

心筋³¹P-MRS の臨床応用に関する基礎的検討

関谷 政夫

千葉大学医学部第三内科

はじめに

磁気共鳴現象を医学に応用した一分野である magnetic resonance imaging は現在臨床面で急速な進歩をとげているが、もう一つの応用分野である magnetic resonance spectroscopy (以下 MRS) も、近年の装置の高磁場化に伴い、人体への応用が可能となってきた。その対象となる核種には水素・炭素あるいはリン (P) などがあり、特に現在最も臨床応用の進んでいる³¹P-MRS を使用すれば、生体の高エネルギー磷酸化合物とその代謝産物などを測定することができ、非侵襲的に生体の生化学的情報を得ることができる^{1),2)}。従ってこの方法を心臓に応用すれば、心筋症や虚血性心疾患^{3),4)}さらに移植心臓⁵⁾など種々の心疾患に対して代謝面からのアプローチが可能であり、病態解明の新しい手段としての可能性が期待される。

本研究では、領域選択スペクトロスコピー法により心筋³¹P-MRS を測定する際に必要となる基礎的条件を検討し、更に臨床応用への可能性を探った。

対象および方法

対象は正常 18 例 (男 17 例, 女 1 例, 平均年

齢 32.7 ± 3.7 才), および厚生省研究班による肥大型心筋症 (以下 HCM) の診断参考事項⁶⁾によって診断した HCM 17 例 (男 13 例, 女 4 例, 平均年齢 50.0 ± 10.9 才) であった。使用した装置は Philips Medical Systems 製 Gyroscan S15 HP (1.5T) の超電導装置で, MRS 測定用表面コイルは直径 15cm の円形コイルを用いた。被検者は腹臥位とし, 左心室全体をカバーするように表面コイルを左前胸部に密着させた。MRS 測定に用いた領域選択法は, ISIS

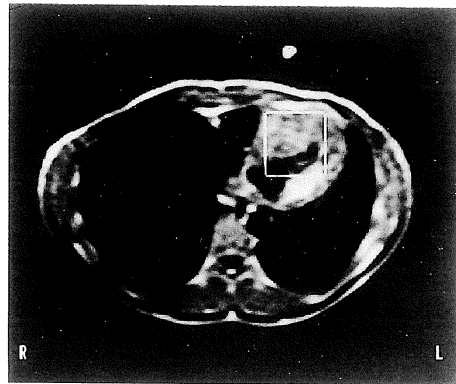


Fig. 1. A transaxial proton image of heart in a patient with hypertrophic cardiomyopathy. The square volume of interest is outlined to incorporate the interventricular septum and anterior wall of the left ventricle.

キーワード ³¹P-MRS, heart, hypertrophic cardiomyopathy, ISIS

(image-selected *in vivo* spectroscopy)法により、Fig.1に示すごとく左心室横断像上で左心室前壁と心室中隔を含む立方体として測定領域を設定した。その際、磁場勾配の強度は30G/mであった。さらに全例心電図同期法を行い、収縮末期としてR波より300ms後、拡張末期としてR波より8ms後にMRSを測定した。本研究では特に断りのないかぎり、原則として収縮末期のMRSを用いた。MRS測定におけるデータ収集時の帯域は2000Hz、サンプルポイント数は1024とし、得られたデータの後処理では20%の直流補正および10Hzのline broadeningをおこなない、フーリエ交換後は ϕ 0の位相補正のみを行った。

結 果

1) 正常例のMRS

正常例の心筋³¹P-MRSで代表的な例をFig.2

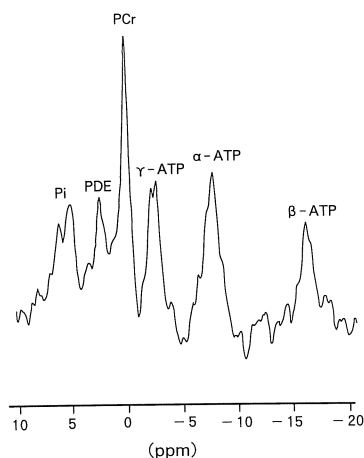


Fig.2. A representative ³¹P human cardiac spectrum of a normal subject (31y male). Pi=inorganic phosphate ; PDE=phosphodiester ; PCr=phosphocreatine ; ATP=adenosine triphosphate.

