(19)日本国特許庁(JP)　　(12)公開特許公報(A)　　(11)特許出願公開番号

特開2006-288714
(P2006-288714A)

(43)公開日　平成18年10月26日(2006.10.26)

(51) Int.Cl.		F I		テーマコード（参考）
A61B　5/05	***(2006.01)***	Ａ６１Ｂ　5/05	ＺＡＡＡ	２Ｇ０１７
A61B　8/00	***(2006.01)***	Ａ６１Ｂ　8/00		４Ｃ０２７
G01R　33/035	***(2006.01)***	Ｇ０１Ｒ　33/035		４Ｃ６０１

審査請求　未請求　請求項の数 10　ＯＬ　（全 13 頁）

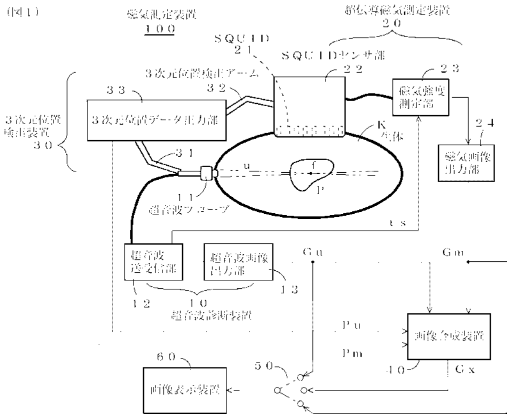
(21)出願番号　特願2005-113271 (P2005-113271)
(22)出願日　平成17年4月11日 (2005.4.11)

(71)出願人　593165487
学校法人金沢工業大学
石川県石川郡野々市町扇が丘７番１号
(74)代理人　100095511
弁理士　有近　紳志郎
(72)発明者　上原　弦
東京都港区赤坂６－８－７
学校法人金沢工業大学　先端電子技術応用研究所内
(72)発明者　賀戸　久
東京都港区赤坂６－８－７
学校法人金沢工業大学　先端電子技術応用研究所内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】磁気測定装置および磁気測定方法

(57)【要約】
【課題】微弱な磁場信号を増強して測定する。
【解決手段】測定対象部位Ｐに送信焦点ｆを設定して超音波プローブ１１から超音波ｕを送信した状態で、超伝導磁気測定装置２０により微弱な磁気信号を測定する。そして、磁気画像Gmと超音波画像Ｇｕと両者を合成し、磁気・超音波画像Ｇｘとを得る。
【効果】測定対象部位Ｐの磁気発生源が超音波ｕの周波数近傍で振動するため、振動させない場合に比べて、観測される微弱な磁気信号が増強される。
【選択図】図１



【特許請求の範囲】
【請求項１】
測定対象部位（Ｐ）に超音波（ｕ）を送信するための超音波送信手段（１０）と、前記測定対象部位（Ｐ）に超音波（ｕ）を送信した時の磁気強度を測定するための磁気強度測定手段（２０）とを具備したことを特徴とする磁気測定装置。
【請求項２】
請求項１に記載の磁気測定装置において、前記磁気強度測定手段（２０）は、超音波（ｕ）の周波数帯域の磁気強度を選択的に測定することを特徴とする磁気測定装置（１００）。
【請求項３】
請求項１に記載の磁気測定装置において、前記磁気強度測定手段（２０）は、送信する超音波（ｕ）と同一周波数・同一位相の信号（ｆ）と磁気センサ（２２）で得た信号（Ｓｓ）とを乗算する乗算手段（２３１）を含むことを特徴とする磁気測定装置。
【請求項４】
請求項１から請求項３のいずれかに記載の磁気測定装置において、前記超音波送信手段（１０）は超音波パルスを送信し、前記磁気強度測定手段（２０）は、前記超音波パルスが前記測定対象部位（Ｐ)に到達する時間帯域の磁気強度を選択的に測定することを特徴とする磁気測定装置。
【請求項５】
請求項４に記載の磁気測定装置において、前記超音波送信手段（１０）は超音波パルスを送信することを複数回繰り返し、前記磁気強度測定手段（２０）は、前記超音波パルスが前記測定対象部位（Ｐ)に到達する時間帯域の磁気強度を選択的に測定することを複数回繰り返して得られたデータを加算平均することを特徴とする磁気測定装置。
【請求項６】
請求項１から請求項５のいずれかに記載の磁気測定装置において、前記磁気強度測定手段（２０）が、複数のＳＱＵＩＤ（２１）により磁気を測定し磁気画像（Ｇｍ）を出力する超伝導磁気測定装置（２０）であることを特徴とする磁気測定装置。
【請求項７】
請求項１から請求項６のいずれかに記載の磁気測定装置において、前記超音波送信手段（１０）は２次元領域をカバーするように超音波ビームの位置を変えて超音波パルスを送信すると共に、前記超音波ビームの位置と前記超音波パルスを送信した後の磁気強度の時間変化とから磁気画像（Ｇｍ）を作成する磁気画像作成手段（７０）を具備したことを特徴とする磁気測定装置。
【請求項８】
請求項６または請求項７に記載の磁気測定装置において、前記超音波送信手段（１０）が、超音波（ｕ）の送信に対応して受信した超音波エコーから超音波画像（Ｇｕ）を出力する超音波診断装置（１０）であることを特徴とする磁気測定装置。
【請求項９】
請求項７または請求項８に記載の磁気測定装置において、前記磁気画像（Ｇｍ）と前記超音波画像（Ｇｕ）とを合成した磁気・超音波画像（Ｇｘ)を作成する画像合成手段（４０）を具備したことを特徴とする磁気測定装置。
【請求項１０】
請求項１から請求項９のいずれかに記載の磁気測定装置を用いて、磁気マーカーを注入した生体（Ｋ）の臓器を前記測定対象部位（Ｐ）として、磁気を測定することを特徴とする磁気測定方法。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、磁気測定装置および磁気測定方法に関し、更に詳しくは、微弱な磁場信号を増強して測定することが出来る磁気測定装置および磁気測定方法に関する。

