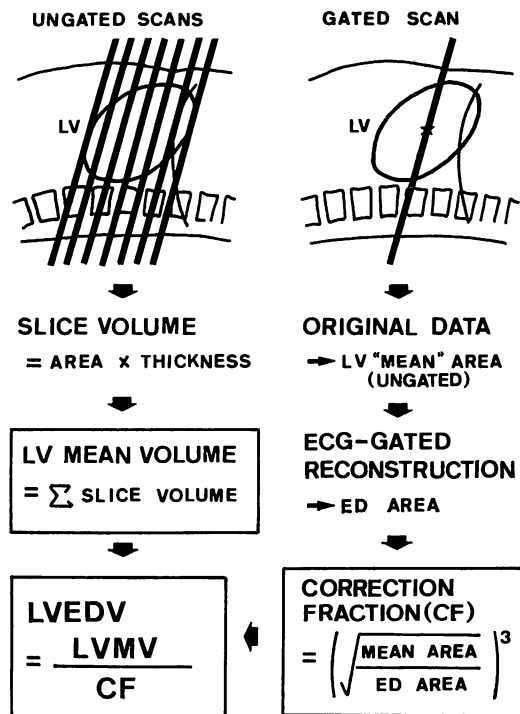


Fig. 13. Method for calculation of LVEDV by CT.

LVEDV can be calculated by combination of ungated scanning and ECG-gated scanning.

で求められる. しかし, この program は実用化されておらず, また辺縁を想定したほうが, その他の解析も含めて, 実際上便利のため, 今回はこの方法は検討していない.

35 例の CT LVMV と, 同症例でほぼ同時期の左室造影法 (LVG) から求めた EDV との関係を Fig. 12 に示す. $r=0.91$ とよい相関はあるが, LVMV は LVG の EDV より 20~40% 程度小さく, 時間的“平均”容積である影響が強いと思われる, EDV へ変換する補正が必要と思われる. これには心拍数などを変数とした多変量回帰式による方法も考えられるが, 我々は左室全体をカバーする ungated scan を行った後, 引き続いて長軸方向での gated scan を併用して補正を加えた (Fig. 13). すなわち前述のように, gated scan を行えば, 元 data から ungate 画像, gate 再構成により拡張期画像の両者が得られるため, ungate 画像の左室内腔面積と拡張期画像の拡張末期面積の比を体積比に換算した値を補正因子として, LVMV を EDV へ変換した. 24 例での臨床的検討で, CT・EDV と LVG・EDV との間には $r=0.95$ ときわめて良好な相関があり (Fig. 14), その絶対値も LVG の EDV に近かった. 一般に LVG でみると, 左室長径の最長となる断面は拡張期および収縮期で通常 10 mm 内外のず

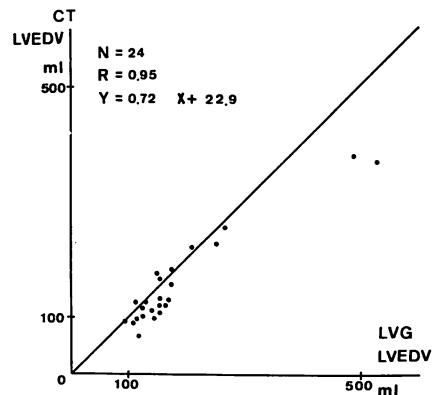


Fig. 14. LVEDV: Correlation between CT and LVG.

れしかなく、CT での ungate 像と拡張期像の断面のずれは、おそらくさらに小さいと思われる。そこで左室を楕円体と考え、CT での長軸断面 gated scan の面積比を体積比に換算する補正因子は有用と考える。

以上のような CT・EDV 算出法は、容易で、左室形態情報も同時に得られ実用的と思われる。しかし CT・EDV も LVG・EDV に比べて、なおやや小さめであり、CT では乳頭筋が内腔より除かれること、scan 時の頻回の呼吸停止により scan 中に心拍出量に変動している可能性のあること、補正因子に用いる ECG-gate の拡張期断面は、gate 法の時間解像力の悪さと元 data の左室内腔の造影の濃さのばらつきのため、やや小さく算出されている可能性のあること、一方 LVG からの EDV は、すべて第 1 斜位 area-length 法によ

