



# 全身用 MR 装置 (SIEMENS H15-2T) における $^{31}\text{P}$ -MRS の基礎的検討 —性能評価および領域選択法の基礎的検討—

岩谷 一雄<sup>1</sup>, 松尾 導昌<sup>1</sup>, 錦 成郎<sup>1</sup>  
松下 陽子<sup>2</sup>, 岡山 幸成<sup>2</sup>  
辻 昭夫<sup>3</sup>, 多田 勝紀<sup>3</sup>

<sup>1</sup>天理よろづ相談所病院 MR センター

<sup>2</sup>天理よろづ相談所病院臨床病理部

<sup>3</sup>天理よろづ相談所放射線科

## はじめに

In vivo における  $^{31}\text{P}$ -MRS の測定は非侵襲的であり、代謝過程や治療効果の観察に利用されてきている。また生体内臓器のある限局した領域 (volume of interest; VOI) からのスペクトル情報を取り出そうとする領域選択スペクトロスコピー法 (VSS 法) も報告されてきている<sup>1)</sup>。今回我々は  $^{31}\text{P}$ -MRS の測定において当施設の臨床用高磁場 MRI/S 装置に装備されている VSS 法 [ISIS 法<sup>2)</sup> FROGS 法<sup>3)</sup>] の性能、特性を評価するに当たり、ファントム実験で RF 送受信コイ

ルの励起分布の特性 (90°, 180° パルスの最適化及びスライス選択特性) に関する基礎的検討を行った。また、健康人 9 名の脳、肝臓から ISIS 法、FROGS 法を用いた領域選択法と非選択法 (free induction decay method; 以下 FID 法) での  $^{31}\text{P}$ -MRS のスペクトルパターンについて比較検討したので報告する。

## 対象及び方法

### 1. 使用機器

用いた装置は静磁場強度 1.5 Tesla の臨床用 MRI/MRS 装置 (Magnetom H 15-2 T ;

---

キーワード MRS,  $^{31}\text{P}$ -MRS, localization technique, brain, liver

Siemens) である。  $^{31}\text{P}$ -MRS 測定コイルは、送受信兼用の表面コイルを用いた (直径 8 cm の surface coil)。 使用したファントムはアクリル

容器にリン酸溶液 (phosphoric acid) 分子量 98 ( $\text{H}_3\text{PO}_4$ ) を封入して用いた (表 1)。

## 2. 対象

脳の  $^{31}\text{P}$ -MRS の対象は、年齢 19 歳～35 歳の健常者で男性 4 名、女性 1 名、肝臓の対象は年齢 21 歳～32 歳の健常者男性 4 名である。

## 3. 方法

### 1) パルスシーケンス

使用した ISIS, FROGS, FID 法のパルスシーケンステーブルを図 1 に示した。

### 2) ファントム実験

$^{31}\text{P}$ -MRS 用コイルの上にリン酸ファントムを置き、 $^1\text{H}$  の信号で磁場均一度調整を約 20 Hz まで行った後、同一シム条件下で  $^1\text{H}$  コイルにて  $^1\text{H}$  の MRI を撮像した。その後、ISIS 法、FROGS 法及び FID 法にて最適 RF パルス強度の調整を行った後、スライス選択プロフィール、領域選択の正確性に関するファントム実験をおこなった。積算回数 1 回、delay time 500  $\mu\text{sec}$ 、FID 観測時間 512 msec で得られた FID 信号はフーリエ変換後、絶対値表示で信号強度を計測した。

### 3) In vivo $^{31}\text{P}$ -MRS 脳、肝臓の計測

$^1\text{H}$  で shimming を行った後、 $^{31}\text{P}$ -MRS 用コイルを装着したまま body coil で  $^1\text{H}$ -MRI を撮像し、 $^{31}\text{P}$ -MRS を測定する VOI を決定した。ISIS 法では VOI のサイズを  $40 \times 40 \times 40$  mm (64 ml) とし、選択領域の深さは、コイル表面から 20～60 mm で、三次元の localized  $^{31}\text{P}$ -MRS を測定した。FROGS 法ではコイル表面から 20～30 mm の領域に saturation pulse をかけた。繰り返し時間 2 秒で積算回数 256 回、delay time 500  $\mu\text{sec}$ 、FID 観測時間 512 msec で得られた FID 信号に約 3 Hz の指数関数補正の為にフィルターをかけた後、フーリエ変換してスペクトルを得た。スペクトルは位相補正後スプライン関数を用いて基線の平坦化を行った後、付属のエ

