

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4609975号
(P4609975)

(45) 発行日 平成23年1月12日(2011.1.12)

(24) 登録日 平成22年10月22日(2010.10.22)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 1 1

請求項の数 4 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2001-57701 (P2001-57701)
 (22) 出願日 平成13年3月2日(2001.3.2)
 (65) 公開番号 特開2002-253525 (P2002-253525A)
 (43) 公開日 平成14年9月10日(2002.9.10)
 審査請求日 平成20年2月4日(2008.2.4)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (72) 発明者 伊藤 啓一
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
 株式会社 日立メディコ内
 (72) 発明者 磯部 正幸
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
 株式会社 日立メディコ内

審査官 右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に静磁場を与える静磁場発生手段と、被検体に傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波磁場を照射する送信手段と、核磁気共鳴により放出されるエコー信号を検出する受信手段と、この受信手段で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行う信号処理手段と、得られた画像を表示する手段と、上記傾斜磁場、高周波磁場を所定のシーケンスで繰り返し印加する制御手段とを

備える核磁気共鳴イメージング装置において、

上記制御手段は、第1の組織と第2の組織との共鳴周波数の化学シフト差が f のとき、最初の高周波磁場の照射から $1/(2 \cdot f)$ 経過後にグラジエントエコー法により第1のエコー信号を取得し、第1のエコー信号取得後、スピンエコー法により第2のエコー信号を取得することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置において、

上記制御手段は、上記第1エコー信号と上記第2のエコー信号とを加算して第1の画像を得て、上記第1エコー信号と上記第2のエコー信号とを減算して第2の画像を得ることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】

請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置において、

10

20

上記第 1 の組織は水であり、上記第 2 の組織は脂肪であり、
上記制御手段は、上記第 1 エコー信号と上記第 2 のエコー信号とを加算して第 2 の組織
である脂肪からの信号が抑制された画像を得て、上記第 1 エコー信号と上記第 2 のエコー
信号とを減算して第 1 の組織である水からの信号が抑制された画像を得ることを特徴とする
磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】

請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置において、
上記制御手段は、第 1 及び第 2 のエコー信号取得の際に印加する周波数エンコード方向
の傾斜磁場の極性が互いに同一となるように印加することを特徴とする磁気共鳴イメージ
ング装置。

10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、核磁気共鳴現象を利用して被検体の所望部位の断層画像を得る磁気共鳴イメージング装置に係わり、特に、水を構成するプロトンからの信号と脂肪を構成するプロトンからの信号とを分離可能な磁気共鳴イメージング装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

磁気共鳴イメージング装置は、核磁気共鳴（以下「NMR」と略記する）現象を利用して被検体中の所望の検査部位における原子核スピン（以下、単にスピンと称す）の密度分布、緩和時間分布等を計測して、その計測データから被検体の任意の断面を画像表示するものである。

20

【0003】

通常、観測する原子核は、プロトン（ ^1H ）である。このプロトンは水分子や脂肪分子にも含まれるので、水が多く含まれる組織や脂肪が多く含まれる組織も画像化できる。

【0004】

しかし、実際の臨床では診断を容易にするため脂肪組織からの信号を抑制することがある。

【0005】

脂肪抑制技術としては、共鳴周波数の差に伴う位相のずれを利用する方法（Dixon法）がある。水を構成するプロトン（以下水プロトンという）と脂肪を構成するプロトン（以下脂肪プロトンという）の共鳴周波数の差は 3 . 5 ppm である。

30

【0006】

ここで、N を整数とし、化学シフトの差を周波数で表す、つまり、第 1 の組織の共鳴周波数を f_1 とし、第 2 の共鳴周波数を f_2 とし、周波数 f_1 と f_2 との差の周波数 $f [\text{Hz}]$ で化学シフトの差を表し、 $\tau = 1 / (2 f)$ とおくと、 $2 N \tau [\text{sec}]$ 毎に水プロトンと脂肪プロトンとのスピンの磁化ベクトルは同位相になる。