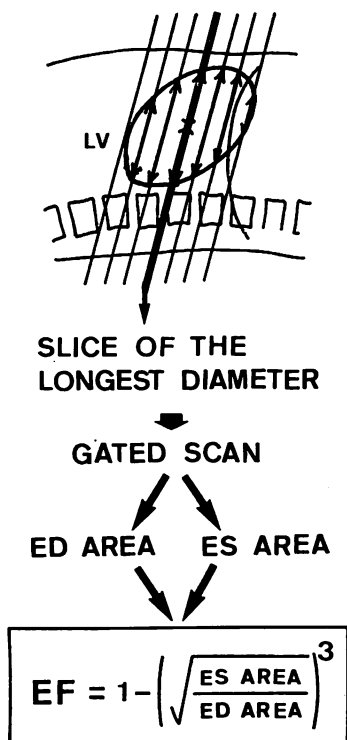


Fig. 15. Method for calculation of LV ejection fraction by CT.

ため実際より大きく算出されている可能性のあること、などの影響が考えられる。

なお LVMV の算出にさいして tilting をかけた

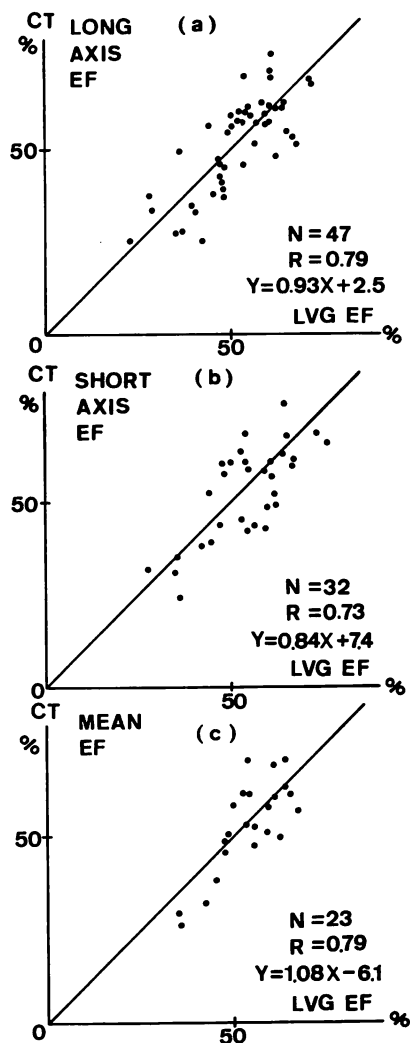


Fig. 16. LV ejection fraction: Correlation between CT and LVG.

(a): LVEF obtained from gated ED and ES images of "long-axis" slice (long axis EF).

(b): LVEF obtained from gated "short-axis" images (short axis EF).

(c): "Mean EF" is a mean of both long-axis and short-axis EF.

slice を加算する場合, 我々の装置では table 移動は水平方向に 10 mm, slice 厚みは tilting の面に対して 10 mm のため各 slice 間でわずかに重なりあいができるが, これは 15° 程度の tilting では無視できる。

2) 左室駆出率の算出

現在の装置では左室全体を gate 画像でカバーすることが困難なため, 左室駆出率 (EF) についても数 slice の gate 画像から近似的に算出せざるを得ない。前述のように, 我々は左室長軸および短軸断面で gated scan を行っているが, LVG でみると左室長径の最長断面は拡張期, 収縮期で大きくずれることは少なく, これらの断面での拡張期, 収縮期像は左室全体の収縮状態をおおむね反映すると思われる。そこでまず, 拡張期画像と収縮期画像の左室内腔面積比をそのまま体積比に換算して算出するだけの, 簡易的な CT・EF を求めてみた (Fig. 15)。この EF は長軸断面, 短軸断面でそれぞれ求められるが, 実際の臨床例での長軸 EF, 短軸 EF と, 同じ症例の LVG での EF との対比を Fig. 16 a, b に示す。相関は $r=0.75\sim 0.80$ 程度であり, 長軸 EF のほうが相関はよかった。また特に虚血性心疾患では, 局所壁運動異常により, 左室の一断面での収縮が必ずしも左室全体の収縮状態を反映しないと考えられ, この場合には長軸 EF と短軸 EF の平均値 (平均 EF) を CT による左室 EF として採用したが, 平均 EF と LVG の EF との相関は $r=0.79$ であった (Fig. 16c)。