表 1 使用ファントム

A から F: リン酸溶液 (pH, 濃度, 容量が異なる)

Phantom	Size(mm)	Volume(ml)	Conc.(mol)	pH
A	40X40X40	64	14.6	1.4
B	40X40X65	100	1.46	1.4
C	40X40X65	100	1.46	7.4
D	20X80X130	200	1.46	7.4
E	65X105X165	1200	14.6	1.4
F	17.5X5	1300	0.02	7.4

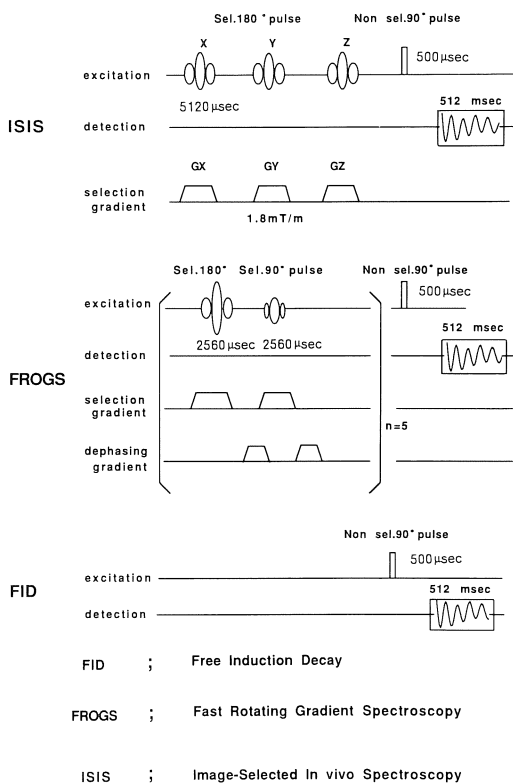


図 1 パルスシーケンステーブル  
上段から ISIS, FROGS, FID 法

受付年月日 1989年11月30日

別刷請求先 (〒632) 奈良県天理市三島町200 天理よろづ相談所病院MRセンター内 岩谷一雄

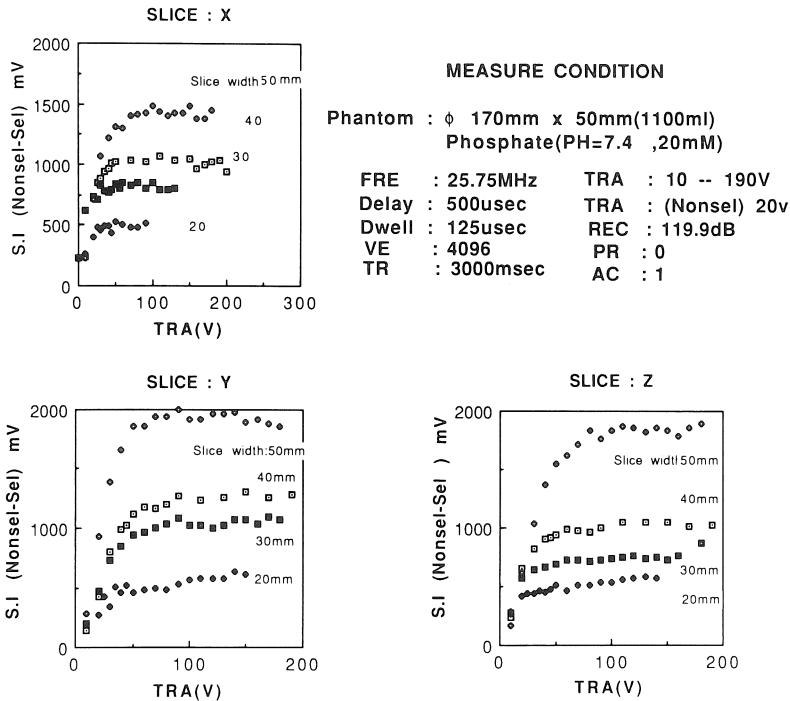


図2 ISIS法180度パルスの最適 TRA  
 3軸毎にスライス選択幅20~50mmで最適 TRAを調べた。横にはTRA値,縦には非選択90度パルスのみをかけて得られた信号強度

