

厚生労働科学研究費補助金（医療機器開発推進研究事業：ナノメディシン研究）  
分担研究報告書

制御システムの開発

分担研究者 浦山 慎一 京都大学大学院医学研究科 助教  
分担研究者 犬飼 宗弘 京都大学大学院医学研究科 研究員  
分担研究者 上野 智弘 京都大学大学院医学研究科 助教  
分担研究者 松原 明 京都大学低温物質科学研究センター 准教授  
分担研究者 土井 信昭 株式会社サムウェイ 課長

研究要旨

2008年度におけるMRI顕微鏡のプロトタイプ機の製作に際し、RFコイルや傾斜磁場コイルのMRIプローブと呼ばれるもの以外の部分のMRI顕微鏡の制御システムの開発を行なった。システム構成は静磁場マグネット、NMRスペクトロメータ、FPGAモジュール、傾斜磁場用高速電流アンプである。傾斜磁場制御システムの構築のために、傾斜磁場コイルをドライブする高速電流電源機種によらない一般的な電源のアナログ制御が可能となるFPGAモジュールを導入した。このFPGAモジュールには、LabViewベースの開発環境が初期設定として備わっていた。また、NMRスペクトロメータに関しては、Visual-Basicベースのシステムが開発初年度に構築されていた。そこで、開発速度を優先させるために、傾斜磁場制御システム構築に関してはLabViewベースで行ない、Visual-BasicベースのNMRシステムと一体としてMRI顕微鏡システムとして機能するように、タイミングをNMRスペクトロメータからFPGAモジュールへ渡し、クロックを同期させることで、制御システムの開発を行なった。この開発により、2次元/3次元での撮像が可能となった。

A. 目的

2007年度において、MRI顕微鏡室の施工、静磁場マグネットの開発、NMRスペクトロメータの開発や超小型プリアンプの開発などMRI顕微鏡の開発の基盤整備を行なった。この整備された開発基盤をもとに、2008年度にRFコイルや傾斜磁場コイル、さらには傾斜磁場制御システムを開発し、MRI顕微鏡のプロトタイプ機の製作を目指す。本分担研究においては、RFコイルや傾斜磁場コイルのMRIプローブと呼ばれるもの以外の部分のMRI顕微鏡の制御システムの開発を行なう。特に静磁場マグネット、NMRスペクトロメータの中心機器と、開発する傾斜磁場制御システムを一体のものとして制御できるように開発を行なう必要がある。

B. 研究方法

RFコイルや傾斜磁場コイル以外のMRI顕微鏡のプロトタイプ機におけるシステムの構成要素は、静磁場マグネット、NMRスペクトロメータ、FPGAモジュール、傾斜磁場用高速電流アンプである。以下にその構成要素について説明する。

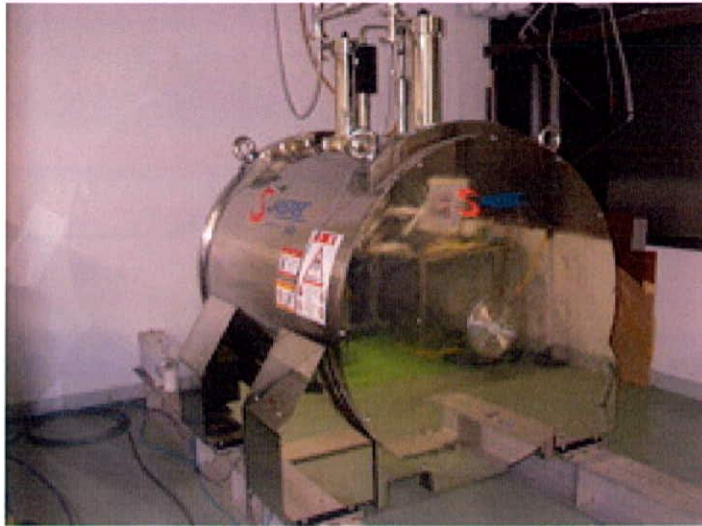


Fig.1: 静磁場マグネット。静磁場強度14.1 T、FRP製の48 mm径の水平ボアを採用。

#### 静磁場マグネット：

通常の高磁場NMR用静磁場コイルは、ボアが鉛直方向である縦型をしている。ボア径の小さい方が高磁場を発生しやすい。そのため、採用した14.1 Tという高磁場用マグネットは細長いボアをしている。生体を重力に逆らってボア内に設置することは、生体の状況を変化させ、非侵襲的に撮像するという観点からも好ましくない。また、生体組織等の撮影に際しても、緩衝溶液を流すなど、生体組織を生きた状態に近い形で撮影するための試料へのアクセスが重力の影響を強く受ける。そこで、通常の縦型の静磁場コイルを横置きに設計変更し、生体を重力に逆らわず、また、緩衝溶液の流れを簡単に制御可能とさせた。同時に、水平ボアを用いることで、緩衝溶液を抜くことなく、試料の取り替えのできるシステムの構築が可能となった。傾斜磁場コイルによる渦電流の発生を抑えるため、通常SUSから強化プラスチック（FRP）に変更を行った (Fig.1)。

#### NMRスペクトロメータ：

14.1 Tの静磁場強度において、 $^1\text{H}$ を用いたNMRを行なうために、NMRスペクトロメータは、600 MHzの動作周波数を持たなければならない。さらに、スペクトロメータはRFパルスの送受信を行なうとともに、撮像シーケンスにおける傾斜磁場の時間同期を取る必要がある。また、送信コイルと受信コイルのアクティブデカップルを実現するためのピンダイオードの制御も必要となる。また、MRI顕微鏡においては、撮像対象付近での磁場強度変化測定や温度測定を撮像シーケンスに同期する必要性が生じると考えられる。そこで、様々な時間同期を位相のずれなどを排除した形で行なうために、信号のアナログ処理部とデジタル処理部が完全にコヒーレントである必要がある。そこで、デジタル処理部のADボードとパルサーボードにアナログ処理部の基準クロック (20MHz) を外部入力できるようにして、基準クロックを合わせた。さらに、基準クロックに時間同期させたパルサーボードを追加することにより、必要とされるタイミングをTTL出力させた。オールソリッドステート化して、電力増幅を行なうことで600 MHzの高周波においても高速パルス増幅器として高直線性・低歪みをもたせた。さらにハイブリット方式によ

