

心電図同期 MRI における  
任意傾斜断面の有用性

Usefulness of Oblique Projections  
in ECG-gated Cardiac MRI

吉田 茂 (和歌山県立医科大学循環器内科)  
上野雄二 ( 同 上 )  
西尾一郎 ( 同 上 )  
増山善明 ( 同 上 )  
前田親彦 (和歌山県立医科大学放射線科)  
三島隆生 ( 同 上 )  
山田龍作 ( 同 上 )  
守田瑠璃子 (オリオノ和泉病院)  
堀 啓二 ( 同 上 )

キーワード

ECG gated MRI, Heart, cardiac phase, oblique projection, LV long-axial image

要 旨

Electrocardiographically gated magnetic resonance imaging of the heart was studied by using spin-echo sequences on a 0.15T MR unit. Because the major cardiac axes are not orthogonal to the conventional transverse, sagittal and coronal planes, these projections are not suitable to visualize the wall thickness of the left ventricle and its cavity. Sections of the long or short axes of the left ventricle are desirable to define the thickness of cardiac muscle or functional status more accurately.

The oblique projections positioned from transverse plane provided us the long-axial image of the left ventricle, and the short-axial image of the left ventricle was obtained by means of positioning from the long-axial image. These planes were suitable for demonstrating the anatomical orientation of the cardiac cavities and left ventricular wall thickness, and cardiac function.

1 はじめに

magnetic resonance imaging (MRI) は、超音波心エコー図の得難い症例でも非侵襲的に心筋や心内腔の性状を評価することができ、また造影剤を使用しないため、高齢者や全身状態の悪い症例、腎機能の低下した症例にも安全に適応できる特徴がある。さらに横断面、矢状断像、冠状断像などをガントリ角や被検者の体位を変化させずに得ることができるが、これらのことは従来の X 線 CT には見られなかった特徴である。しかし心臓のように体軸に斜交する軸をもつ臓器を対象とする場合には、横断像、矢状断像、冠状断像はいずれも臓器の軸と斜交する断面となるため、心内腔や心筋に対して斜め切りとなり、心臓の状態を正確に把握しようとする場合や、定量的な評価には問題があった。例えば、図 1 に示すように心臓の横断像においては心基部より心尖部のほうが心筋が厚くみえるが、これは心筋に対する斜め切りの効果が出ているためと解釈され、壁厚に対する正確な評価はできない。同様の問題は心内腔においても言えるが、この問題を解決するためには、心臓の軸に沿った断面を描出する方法が考えられる。具体的には、例えば左室に対しては、図 2 に示すように左室の長軸上や短軸上での任意傾斜断面を設定する。MRI では横断像、矢状断像、冠状断像などと同様に電気的な処理のみでこれらの断面を得ることができ、その際マルチスライスからの画像の再構成を必要としないのが大きな特徴である。今回我々は、任意傾斜断面を使用し、心電図同期及び一部呼吸同期下での左室の長軸像と短軸像を得、さらに左室径を測定して超音波心エ

コー図 (UCG) による測定値との比較検討を行ったので報告する。

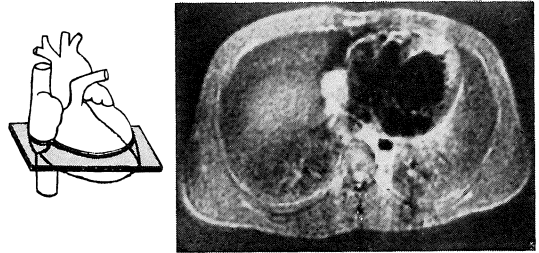
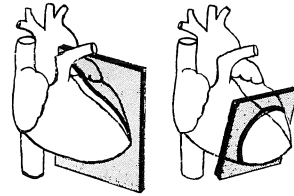