【0007】

また、 $(2 N + 1) \tau [\text{sec}]$ 毎には水プロトンと脂肪プロトンとのスピンの磁化ベクトルは逆位相となる。同位相のエコー信号と逆位相のエコー信号とを加算すると位相が逆になっている脂肪プロトンからの信号は打ち消し合って脂肪抑制画像となる。

40

【0008】

水プロトンと脂肪プロトンとの位相が同位相になったときと、逆位相になったときのエコー信号の計測例を図 4 に示す。

【0009】

図 4 において、 90° パルスの照射からエコー時間 T_E が経過した時刻でのエコー信号の水プロトンと脂肪プロトンとの位相は同位相である。次に、エコー時間 T_E からだけ経過した時刻でのエコー信号の水プロトンと脂肪プロトンとの位相は逆位相になる。

【0010】

これら 2 つの同位相のエコー信号と逆位相のエコー信号とを加算すると脂肪プロトンから

50

の信号が打ち消され、水画像が得られる。また、両者を減算すると水プロトンからの信号が打ち消され、脂肪画像が得られる。

【 0 0 1 1 】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、上記した従来の方法では、同位相のエコー信号と逆位相のエコー信号とを計測するためには、エコー時間 T_E の後の だけ経過した時点で、エコー信号を計測しなければならないため、繰り返し時間 (T_R) が長くなってしまふ。このため、計測できるマルチスライス数も小さくなってしまっていた (なお、 は、一例として、0.3 テスラの場合 11.4 ms である)。

【 0 0 1 2 】

また、従来の方法では、1つめのエコー信号と2つめのエコー信号とを得るためには、それぞれの傾斜磁場の極性を互いに反転させる必要があったが、傾斜磁場の極性を連続して反転させる場合、ハードウェアの誤差が影響して、極性のみ相反し、その他は互いに同一形状である2つの傾斜磁場を形成することは困難であった。

【 0 0 1 3 】

このため、上述したように、正確な2つの傾斜磁場を形成することは困難なことから、得られるエコー信号の精度の向上化も困難であった。

【 0 0 1 4 】

本発明の目的は、計測時間を長期化することなく、計測可能マルチスライス数を増加可能な磁気共鳴イメージング装置を実現することである。

【 0 0 1 5 】

また、本発明の他の目的は、計測時間を長期化することなく、計測可能マルチスライス数を増加可能であるとともに、高精度のエコー信号を得ることが可能な磁気共鳴イメージング装置を実現することである。

【 0 0 1 6 】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明は次のように構成される。

(1) 被検体に静磁場を与える静磁場発生手段と、被検体に傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波磁場を照射する送信系と、核磁気共鳴により放出されるエコー信号を検出する受信系と、この受信系で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行う信号処理系と、得られた画像を表示する手段と、上記傾斜磁場、高周波磁場を所定のシーケンスで繰り返し印加する制御手段とを備える核磁気共鳴イメージング装置において、上記制御手段は、1回の繰り返し時間内において、最初の高周波磁場を照射し、傾斜磁場の反転により第1のエコー信号を取得し、次いで反転する高周波磁場の照射により第2のエコー信号を取得するよう制御する。

【 0 0 1 7 】

(2) 好ましくは、上記(1)において、上記制御手段は、第1及び第2のエコー信号取得の際に印加する周波数エンコード方向の傾斜磁場の極性が互いに同一となるように印加する。

(3) また、好ましくは、上記(1)において、上記制御手段は、上記第1エコー信号と上記第2のエコー信号とを加算して第1の画像を得て、上記第1エコー信号と上記第2のエコー信号とを互いに減算して第2の画像を得る。

【 0 0 1 8 】

(2) 被検体に静磁場を与える静磁場発生手段と、被検体に傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波磁場を照射する送信手段と、核磁気共鳴により放出されるエコー信号を検出する受信手段と、この受信手段で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行う信号処理手段と、得られた画像を表示する手段と、上記傾斜磁場、高周波磁場を所定のシーケンスで繰り返し印加する制御手段とを備える核磁気共鳴イメージング装置において、上記制御手段は、第1の組織と第2の組織との共鳴周波数の化学シフト差が f のとき、最初の高周波磁場の照射が