【背景技術】
【０００２】
従来、脳磁場信号のような微弱な磁気信号を測定する場合にノイズを抑制する方法として、バンドパスフィルタやノッチフィルタを利用するフィルタ法や、刺激に同期して磁気を測定することを多数回繰り返してデータを加算平均する加算平均法が提案されている（例えば、非特許文献１参照。）。
【非特許文献１】原宏・栗城真也共著「脳磁気科学、－ＳＱＵＩＤ計測と医学応用－」オーム社出版局、平成９年１月２５日、ｐ．５０－５１
【発明の開示】
【発明が解決しようとする課題】
【０００３】
上記従来のフィルタ法および加算平均法では、磁気信号自体は微弱なままで測定している。
そこで、本発明の目的は、微弱な磁場信号を増強して測定することが出来る磁気測定装置および磁気測定方法を提供することにある。
【課題を解決するための手段】
【０００４】
第１の観点では、本発明は、測定対象部位（Ｐ）に超音波（ｕ）を送信するための超音波送信手段（１０）と、前記測定対象部位（Ｐ）に超音波（ｕ）を送信した時の磁気強度を測定するための磁気強度測定手段（２０）とを具備したことを特徴とする磁気測定装置を提供する。
上記第１の観点による磁気測定装置では、測定対象部位（Ｐ）に存在する磁気発生源が超音波（ｕ）の周波数で振動するため、観測される微弱な磁気信号が増強される。従って、超音波（ｕ）で振動させない場合よりも強い磁気信号を測定することが出来る。
【０００５】
第２の観点では、本発明は、前記第１の観点による磁気測定装置において、前記磁気強度測定手段（２０）は、超音波（ｕ）の周波数帯域の磁気強度を選択的に測定することを特徴とする磁気測定装置を提供する。
従来のフィルタ法では、脳磁場信号の周波数帯域だけを取り出すための０．１Ｈｚ～３００Ｈｚのバンドパスフィルタを用いたり、商用電源に起因する５０Ｈｚや６０Ｈｚのノイズをカットするノッチフィルタなどを用いている。しかし、０．１Ｈｚ～３００Ｈｚの周波数帯域に広がっているノイズ（例えば電子回路のノイズ）を抑制できない問題点がある。また、ノッチフィルタの周波数帯域が脳磁場信号の周波数帯域と重なるため、脳磁場信号の波形を歪ませる問題点がある。
そこで、上記第２の観点による磁気測定装置では、測定対象部位（Ｐ）に存在する磁気発生源を超音波（ｕ）の周波数で振動させて微弱な磁気信号を超音波（ｕ）の周波数で変調する。これにより、超音波（ｕ）の周波数が例えば５ＭＨｚなら磁気信号の周波数帯域も５ＭＨｚ近傍へシフトすることになる。一方、電子回路や商用電源は超音波（ｕ）の影響を受けないから、それらに起因するノイズは５ＭＨｚよりずっと低い低周波数帯域のままにとどまる。よって、５ＭＨｚ近傍の周波数帯域を取り出すことにより、ノイズの影響を抑制して微弱な磁場信号を好適に測定することが出来る。
【０００６】
第３の観点では、本発明は、前記第１の観点による磁気測定装置において、前記磁気強度測定手段（２０）は、送信する超音波（ｕ）と同一周波数・同一位相の信号（ｆ）と磁気センサ（２２）で得た信号（Ｓｓ）とを乗算する乗算手段（２３１）を含むことを特徴とする磁気測定装置を提供する。
従来のフィルタ法では、脳磁場信号の周波数帯域だけを取り出すための０．１Ｈｚ～３００Ｈｚのバンドパスフィルタを用いたり、商用電源に起因する５０Ｈｚや６０Ｈｚのノイズをカットするノッチフィルタなどを用いている。しかし、０．１Ｈｚ～３００Ｈｚの周波数帯域に広がっているノイズ（例えば電子回路のノイズ）を抑制できない問題点があ