図 1 左は心室レベルの横断面、右は同レベルの心電図非同期像。SE (30, 500), 2次元フーリエ変換法。心尖部は心基部に比べ、心筋が厚く観察される。



左室長軸 左室短軸

図 2 左室長軸上及び短軸上の代表的な断面。

2 対象及び方法

装置は東芝の常伝導型 NMR, MRT-15 A (0.15 Tesla) を使用し、撮影はスピネコー法にて施行した。繰返し時間 ( $T_r$ ) は心電図非同期時は 800ms に設定したが、心電図同期時には、R-R 間隔が  $T_r$  となった。受信用コイルとしては図 3 に示す高感度型コイルを、被検者の胸部を取巻くように装着して使用した。画像再構成法はおもにバックプロジェクション法を使用した<sup>3)</sup>、一部に 2次元フーリエ変換法を併用した。

心電図同期は通常 CM5 の誘導にカーボン電極を装着し、心電図テレメータにてモニターし、R 波をトリガーとして心電図同期信号を作成した。

受 付 1985年5月7日  
 最終稿受付 1985年7月1日  
 別刷請求先 (〒640) 和歌山市七番丁一番地  
 和歌山県立医科大学循環器内科  
 吉田 茂

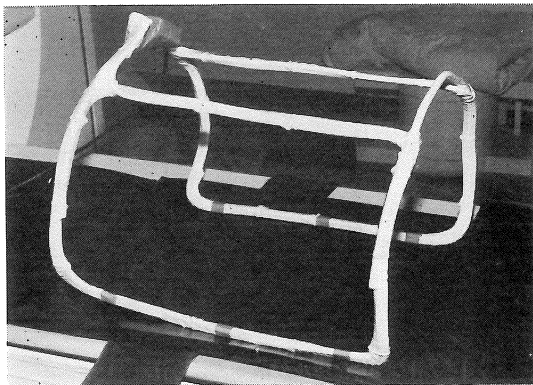


図3 高感度型コイル. 被検者の胸部を取り巻くように装着する.

遅延時間は1msec から2000msec まで1msec 単位で変更可能のため, 拡張終期像を得るためには, 心電図同期信号から1msec の遅延時間にて励起し, バックプロジェクション法では40msec 後, 2次元フーリエ変換法では30msec 後にエコー信号を収集した. 収縮期についてはエコー信号の収集マーカーが心電図モニター上に表示されることを利用して, 心電図同期信号からの遅延時間を設定することにより, マーカーがT波の終

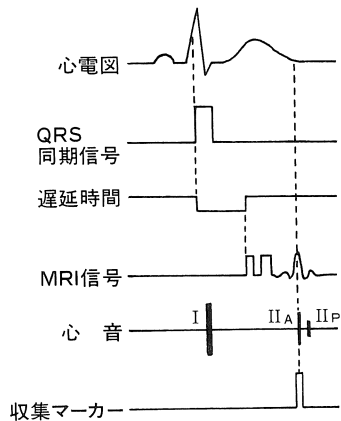
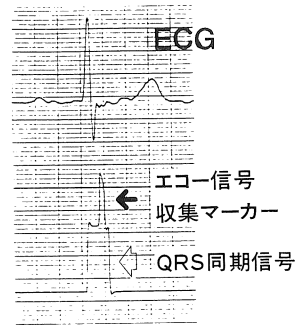


図4 心電図同期タイミングチャート. 収縮期の例を示す. 遅延時間を変化させて, エコー信号収集マーカーが心電図T波の終末, あるいは心音のII<sub>A</sub>に一致するように設定する.

拡張期



収縮期

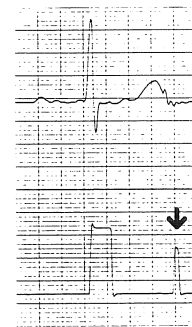


図5

心電図モニターにより記録された心電図波形, エコー信号収集マーカー, QRS同期信号を示す. 上段は拡張期, 下段は収縮期.

末になるようにモニター上で調整する方法と, 検査前に心音図を撮影しておき, そのR波とII音の大動脈弁成分の間隔から遅延時間を算出して設定する方法とを併用した. 図4に収縮期心電図同期のタイミングチャートを示す. また図5に拡張期及び収縮期の心電図と同期信号, 収集マーカーの実記録を示す.

一部の症例では, 呼吸同期の併用も行った. これについては, 前田ら<sup>1)</sup>の方法に従い, 呼吸のセンサーとして腹部に血圧測定用のマンシュートを装着し, 圧の変化による呼吸曲線をえたのち, この曲線上に閾値を設定する事により, 呼吸時のみ励起し, データを収集する方法を採用した.