度とスライス選択RFパルスをかかけた後に非選択90度パルスをかけて得られた信号強度の差をプロットした。

リア計測用ソフトを用い各ピークの面積を計測した<sup>4)</sup>。

## 結 果

### 1. ファントムにおけるRFパルス強度と信号強度の関係

図2にISIS法におけるスライス選択の為のRFパルス強度(transmitter amplitude:以下TRA)と選択領域から得られた信号強度の関係を示した。ISIS法で用いるスライス選択パルスのTRAは,幅20mmから50mmまでに関しては100Vに設定すれば最適と思われた。図3-bにはFID法における非選択RFパルス強度とファ

ントムA, Dの信号強度の関係を示した。図3-aには,FROGS法における saturation pulseのTRAとファントムEの信号強度の変化を,図3-cには saturation pulseのパワーを変えた時のファントムA, Dから得られる信号強度の変化をプロットした。

### 2. ISIS法のスライス選択の正確さ

ISIS法にて幅50mmで180° pulseを照射する領域を5mm間隔にずらし,選択領域から得られる信号強度を計測した。X, Y, Zの3軸共に比較的良好なスライス選択のプロフィールが得られた(図4-a)。VOIの端では周囲の信号の混在が幾分観測された。VOIの端(スライス選択位置-40mm)では理論上は信号がゼロとな

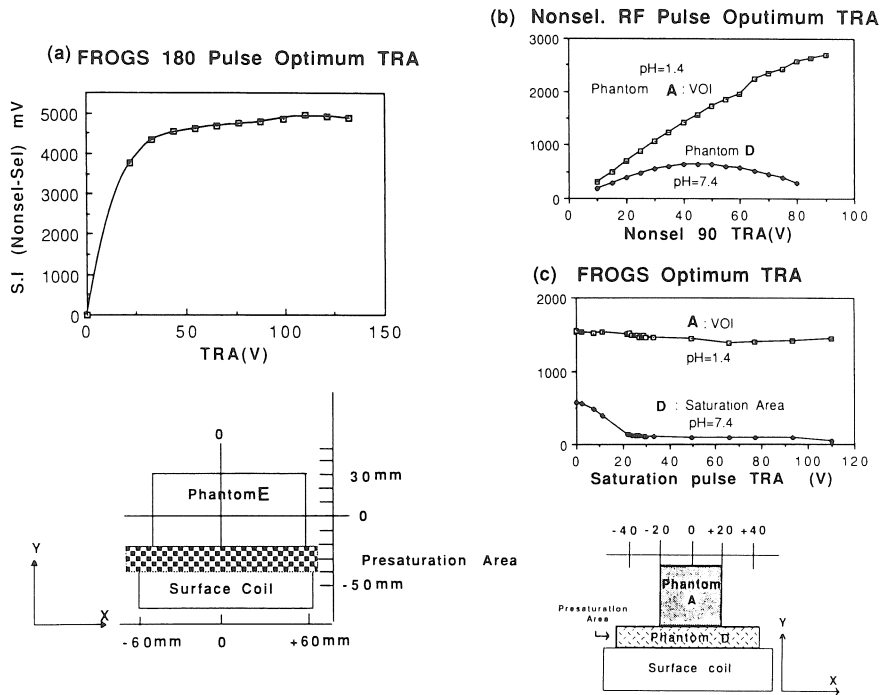


図 3 (a) : FROGS 法の RF パルス最適 TRA (ファントム 1 つ)  
 ファントム E のコイル近傍に、スライス幅 20 mm に saturation pulse をあて、その RF パワーを変え、saturation 領域内の信号強度 (非選択 90 パルスのみをかけて得られた信号強度と slice saturation pulse をかけた後に非選択 90 パルスをかけて得られた信号強度の差) の変化をプロットした。  
 (b) : FID 法の非選択 RF パルス強度と信号

強度  
 非選択 RF pulse の TRA を変えた場合の phantom A, D の信号強度をプロットした。  
 (c) : FROGS 法の 180 度パルス最適 TRA (ファントム 2 つ)  
 ファントム D をコイルのすぐ上に、その上にファントム A を置き、ファントム D 全域に Saturation pulse をあて、その RF パワーを変化させた時のファントム A, D からの FID 信号強度の変化をプロットした。

る位置であり、中央部の信号強度に対して約 5% の信号が観測された。次に化学シフトと領域選択の関係性を調べるため、2 つのファントム (B と C) B を磁場センターに C を磁場センターから Z 軸方向に -40 mm の位置に置き、選択幅 40 mm で選択中心の位置を 5 mm 間隔にずらした場合は、2 つの選択プロフィールが得られ (図 4-b)、その中心位置はファントム C の方で磁場センターからプラス側に 5 mm 程度シフトした。