に示す。右側(高磁場側)より順に β , α , γ -ATP, phosphocreatine (PCr), phosphodiester (PDE), および無機リン (Pi) の合計6個のピークが認められた。しかし、Piの領域には phosphomonoesters (PME) および血液の2, 3-DPG (diphosphoglycerate) からのピークが重なっていた。

2) 測定条件の検討

a) 選択領域の大きさ

選択領域 (volume of interest ; VOI) の大きさを変えた例をFig.3に示す。VOIが一辺3cmの立方体の場合、MRSはノイズが大きくなり全てのピークを検出するのは困難であったが、一辺5cm以上のVOIであれば全て検出できた。

b) 繰り返し時間

繰り返し時間 (repetition time ; TR) を変えた例をFig.4に示す。一般に、繰り返し時間が長

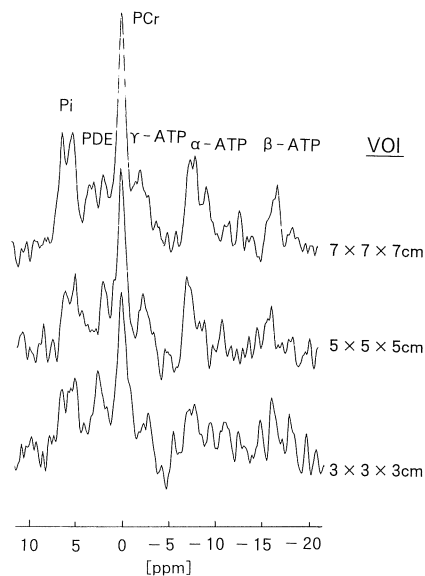


Fig.3. ³¹P spectra obtained from different sizes of volume of interest (VOI). A volume of 5x5x5cm or more is required to obtain an adequate spectrum.

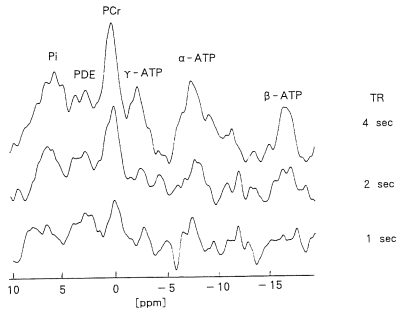


Fig.4. ³¹P spectra obtained from different repetition times (TR) for a normal subject. TR of 2 s or more is required to obtain an adequate spectrum.

くなるほど信号強度は強くなる傾向があり、TR 1秒としたときのスペクトルはノイズが大きく、個々のピークを検出できなかった。従ってTRは2秒以上が必要であるが、検査時間を考慮して、本研究ではTR 2秒を基本的な方法とした。但し全例に心電図同期を行っており、この場合TRは最小2秒という意味となっており、実際には通常2ないし3心拍毎に1回の測定をおこなった。

c) 積算回数

256回積算のMRSはノイズが大きく、個々のピークを検出できない例があり、512回積算とした方が良好なスペクトルが得られた。

3) ピークの分離

上記に示した諸条件、すなわち左心室前壁と心室中隔を含む一辺5cmの立方体としてVOIを設定し、繰り返し時間を最小2秒、積算回数を512回とした場合、良好なMRSが得られた。この条件では α 、 β 、 γ -ATP、PCr、PDEおよびPiのピークは互いに良く分解され、全例で同定可能であった。ただしPiのピークには、隣接するPMEと2, 3-DPGのピークが重なっていた。