り、1 kWの高出力を達成した。さらにRF出力側にADボードを設置することで、種々のパルス波形の出力を可能とさせた (Fig.2)。

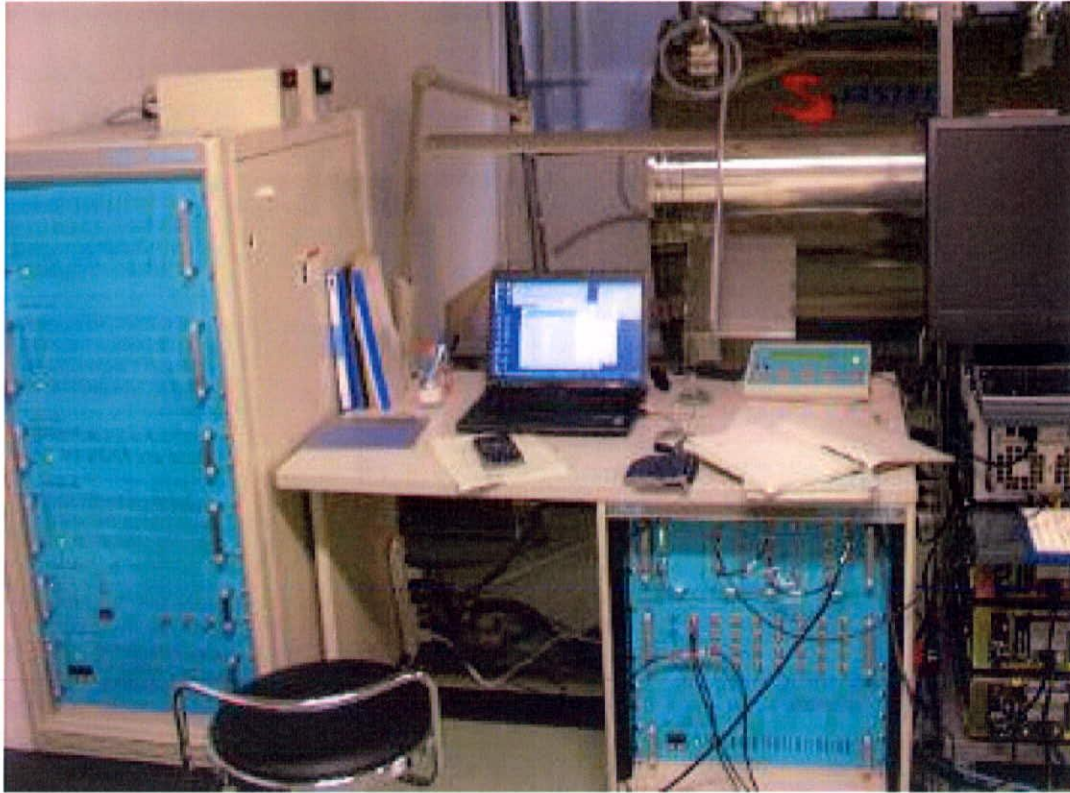


Fig.2: NMRスペクトロメータ（写真上の青い装置）。  
左側がRFパワーアンプ（1kW）、右側が送受信系。中央にパルサーの出力が並んでいる（24ch）。

NMRスペクトロメータの動作を制御し、パルスシーケンスをMRI顕微鏡に則した形で開発する必要がある。MRI顕微鏡用に新たに付け加えられたハードウェアを組み込んだ形の開発環境を構築した。開発環境としては、VisualBasicを用い、GUI（Graphical User Interface）を実現させた(Fig.3)。

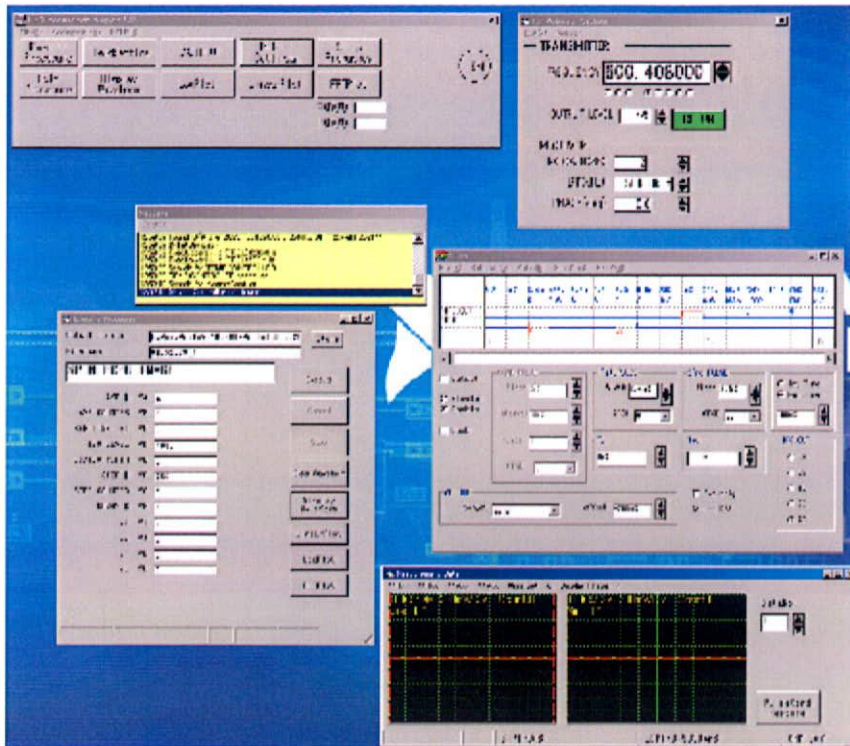


Fig.3 NMRスペクトメータにおけるGUIを用いた操作

### FPGAモジュール

傾斜磁場コイルにあらかじめ決められたタイミングで、決められた強度の決められた長さのパルス状の電流（一般的には、任意波形の電流）を流して、傾斜磁場制御を行なう必要がある。傾斜磁場制御の最終段にあたる高速電源アンプが上記の傾斜磁場シーケンスに沿った形でパルス状電流を発生できるように、制御信号を高速電流アンプに送らなければならない。高速電源アンプの種類によらない形での傾斜磁場制御を可能とするために、最も汎用性の高いアナログ電圧制御が可能となるFPGAモジュールを導入した(Fig.4)。

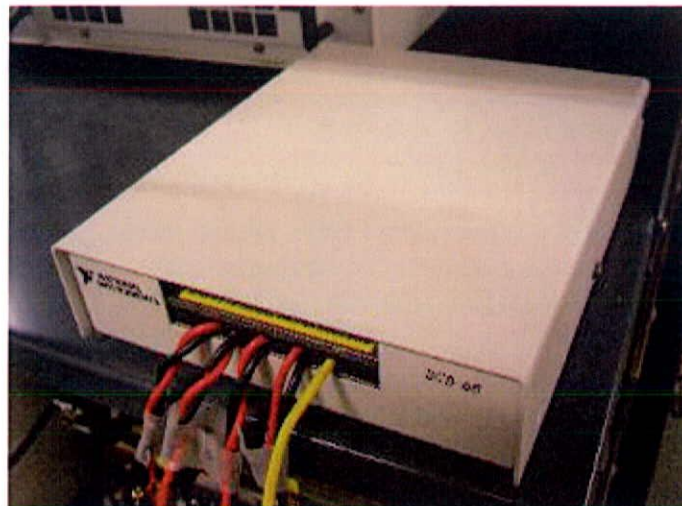


Fig.4: FPGAモジュールの出入力ボード。デジタル／アナログ電圧の出入力が可能となっている。

導入されたFPGAモジュールでは、アナログ入力8ch、アナログ出力8ch、デジタル入出力16chを持つ出入力ボードとFPGAボード、FPGAボードを組み込んだPXIシステムより構成される。これにより、デジタル入力によってタイミングを受け、内部のD/Aボードにより生成した任意波形をアナログ出力から制御信号として取り出すことができる。FPGAモジュールのシステムは日本ナショナルインスツルメンツ社のLabViewにより開発することができる。

### 高速電流アンプ

傾斜磁場コイルにおいて、必要とされる傾斜磁場を発生させるために、制御信号に対応した電流を生成する必要がある。今後の高速撮像への発展を考慮して、既製品の中で最も高速に動作するKEPCO社製のBOP20-20のバイポーラ高速電源を導入した(Fig.5)。傾斜磁場3方向に対応して3台のセットになっている。全面、もしくは背面におけるアンプの入力に制御信号を送ることで、アンプとして必要とする電流を任意波形で出力することができる。スペックは出力 $\pm 20\text{A}$ 、 $\pm 20\text{V}$ で、出力方形波における振幅の20%から80%までの上昇時間が $35\mu\text{sec}$ となっている。