左室径の測定については, MRIとUCGが良好に記録された10例(男3例, 女7例)を対象

とした。年齢は 39~91 歳，基礎疾患は高血圧，心筋症，心筋梗塞などであった。MRI と UCG について，それぞれ拡張期及び収縮期の左室径を測定し，その相関を検討した。

### 3 結果

まず位置決め用に横断像を心電図非同期にて 5~7 枚のマルチスライスで得たのち，図 6 上段に示す如く，左心室心基部中央と心尖部を通る任意

傾斜断面を設定し，心電図同期にてシングルスライススキャンを施行すると，左室の長軸上での断面が得られる。図 6 の中段は拡張期像，下段は収縮期像であり，解剖学的なオリエンテーションや左室収縮の様子が良く理解された。

長軸断面の設定にはもう一つの方式があり，2 枚のマルチスライスから長軸断面を決定することができる。図 7 は，その実例を示したものであるが，上段に示すように位置決め用のマルチスライ

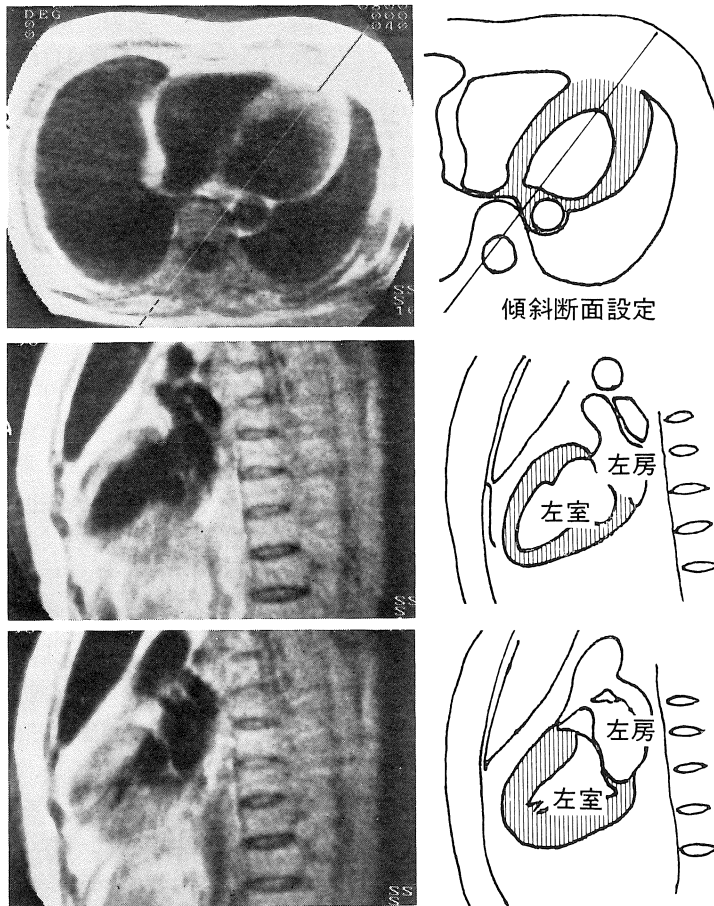


図 6 左室長軸断面の設定方法を示す。上段は心電図非同期横断像で，心尖部と心基部をむすぶ直線により任意傾斜断面を設定すると，この断面上の像が得られる。中段は拡張期，下段は収縮期左室長軸像。

スのうち高さの異なる2枚を選び、各々において角度の等しいスライスを決定すると、その2本のラインを通る傾斜断面が得られる。1枚のみの横断面から設定した任意傾斜断面像は、必ず体の長軸に平行な断面となるが、2枚のスライスから設定すると、初めから体軸と平行しない断面を得ることができる。下段はこのようにして得られた左室長軸像で、この例では左室心筋の肥厚と内腔の狭小化が見られた。