B と C の化学シフトは 3 ppm あり、励起周波数はファントム B に合わせて測定した為、ファントム C では選択領域が Z 軸方向にマイナス側へシフトして観察された。

### 3. ファントムによる 3 方法の信号強度の比較

コイルの上にファントム D、その上にファントム A を置き、3 方法の信号強度を比較した。ISIS 法では、A の中心部分から 30 × 30 × 30 mm

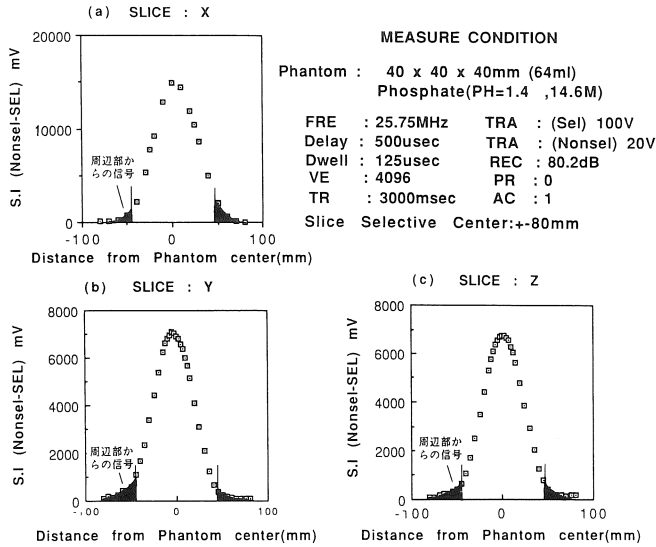


図 4-a ISIS 法のスライス選択特性 (1)  
 ファントム A を磁場センターに置き、3 軸 (a : X, b : Y, c : Z) でスライス幅 50 mm

と固定し、スライス選択の位置を変えて、  
 選択領域から得られる FID 信号強度をプロ  
 ットした。

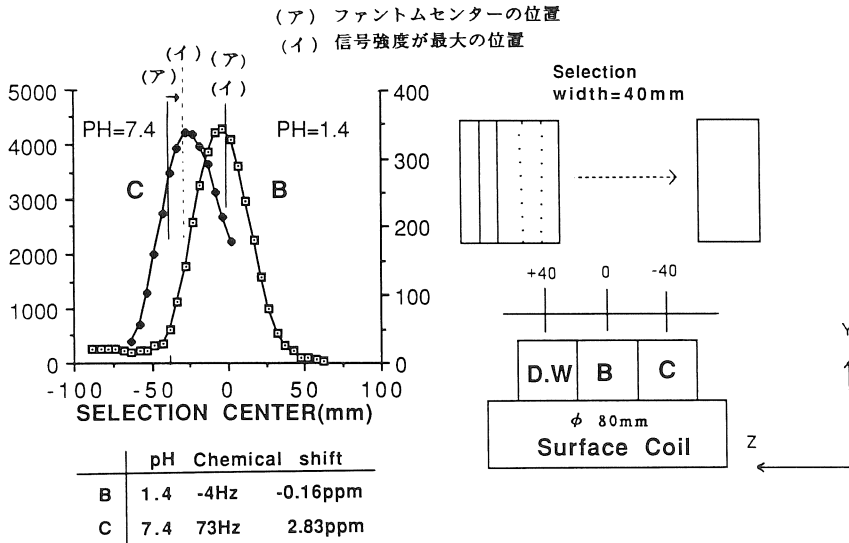


図 4-b ISIS 法のスライス選択特性 (2)  
 4×4×4 cm のファントム B を磁場センター  
 に、ファントム C を磁場センターより Z 軸  
 方向に -40 mm 離し、選択幅 40 mm と固  
 定し、Z 軸上のスライス選択位置を変え、