4) ピーク高さ比とピーク面積比

MRSのピークの大きさの定量化法としてピーク高さ比とピーク面積比がある。ピーク高さ比

はノイズレベルの中央を基線として算出し、ピーク面積比はスペクトルに対し Lorentz 関数による curve fitting をおこなったのち算出した。正常例のスペクトルのPCr/ γ -ATP比について両者の関係をみると、その間にはR=0.929の良好な相関があったが、ピーク高さ比の2乗とピーク面積比の間にはr=0.962のさらに良好な相関があった (Fig.5)。つまり、両者の比の間には直線関係よりも2次関数の関連性が強かった。このように2つの比の間には強い関連性があることより、以下ではピークの大きさの比較は、より簡便なピーク高さ比とした。

5) 再現性

2回測定例8例 (正常6例, HCM2例) において、1回目の測定結果に対する2回目の結果の変動をピーク高さ比でみた。PCr/ γ -ATPでは変動の平均はほとんど0%であり、最大は17%であった。それに対してPCr/ β -ATPの変動は最大37%と大きく、 γ -ATPのピークのほうが β -ATPよりも再現性が良好であった (Fig. 6)。なお、2回の測定間隔は4例が約30分、4例が1か月から4か月であり、測定間隔による差は認められなかった。

6) 心周期

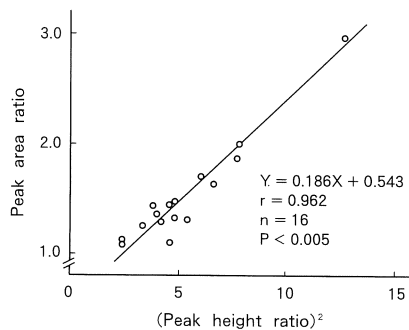


Fig.5. The relation between peak area ratio and peak height ratio of PCr/ γ -ATP in normal and HCM subjects. There is a significant positive correlation between peak area ratio and (peak height ratio)².

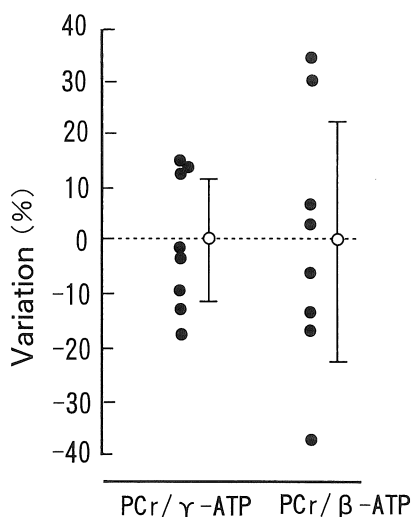


Fig.6. Reproducibility of the PCr/ γ -APT and PCr/ β -ATP ratios for duplicated studies. PCr/ γ -ATP ratio demonstrated good reproducibility.

心周期の時相を変えた正常例の MRS を Fig.7 に示す。PCr と ATP のピークの相対的な高さに変化は認められないが、拡張末期では Pi 領域のピークが他のピークに比べて相対的に高かった。正常例における MRS の変化をピーク高さ比で示す (Fig.8)。ES は収縮末期、ED は拡張末期を示す。PCr/ γ -ATP は心時相で差が認められなかったが、PCr/Pi は拡張末期で有意に低値であった。

7) 正常値

正常例の MRS (延べ 28 回測定) の各ピーク高さ比およびピークの位置、すなわち化学シフトの平均値と標準偏差を Table 1, Table 2 に示した。

8) 疾患への応用

a) 症例

23 才男性の HCM 例の ^{31}P -MRS を Fig.9 に示す (Fig.1 と同一症例)。この例は心室中隔の著しい肥厚を示す中隔肥厚型 HCM であった。正常例と異なって PCr のピークが他のピークと