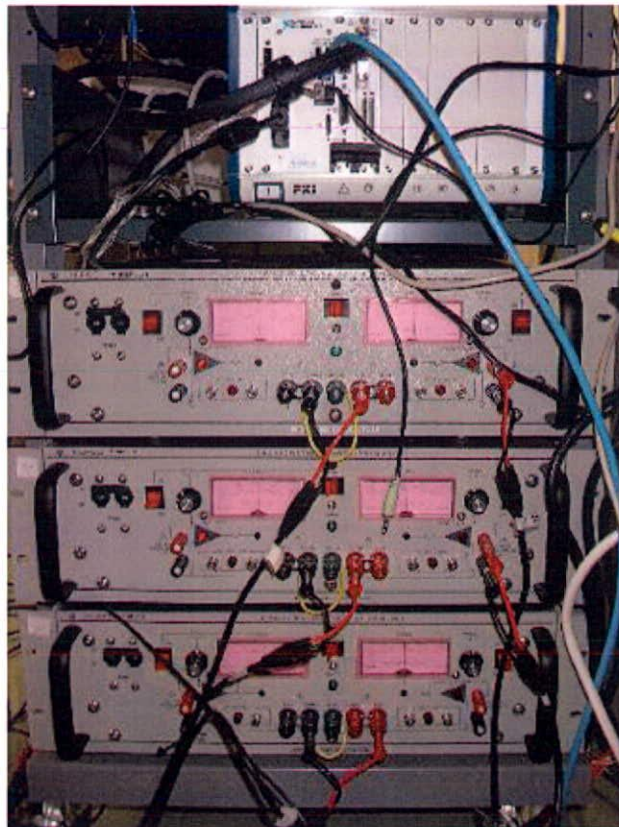


Fig.5: 傾斜磁場用高速電流アンプ。Kepco社製。傾斜磁場の3軸に対応して3台のセットである。アンプの上に制御用のPXIシステムが見える。

開発速度を優先させるために、NMRシステムにおいては、NMRスペクトロメータで開発初年度に構築されていたVisual-Basicベースのシステムを拡張させ、傾斜磁場制御システムにおいてはFPGAモジュールに標準に備わっているLabViewベースで行ない、2つのシステム間においてタイミングとクロックを受け渡しできるようにして、一体のMRI顕微鏡制御システムの構築を図る。ま

た、傾斜磁場制御システムでは、LabViewにおいて、傾斜磁場シーケンスをプログラムし、その制御信号を高速電流アンプに送ることで傾斜磁場コイルを駆動させる。

(倫理面への配慮)

特に無し

### C. 研究結果

MRI顕微鏡のプロトタイプ機のシステム構成として、Fig.6に示すようなものを構築した。ここで、異なった色で囲まれている部分が1ブロックとして、役割を果たしている。紫色で囲まれた部分がNMRシステムであり、NMRスペクトロメータとプリアンプ、パワーアンプ、サーキュレーター、制御PCからなる。緑色で囲まれた部分がFPGAモジュールに対応する。PXIシステム(PXI)内に内蔵制御PCが存在し、LabViewの開発環境を持ち、FPGAボード (Gradient FPGA) の制御を行なっている。茶色で囲まれた部分が高速電流アンプに対応し、傾斜磁場の3軸に対応して、3台で構成されている。灰色で囲まれた部分が静磁場コイルの内部 (磁場の存在する領域) を示している。静磁場内にRFコイル (水色で囲まれた領域)、傾斜磁場コイル (黄色で囲まれた領域) で構成されるMRIプローブ (灰色の点線で囲まれた領域) が挿入される。NMRシステムでは、2007年度に開発されたVisual-Basicベースのものを拡張して制御プログラムとして用いた。また、傾斜磁場制御システム、画像再構成は新規に構築を行なった。

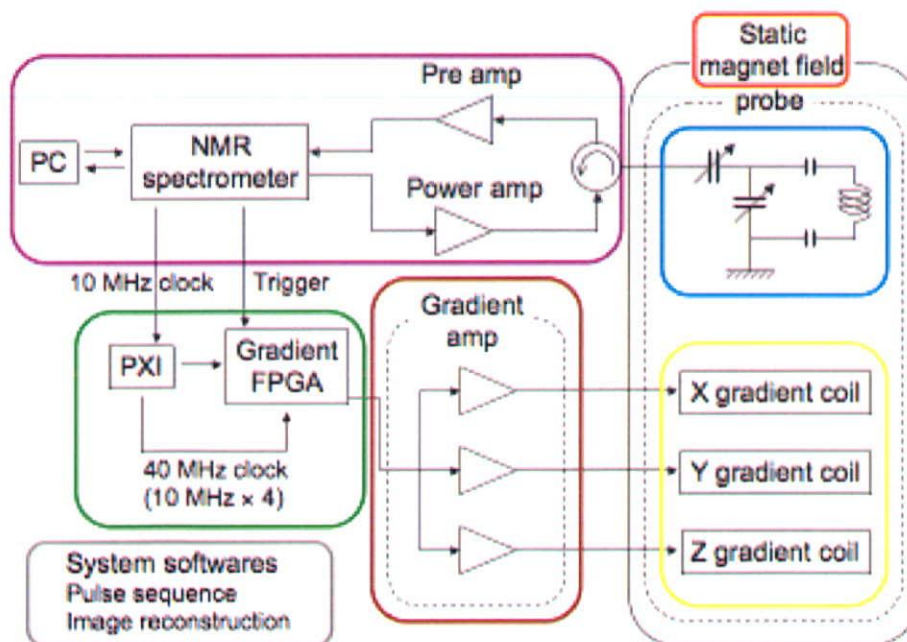


Fig.6: MRI顕微鏡のシステム構成。独立した機能を持つ部分が、色分けされている。

NMRシステムと傾斜磁場制御システムの統合するために、クロックの同期を取った。NMRスペクトロメータの基準クロックである10MHzを傾斜磁場制御システムのPXI内蔵PCに送り、PXIから供給される基準クロックをNMRスペクトロメータのクロックに合わせた。同期を取ったPXIの

基準クロック10MHzを内部で4倍波である40MHzに生成し直して、FPGAボードの基準クロックとして供給した。これにより、NMRシステムと傾斜磁場制御システムのクロックが合い、時間同期がとれるようになった。

プロトタイプとして、最も典型的なスピネコー法を用いた信号採取を行なうこととした。2次元画像の場合ではリード1方向、フェーズ1方向、3次元画像の場合ではリード1方向、フェーズ2方向の画像構成を採用した。まず、NMRシステムを拡張し、1回のパルスシーケンスの動作開始前にトリガーを生成し、これを傾斜磁場制御システムに送った。NMRシステム側はその1回のパルスシーケンスでリード方向の1ラインの信号収集を行なう。傾斜磁場制御システム側は、1回のパルスシーケンスごとに必要とされるリード方向、フェーズ方向の傾斜磁場パターンをあらかじめ計算し、NMRシステム側からのトリガー待ちの状態にセットされる。NMRシステム側からのトリガーをデジタルトリガーとしてFPGAモジュールの出入力ボードで受けて、あらかじめセットされた傾斜磁場シーケンスの制御信号をFPGAモジュールの出入力ボードから高速電流アンプに送る。2つのシステム間の基準クロックが同期されているため、2つのシステムにおけるパルスシーケンスの時間的ずれは、FPGAモジュールの出入力ボードでデジタル取りがを受ける際のトリガー認識における時間誤差だけとなる。この時間誤差は、FPGAボードが40MHzで動作しており、1ティックごとにFPGAボードがトリガーを確認していることより、1から2ティック、つまり25から50ns程度となっている。パルスシーケンスがマイクロ秒の単位で動作していることを考えると、十分に高い精度で、1つのパルスシーケンスとして機能していると考えられる。また、リード方向1ラインごとにトリガーを生成しているため、3次元撮像などでの、リードライン数の飛躍的増加に伴う誤差集積の問題も回避することができている。