選択領域からの FID 信号強度をプロットし  
 した。図中(ア)はファントムセンターの位置、  
 (イ)は信号強度が最大となった選択位置を示  
 した。

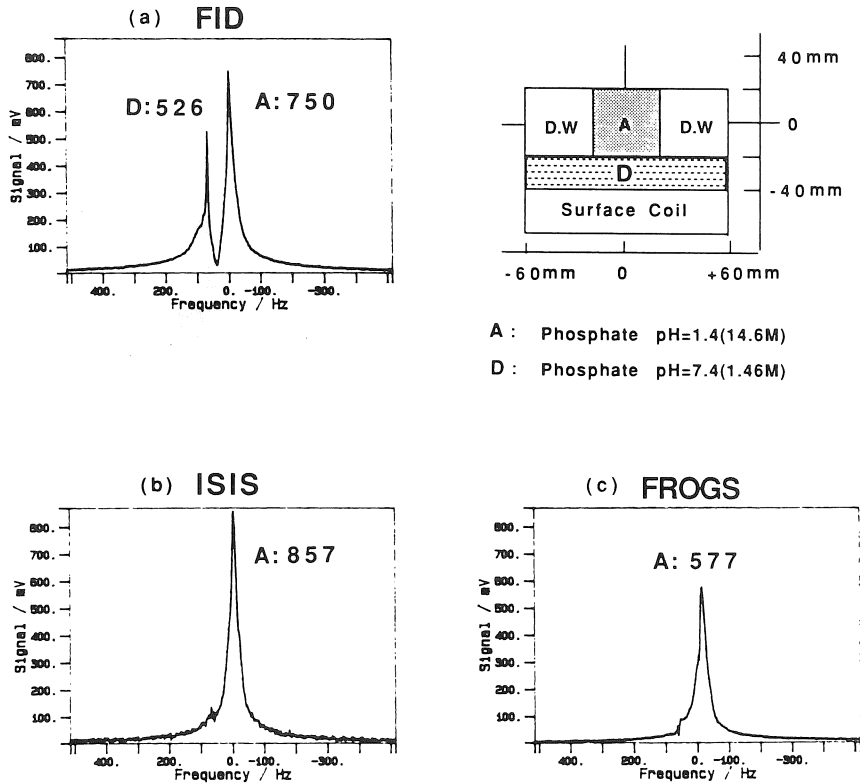


図5 3方法での信号強度の比較  
(a)は非選択法, (b)は ISIS 法でAのみ (VOI=  $3 \times 3 \times 3$ ; 27 ml) を選択した場合, (c)は

FROGS 法でDの領域の信号を飽和させた場合の信号強度を比較した。

(27 ml) を選択し, FROGS 法ではDの領域全体に saturation pulse を照射した。図5に示したように, FID 法に比べ FROGS 法, ISIS 法ともにD由来の信号が除去できた。FROGS 法では saturation pulse をDの領域に照射したことで, Dに隣接したAの領域からの信号強度が約23%低下した。

#### 4. In vivo $^{31}\text{P}$ -MRS

健常者の脳から得られた FID, FROGS, ISIS 法による  $^{31}\text{P}$ -MRS を図6に示した。いずれの測定方法に於いても7つのリン代謝物質のピークを検出し, ISIS 法では  $40 \times 40 \times 40$  mm (64 ml)

の VOI から S/N の良いスペクトルが得られた。脳の  $^{31}\text{P}$ -MRS では5名の健常者の測定結果から, 各ピークの面積の平均値と標準偏差を求めた(図7)。FID 法に比べ FROGS 法では全体的に信号強度が低下したが類似したスペクトルパターンであった。ISIS 法では FID, FROGS 法の信号パターンに比べ,  $\beta$ -ATP の信号強度の低下現象が認められた。ピークエリア比では, PCr/Pi 以外は3方法間で類似した。

図8に健常者の肝臓の  $^{31}\text{P}$ -MRS を示した。S/N の良いスペクトルが得られ, FROGS 法では胸腹筋領域の信号を飽和した為, FID 法に比べ信