次に左室長軸断面での拡張期, 収縮期像にそれぞれ area-length 法を適用して EDV, ESV を求めたが, これと LVG での EDV, ESV との対比を Fig. 17 に示す。両者の相関は比較的よいが, この方法での EDV, ESV は LVG から求めた値よりも 30~60% 小さく算出され, とうてい実用的なものではなかった。これはガントリーの 15° caudal tilting では傾きが不十分で, 断面が左室の真の長軸にそっておらず, 長径が短く算出されているためであろう。また, この area-

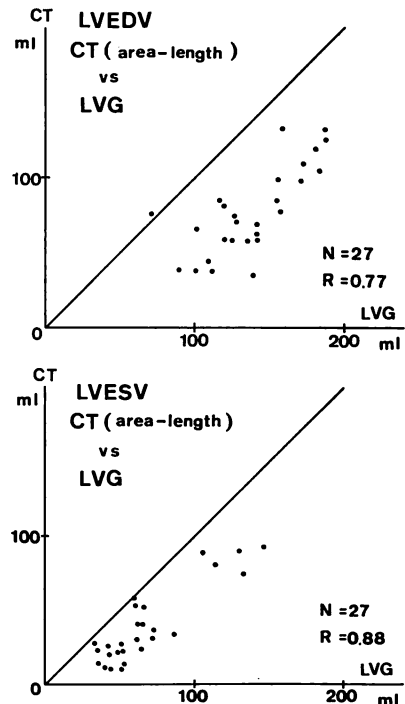


Fig. 17. Correlation of LVEDV and LVESV by CT (area-length) with LVG.

Area-length method is applied to the calculation of LVEDV and ESV by gated CT images of "long-axis" slices.

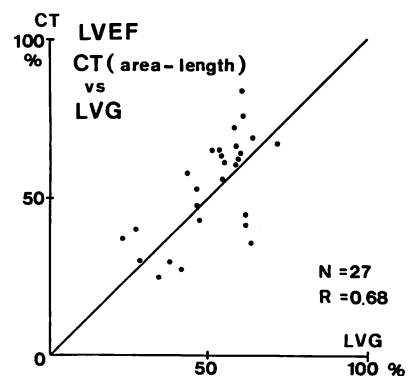


Fig. 18. LV ejection fraction: Correlation between CT (area-length) and LVG.

This CT・EF is calculated from LVEDV and ESV using area-length method.

length 法による EDV, ESV を使って算出した EF も, LVG との相関は $r=0.68$ と低く, 前述の簡易法による EF に比べ, 手順の複雑なわりには精度が向上せず, 実用的とは思われなかった (Fig. 18).

METHOD

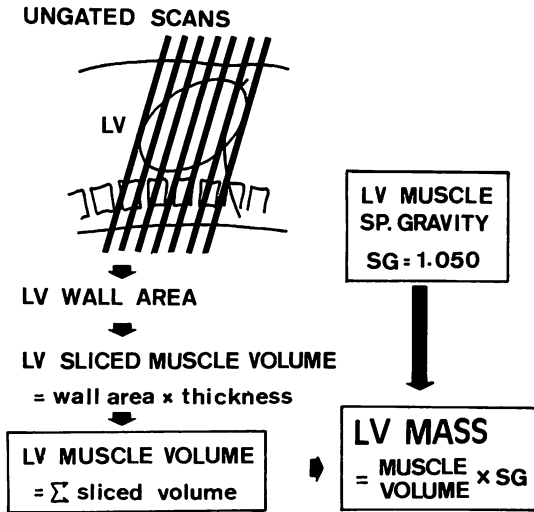


Fig. 19. Method for calculation of left ventricular mass by CT.

