

# パラレルイメージング用アレイコイルを利用した $^{13}\text{C}$ スペクトロスコピックイメージングの試み [大会長賞記録]

森川 茂廣<sup>1,2</sup>, 村山 浩之<sup>3</sup>, 藤本 栄<sup>1</sup>, 椎野 顯彦<sup>1</sup>,  
犬伏 俊郎<sup>1</sup>, 栗林 秀人<sup>4</sup>

<sup>1</sup>滋賀医科大学 MR 医学総合研究センター <sup>2</sup>同基礎看護学講座 <sup>3</sup>同外科学講座  
<sup>4</sup>Varian Technologies Japan

## はじめに

$^{13}\text{C}$  核など  $^1\text{H}$  以外の核種の MR スペクトロスコピー (MRS) は感度が低く, 更にスペクトロスコピックイメージング (SI) を行うことは容易でない. 感度の向上は MRS に課せられた命題であり, 一つの解決策は高磁場装置の利用であるが, これには高額な装置の導入が必要で, 現実的には限界がある. また  $^{13}\text{C}$  核の化合物については超偏極を用いる試みが行われているが, これも大掛かりな装置が必要となり一般に普及はしていない. もう一つのオプションとして, MDCT と同様の発想で, 複数のアレイコイルを利用する方法がある. しかし,  $^{13}\text{C}$  核など他核種用のアレイコイルを準備することは, 技術面でもコスト面でも難しい. 我々は  $^{13}\text{C}$  核の高感度検出のために  $^{13}\text{C}$  核に隣接する  $^1\text{H}$  核を利用した  $^1\text{H}$  検出  $^{13}\text{C}$ -SI に取り組んできた<sup>1)</sup>. 今回, ラット頭部のパラレルイメージング用の  $^1\text{H}$  の 4 チャンネルアレイコイルを導入したので, これを利用した  $^{13}\text{C}$ -SI を試み, その有効性について検討した.

## 方 法

MR 撮像は, 7T 動物実験用 MR 装置, Unity Inova (Varian, Palo Alto, CA) を使用した. RF コイルは, 送信用の容積コイルと受信用の 4 チャンネル表面コイルで構成される Rapid Biomedical 社 (Rimpar, Germany) のラット頭部  $^1\text{H}$  イメージ用アレイコイル (300 MHz) を使用し,  $^1\text{H}$  検出  $^{13}\text{C}$  スペクトロスコピーのために, 手製の  $^{13}\text{C}$  送信用表面コイル (75 MHz) を組み合わせて使用した (Fig. 1).

$^1\text{H}$  検出による  $^{13}\text{C}$  信号の画像化のためには, gradient enhanced hetero-nuclear multiple-quantum coherence (HMQC) とケミカルシフトイメージング (CSI) を組み合わせたシーケンスを作成した (Fig. 2). コーヒーレンスを選択するための通常の 2 : 2 : 1 の傾斜磁場を 3 : 5 : 0 とし 3 軸に加え<sup>2)</sup>, 3 番目の傾斜磁場のタイミングで 2 軸方向に  $8 \times 8$  の位相エンコードを加えた. CSI の測定は, [ $1\text{-}^{13}\text{C}$ ] グルコース (Isotec, Miamisburg, OH) の 5% 水溶液ファントムを用い, FOV,  $36 \times 36 \text{ mm}^2$ , あるいは  $36 \times 18 \text{ mm}^2$  として行った. われわれの MR コンソール (VNMRJ Ver.1.1D) には, パラレルイメージングのオプションが準備されてい

---

キーワード spectroscopic imaging,  $^1\text{H}$ -detected  $^{13}\text{C}$  spectroscopy, multiple quantum coherence, phased array coil, parallel imaging

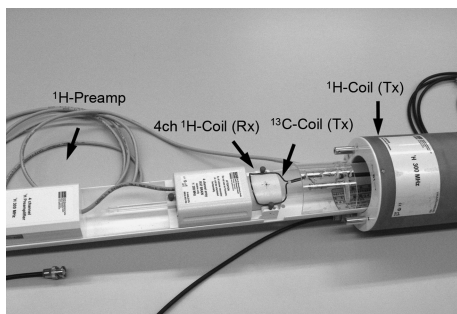


Fig. 1. RF coil for  $^1\text{H}$ -detected  $^{13}\text{C}$  MR spectroscopy. A home-built  $^{13}\text{C}$  surface coil for transmission (75 MHz) was combined with a 4-channel  $^1\text{H}$  multi-receiver surface coil (300 MHz) for rat head imaging (Rapid Biomedical, Rimpar, Germany) at 7T.  $^1\text{H}$  RF pulses are transmitted from a volume coil with active decoupling to the surface coils.