Fig.7にLabViewを用いて開発された傾斜磁場シーケンス制御プログラムの入力画面を示す。左側に矢印のついた白い箱が、制御パラメータの入力で、灰色の箱が、進行中の値を表示することになっている。一番左の列の上のストップボタンは、緊急時に傾斜磁場シーケンスを停止するためのものである。また、TR、TEの情報を入力することになっている。また、合計のパルスシーケンスの回数と現在進行しているパルスシーケンスの番号を表示している。さらに、tr2gradでNMRシステム側からのデジタルトリガーから、最初の傾斜磁場パルスまでの時間を指定する。左から2列目において、リード方向の傾斜磁場のパラメータを調整している。Gr1とGr1durationにおいて、始めのリード方向の傾斜磁場の大きさと同幅を指定する。さらに、Gr2でエコー時のパルス強度を指定し、Gr1toGr2において2つのパルス間の時間、Gr2durationにて2回目のパルス幅を指定する。左から3列目で、1つ目のフェーズ方向、4列目で2つ目のフェーズ方向の傾斜磁場パルスのパラメータを指定する。PE steps、SL stepsでフェーズの回数、Gpduration、Gsdurationにてパルス幅を指定している。フェーズ方向のパルス強度は最大値に設定されている。最後に、右端の列の下にdummyがあるが、これが信号の定常状態を作るために使用するダミーのパルスの回数を指定する所である。

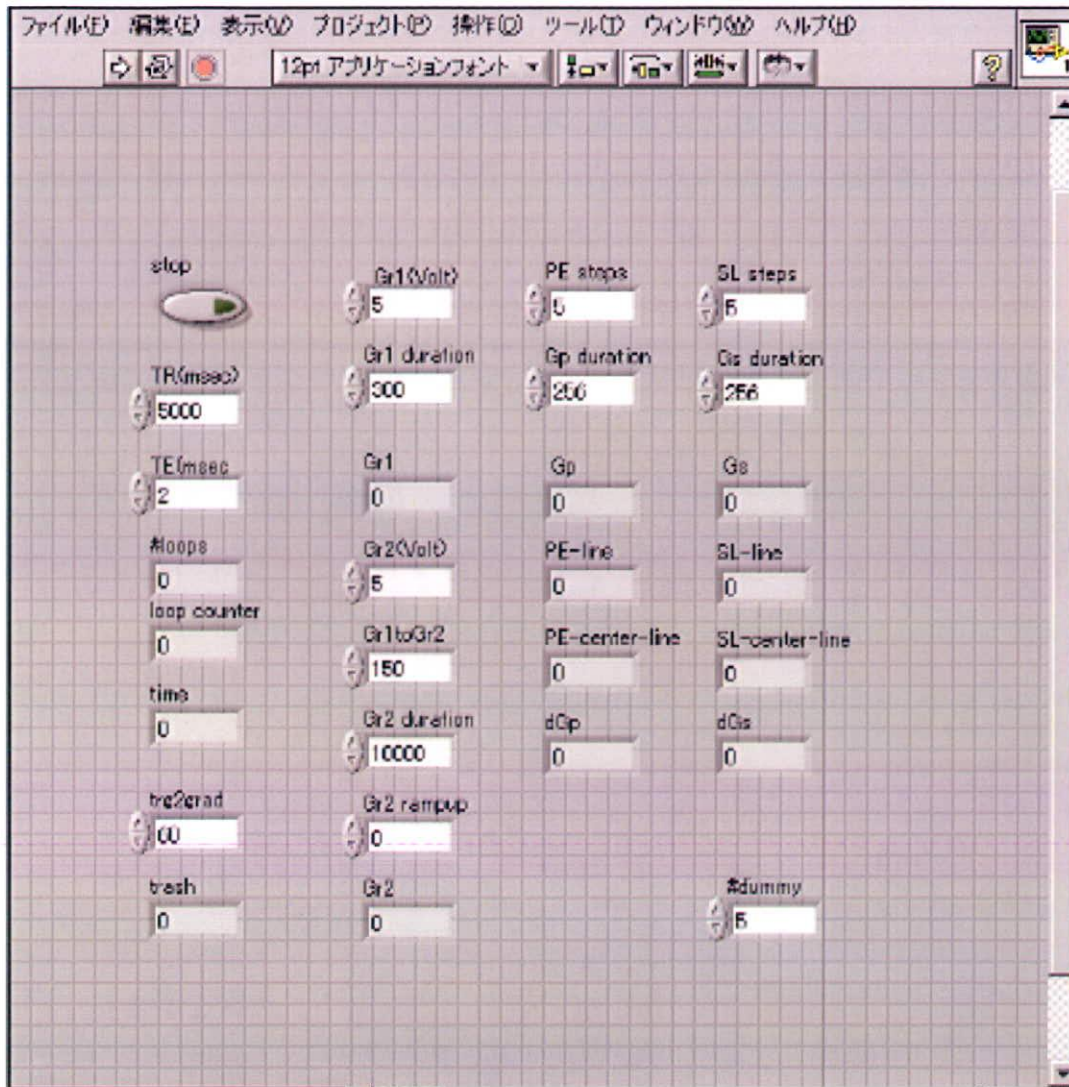


Fig.7: LabViewにおける傾斜磁場シーケンス制御プログラム。リード1方向、フェーズ2方向の傾斜磁場パルスのパラメーターを画面上でそれぞれ指定する。

Fig.8に開発したLabViewによる傾斜磁場シーケンス制御プログラムのブロックダイアグラムを示す。LabViewのダイアグラムは、左から右へプログラムが進行して行く。最初に傾斜磁場の初期化を行なう。その後、シーケンスストラクチャと呼ばれるカメラのフィルムで表された構造に進む。この構造では、区切られた1区間が終わったのが確認されると次の区間の処理に移ることになる。最初の区間では入力されたリード方向の制御電圧 (Gr1、Gr2(Fig.7)) をもとに、FPGAを動作させるためのデジタルビットに変換を行っている。+/-10Vに14ビットが対応している。ここで、FPGAのコントロールプログラムにおいては、割り算が行なえないため、ビットシフトによる演算を行なっている。また、フェーズ方向のライン数により、中心ラインが何番目であるか、フェーズ方向のパルス強度の1ラインごとの刻み幅がいくらかであるかを計算行なっている。次の区画ではwhile構造を有し、緊急時の停止 (stop、Fig.7) に対応している。While構造の中にFor構造が挿入され、計算されたフェーズ方向の刻み幅をリード1ラインごとに加算し、取得ラインに対応する傾斜磁場パターンを計算し、傾斜磁場パターンを決められた回数出力する。For構造の中にWhile構造を有し、最初の区画でdummyの回数をチェック、次の区画でリードライン数との



チェックを行なっている。このチェックを通過すれば、次の区画で、IF構造のTrueに入り、傾斜磁場パターンの計算と出力を行なう。チェックを通過できない場合は、そのまま終了することになる。

True構造に入ると新たなシーケンスストラクチャに入り、最初の区画でフェーズ方向の何番目にいるかを計算し、次の区画でそのフェーズの番号でどの強さのパルスを生成すべきかを計算する。次の区画で、FPGA出力ボードからのデジタルトリガーの入力を待つ。入力があれば、次の区画へ移る。次の区画で、最初のパルスまでの時間の待ち合わせを行なう。隣の区画で、フェーズ方向パルスとリード方向パルスのパルス幅の大きさによって、IF構造を形成し、それぞれにパルス生成のためのシーケンスストラクチャを持つ。例えば、Fig.8にあるようにリード方向のパルス幅の方が短い場合では、最初の区画で全ての制御電圧値を必要な値に上昇させる。次に、リード方向のパルス幅だけ時間の待ち合わせを行ない、その後、リード方向のみ制御電圧値を0に戻す。さらに、フェーズ方向のパルス幅とリード方向のパルス幅の差分だけ、時間の待ち合わせを行ない、フェーズ方向の制御電圧値を0に戻す。最後に次のリード方向のパルスまでの時間の待ち合わせを行なう。こうした一連のパルス生成を終了した後、IF構造を抜け、次の区画（2相目のシーケンスストラクチャ）に入る。ここで、2回目のリード方向のパルスを制御電圧値の上昇、待ち合わせ、制御電圧値を0に戻すことにより生成する。リードライン数だけ、この傾斜磁場パルスシーケンスをFor構造内で繰り返した後、2相目のシーケンスストラクチャを抜け、最上段のシーケンスストラクチャの最後の区画に入る。最後の区画で、全ての制御電圧値を0に戻した後、プログラムが終了する。