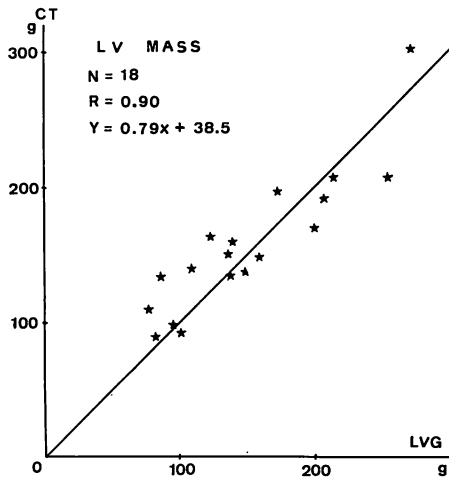
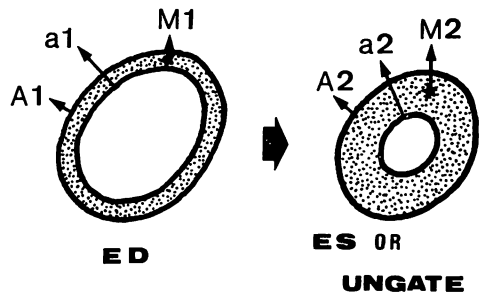


Fig. 20. LV mass: Correlation between CT and LVG.

以上のように, 1~2 slice の gate 画像を用いた左室 EF 算出法としては, 現在のところ, 拡張期, 収縮期の面積比を体積比に換算して求める簡易法が便利であり, 一般には長軸 EF, 虚血心や肥大型心筋症など, 不均一な左室収縮を行う群では長軸, 短軸の平均 EF を採用するのがよいと考える. 理論的には, CT では時間解像力の悪さのため, 特に収縮期画像での左室内腔はやや大きめになり, EF は低く算出されることが予想されるが, 実際にはこの傾向は必ずしも明らかでなく, むしろ他の誤差のほうが大きい. また前述の CT・EDV とこの簡易法による CT・EF を用いて算出した ESV は, EF のばらつきのため, LVG からの値と $r=0.80$ 程度の相関しか認められない. 一方, area-length 法による EDV, ESV と EF の算出は, ガントリーのさらに深い tilting が可能となり, 真の左室長軸断面が得られるようにな



(1) $M2/M1$

M : MUSCLE AREA

(2) MASS RATIO

$$= \frac{\nabla 2 - v 2}{\nabla 1 - v 1} = \frac{(\sqrt{A2})^3 - (\sqrt{a2})^3}{(\sqrt{A1})^3 - (\sqrt{a1})^3}$$

∇ : WHOLE LV VOLUME

v : LV CAVITY VOLUME

Fig. 21. Parameters for comparison of LV masses calculated from ED, ES, and ungated images.

れば, 再検討の必要があるだろう.

3) 左室心筋重量の算出¹¹⁾

左室内腔と異なり, 左室心筋体積は心周期のどの時相でもほぼ一定のはずであり, 左室全体をカバーする un gated scans を用いても, 心筋成分をうまく抽出すれば, 各 slice での心筋体積の加算により, 左室心筋体積を算出することが可能と思われる (Fig. 19). 我々は弁膜症など左室壁厚の比較的均一な症例 18 例で, この方法により CT による左室心筋重量を算出し, 同じ症例の LVG から, Dodge らの方法^{12,13)} で算出した心筋重量と対比したが, $r=0.90$ と良好な相関がありその絶対値自身も近い値を示した (Fig. 20). なお心筋比重は 1.050 とし, CT 画像での左室心筋部辺縁の抽出については, 前述した方法を用いた. 従来, 非観血的な左室心筋重量の算出法にはよいものがなく, LVG による方法も心筋症や大きな心筋梗塞など, 壁の厚みが部分的に不均一な例では, 誤差が大きいといわれる. CT は心筋重量算出に

より本質的に適した方法と考えられるが, 今回の臨床的検討ではよい reference がなく, その精度については今後の検討を要する. また gate 画像ではなく, un gate 画像を使う点については, gated scan 時に得られる元 data の un gate 画像と, 収縮期, 拡張期画像を用いて Fig. 21 に示す 2 点から検討した. すなわち, まず断面での心筋面積を比較すると (muscle area ratio: M2/M1), 元来拡張期画像と un gate 画像はかなり近似した像であり, gating 断面のように左室の中心領域を通る slice 面では, 両者でほとんど同じであった. 次に左室全体を楕円と仮定し, 拡張期像と収縮期, または un gate 画像の左室内腔と外縁の面積から心筋体積比を Fig. 21 に示す方法で計算すると (LV mass ratio), 拡張期と un gate の比較ではその比率はほぼ 1.0 であった (Fig. 22). Un gate 画像を用いても, 拡張期での心筋体積とほぼ同じ値が算出されていると思われる, この点ではあまり問題はないと考えている.