10

20

30

40

50

ら $1/(2 \cdot f)$ 経過後にグラジエントエコー法により第 1 のエコー信号を取得し、第 1 のエコー信号取得後、スピンエコー法により第 2 のエコー信号を取得する。

(3) 好ましくは、上記(2)において、上記制御手段は、第 1 及び第 2 のエコー信号取得の際に印加する周波数エンコード方向の傾斜磁場の極性が互いに同一となるように印加する。

(4) 好ましくは、上記(3)において、上記制御手段は、上記第 1 エコー信号と上記第 2 のエコー信号とを加算して第 1 の画像を得て、上記第 1 エコー信号と上記第 2 のエコー信号とを減算して第 2 の画像を得る。

(5) 好ましくは、上記(2)において、上記第 1 の組織は水であり、上記第 2 の組織は脂肪であり、上記制御手段は、上記第 1 エコー信号と上記第 2 のエコー信号とを加算して第 2 の組織である脂肪からの信号が抑制された画像を得て、上記第 1 エコー信号と上記第 2 のエコー信号とを減算して第 1 の組織である水からの信号が抑制された画像を得る。

10

【0019】

本発明による MRI 装置において、水を構成するプロトンと脂肪を構成するプロトンの共鳴周波数の差を f とすると、 90° RF パルス励起後、 $1/(2 \cdot f)$ の時刻に、周波数エンコード方向の傾斜磁場を反転させて(グラジエントエコー法)でエコー信号を取得する。このエコー信号は、水プロトンの磁化ベクトルと脂肪プロトンの磁化ベクトルが逆位相になっている。

【0020】

その後、スピンエコー法の為の 180° RF パルスを印加した後エコー信号を取得する。このエコー信号は水プロトンと脂肪プロトンの磁化ベクトルは同位相になる。これら 2 つの信号を加算または減算することで、水画像・脂肪画像を得る。

20

【0021】

計測の繰り返し時間 TR はスピンエコーシーケンスと同じで計測できるので、マルチスライス数を少なくすることなく 2 つの位相の異なる信号を計測できる。

また、2 つのエコー信号は同じ極性の周波数エンコード方向の傾斜磁場で計測することができる。

【0022】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態を添付図面に基づいて詳細に説明する。

30

図 2 は本発明による磁気共鳴イメージング装置の全体構成を示す概略ブロック図である。

【0023】

この磁気共鳴イメージング装置は、核磁気共鳴(NMR)現象を利用して被検体の断層像を得るもので、図 2 に示すように、静磁場発生磁石 2 と、傾斜磁場発生系 3 と、送信系 5 と、受信系 6 と、信号処理系 7 と、シーケンサ 4 と、中央処理装置(CP) 8 とを備えている。

【0024】

上記静磁場発生磁石 2 は、被検体 1 の周りにその体軸方向または体軸と直交する方向に均一な静磁場を発生させるもので、上記被検体 1 の周りのある広がりをもった空間に永久磁石方式または常電導方式あるいは超電導方式の磁場発生手段が配置されている。

40

【0025】

傾斜磁場発生系 3 は、X、Y、Z の三軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル 9 と、それぞれの傾斜磁場コイル 9 を駆動する傾斜磁場電源 10 とを備え、後述のシーケンサ 4 からの命令に従ってそれぞれのコイル 9 の傾斜磁場電源 10 を駆動することにより、X、Y、Z の三軸方向の傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z を被検体 1 に印加するようになっている。

【0026】

この傾斜磁場の加え方により被検体 1 に対するスライス面を設定することができる。シーケンサ 4 は、上記被検体 1 の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波磁場パルスを所定のパルスシーケンスで繰り返し印加する。