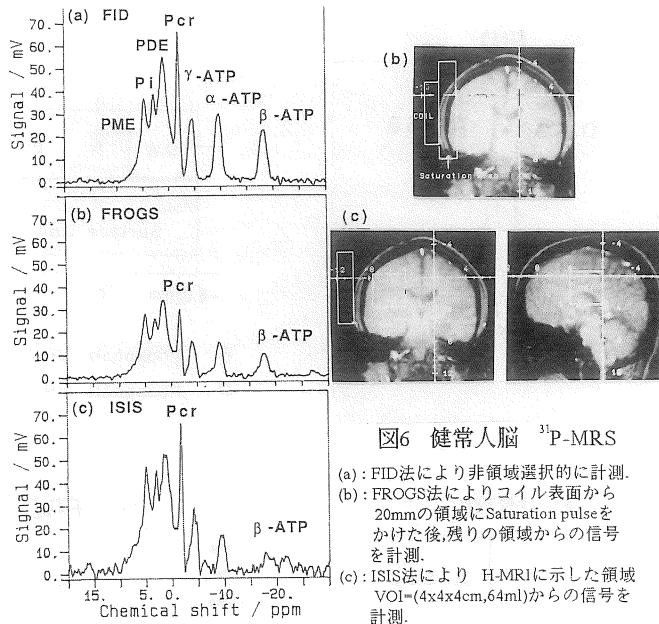


図6 健常人脳 <sup>31</sup>P-MRS

(a) : FID法により非領域選択的に計測。  
 (b) : FROGS法によりコイル表面から20mmの領域にSaturation pulseをかけた後、残りの領域からの信号を計測。  
 (c) : ISIS法により <sup>1</sup>H-MRIに示した領域VOI=(4x4x4cm,64ml)からの信号を計測。

図6 健常人脳 <sup>31</sup>P-MRS

(a) : FID 法により非選択的に計測  
 (b) : FROGS 法によりコイル表面から20 mm の領域に saturation pulse をあて、

残りの領域からの信号を計測

(c) : ISIS 法により <sup>1</sup>H-MRI に示した 4 × 4 cm の領域からの信号を計測

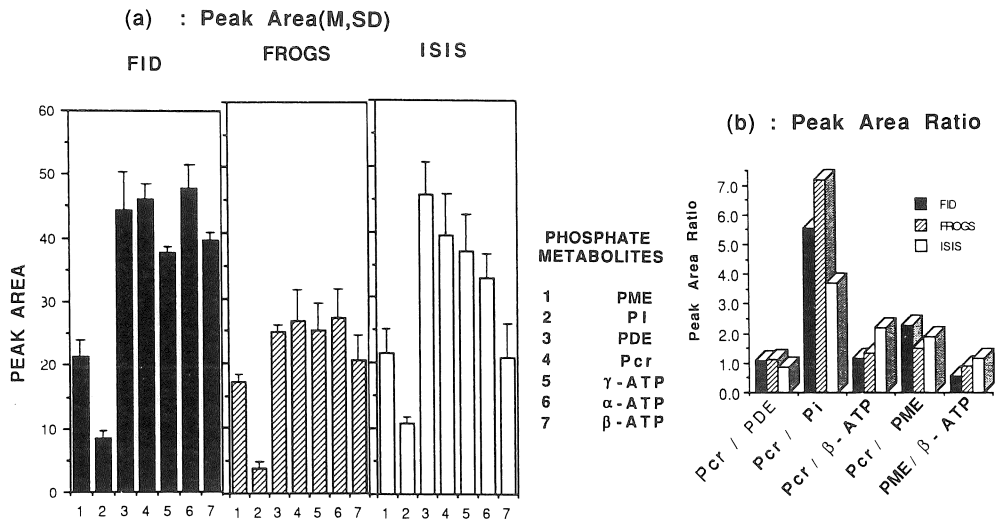


図7 健常人脳 <sup>31</sup>P-MRS ピーク面積

(a) : FID, FROGS, ISIS 法のピークエリアの平均値と標準偏差 (n=5)

(b) : FID, FROGS, ISIS 法のピークエリア比の平均値 (n=5)