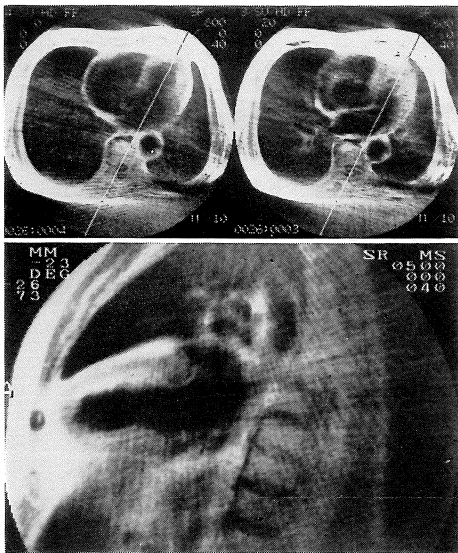


図7 高さの異なる横断面2枚より設定した長軸像。この例は高血圧患者で、左室は求心性肥大を呈している。

次に短軸断面の設定方法を示す。短軸断面は長軸断面に垂直な断面であるが、長軸断面と異なり横断面や矢状断面、冠状断面から直接位置決めして得ることは難しい。そのため長軸断面をまず得たのち、その断面上での心尖部と心基部をむすんだ直線に垂直な断面を設定する事により、短軸断面とした。図8上段に長軸像の任意傾斜断面上での短軸断面の設定方法を示し、中段及び下段に、それによって得られた短軸像を示す。この場合上段の長軸像上に2本の平行な傾斜断面設定のラインが示されているが、このようにラインの場所を

平行に移動する事により、任意のレベルの短軸像を得ることができる。

図9は呼吸同期を、心電図同期と共に設定した症例である。この症例は健常人ボランティアで、画像のアヴェレージングを通常の4回から8回に増加させて得たものである。心電図同期単独に比べて、呼吸同期を併用することにより、さらに辺縁はシャープに描出された。図9の上段は位置決め用スライスで、中段は左室長軸の拡張期像、下段は収縮期像である。この例では、図7の例に比べて心筋壁厚や心内腔、心収縮能ともほぼ正常と思われた。この症例の拡張期短軸像を図10の下段に示した。心筋の厚さは全周にわたってほぼ均一で、肥厚や非薄化は認められなかった。

MRIとUCGとで測定した左室内径を図11に示した。両者は $r=0.991(p<0.001)$ と高い相関を示し、さらに回帰式は $y=0.99x+0.08$ とほぼ $y=x$ に近い直線が得られた。

#### 4 考 案

生体のMRI画像は、1977年にDamadian<sup>2)</sup>が発表して以来、数多くの研究がなされ、近年臨床面での応用が可能となってきた。心臓のMRIについては、1982年にAlfidiら<sup>3)</sup>の報告があり、以後心電図、呼吸などの同期が検討されてきている。ところで従来の形態学的な検討は、横断面、矢状断面、冠状断面を組合せて行われてきているが、心臓は本来いずれの体軸とも平行しない独自の軸を持つ臓器であり、心筋の肥厚や内腔の定量的な検討、心機能の評価などを加える場合には、従来の断面では適当ではない。このためFeiglinら<sup>4)</sup>やDinsmoreら<sup>5)</sup>により、心臓の軸に沿った断面の有用性が論じられているが、Dinsmoreらはおもに患者の体位を変えることにより心臓の軸に沿った断面を得ている。しかし現実には、患者の体位を変化させるのは容易なことではなく、特に傾斜した状態で長時間の安静をとることはかなり苦