【0027】

50

そして、シーケンサ 4 は、CPU 8 の制御で動作し、被検体 1 の断層像のデータ収集に必要な種々の命令を、送信系 5 及び傾斜磁場発生系 3 並びに受信系 6 に送るようになっている。

【0028】

送信系 5 は、上記シーケンサ 4 から送り出される高周波パルスにより被検体 1 の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場を照射するものである。

【0029】

そして、送信系 5 は、高周波発振器 11 と、変調器 12 と、高周波増幅器 13 と、送信側の高周波コイル 14a とを備える。送信系 5 は、上記高周波発振器 11 から出力された高周波パルスをシーケンサ 7 の命令に従って変調器 12 で振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器 13 で増幅した後に、被検体 1 に近接して配置された高周波コイル 14a に供給することにより、電磁波が上記被検体 1 に照射されるようになっている。

【0030】

受信系 6 は、被検体 1 の生体組織の原子核の核磁気共鳴により放出されるエコー信号（NMR 信号）を検出するもので、受信側の高周波コイル 14b と、増幅器 15 と、直交位相検波器 16 と、A/D 変換器 17 とを備える。

【0031】

上記送信側の高周波コイル 14a から照射された電磁波による被検体 1 の応答の電磁波（NMR 信号）は、被検体 1 に近接して配置された高周波コイル 14b で検出され、増幅器 15 及び直交位相検波器 16 を介して A/D 変換器 17 に入力してデジタル量に変換される。

【0032】

デジタル量に変換された信号は、シーケンサ 4 からの命令によるタイミングで直交位相検波器 16 によりサンプリングされた二系列の収集データとされ、その信号が信号処理系 7 に送られるようになっている。

【0033】

信号処理系 7 は、CPU 8 と、磁気ディスク 18 及び磁気テープ 19 等の記録装置と、CRT 等のディスプレイ 20 とを備え、上記 CPU 8 でフーリエ変換、補正係数計算像再構成等の処理を行い、任意断面の信号強度分布あるいは複数の信号に適当な演算を行って得られた分布を画像化してディスプレイ 20 に断層像として表示するようになっている。

【0034】

なお、図 2 において、送信側及び受信側の高周波コイル 14a、14b と傾斜磁場コイル 9 とは、被検体 1 の周りの空間に配置された静磁場発生磁石 2 の磁場空間内に設置されている。

【0035】

次に、上記構成におけるシーケンサ 4 によるパルスシーケンスの動作について図 1 を参照して説明する。

最初に、スライス選択傾斜磁場 $G_s 111$ の印加の下に、 90° RF パルス 101 を被検体に照射する。これによって被検体のスライス内の核スピンの選択励起される。次いで、スライス選択傾斜磁場 $G_s 112$ を印加し、選択励起された核スピンのスライス方向での位相合わせを行なう。

【0036】

この位相合わせの終了後または位相合わせと重複して、位相エンコード傾斜磁場 $G_p 121$ を印加する。位相エンコード傾斜磁場 $G_p 121$ は位相エンコード方向に対して核スピンの位置情報を付与する。

【0037】

位相エンコードの終了後または位相エンコードと重複して周波数エンコード傾斜磁場 $G_f 131$ を所定時間印加する。そして、周波数エンコード傾斜磁場 $G_f 131$ の印加に続き

10

20

30

40

50

て、周波数エンコード傾斜磁場 $G_f 132$ を印加する。

【0038】

この周波数エンコード傾斜磁場 $G_f 132$ の印加量は、傾斜磁場 $G_f 131$ の2倍とする傾斜磁場 G_f の振幅と積が傾斜磁場 $G_f 131$ と等しくなる時刻が、 $\tau = 1 / (2 \cdot f)$ となるようにする。そして、傾斜磁場 $G_f 132$ を印加しながらエコー信号 141 を計測する。

【0039】

このようにした後、 180° RFパルス 102 と傾斜磁場 $G_s 113$ とを同時に印加し、 180° 励起後、周波数エンコード傾斜磁場 $G_f 132$ と同極性の周波数エンコード方向傾斜磁場 $G_f 133$ を印加する。この傾斜磁場 $G_f 133$ を印加しながらエコー信号 142 を計測する。