#### D. 考察

NMRシステムにおいて、リード1ラインごとにファイルを生成し、データを保存する構造を取ったために、3次元撮像において、ファイル数/データ量とともに大量になってしまっている。これには、データの間引きや、A/Dボードにためたデータを一度に転送するなどの改良が必要となる可能性がある。これは次年度以降の検討課題である。

傾斜磁場制御システムにおいて、フェーズ方向の強度を最大値に設定したが、実際の撮像においては、Voxelサイズを立方体にするために、フェーズ方向のパルス強度を変更する必要性が生じた。そのため、制御電圧を高速電流アンプに送る前に、ブレッドボードで抵抗分割により調整を行なった。次年度以降においては、プログラム上から値を指定できるようにする必要がある。また、フェーズ方向のパルス幅に関しても、2つの方向の傾斜磁場の値が異なるため、パルス幅を共通とせず、別々にコントロールできる方が望ましい。さらに、パルスの生成タイミングもリード、フェーズともに共通であるので、変更を加える必要がある。

現状、2台のPCでNMRシステムと傾斜磁場制御システムをコントロールしているので、1本化してユーザーフレンドリーにする必要がある。また、ユーザーインターフェースとして使いやすくなるように、別々のプログラムで動作している制御系を1本化するのが望ましいと考えられる。

#### F. 結論

MRI顕微鏡のプロトタイプ機のシステムの構築を行なった。システム構成は静磁場マグネット、NMRスペクトロメータ、FPGAモジュール、傾斜磁場用高速電流アンプである。開発速度を優先させるために、タイミングをNMRスペクトロメータからFPGAモジュールへ渡し、クロックを同期させることで、NMRシステムは拡張開発にとどめ、傾斜磁場制御システムの開発を行なうことで、MRI顕微鏡のプロトタイプ機のシステムの構築を達成した。傾斜磁場制御システムでは、傾斜磁場コイルをドライブする高速電流電源機種によらない一般的な電源のアナログ制御が可能となるFPGAモジュールを導入した。このFPGAモジュールを用いて、LabViewベースのプログラムを開発し、制御電圧をKepco社製の高速電流アンプに送ることで、傾斜磁場シーケンスの制御を行なった。また、NMRシステムでは、Visual-Basicベースのシステムを拡張し、傾斜磁場制御システム側に送ったタイミングをもとにNMRシーケンスを走らせ、MRIデータ収集を行なった。この開発により、2次元/3次元での撮像が可能となった。

#### G. 研究発表

なし。

#### H. 知的財産権の出願・登録状況（予定を含む。）

なし。

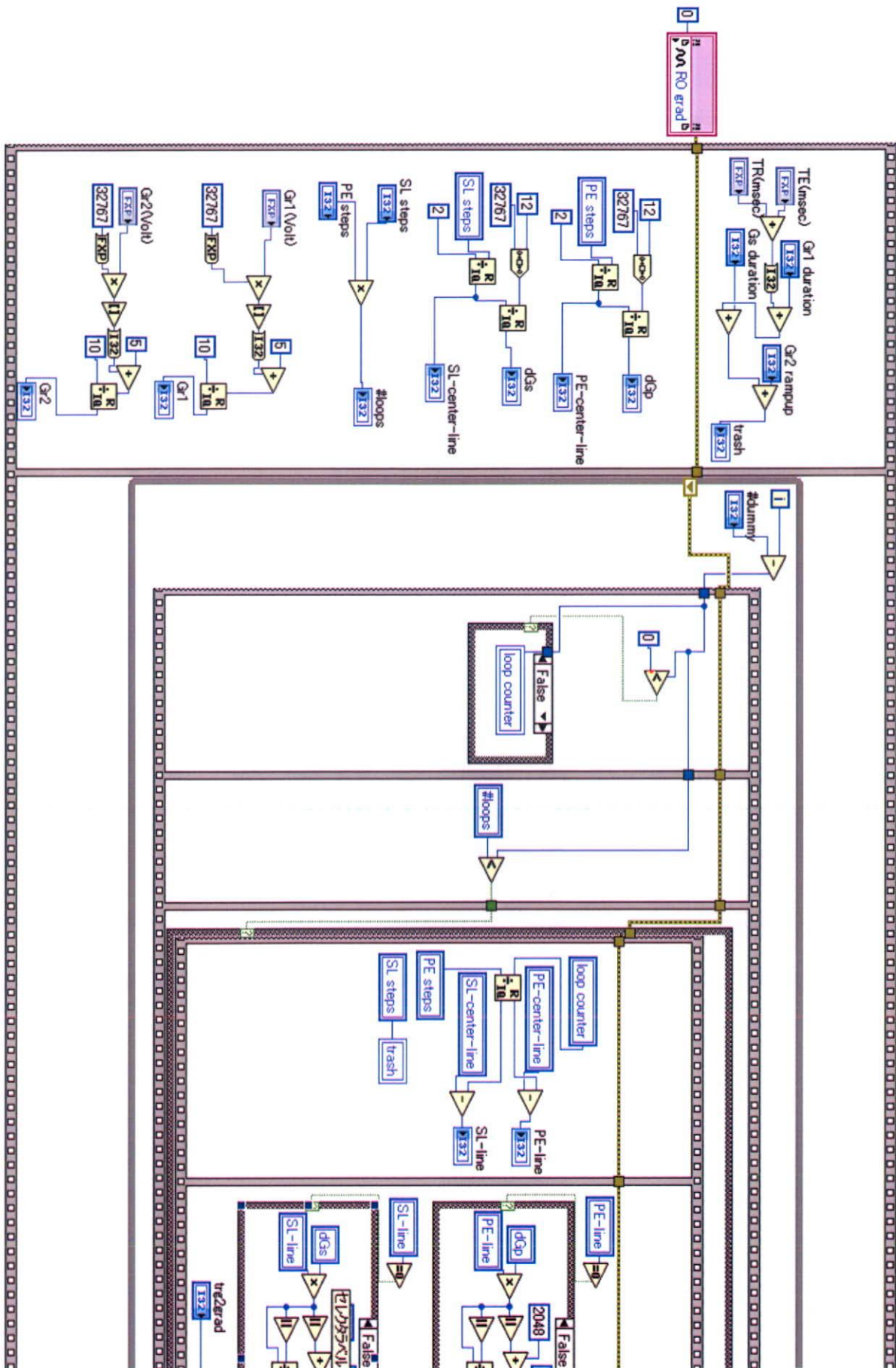


Fig.8 傾斜磁場パルス制御プログラムにおけるLabViewのダイアグラム (1)