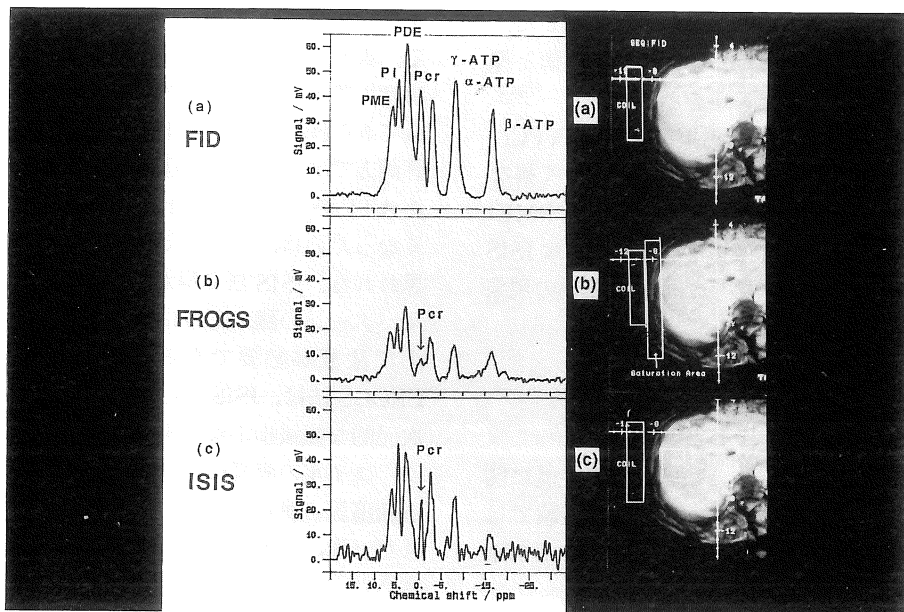


図 8 健康人肝臓  $^{31}\text{P}$ -MRS

(a) : FID 法により非選択的に計測  
 (b) : FROGS 法によりコイル表面から 20 mm の領域に saturation pulse をあて、

残りの領域からの信号を計測  
 (c) : ISIS 法により  $^1\text{H}$ -MRI に示した  $4 \times 4 \times 4 \text{ cm}$  の領域からの信号を計測。

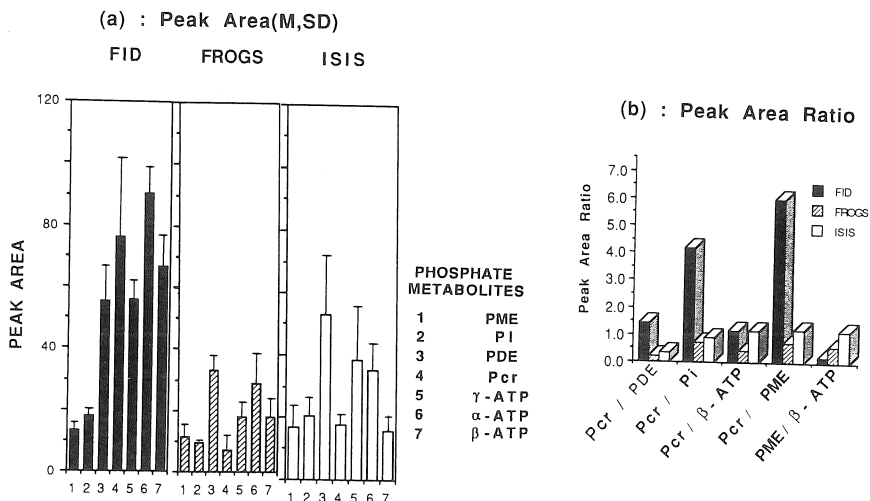


図 9 健康人肝臓  $^{31}\text{P}$ -MRS ピーク面積

(a) : FID, FROGS, ISIS 法でのピークエリアの平均値と標準偏差 (n=4)

(b) : FID, FROGS, ISIS 法でのピークエリア比の平均値 (n=4)



号強度が低下し、特に PCr の信号は著減した。図 9 に健常者 4 名の各ピーク面積の平均値と標準偏差及びピークエリア比を示した。ピークエリア比では FID 法と領域選択法との間で、PCr/PDE, PCr/Pi, PCr/PME の各比が大きく異なった。PCr/ $\beta$ -ATP は 3 方法間で異なり、PME/ $\beta$ -ATP は ISIS 法で最も高くなった。これは ISIS 法では  $\beta$ -ATP の信号強度が低くなる為の現象と思われた。

## 考 察

局在  $^{31}\text{P}$ -MRS 測定法の領域選択の性能に関しては、リン酸ファントムを用いた実験では FROGS, ISIS 法ともに良好な localization が確認できた。

健常人での脳、肝の測定結果では、脳においてはスペクトルパターン上からは 3 方法間で類似していた。これは右側頭部のコイル表面に近い筋肉由来の信号が少ない為であろうと思われた。一方肝では、非選択法では右上腹部の筋肉由来の信号に大きく影響される結果となり、領域選択法の使用が必須と思われた。

脳、肝の局在  $^{31}\text{P}$ -MRS を測定する場合、今回の検討で次の事項が指摘できた。FROGS 法においては、コイルに近い VOI 外の領域の信号はほぼ完全に除去できたが、saturation pulse の効果で VOI 内の領域の信号強度を約 23% 程度ロスすることが確認できた。ISIS 法においては、脳、肝のリンの chemical shift が広い為、各々のピークの選択領域が異なってくる。PME と  $\beta$ -ATP では約 20 ppm の chemical shift があり、