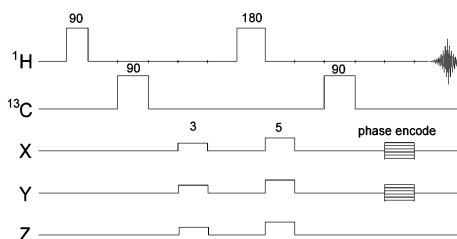


Fig. 2. A scheme of the pulse sequence to observe  $^1\text{H}$ -detected  $^{13}\text{C}$ -spectroscopic imaging combining gradient enhanced heteronuclear multiple quantum coherence and chemical shift imaging. Gradient pulses with intensities of 3 : 5 : 0 instead of 2 : 2 : 1 are applied in the 3 axes to select multiple quantum coherence and phase encoding gradients were applied at the timing of the third gradient for chemical shift imaging.

いため、外部コンピュータにデータを取り出し、Matlab でデータ処理を行った。

## 結果および考察

### 1. スペクトロスコピーの感度評価

容積コイルで送受信した場合には、約 15 ml のグルコースファントム全体が感度領域に含まれるが、容積コイル送信-表面コイル受信の場合は、ファントムのごく一部の領域（全体の約 1/10 の領域）の信号しか観測していない。まず、位相エンコードを行わずに 8 回の積算を行い、それぞれのコイルでスペクトルを得て信号の比較を行った (Fig. 3)。容積コイルの filling factor が低いので一概に比較はできないが、表面コイルでは、感度がカバーする領域が小さいにもかかわらず、明らかに良好なグルコースの信号が観測され、各チャンネルで容積コイルの約 10 倍の信号雑音比 (S/N) が得られた。

### 2. データ処理法の検討

ファントムのスピンエコー画像 (700/15 ; TR/TE, FOV = 40 × 40 mm<sup>2</sup>) を用いて、このコイルで得られたデータに対する SENSE<sup>3)</sup> の手法によるデータ処理について検討した。Fig. 4 A~C は、実測の画像で、容積コイル (A) と、4 個の表面コイルのデータを信号レベルを合わせて加えたもの (B)、位相 FOV と位相エンコード数を 1/2 (SENSE factor (SF) = 2) (C) としたものを表示している。Fig. 4 (D)~(G) は、折り返し画像データを展開した画像で、(D), (F) では (A) を、(E), (G) では (B) をリファレンス画像として用い、(D), (E) は複素数データ、(F), (G) は絶対値データとして計算して得た結果である。折り返し画像データでは、データの位相が異なっているために、画像の重なり部分で単純な加算ではなく、かえって信号が低下している場合もあり、良好な計算結果を得るためには、絶対値ではなく、複素数として計算処理する必要があった。このコイルは、ラット脳画像用のコイルであるた

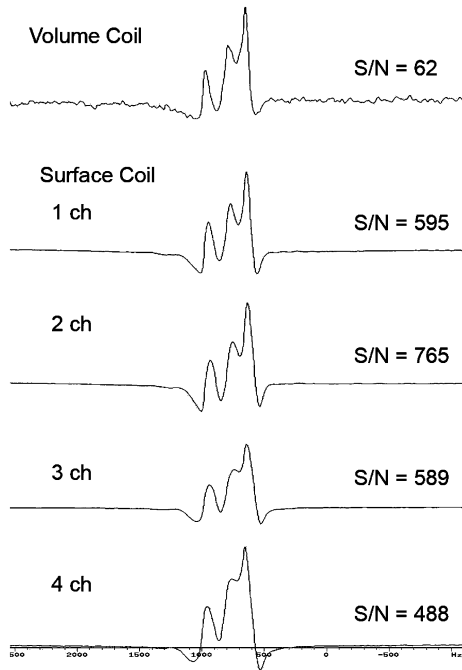


Fig. 3. Spectra of gradient enhanced heteronuclear multiple quantum coherence of a  $^{13}\text{C}$ -glucose phantom obtained by the volume coil and 4 surface coils without phase encoding. The surface coils had much smaller sensitivity area compared with the volume coil, but showed much better signal to noise ratios of the spectra.