結 論

以上, CT の左室画像を用いた左室形態と機能評価について, 同症例の LVG と対比, 検討した. CT による左室内腔の容積と収縮性評価は, LVG と比較してかなりよい精度があり, 特に EDV 算出については非常に優れていた. これに対し, EF は, 他の非観血的検査法である RI 法に比べれば, LVG との相関は悪いが, 1~2 slice からの推定算出のため, その程度の精度であると思われた. EF の絶対値自身は, LVG からのものと比較すると, $\pm 5\sim 10\%$ 程度の差であった. また CT では時間解像力不足のため, 時間軸上の詳細な形態変化の観察とそれに伴う左室機能 parameter の算出には, CT は現在のところ適していない. また scan 中の呼吸停止と造影剤使用が不可欠で, この問題は避けられないが, これは LVG でも大体同じである. 一方, CT では心筋成分は中隔側, 左室自由壁側とも非常に観察しやすく, 左室心筋重量や壁厚変化からの心機能評価

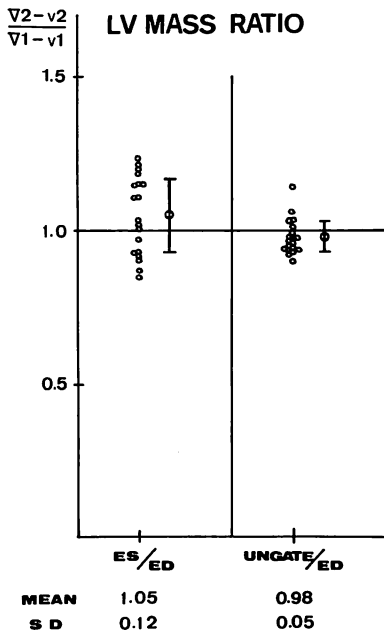


Fig. 22. LV mass ratio.

は検討の必要がある。特に心筋重量の判定には、従来、観血的、非観血的方法ともに余りよい方法がなく、CT による算出法は適した方法かもしれない。なお CT による EDV, EF と心拍数を用いれば心拍出量が算出できるが、CT による心拍出量算出には dynamic scan と dilution 法を利用したより直接的な算出法があり、これは別稿で述べる。

現在のところ、心疾患の非観血的画像診断法として、CT はいまだ確立した地位を得ていないが、心エコー図や RI 検査に比べ、一度の検査で、左室について、前述のような、形態から機能に至る多くの情報が得られる点で有用であり、今後 scan 時間の短縮と data 量の増加により、さらに容易に gated scan が行えるようになれば、超高速 CT^{14,15)} の開発を待つまでもなく、本法は広く普及するものと期待される。

要 約

149 例の各種心疾患成人例に GE 製 scanner を用いて心 CT 検査を行い、左室形態と機能診断における有用性を検討した。CT 検査には左室全体をカバーする ungated scans と“長軸”および“短軸”断面での ECG-gated scans が行われ、gate 法では元 data から gate のかかっている“平均的”左室面積 (MA)、画像再構成では左室拡張末期面積 (EDA) と収縮末期面積 (ESA) を求めた。

1) 左室形態については、肥大型心筋症での壁肥厚や心筋梗塞での壁菲薄化、壁血栓などは容易に評価できた。

2) 左室“平均”容積 (LVMV) は左室をカバーする ungated scans の slice 容積の加算により算出し、これは同症例の左室造影 (LVG) より求めた拡張末期容積 (EDV) とよい相関を示したが ($r=0.91$)、絶対値はやや小であった。この点につき、gate 法の EDA と MA の比を用いて LVMV を EDV へ変換すると、LVG との相関はさらに向上し ($r=0.95$)、絶対値もほぼ同じに

なった。

3) 左室駆出率 (EF) は“長軸”、“短軸”断面での gate 画像の EDA, ESA の比を体積比に換算することにより求められ、“長軸”EF、“短軸”EF および両者の平均 EF はそれぞれ LVG より求めた EF とよい相関を示した ($r=0.73\sim 0.79$)。