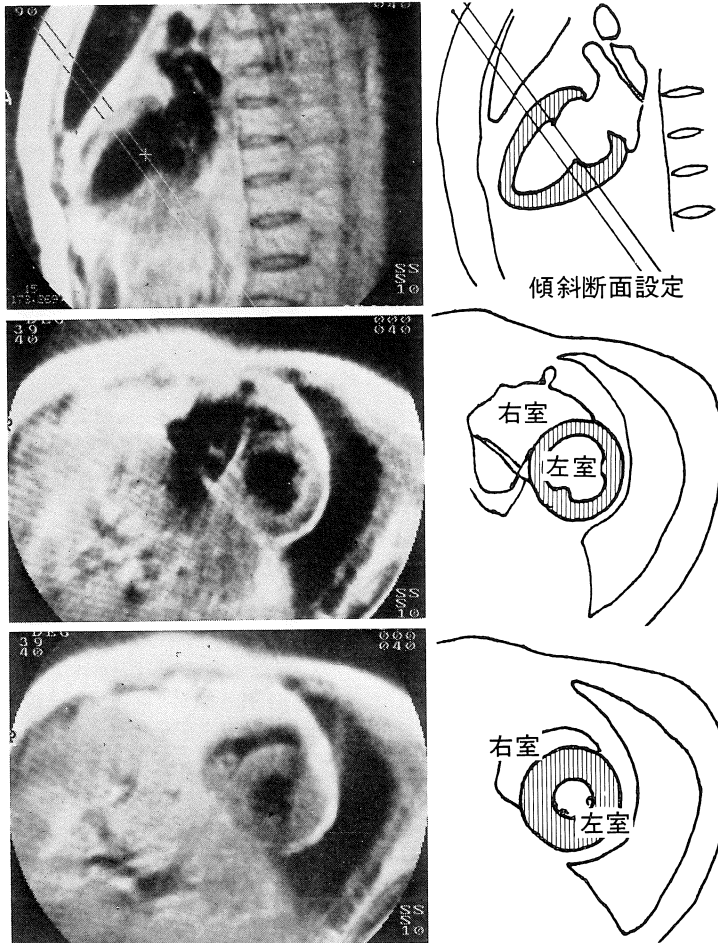


図 8 左室短軸断面の設定. 上段は左室長軸像で、この面に垂直で、かつ左室長軸に直交する任意傾斜断面を設定する。中段は拡張期、下段は収縮期左室短軸像。

痛を伴うこともある。さらに今回我々の使用した機種は常伝導型の装置で、磁場は 0.15 Tesla とやや低い。そのために感度を高めるため密着型コイルと呼ばれる高感度型コイルを使用しており、体位の変換には多少難がある。そのため、臥位のままで心臓の長軸や短軸を得ることが望ましいが、MRT-15 A では画面上での位置決めにより、任意の傾斜断面を得ることができる特徴があり、今回は患者は臥位のままで心臓の長軸及び短軸断面を描出することを試みた。

我々の用いた方法は、まず横断面を心電図非同期でマルチスライスにてスキャンしたのち、最も適当と思われる 1 ないし 2 画面を用い、左室心基部と心尖部を通るスライス面を設定し、左室長軸断面を得た。位置決め用スキャンを心電図非同期としたが、同期をかけるとスライス面によって心時相が異なり、却って心基部、心尖部の位置が決めにくくなる可能性がある。左室長軸断面は心電図同期をかけ、拡張期及び収縮期でおのおの 1 枚ずつ撮影した。撮影にはシングルスライスを採用

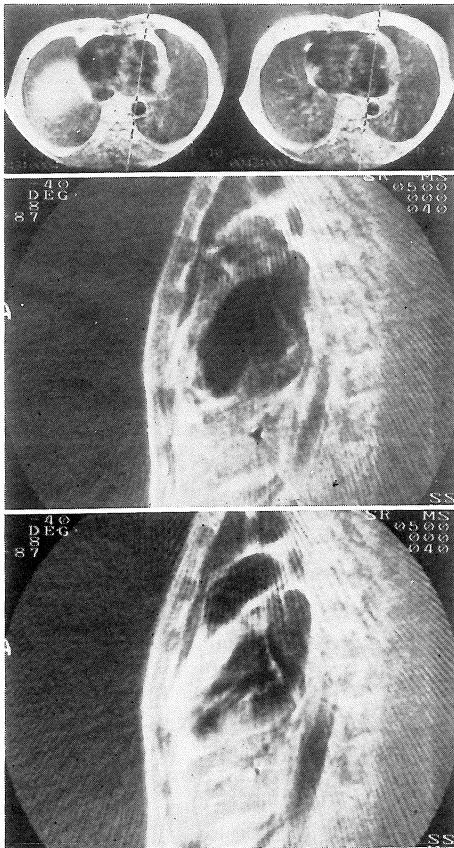


図 9 健常者において心電図同期に呼吸同期を併用. 中段は拡張期左室長軸像, 下段は収縮期左室長軸像.