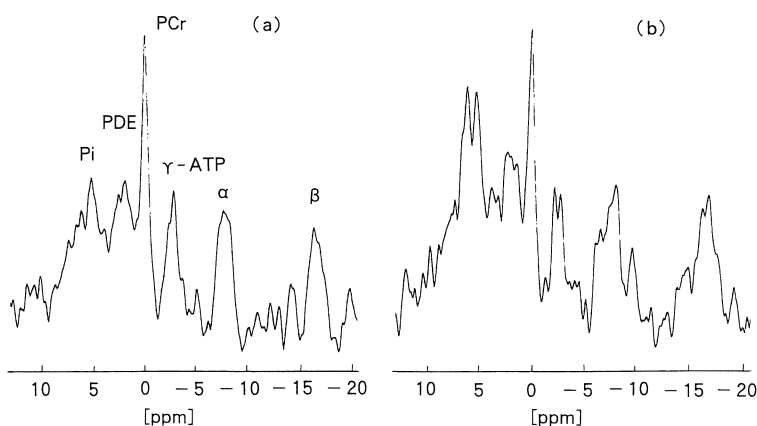


Fig.7. ^{31}P spectra obtained at different cardiac phases (35y male, normal). (a) end-systole. (b) end-diastole.

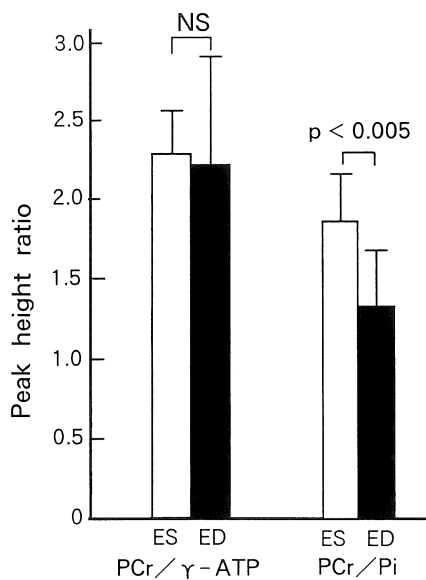


Fig.8. PCr/ γ -ATP and PCr/Pi ratios at end-systole (ES) and end-diastole (ED) in normal subjects (n=8). NS=not significant.

Table 1. Chemical shifts in normal human heart

	ppm (mean \pm SD)
Pi	5.32 \pm 0.30
PDE	2.56 \pm 0.35
γ -ATP	-2.48 \pm 0.27
α -ATP	-7.73 \pm 0.20
β -ATP	-16.2 \pm 0.23

(n=28)

Table 2. Peak height ratios in normal human heart

	Ratio (mean \pm SD)
PCr/ γ -ATP	2.01 \pm 0.39
PCr/ β -ATP	2.72 \pm 0.68
PCr/Pi	1.78 \pm 0.40
Pi/ γ -ATP	1.19 \pm 0.37
PDE/PCr	0.51 \pm 0.11

(n=28)

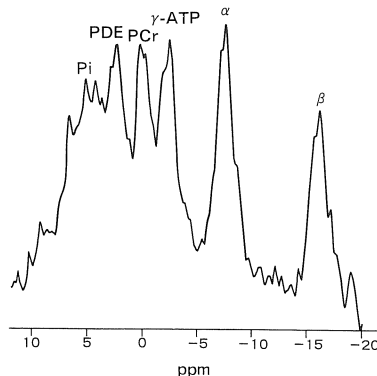


Fig.9. A representative ³¹P cardiac spectrum in a patient with hypertrophic cardiomyopathy (23y male, septal hypertrophy).

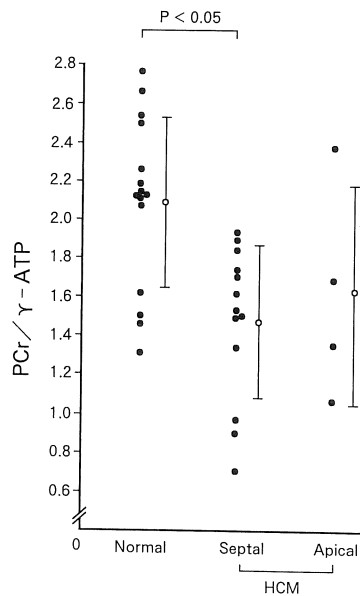


Fig.10. PCr/ γ -APT ratios of the myocardium in normal subjects and patients with hypertrophic cardiomyopathy (septal hypertrophy and apical hypertrophy).