め、四つのコイルすべてが上側に配置されており、表面コイルでのファントムの下半分の観測はほとんど不可能であった。

### 3. CSI の測定

$^{13}\text{C}$ -グルコースのファントムを用いて、 $^{13}\text{C}$ -CSI について検討した。CSI の位相エンコードは  $8 \times 8$  ステップ、積算回数 8 回と一定にし、フーリエ変換時に、zerofill により Full FOV では  $32 \times 32$ 、Half FOV では  $32 \times 16$  の画像を構築した。スペクトルは絶対値とし、グルコース信号に一致するケミカルシフト領域を加算した。Fig. 5(A)は容積コイルで受信、(B)は表面コイルで受信、(C)は4チャンネルの信号を足し合わせて得られた CSI の結果である。 $^{13}\text{C}$

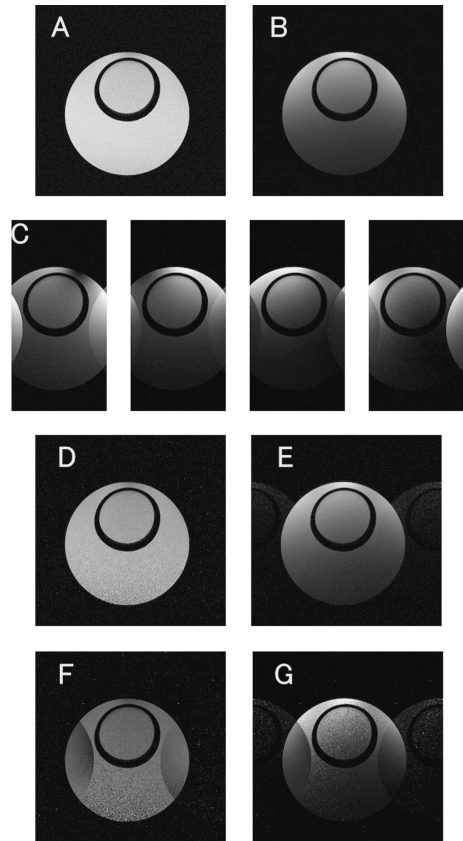


Fig. 4.  $^1\text{H}$  spin echo images of a phantom. (A) A full-FOV image obtained by the volume coil. (B) Sum of the images obtained by 4 surface coils. (C) Half-FOV images obtained by the 4 surface coils. (D-G) Unfolded images calculated as complex data. (D, E) were calculated as complex data and (F, G) were as absolute data. (D, F) were processed using image (A) as reference and (E, G) were processed using image (B).

グルコースの信号は、容積コイルで受信した場合でも、 $^{13}\text{C}$  表面コイルの感度分布によって影響を受けるため、 $^1\text{H}$  イメージのように均一な画像は得られず、ファントムの両側で他の部分より強い信号が認められた。Half FOV の実測データは(D)に示すとおりで、リファレンスとして(A)の容積コイルのデータと(C)の表面コ

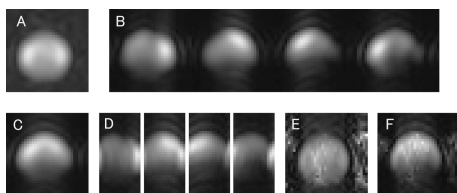


Fig. 5. Spectroscopic images (SIs) of a  $^{13}\text{C}$ -glucose phantom. (A) SI obtained by the volume coil, (B) by the 4 surface coils, and (C) sum of the 4 data. (D) SIs with half FOV by 4 surface coils. (E) and (F) Unfolded image using image (A) and (C) as references, respectively.

イルのデータを用いて展開した結果をそれぞれ (E), (F) に示す. CSI データの展開の結果は, あまり良好とは言えず, どちらかといえば, 容積コイルデータより表面コイルデータをリファレンスとして用いた方が良好であった. これは, 容積データの不均一さや解像度の低さが原因であると同時に, CSI の場合はスペクトルの領域の信号を足し合わせているため, 複素数ではなく絶対値として計算せざるを得ないことに起因するものと考えられた.