したが、マルチスライスでは各スライスでの心時相が異なるため、必ずしも解析には不向きであることと、像の劣化が多少なりとも考えられ、それを最小限にとどめたいためであるが、マルチスライスによって得られる情報には捨てがたいものもあり、その利用は今後の検討課題であると思われる。

同様に左室の短軸像も拡張期及び収縮期に1枚ずつ撮影した。左室の短軸像を得るためには、従来の体軸に垂直な像からの位置決めでは非常に不正確で、長軸像上での左室長軸に垂直にスライス面を設定するのが最も正確であると考えられる。任意傾斜断面は、他の任意傾斜断面上にも設定で

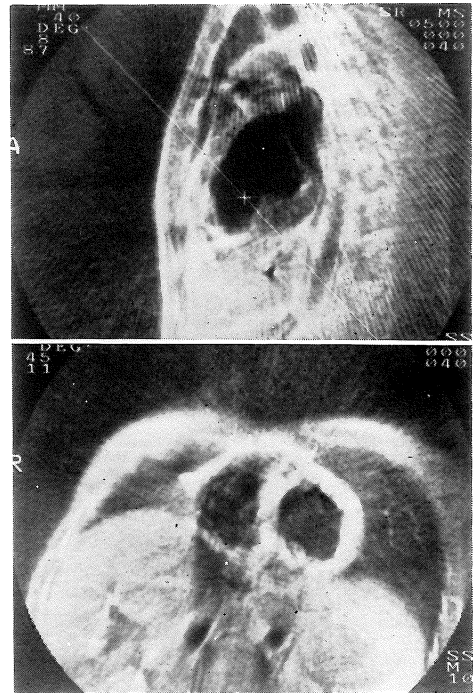


図 10 図9と同一例. 上段に左室長軸像上の任意傾斜断面の設定, 下段はこの設定により得られた拡張期左室短軸像.

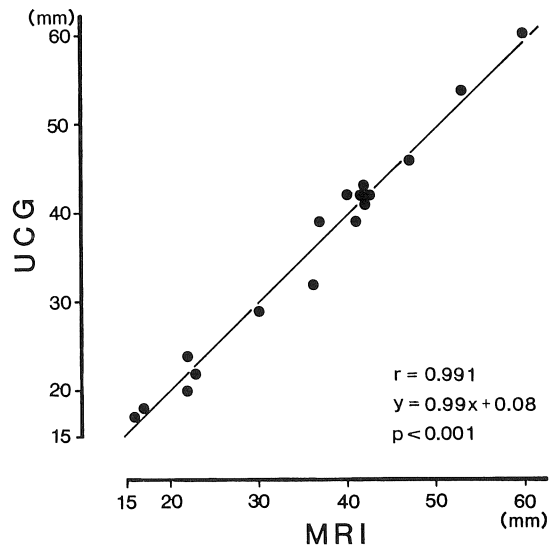


図 11 MRI と UCG で測定した左室径の比較. 拡張期径及び収縮期径を同一グラフ上に表示した. 良好な相関が得られている.

きるため、左室長軸像上の任意の部位にスライス面を設定することにより、左室の短軸像が得られた。この場合スライス面を平行に移動して設定する事により、任意の部位の短軸断面を得ることができた。単に心臓の形態の変化を見るだけでなく、定量的な評価まで検討していくためには、心臓の長軸断面や短軸断面を使うことが重要である。任意傾斜断面については、今回我々は左室の長軸及び短軸のみについて描出を試みたが、同様の方法で右心系や大動脈、肺動脈の走行に沿った断面を得ることも可能であり、今後の応用が期待される。