1 方向で理論上 17 mm の領域選択のずれとなる。表面コイルを使用する場合このずれは測定感度の差となり、ピーク間の信号強度の差となってあらわれる。今回の ISIS 法の測定結果で脳、肝両方で  $\beta$ -ATP の信号強度が低くなり、PME/ $\beta$ -ATP のピークエリア比が FROGS 法に比べ高くなったのは、これを反映した結果であろうと思われた。ISIS 法で得た  $^{31}\text{P}$ -MRS のスペクトルパターンの臨床応用に関しては、その解釈の上で注意が必要であると思われた。その点 FROGS 法は、ISIS 法の問題点に比較して、3 次元的な領域指定は出来ないが、測定時間も短く、コイルの直径に比べて広範囲な領域を有する腫瘍等の測定には、有用な方法であると思われた。(尚、本論文の主旨は、第14回日本磁気共鳴医学会大会に於いて報告した。)

## 文 献

- 1) Ueshima Y: Volume-selected spectroscopy, JJ Magn Reson Med 7: 3-23, 1987
- 2) Ordidge A, Connely A & Lohman JAB: Image-selected in vivo spectroscopy (ISIS). A new technique for spatially selective NMR spectroscopy. J Magn Reson 66: 283-294, 1986
- 3) Sauter R, Mueller S & Weber H: Localization in vivo  $^{31}\text{P}$  NMR spectroscopy by combining surface coils and slice-selective saturation. J Magn Reson 75: 167-173, 1987
- 4) シーメンス旭メディテック株式会社開発製造本部 MRアプリケーション Spectroscopy sequence library. 1989
- 5) Nuruse S, Tanaka T, Higuchi T et al.: Non-invasive quantitation of phosphorus metabolites in human brain and brain tumors by magnetic resonance spectroscopy. JJ Magn Reson Med 8: 243-252, 1989

## Basic Studies for Evaluation of Efficacy of $^{31}\text{P}$ Magnetic Resonance Spectroscopy in Whole Body MR System (Siemens H15-2T)

KAZUO IWAYA,<sup>1</sup> MICHIMASA MATSUO<sup>1</sup>  
SHIGEO NISHIKI,<sup>1</sup> YOKO MATSUSHITA<sup>2</sup>  
YUKINARI OKAYAMA,<sup>2</sup> AKIO TSUJI,<sup>3</sup> KATSUNORI TADA<sup>3</sup>

<sup>1</sup>*Department of MR center, Tenri Hospital*

<sup>2</sup>*Department of Clinical Pathology, Tenri Hospital*

<sup>3</sup>*Department of Radiology, Tenri Hospital  
Mishima-cho, 200, Tenri-si, Nara-ken 632*

We evaluated the efficacy of the volume selective spectroscopy (VSS) techniques (FROGS, ISIS) for measurement phosphorus-31 magnetic resonance spectroscopy ( $^{31}\text{P}$ -MRS) using Siemens Magnetom H15-2T (1.5 tesla). We compared with relative peak area of  $^{31}\text{P}$ -MRS between using the FID technique, which is non-selective method and the FROGS, ISIS techniques in the human brain and liver.

Materials were both a phantom containing phosphoric acid and the brain and liver in nine healthy volunteers. The spectroscopy coil was a surface coil (8 cm diameter) for studies. Volume of interest (VOI) dimensions were  $4 \times 4 \times 4$  cm, yielding a volume of  $64 \text{ cm}^3$ , the edge of the VOI was 2.0 cm from the plane of the surface coil in the ISIS techniques.

VSS techniques provided good localization in the phantom studies because of few contamination of signals from regions outside the VOI. The peak of phosphorus metabolites were obtained with good signal to noise ratio (S/N) and good resolution in the human brain and liver. The peak area ratios (Pcr/PDE, Pcr/PME, Pcr/Pi) were similar in the three methods in the brain, on the other hand some decrease in the FROGS and the ISIS in the liver. The peak area ratios (Pcr/ $\beta$ -ATP, PME/ $\beta$ -ATP) were different in the three methods in the brain and liver and PME/ $\beta$ -ATP was highest in the ISIS technique.

We conclude that the VSS techniques were useful in the liver than in the brain, In the FID method Pcr peak area was inaccuracy owing to contamination of signal of muscles from right upper quadrant near the coil. However the  $\beta$ -ATP peak area considerably lower in the ISIS technique than the FROGS technique. Some decrease in the intensity of the  $\beta$ -ATP peak is expected due to shift of the ISIS VOI of the  $\beta$ -ATP away from the surface coil for this resonance. So more carefulness is needed with regard to clinical applications.