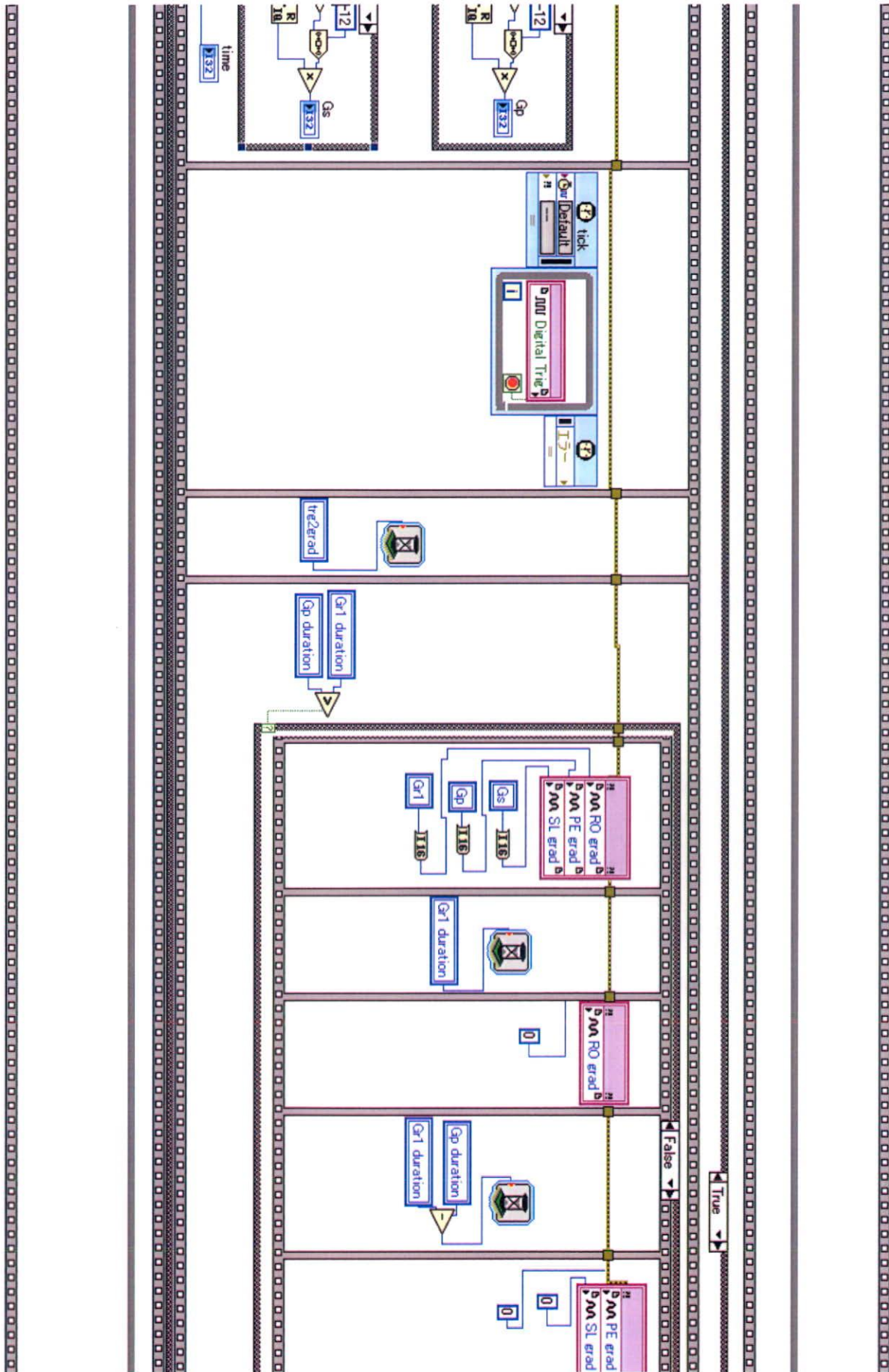


Fig.8 傾斜磁場パルス制御プログラムにおけるLabViewのダイアグラム (2)

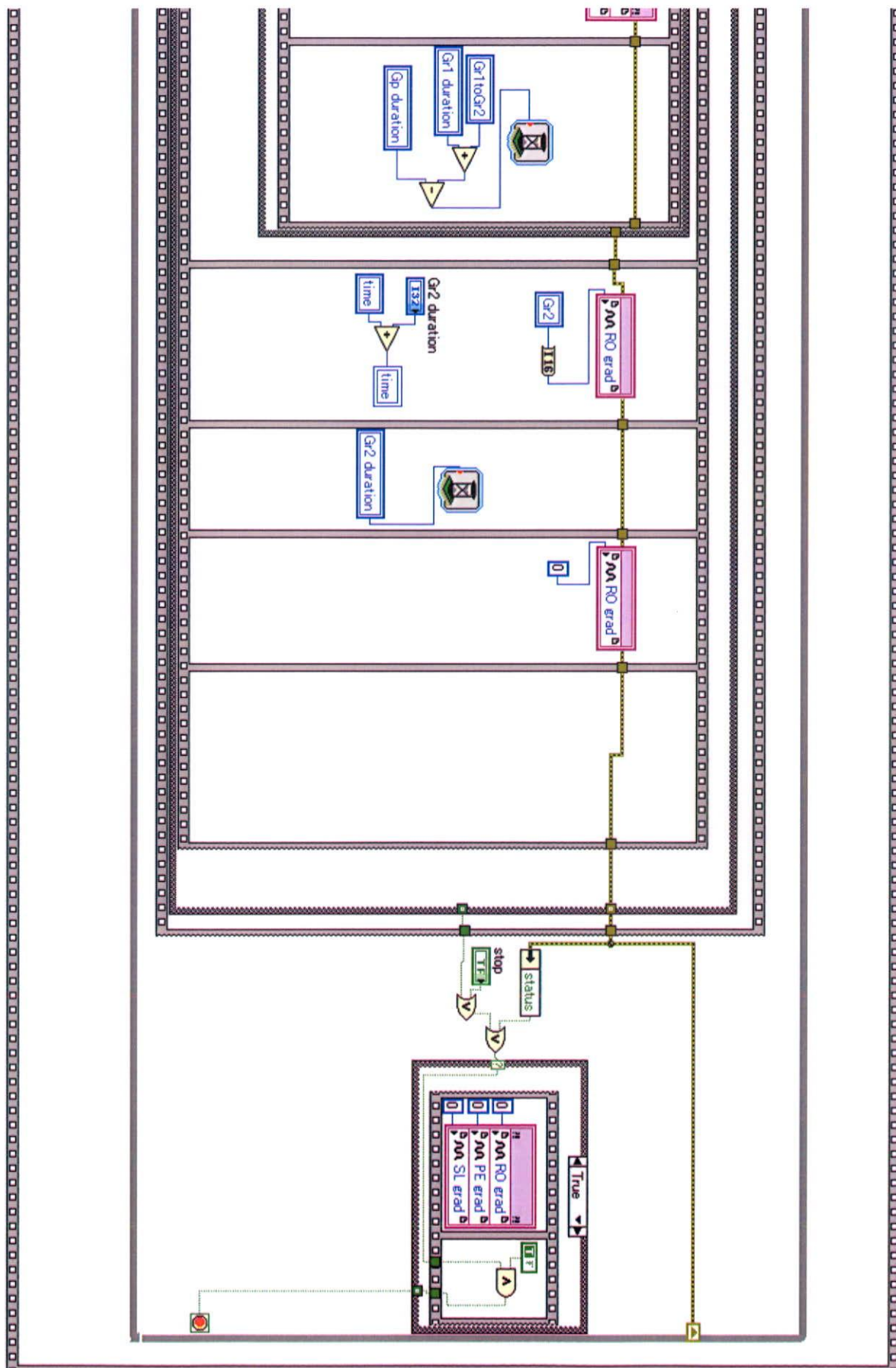


Fig.8 傾斜磁場パルス制御プログラムにおけるLabViewのダイアグラム (3)

## MRI顕微鏡を用いたin vitro撮像実験

分担研究者	犬飼 宗弘	京都大学大学院医学研究科	研究員
分担研究者	上野 智弘	京都大学大学院医学研究科	助教
分担研究者	浦山 慎一	京都大学大学院医学研究科	助教
分担研究者	杉本 直三	京都大学大学院医学研究科	教授
分担研究者	塩田 浩平	京都大学大学院医学研究科	教授