心電図同期は、拡張期像を得るためには心電図の R 波にはほぼ一致させて 90 度パルスを印加し、40 m sec 後にエコー信号を収集する方法を採用したが、この時相はほぼ拡張終期あるいは等容収縮期にあたり、拡張終期像とのずれは僅かであると考えられた。収縮期については T 波の終末を目標としている報告が多く、我々も当初は同様の方法を採用した。しかし T 波の終末は頸動脈波の *dicrotic notch* や II 音の大動脈成分 (II<sub>A</sub>) に比較して、その前後 40 m sec、多くは前後 20 m sec 以内にあるとされるが、いわゆる Hegglin 症候群に見られるようにかなり II<sub>A</sub> と T 波の終末がずれる場合もあり、また T 波の終末は心電図モニター上不明瞭なことも多い。そのため心音図を MRI 施行前に数回撮影し、MRI 施行時に最も近い心拍数の心音図から R-II<sub>A</sub> 時間を測定し、遅延時間を計算して設定する方法を併用した。理論的には後者のほうがより収縮終期を反映していると考えられるため、最近では専ら後者を採用している。また井上ら<sup>6)</sup>によれば、等容収縮期や収縮終期には心室内腔で信号強度が高いとされている。我々の検討では、信号強度の高い例も一部にはみられたが、おおむね低信号であった。これは前者ではエコー時間が 24 m sec と短いに対し、我々は 30~40 m sec とやや長いためと考えられた。

呼吸同期を併用すると、呼吸による胸廓の動き

の影響を最小にでき、心電図同期単独よりさらに辺縁をシャープに描出することができた。しかし撮影時間が 1.5~2 倍に延長するため、検査時間内に収まらない場合や、高齢者では体動が激しくなる場合も見られたため、一部の症例ではデータ収集の閾値を高めることにより、大きな呼吸のみを除外するようにして施行した。またこの呼吸曲線は、呼吸モニタとしての使用も可能で、心電図と合わせて状態の悪い患者などのモニター用として使用することができた。

最後に左室長軸像と短軸像から左室径の測定を試みたところ、UCG との対比において相関係数が 0.991 と良好な相関を得ただけでなく、回帰式が  $y=0.99x+0.08$  と、ほぼ  $y=x$  に近く、定量的な評価にも耐えうると考えられた。MRI は UCG の得難い症例にも施行できる場合がある上に、UCG と異なり画面上での分解能はほぼ均一であると考えられるため、対象とする症例や病変の部位によっては、UCG よりも評価の容易な場合があり、今後さらに臨床的な応用が期待される。

## 5 まとめ

1 東芝 MRT-15A を使用し、心電図同期上での任意傾斜断面の有用性を検討した。

2 通常の横断像、冠状断像、矢状断像による位置決めから、任意の部位における傾斜断面が設定でき、さらに得られた傾斜断面上で、新たな任意傾斜断面を設定することができた。

3 任意傾斜断面の設定により、心臓の長軸や短軸に沿った断面が得られた。さらに UCG との対比により良好な相関が得られ、定量的な評価も可能であると考えられた。

## 6 謝辞

装置の開発にあたり、多大のご協力を戴きまし



原 著

た東芝那須工場の神保昌夫氏，南條幸夫氏ほか関係者の方々に深く感謝致します。

## 文 献

- 1) 前田親彦，吉川明輝，新居貞雄他：呼吸同期 MRI の開発. *NMR 医学* 5 suppl: 41, 1985
- 2) R. Damadian, L. Minkoff, M. Goldsmith, et al.: Field-focusing nuclear magnetic resonance(FONAR): Visualization of a tumor in a live animal. *Science*, 194: 1430, 1976.
- 3) R. J. Alfidi, J.R. Haaga, S.J. El Yousf, et al.: Preliminary experimental results in humans and animals with a super-conducting, whole-body nuclear magnetic resonance scanner. *Radiology*, 143: 175-181, 1982.
- 4) D.H. Feiglin, C.R. George, W.J. MacIntyre, et al.: Gated cardiac magnetic resonance structural imaging: Optimization by electronic axial rotation. *Radiology*, 154: 129-132, 1985.
- 5) R.E. Dinsmore, G.L. Wismer, R.A. Levine, et al.: Magnetic resonance imaging of the heart: Positioning and gradient angle selection for optimal imaging plans. *AJR*, 143: 1135-1142, 1984.
- 6) 井上圭介，佐伯文彦，山川和夫他：心血管系の心電図同期 MRI の検討. *NMR 医学* 4 (2): 64-70, 1984.