CSI 画像の Fig. 5(A) と (C) の画像を見る限り S/N の差は明らかではなかったが, Fig. 3 で示した S/N の違いと, 4 チャンネルのデータが存在することを考慮すると, 今回製作した検出系は通常と比べて遥かに良好な S/N を達成しており, SENSE を用いる計算処理を行わなくても, Fig. 5(C) の画像のように, 単に表面コイルのデータを加えることで, 十分に使用

する価値があると考えられた. SENSE のデータ処理については, リファレンスデータの撮像法やデータ処理プログラムの改良について数多くの解決すべき検討課題が存在しているが, このシステムは,  $^{13}\text{C}$ -HMQC-CSI を感度よく測定するための一つの有効なオプションと考えられる.

## 結 語

パラレルイメージング用のフェーズドアレイコイルに  $^{13}\text{C}$  送信用表面コイルを追加し,  $^{13}\text{C}$ -HMQC-CSI データの高感度取得に成功した. 今後, コイルの均一性の向上やデータ処理プログラムの改良により, より一層有用性が高まることが期待される.

## 文 献

- 1) Morikawa S, Inubushi T : Fast  $^{13}\text{C}$ -glucose metabolite mapping in rat brain using  $^1\text{H}$  echo planar spectroscopic technique at 2T. *J Magn Reson Imaging* 2001 ; 13 : 787-791
- 2) van Zijl PCM, Chesnick AS, DesPres D, Moonen CTW, Ruiz-Cabello J, van Gelderen P : *In vivo* proton spectroscopy and spectroscopic imaging of  $\{1\text{-}^{13}\text{C}\}$ -glucose and its metabolic products. *Magn Reson Med* 1993 ; 30 : 544-551
- 3) Pruessmann KP, Weiner M, Scheidegger MB, Boesiger P : SENSE : sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999 ; 42 : 952-962

## A Trial of $^{13}\text{C}$ Spectroscopic Imaging Utilizing a Phased-array Coil for $^1\text{H}$ Parallel Imaging [Presidential Award Proceedings]

Shigehiro MORIKAWA<sup>1,2</sup>, Hiroyuki MURAYAMA<sup>3</sup>, Sakae FUJIMOTO<sup>1</sup>,  
Akihiko SHIINO<sup>1</sup>, Toshiro INUBUSHI<sup>1</sup>, Hideto KURIBAYASHI<sup>4</sup>

<sup>1</sup>*Biomedical MR Science Center and Departments of <sup>2</sup>Fundamental Nursing and <sup>3</sup>Surgery,  
Shiga University of Medical Science*

*Seta Tsukinowa-cho, Otsu, Shiga 520-2192*

<sup>4</sup>*Varian Technologies Japan*

We attempted to use a surface coil for  $^{13}\text{C}$  transmission combined with a 4-channel phased array coil for  $^1\text{H}$  parallel imaging to observe  $^1\text{H}$ -detected  $^{13}\text{C}$  spectroscopic imaging with high sensitivity in a bottle phantom containing 15 ml of 5% [ $1\text{-}^{13}\text{C}$ ]glucose solution. For spectroscopic imaging, we used a combined pulse sequence of gradient-enhanced, heteronuclear, multiple-quantum coherence and chemical shift imaging. We processed data utilizing sense encoding (SENSE), a parallel imaging technique, on an external computer. The 4 surface coils for reception showed a limited area of sensitivity, but the signal-to-noise ratio (SNR) by individual coils in the observed spectra was 10-times higher than that in the spectrum by the volume coil from the whole phantom. Processing to unfold the image data with SENSE was successful when we used spin-echo image data. However, acquisition of good results required complex data, not absolute data, for signal processing. To construct spectroscopic imaging, we integrated the signal intensities corresponding to the spectral peak, and the data acquired had to be an absolute value, not a complex value. In addition, reference data obtained by the volume coil was not as homogeneous as  $^1\text{H}$  image data because the sensitivity of the  $^{13}\text{C}$  surface coil affected the  $^1\text{H}$  signal intensities of the spectroscopic image. At present, the results of data processing utilizing SENSE are not completely successful for spectroscopic image data, and the method requires further improvement. Considering the SNR of the spectral data observed by the surface coil, however, our trial to use a phased-array coil will be a feasible option to increase sensitivity of  $^1\text{H}$ -detected  $^{13}\text{C}$  spectroscopic imaging.