10

【0040】

90° RFパルス信号 101 の印加から、エコー信号 141 、 142 の計測までを所定の繰り返し時間 TR で、位相エンコード傾斜磁場 121 を変化させながら、像再構成に必要なエコー信号を収集するまで繰り返す。

【0041】

そして、得られた2つのエコー信号 141 と 142 とを加算して像構成することにより、脂肪からの信号が抑制された画像を得ることができる。また、得られた2つのエコー信号 141 と 142 とを減算して像構成することにより、水からの信号が抑制された画像を得ることができる。

20

【0042】

次に、本発明の一実施形態において、マルチスライス計測の撮像可能枚数について、図3を用いて説明する。

本発明の一実施形態において、1スライスあたりの計測時間は従来のスピンエコー法と同じ計測時間で済むためスピンエコー法と同じマルチスライス数を計測できる。つまり、本発明の一実施形態においては、エコー時間 TE 時間で2つのエコー信号を得ることができ、従来の技術のように、エコー時間 $TE + \tau$ で2つのエコー信号を得ることができる場合に比較して、繰り返し時間 TR 内で、例えば、図4の(a)に示すように、マルチスライス数は4枚計測できる。

【0043】

30

これに対して、スピンエコー法でエコー信号を計測してその後に位相の異なるエコー信号を計測する従来技術による方法では、1スライスあたりの計測時間はスピンエコー法に比べて、 τ だけ、長くなるため、計測可能なマルチスライス数は少なくなる。例えば、図4の(b)に示すように、マルチスライス数は3枚となる。

【0044】

図4の(a)と図4の(b)とを比較すれば明らかなように、本発明の一実施形態では計測可能なマルチスライス数を減らすことなく、2つのエコー信号を得ることができる。

【0045】

以上のように、本発明の一実施形態によれば、2つの異なる第1の組織と第2の組織の化学シフト差を周波数で表した値が f のとき、一回の励起である 90° RFパルス信号により、第1の周波数エンコード傾斜磁場で第1のエコー信号を上記一回の励起から $\tau = 1 / (2 \cdot f)$ 経過した時刻にグラジエントエコー法により計測し、一回の励起からエコー時間 TE の $1/2$ を経過した時点で、 180° RFパルス信号により、この 180° RFパルス信号からエコー時間 TE の $1/2$ を経過した時点で、第1の周波数エンコード傾斜磁場と同極性の第2の周波数エンコード傾斜磁場を印加するスピンエコー法により、第2のエコー信号を得るように構成されている。

40

【0046】

したがって、第1及び第2のエコー信号は、エコー時間 TE から τ だけ時間を経過することなく得ることができ、計測時間を長期化することなく、計測可能マルチスライス数を増加可能な磁気共鳴イメージング装置を実現することができる。

50

【 0 0 4 7 】

また、第 1 の周波数エンコード傾斜磁場と第 2 の周波数エンコード傾斜磁場とは、同極性であるので、互いに同一な周波数エンコード傾斜磁場を発生することができ、第 1 及び第 2 のエコー信号の精度を向上することができる。

【 0 0 4 8 】

これにより、計測時間を長期化することなく、計測可能マルチスライス数を増加可能であるとともに、高精度のエコー信号を得ることが可能な磁気共鳴イメージング装置を実現することができる。