## 研究要旨

本年度開発したMRI顕微鏡のプロトタイプ機を用いて、in vitro撮像を行い、プロトタイプ機の有用性評価を試みた。主に、カタクチイワシの稚魚を撮像対象とし、内径4.2mmの試料管にアガロース溶液と共に密封したものを、3次元スピネコー法で撮像した。その結果、最長2日間にわたる撮像においてもシステムは安定して動作、空間分解能50ミクロンで信号ノイズ比は200を越えることが確認でき、プロトタイプ機が十分に有用であることが示された。

## A. 研究目的

本年度は、開発したMRI顕微鏡のプロトタイプ機を製作した。そのプロトタイプ機評価のため、生体を対象としてin vitro撮像実験を行い、システムの安定性及び得られる画像の信号ノイズ比などを評価した。本章では、その詳細について述べる。

## B. 研究方法

プロトタイプ機では、送受信コイルに外径5mm、内径4.2mmの試料管（NMR管）を挿入し撮像を行う。本年度では、その試料管に挿入可能で入手が容易な物として、カタクチイワシの稚魚を撮像対象に選択した。稚魚は、撮像中に動くことのないようアガロース溶液と共に試料管に設置し、不均一磁場の原因となる気泡が入らないよう注意しながら密封した。

またアガロース溶液の信号値は生体のものと近く、生体境界付近でのコントラストが悪いため、陰性造影剤であるSPIOを少量加え、アガロース溶液からの信号を抑制することを試みた。

MRI顕微鏡では、2次元撮像ではスライス厚方向の空間分解能がスライス面内の分解能よりも大幅に低下するため、撮像方法は3次元スピネコー法を用いた。MRI顕微鏡では、その非常に強い傾斜磁場による拡散効果のため、信号が低下し信号ノイズ比が下がることが知られている。そこで今回は、その効果を抑えるためにasymmetric echo法（各信号読み取りに際し、読み取り傾斜磁場直前のdephase用傾斜磁場を短時間に抑えることにより、dephase開始からKスペース中

心部分の読み取りまでの時間を短くし、拡散効果を減少させる手法。信号のピークが読み取り中心に来ないことから命名されており、信号ノイズ比は向上するが、コントラストは低下する)を用いた。また加えて、傾斜磁場立ち上げ時に生じる傾斜磁場強度の振動(リップル)を避けるため、dephase用傾斜磁場、読み取り傾斜磁場双方の生成時間をそれぞれ、前方向に200マイクロ秒ずつ延長した。

### C. 研究結果

図1に、得られた結果を示す。撮像パラメタは、TR:4秒、TE:2ミリ秒、空間分解能:50ミクロン、画像サイズ:4096x128x256、撮像時間:27.3時間であった。稚魚とアガロース溶液との境界のコントラストは低いものの、稚魚の内部構造は明確に確認することが出来た。また信号ノイズ比は200を越えていることが確認できた。

図2に、図1と同じ撮像パラメタで、アガロース溶液にSPIOを混入させて撮像したものを示す。アガロース溶液の信号は抑制され、境界部位でのコントラストは向上したものの、SPIOの影響で生体自身の磁場均一性が低下し、生体にまで大きな歪みが生じていた。

また一つ大きな問題点として、3次元画像の中心付近に、非常に強い信号(中心点アーティファクト)が見られた。一般的に、中心点アーティファクトはMRI信号に混入する直流成分信号が原因となるとされる。しかし本研究の場合、図3に示すように、信号読み取り開始からsinc関数状に減少する、FID(Free Induction Decay:自由誘導減衰)曲線と見られる信号成分が通常の信号に重畳されており、この重畳成分が原因と考えられる。

### D. 考察

本研究により、プロトタイプ機が1日を超える長時間に渡って安定して動作することが確認できた。また十分な信号ノイズ比で画像撮像可能であることが分かった。

今回の実験では、空間分解能50ミクロンを信号ノイズ比200程度で実現することが出来た。本プロジェクトでは、空間分解能10ミクロンを目指しているが、体積比から考えると、信号ノイズ比の減少率は $5^{-3/2}=0.089$ であり、信号ノイズ比が20を下回る。さらに、空間分解能増加によるTEの延長が拡散効果を増大させることを考えると、現状では空間分解能10ミクロンを十分な信号ノイズ比で達成するのは困難である。そのため今後は、傾斜磁場コイルの更なる強化と受信系の更なる感度向上が必要となる。

傾斜磁場コイルの更なる強化には、コイルデザインの変更と傾斜磁場用高速電流アンプの性能向上などが考えられる。コイルデザインの変更には、一般的に、巻線パターンやサイズを含むコイル形状の変更や、使用する銅線の太さや巻回数の変更などが考慮される。コイル形状の変更は、傾斜磁場コイル強化のためには非常に有効な手段の一つであるが、RF送受信コイルのデザイン変更も伴う必要があり、また、ボア径48ミリという限られた空間内で十分な工作精度を保つことが必要であるため、容易ではない。

逆に、銅線の太さや巻回数の変更は、比較的容易なものであるが、その効果は余り期待できな

い。傾斜磁場強度向上のためには、コイルの抵抗値を増やす必要があり、銅線を太く、巻数を減らして距離を短くすればよい。しかし、銅線を太くすると工作精度を保つことは困難になり、巻数を減らすと傾斜磁場強度が比例して下がる。このように、複数の要因が拮抗しているために、たとえバランス良く変更できたとしても、その効果は大きくはならない。

傾斜磁場用高速電流アンプの性能向上は、傾斜磁場強度向上のためのもう一つの選択肢である。現在用いている電流アンプは既存のものを使用しており、本研究予算で本研究に合わせて購入したものではない。そのため、MRI顕微鏡のための電流アンプとしては性能（最大20A, 20V, 400W）が低く、十分ではない。したがって、さらに容量の大きい電流アンプを入手する必要があると考えられる。

得られた画像中の中心点アーティファクトは非常に大きく、抑制する必要性が非常に高い。先に述べたように、このアーティファクトの原因は、スピニング信号に重畳されたFID信号と考えられる。図3に示すように、このFID信号は位相エンコードの影響は殆ど受けていないため、位相エンコード傾斜磁場強度向上より後のRFパルス、つまり、refocus用の180度パルスが原因と考えられる。プロトタイプ機で使用したRF送受信用ソレノイドコイルに比較すると、撮像対象はその軸方向に長い場合、コイルの感度均一領域外にも多くのプロトンが存在していると考えられる。その部位のプロトンは、180度パルスにより180度以下しか倒れず、FID信号を出した可能性が高い。

この問題を解決する方法は3つ考えられる。最も単純な手法は、ソレノイドコイルの感度均一領域外に信号源となるプロトンを置かないようにすることである。つまり、撮像対象を切るなどして十分に小さくすることである。ただこれは、撮像対象を破壊することになるので、撮像対象によっては必ずしも有効な手段ではない。

2つ目の手法は、180度パルスの前後で一度ずつ、十分なスポイラー傾斜磁場を与えることである。通常スポイラー傾斜磁場は、揃った横磁化をdephaseさせることで、各ボクセルからの信号を低減させる傾斜磁場であるが、180度パルスの前後で使用すると、180度パルスのrefocus作用により、180度倒れたスピンのみはrefocusして信号低下が生じず、他のスピンはdephaseされて信号が低下する。この手法により、コイルの感度均一領域外からの信号を抑制できることが期待できる。ただし、MRI顕微鏡ではボクセルサイズが小さいため、十分に強い傾斜磁場を十分に長い時間かける必要がある。例えば現状の傾斜磁場コイル性能1T/mで空間分解能50ミクロンでは、数ミリ秒、つまりTEと同等もしくはそれ以上の時間が必要となり、TE延長及び拡散効果による信号ノイズ比の低下が問題となる。そのためにも、傾斜磁場強度の向上が重要となる。