比較して相対的に低く、PCr/ γ -ATP は0.99であった。

b) PCr/ γ -ATP 比

PCr/ γ -ATP 比を、正常、中隔肥厚型 HCM (septal hypertrophy type)、心尖部肥厚型 HCM (apical hypertrophy type) について表示した (Fig.10)。平均値はそれぞれ正常が2.01、中隔肥厚型が1.48、そして心尖部肥厚型が1.63であり、中隔肥厚型と正常の2者間のみ有意差があった ($p < 0.05$)。つまり中隔肥厚型では正常例に比較して上記の比が有意に低値を示した。

考 察

心臓に関する ^{31}P -MRS は、当初は摘出法や開胸法⁷⁾、あるいはKantorら⁸⁾によるカテーテルコイル法など侵襲的方法で測定されていたが、これらの方法では臨床応用は困難であった。しかし最近、下記に示すような領域選択法が考案され、非侵襲的に人体の心筋の ^{31}P -MRS を測定することが可能となった。

心臓は肋間筋・横隔膜・肝臓・肺・脂肪さらに血液などに隣接し、また拍動や呼吸による動きなどMRSを測定する際に不利となる条件が多く、他の臓器の場合と比較して良好なMRSを得るのがやや困難である。これらを克服する手段として心電図同期法および他臓器からの影響を除くための領域選択法がある。領域選択法には種々あるが⁹⁾、心臓のMRSに用いられている主な方法にはrotating frame法¹⁰⁾、DRESS (depth-resolved surfacecoil spectroscopy) 法¹¹⁾、そして本研究で用いたISIS法などがある。また最近ではMRSをイメージとして描出するspectroscopic imaging¹⁾という方法があるが、心臓ではまだその有用性は認められていない。今回使用したISIS法では、表面コイルの形状に左右されずにVOIが設定でき、磁場の不均一性に強いなどの利点を持ち、プロトンスピネコー像内の任意の部位でVOIを直方体として設定することが可能である¹²⁾。VOIは大きいほど信号/

雑音比 (S/N 比) が大きくなり、VOIとして50cm³ (4×4×3 cm程度)以上の体積が必要との報告もある¹³⁾。今回使用した装置についての検討では、VOIの大きさを5×5×5cm以下にすると良好なスペクトルが得られないため、本研究では5×5×5cmの立方体をVOIとしてほぼ統一し、肋間筋と横隔膜を含まず、表面コイルになるべく近いようにVOIを設定した。ところが、このように設定してもVOI内には肺・脂肪・血液などが含まれてしまう。肺は空気の占める割合が大きく実質の部分はわずかであり、脂肪組織はリン化合物の濃度が小さく、いずれもその影響は無視できるものと考えられる。しかし、血液にはリン化合物が含まれるためその影響は無視できない。従って血液からの影響を小さくするため、領域内に含まれる心筋量ができるだけ多くなるようにVOIを設定した。さらに、MRSの信号検出感度は表面コイルに近い部分ほど高いため、上記のごとくVOIを設定した場合、観測されたスペクトルにおいて左心室前壁や心室中隔の関与が大きくなり、心腔内血液からの影響は少なくなる¹²⁾。

ISIS法によると周波数のずれによる選択領域のずれを生じ、例えば β -ATPの観察領域は設定された領域よりもさらに表面コイルから約8mm遠い領域であり、検出される信号が弱くなる¹³⁾。従って β -ATPのピークはS/N比が悪く、再現性が悪くなると考えられる。

S/N比は積算回数の平方根に比例するため¹⁴⁾、積算回数の多いほうが有利であるが測定時間が長くなる。心臓の場合は512回積算で全例良好なスペクトルが得られた。従ってTRを最低2秒として心拍同期をおこなったとき、1つのMRSを得るのに要する時間は約20分であった。

MRSにおいてはピーク面積が化合物の濃度を反映するといわれており、原理的には生体内の化合物濃度の絶対値を算出することが可能であるが、実際には複雑な手順が必要となる¹⁵⁾。従って、定量化のために各ピークの大きさの比を計算することが一般的であり、瀬戸¹⁶⁾によると、磁