【 0 0 4 9 】

なお、本発明の他の実施形態としては、図 1 に示したシーケンスを実行するソフトウェアプログラムを記録した記録媒体がある。

10

【 0 0 5 0 】

つまり、被検体に静磁場を与える静磁場発生手段と、被検体に傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、被検体の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波パルスのある所定のパルスシーケンスで繰り返し印加するシーケンサと、このシーケンサからの高周波パルスにより被検体の生体組織の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場を照射する送信系と、上記の核磁気共鳴により放出されるエコー信号を検出する受信系と、この受信系で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行う信号処理系と、得られた画像を表示する手段とを備える核磁気共鳴イメージング装置により、核磁気共鳴により放出されるエコー信号の計測を繰り返し行って断層像を得る動作プログラムを記録する記録媒体において、2つの異なる第 1 の組織と第 2 の組織との化学シフト差が f [Hz] のとき、1回の励起によって第 1 のエコー信号を、上記 1 回の励起から $1 / (2 \cdot f)$ 経過した時刻にグラジエントエコー法で計測し、第 2 のエコー信号をスピンエコー法で計測するように動作させるプログラムが記録された記録媒体が構成される。

20

【 0 0 5 1 】

なお、上述した例においては、第 1 の周波数エンコード傾斜磁場と第 2 の周波数エンコード傾斜磁場とは、互いに同極性となるようにしたが、互いに異なる極性となるように構成することもできる。

【 0 0 5 2 】

この場合には、得られる第 1 及び第 2 のエコー信号の精度向上は実現できないが、これら第 1 及び第 2 のエコー信号を得るに必要な時間を短縮化することは可能である。

30

【 0 0 5 3 】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、計測時間を長期化することなく、計測可能マルチスライス数を増加可能な磁気共鳴イメージング装置を実現することができる。

【 0 0 5 4 】

また、計測時間を長期化することなく、計測可能マルチスライス数を増加可能であるとともに、高精度のエコー信号を得ることが可能な磁気共鳴イメージング装置を実現することができる。

【 0 0 5 5 】

つまり、最初にグラジエントエコー法で第 1 のエコー信号を取得し、その後にスピンエコー法で第 2 のエコー信号を取得することにより、従来のスピンエコー法と比較して計測可能なマルチスライス数を少なくすることなく位相の異なる信号を取得することができ、脂肪抑制画像または水抑制画像を得ることができる。

40

【 0 0 5 6 】

また、2つのエコーを一回の繰り返し時間内に、同じ極性の周波数エンコード傾斜磁場で取得することができるので極性間で発生するハードウェアの誤差に依存しない正しい水と脂肪が分離される画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一実施形態である MRI 装置による信号の計測例を示す図である。