3つめの手法は、RF送受信コイルを今のような一体型のものではなく、送信用と受信用の二つに分離し、送信コイルの送信波均一領域が、受信コイルの感度領域を十分に含むようにデザインを調整して作成することである。現状では、撮像対象を十分に含む領域で送信波が均一となるようRFコイルを作成することは困難であるが、受信コイルを十分に小さく作成し、不均一領域からの信号を受信コイルが受信することがなければ、影響は避けられると期待される。

アガロース溶液の信号抑制に関しては、今年度はSPIO造影剤を用いたが、その有用性を確認す



るには、明らかに濃度調整が必要である。SPIOは、数mlで成人のMRI検査一回分の分量であり、非常に少量でコントラストをつけることが出来る。対して、プロトタイプ機で使用するNMR管はその容量が数mlしかなく、濃度調整は容易ではない。次年度以降では、簡易なSPIO濃度調整法に関して調査するか、もしくはMRI信号源となり得ない重水(D<sub>2</sub>O) もしくはパラフィン固定の使用を試みる。

E. 結論

本年度開発したMRI顕微鏡プロトタイプ機を用いてin vitro撮像実験を行った結果、その有用性が確認できた。

G. 研究発表

なし

H. 知的財産権の出願・登録状況

なし



図1 In vitro撮像実験により得られた画像。上から5段目、左から4つ目の画像に、星状に光る中心点アーティファクトが見られる。

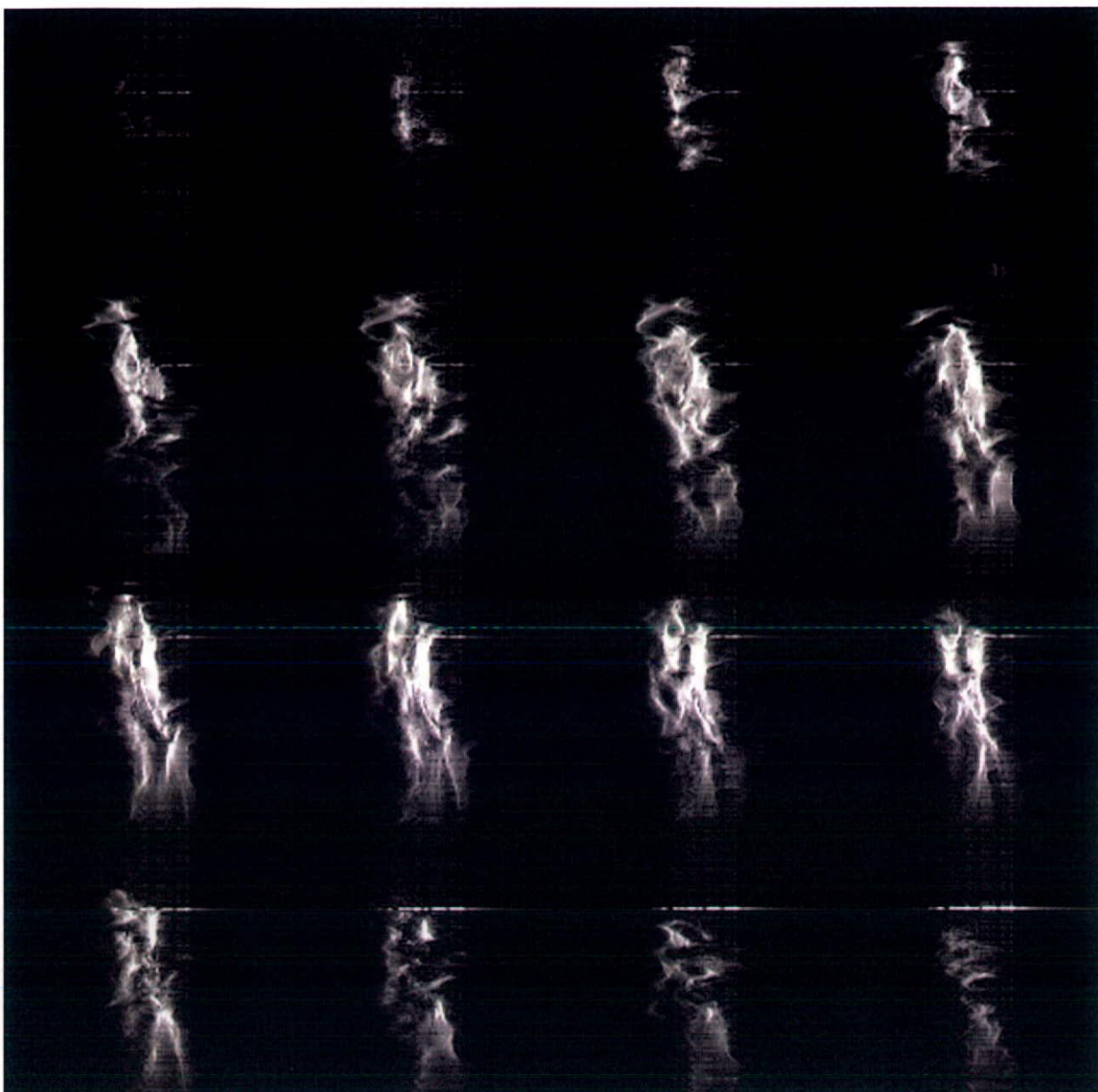


図2 SPIO造影剤をアガロース溶液に添加して撮像した画像。背景部分（アガロース溶液）の信号はよく抑制されているが、SPIOによる不均一磁場が撮像対象にまで及び、撮像対象の歪みが非常に大きくなっている。3，4段目以降に見られる横線は、中心点アーティファクト。

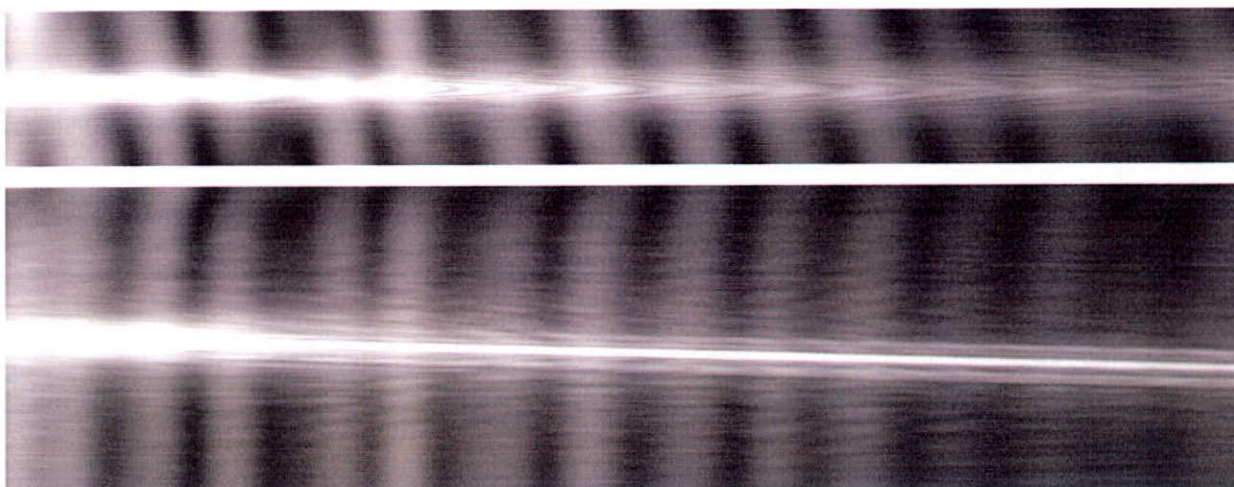


図3 Kスペース状に見られた、中心点アーティファクトの原因と見られる信号（sinc関数状に減衰する縞状のパターン）。横方向が信号読み取り方向で、縦方向が位相エンコード方向を表し、またパターンが見やすくなるよう、3次元Kスペースの強度データを、異なる2つの位相エンコード方向にそれぞれ積算した上で、対数を取り画像化した。