場の均一度が十分に高ければピーク高さ比もピーク面積比も化合物濃度との間に良好な相関があるという。本研究では両者の間には直線関係よりも2次関数の強い関連性があったが、これは臨床例に用いる場合、磁場の均一度が低下するためと推察される。しかし、高さ比と面積比との間には互いに良好な相関があったため、本研究ではより簡便なピーク高さ比を定量化法として用い、特に断りのない限りピーク比はピーク高さ比を示すこととした。

心筋においてATPは最終的なエネルギー供給体であり、PCrはATPを補給するエネルギー保存系としての役割を果たしている。従って、心筋のエネルギー代謝をみる際にはATPとPCrが良い指標となるのであるが、MRSにおける α ・ β ・ γ の3つのATPのピークのうちのいずれを指標とするかには十分な検討が必要である。我々の方法では、前述の如くPCr/ γ -ATPのほうがPCr/ β -ATPよりも再現性が良好であったため、PCr/ γ -ATPを心筋代謝の指標とした。但し、 α ・ γ -ATPのピークには、それぞれ α ・ β -ATP (adenosine diphosphate) のピークが重なるが、心筋中のADP濃度はATP濃度の約1/4であり¹⁷⁾、MRSのピークは多くはATPに由来すると考えてよい。さらに赤血球にもATPが含まれるが、濃度が低いこととVOI内の血液体積が少ないこともあり、ISIS法では血液由来のATPの関与は全ATPの5%以下と考えられる⁸⁾。

PDEは細胞膜構成要素のグリセロリン脂質の代謝分解物といわれている²⁾。動物種によってその量が異なり、ラットの心筋にはPDEが認められず、ウサギやイヌの心筋には存在する¹⁴⁾。ヒト心筋にもPDEが認められ、骨格筋よりも相対的にPDEのピークが高い。正常例のPDE/PCrは変動があまり大きくなく、2回測定例による再現性の検討でも、PDE/PCrの変動の最大は20%であり、PDEのピークの再現性は良好であった。

PiはATPの分解によって増加するということのほかに、そのピークの化学シフトの位置に

よって細胞内pHが推定できるため重要である。しかし我々のMRSでは、Piの領域には前述の如くPMEや2, 3-DPGのピークが隣接しており、Piのピークを単独では分解できなかった。このため本研究のPiは、これらを一つのピークとして扱ったものである。将来MRSの分解能が向上すれば、Piのピークから更に多くの情報が得られると期待される。

心周期の時相によるMRSの変動について、摘出心では収縮期にPCrとATPが減少してPiが増加すると報告されている¹⁸⁾。一方、生体内の心臓ではPCr/ATPは心時相による変動がないと報告されている^{19),20)}。その理由は、生体内では摘出された場合と異なって高度の調節機構が働いたためと考えられている。本研究でもPCr/ATPは心時相による変化がなかったが、拡張末期にPi領域のピークが高かった。それは拡張末期ではVOI内における血液の占める割合が大きくなるため、血液の2, 3-DPGのピークが高くなるのが第一の原因と考えられる。

各ピークの化学シフトの値は変動が少なく、従来の報告とほぼ一致していた^{4),10),12),14)}。ピークの大きさの比較はピーク面積比を用いている報告が多く、PCr/ATPの動物実験での値は1.3から2.2の間であり、正常なヒトでの値は1.3から1.6の報告がある^{13),21)}。本研究では正常例のPCr/ γ -ATPのピーク面積比は 1.53 ± 0.49 (n=16)であり、従来の報告と一致し、ピーク比の値は信頼性が高いと考えられる。

³¹P-MRSは種々の心疾患に適用可能であるが、今回はその一つとしてHCMをとりあげた。この疾患はVOI内で心筋の占める割合が大きく、血液の影響が小さくなるためMRSに有利と考えられる。正常と比較して、HCMでは相対的なPCr濃度の低下が認められた。Whitmanらも同様な結果を得ており²²⁾、これはHCMになんらかの高エネルギーリン酸代謝異常が存在することを示唆するが、その臨床的意義は未だ明らかではない。このように、³¹P-MRSは心筋のエネルギー代謝状態を非侵襲的に測定でき、様々な心