50

【図 2】本発明の一実施形態が適用される M R I 装置の全体像を示すブロック図である。

【図 3】本発明と従来技術との計測可能なマルチスライス数を比較する図である。

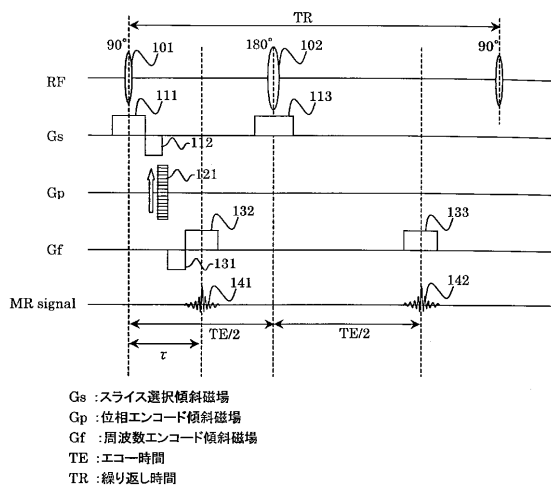
【図 4】従来の脂肪抑制シーケンスの一例とエコー信号の位相を表す図である。

【符号の説明】

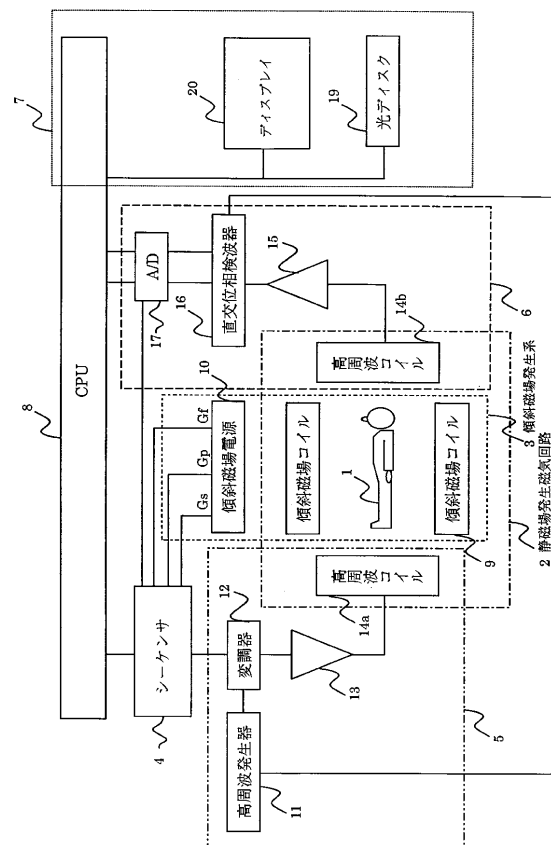
- 1 被検体
- 2 磁場発生装置
- 3 傾斜磁場発生系
- 4 シーケンサ
- 5 送信系
- 6 受信系
- 7 信号処理系
- 8 C P U
- 9 傾斜磁場コイル
- 10 傾斜磁場電源
- 14 a 送信側の高周波コイル
- 14 b 受信側の高周波コイル

10

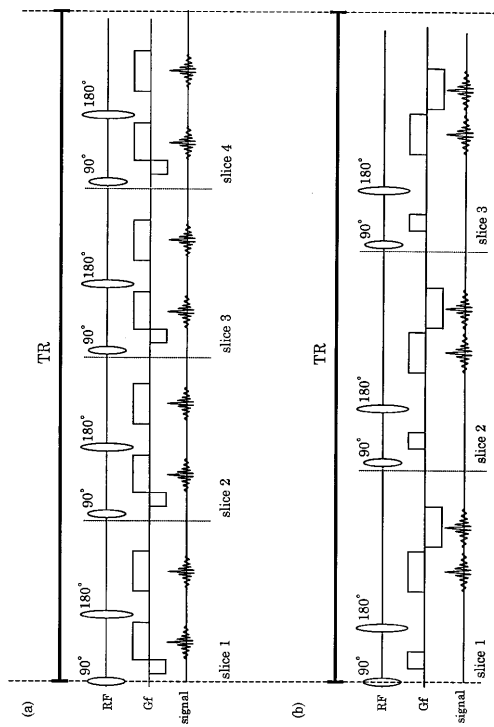
【図 1】



【図 2】

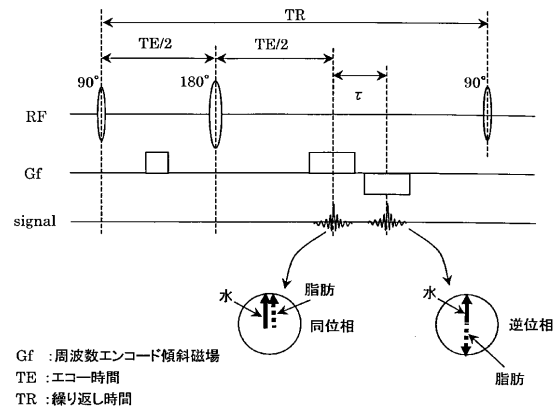


【図 3】



Gf : 周波数エンコード傾斜磁場
TR : 繰り返し時間

【図 4】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開昭61 - 80035 (J P , A)

特開昭61 - 198044 (J P , A)

特開昭63 - 181750 (J P , A)

特開平1 - 221150 (J P , A)

特開平4 - 170938 (J P , A)

特開平4 - 208132 (J P , A)

特開平7 - 184879 (J P , A)

J. MA et al , A Single-Scan Imaging Technique for Measurement of the Relative Concentrations of Fat and Water Protons and Their Transverse Relaxation Times , JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE , 1 9 9 7 年 3 月 , vol.125, no.1 , pp.92-101

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 5/055