4) “長軸”gated scan の EDA, ESA に area-length 法を適用して求めた EDV, ESV は、LVG による EDV, ESV と比較的よい相関を示すが、実測値はかなり小さく、CT 断面が真の左室長軸にそっていないためと思われた。この EDV, ESV より算出した EF も LVG の EF との相関は不十分で ($r=0.68$)、area-length 法の適用は現在のところ実用的でないと考えられた。

5) 左室全体をカバーする ungated scans の各 slice での心筋成分を加算して左室心筋体積を求め、これに心筋比重を掛けて心筋重量を求めると、LVG より求めた値とよい相関があり ($r=0.90$)、絶対値もほぼ同じであった。

文 献

- 1) Ter-Pogossian MM, Weiss ES, Coleman RE, Sobel BE: Computed tomography of the heart. *Am J Roentgenol* **127**: 79-90, 1976
- 2) Lipton MJ, Brundage BH, Doherty PW, Herfkens R, Berninger WH, Redington RW, Chatterjee K, Carlsson E: Contrast medium-enhanced computed tomography for evaluating ischemic heart disease. *Cardiovasc Med* **4**: 1219-1229, 1979
- 3) Powell WJ Jr, Wittenberg J, Miller SW, Maturi RA, Dinsmore RE: Assessment of drug intervention on the ischemic myocardium: Serial imaging and measurement with computerized tomography. *Am J Cardiol* **44**: 46-52, 1979
- 4) Newell JD, Higgins CB, Abraham JL, Kelley MJ, Schmidt WS, Haigler F: Computerized tomographic appearance of evolving myocardial infarctions. *Invest Radiol* **15**: 207-214, 1980
- 5) Berninger WH, Redington RW, Doherty P, Lipton MJ, Carlsson E: Gated cardiac scanning: Canine studies. *J Computer Assisted Tomography* **3**: 155-163, 1979
- 6) Ritman EL, Harris LD, Kinsey JH, Robb RA:

- Computed tomographic imaging of the heart: The dynamic spatial reconstructor. *Radiol Clin N America* **18**: 547-556, 1980
- 7) Ritman EL, Robb RA, Johnson SA, Chevalier PA, Gilbert BK, Greenleaf JF, Sturm RE, Wood EH: Quantitative imaging of the structure and function of the heart, lungs, and circulation. *Mayo Clin Proc* **53**: 3-11, 1978
 - 8) Lipton MJ, Higgins CB: Evaluation of ischemic heart disease by computerized transmission tomography. *Radiol Clin N America* **18**: 557-576, 1980
 - 9) 内藤博昭, 小塚隆弘: CT による左室機能診断. 左室造影法との対比. *呼吸と循環* **30**: 255-264, 1982
 - 10) Lipton MJ, Hayashi TT, Davis PL, Carlsson E: The Effects of orientation on volume measurements of human left ventricular casts. *Invest Radiol* **15**: 469-474, 1980
 - 11) Skiöldebrand CG, Ovenfors CO, Mavroudis C, Lipton MJ: Assessment of ventricular wall thickness in vivo by computed transmission tomography. *Circulation* **61**: 960-965, 1980
 - 12) Rackley CE, Dodge HT, Coble YD, Hay RE: A method for determining left ventricular mass in man. *Circulation* **29**: 666-671, 1964
 - 13) Kennedy JW, Reichenbach DD, Baxley WA, Dodge HT: Left ventricular mass: A comparison of angiocardiographic measurements with autopsy weight. *Am J Cardiol* **19**: 221-223, 1967
 - 14) Boyd DP, Gould RG, Quinn JK, Sparks R, Stanley JH, Herrmannsfeldt WB: A proposed dynamic cardiac 3-D densitometer for early detection and evaluation of heart disease. *IEEE Trans Nucl Sci NS-26*: 2724-2727, 1979
 - 15) Robb RA, Ritman EL, Gilbert BK, Kinsey JH, Harris LD, Wood EH: The DSR: A high-speed three-dimensional X-ray computed tomography system for dynamic spatial reconstruction of the heart and circulation. *IEEE Trans Nucl Sci NS-26*: 2713-2727, 1979