疾患の病態解明に威力を発揮すると考えられる。

結 語

- 1) 領域選択法として ISIS 法を用い、心電図同期により心筋³¹P-MRS を測定する際に必要となる基礎的条件を検討し、臨床応用の可能性を探った。
- 2) 良好なスペクトルが得られる条件は、VOI が一辺 5cm の立方体で、繰返し時間 2 秒、積算回数 512 回であった。
- 3) 得られたピークは β , α , γ -ATP, PCr, PDE, さらに Pi の 6 個であり、再現性も良好であった。
- 4) 各ピークの定量化法としてピーク高さ比が計算でき、ピーク高さ比の 2 乗とピーク面積比とはほぼ直線関係にあった。
- 5) HCM の³¹P-MRS では PCr/ γ -ATP が正常例よりも有意に低値を示し、高エネルギーリン酸代謝異常が存在することが示唆された。
- 6) ³¹P-MRS は心疾患にも十分応用が可能であり、代謝面から心疾患にアプローチできる有力な手法と考えられた。

稿を終えるにあたり、御指導、御校閲を賜りました千葉大学医学部第三内科稲垣義明教授、並びに同増田善昭助教授に深甚なる謝意を表します。また、本研究に関して御指導賜った放射線医学総合研究所臨床研究部橋本隆裕先生、池平博夫先生（現 千葉大学医学部放射線医学教室講師）、宍戸文男先生、同館野之男部長に深謝致します。

本研究の一部は科学技術振興調整費により実施されました。

文 献

- 1) Bottomley PA : Human in vivo NMR spectroscopy in diagnostic medicine : clinical tool or research probe? *Radiology*, 170 : 1-15, 1989.
- 2) Aisen AM, Chenevert TL : MR spectroscopy :

Clinical perspective. *Radiology*, 173 : 593-599, 1989.

- 3) Schaefer S, Camacho SA, Gober J, et al. : Response of myocardial metabolites to graded regional ischemia : ³¹P NMR spectroscopy of porcine myocardium in vivo. *Circulation Research*, 64 : 968-976, 1989.
- 4) Bottomley PA, Herfkens RJ, Smith LS, Bashore TM : Altered phosphate metabolism in myocardial infarction : P-31 MR spectroscopy. *Radiology*, 165 : 703-707, 1987.
- 5) Canby RC, Evanochko WT, Barrett LV, et al. : Monitoring the bioenergetics of cardiac allograft rejection using in vivo P-31 nuclear magnetic resonance spectroscopy. *J Am Coll Cardiol*, 9 : 1067-1074, 1987.
- 6) 戸嶋裕徳ほか : 特発性心筋症診断の手引き. 厚生省特定疾患特発性心筋症調査研究班, 昭和 57 年度研究報告集 : 13-15, 1983.
- 7) Grove TH, Ackerman JJH, Radda GK, Bore PJ : Analysis of rat heart in vivo by phosphorus nuclear magnetic resonance. *Proc Natl Acad Sci USA*, 77 : 299-302, 1980.
- 8) Kantor HL, Briggs RW, Balaban RS : In vivo ³¹P nuclear magnetic resonance measurements in canine heart using a catheter-coil. *Circ Res*, 55 : 261-266, 1984.
- 9) 上嶋康裕 : 領域選択スペクトロスコープ. *日磁医誌*, 7 : 3-23, 1987.
- 10) Blackledge MJ, Rajagopalan B, Oberhaensli RD, et al. : Quantitative studies of human cardiac metabolism by ³¹P rotating-frame NMR. *Proc Natl Acad Sci USA*, 84 : 4283-4287, 1987.
- 11) Bottomley PA : Noninvasive study of high-energy phosphate metabolism in human heart by depth-resolved ³¹P NMR spectroscopy. *Science*, 229 : 769-772, 1985.
- 12) Matson GB, Twieg DB, Karczmar GS, et al. : Application of image-guided surface coil P-31 MR spectroscopy to human liver, heart, and kidney. *Radiology*, 169 : 541-547, 1988.
- 13) Schaefer S, Gober J, Valenza M, et al. : Nuclear magnetic resonance imaging-guided phosphorus-31 spectroscopy of the human heart. *J Am Coll Cardiol*, 12 : 1449-55, 1988.
- 14) Ingwall JS : Phosphorus nuclear magnetic resonance spectroscopy of cardiac and skeletal mus-

- cles. *Am J Physiol*, 242 : H729-H744, 1982.
- 15) Roth K, Hubesch B, Meyerhoff DJ, et al. : Noninvasive quantitation of phosphorus metabolites in human tissue by NMR spectroscopy. *J Magn Reson*, 81 : 299-311, 1989.
- 16) 瀬戸一彦：移植腎における³¹P MRSの有用性. *日磁医誌*, 11 : 54-65, 1991.
- 17) Jennings RB, Reimer KA : Lethal myocardial ischemic injury. *Am J Pathol*, 102 : 241-255, 1981.
- 18) Fossel ET, Morgan HE, Ingwall : Measurement of changes in high-energy phosphates in the cardiac cycle by using gated ³¹P nuclear magnetic resonance. *Proc Natl Acad Sci USA*, 77 : 3654-3658, 1980.
- 19) Kantor HL, Briggs RW, Metz KR, Balaban RS : Gated in vivo examination of cardiac metabolites with ³¹P nuclear magnetic resonance. *Am J Physiol*, 251 : H171-H175, 1986.
- 20) Grist TM, Kneeland JB, Rilling WR, et al. : Gated cardiac MR imaging and P-31 MR spectroscopy in humans at 1.5T. *Radiology*, 170 : 357-361, 1989.
- 21) Auffermann W, Chew WM, Wolfe CL, et al. : Normal and diffusely abnormal myocardium in humans : Functional and metabolic characterization with P-31 MR spectroscopy and cine MR imaging. *Radiology*, 179 : 253-259, 1991.
- 22) Whitman GJR, Chance B, Bode H, et al. : Diagnosis and therapeutic evaluation of a pediatric case of cardiomyopathy using phosphorus-31 nuclear magnetic resonance spectroscopy. *J Am Coll Cardiol*, 5 : 745-749, 1985.

Fundamental Study for the Clinical Use of ^{31}P -MR Spectroscopy in the Human Heart

Masao SEKIYA

*The Third Department of Internal Medicine
Chiba University School of Medicine
1-8-1 Inohana, Chuou-ku, Chiba-shi, Chiba 260*

To investigate the basic conditions for the clinical use of ^{31}P magnetic resonance spectroscopy (MRS) in the human heart, 18 normal subjects and 17 patients with hypertrophic cardiomyopathy (HCM) were studied using cardiac-gated image-selected *in vivo* spectroscopy (ISIS) technique. The optimal conditions to acquire good spectrum were : 1) volume of interest of $5 \times 5 \times 5\text{cm}$, 2) average of 512 accumulations, 3) repetition time of 2 seconds or more. In these conditions, peaks of α , β , γ -ATP, phosphocreatine (PCr), phosphodiester and inorganic phosphate (Pi) were clearly resolved in all spectra. Peak area ratio of PCr/ γ -ATP showed an excellent positive correlation with (peak height ratio) ² ($r=0.962$). Therefore, we calculated peak height ratio for relative spectral quantification. Duplicated measurements in 8 subjects showed an excellent reproducibility of the PCr/ γ -ATP height ratio. Most spectra were acquired at end-systole, and the 15 spectra at end-diastole showed relatively large peak of Pi. This variation in Pi peak area occurring between systole and diastole seems to be caused mainly by differing blood volume within the fixed volume of interest. PCr/ γ -ATP peak height ratios were 2.01 ± 0.39 in normal subjects, 1.48 ± 0.39 in septal hypertrophic patients and 1.63 ± 0.56 in apical hypertrophic patients. It seems that the myocardium of HCM has abnormal high energy phosphate metabolism.

The results indicate that ^{31}P -MRS can be used for human heart with excellent reproducibility and may be able to evaluate myocardial metabolism in many human cardiac diseases.