る。また、ノッチフィルタの周波数帯域が脳磁場信号の周波数帯域と重なるため、脳磁場信号の波形を歪ませる問題点がある。
そこで、上記第３の観点による磁気測定装置では、測定対象部位（Ｐ）に存在する磁気発生源を超音波（ｕ）の周波数で振動させて微弱な磁気信号を超音波（ｕ）の周波数で変調する。これにより、超音波（ｕ）の周波数が例えば５ＭＨｚなら磁気信号の周波数帯域も５ＭＨｚ近傍へシフトすることになる。一方、電子回路や商用電源は超音波（ｕ）の影響を受けないから、それらに起因するノイズは５ＭＨｚよりずっと低い低周波数帯域のままにとどまる。また、仮に超音波（ｕ）の周波数のノイズが存在しても位相が一致する確率は非常に低い。よって、超音波（ｕ）と同一周波数・同一位相の信号（ｆ）と磁気センサ（２２）で得た信号（Ｓｓ）とを乗算すれば、ノイズの影響を抑制して微弱な磁場信号を好適に測定することが出来る。

【０００７】
第４の観点では、本発明は、前記第１から前記第３のいずれかの観点による磁気測定装置において、前記超音波送信手段（１０）は超音波パルスを送信し、前記磁気強度測定手段（２０）は、前記超音波パルスが前記測定対象部位（Ｐ)に到達する時間帯域の磁気強度を選択的に測定することを特徴とする磁気測定装置を提供する。
従来の加算平均法では、視覚などの感覚を通して脳に刺激を与えている。しかし、例えば肝臓などの臓器に対しては、刺激を与える適当な方法が無いという問題点がある。
そこで、上記第４の観点による磁気測定装置では、超音波パルスが測定対象部位（Ｐ）に到達する時間帯域の磁気強度を選択的に測定する。これにより、例えば肝臓などの臓器に対しても、超音波パルスを刺激とする磁場信号を測定することが出来る。

【０００８】
第５の観点では、本発明は、前記第４の観点による磁気測定装置において、前記超音波送信手段（１０）は超音波パルスを送信することを複数回繰り返し、前記磁気強度測定手段（２０）は、前記超音波パルスが前記測定対象部位（Ｐ)に到達する時間帯域の磁気強度を選択的に測定することを複数回繰り返して得られたデータを加算平均することを特徴とする磁気測定装置を提供する。
従来の加算平均法では、視覚などの感覚を通して脳に刺激を与えている。しかし、例えば肝臓などの臓器に対しては、刺激を与える適当な方法が無いという問題点がある。
そこで、上記第５の観点による磁気測定装置では、超音波パルスが測定対象部位（Ｐ）に到達する時間帯域の磁気強度を選択的に測定することを繰り返して得られたデータを加算平均する。これにより、例えば肝臓などの臓器に対しても、加算平均法を適用することが出来る。

【０００９】
第６の観点では、本発明は、前記第１から前記第５のいずれかの観点による磁気測定装置において、前記磁気強度測定手段（２０）が、複数のＳＱＵＩＤ（２１）により磁気を測定し磁気画像（Ｇｍ）を出力する超伝導磁気測定装置（２０）であることを特徴とする磁気測定装置を提供する。
上記第６の観点による磁気測定装置では、観測される微弱な磁気信号が増強されるため、磁気画像（Ｇｍ）の画質を向上することが出来る。

【００１０】
第７の観点では、本発明は、前記第１から第６のいずれかの観点による磁気測定装置において、前記超音波送信手段（１０）は２次元領域をカバーするように超音波ビームの位置を変えて超音波パルスを送信すると共に、前記超音波ビームの位置と前記超音波パルスを送信した後の磁気強度の時間変化とから磁気画像（Ｇｍ）を作成する磁気画像作成手段（７０）を具備したことを特徴とする磁気測定装置を提供する。
上記第６の観点による磁気測定装置では、Ｂモード超音波画像を作成するのと同様の方法によって磁気画像（Ｇｍ）を作成することが出来る。

【００１１】
第８の観点では、本発明は、前記第６または第７の観点による磁気測定装置において、

前記超音波送信手段（１０）が、超音波（ｕ）の送信に対応して受信した超音波エコーから超音波画像（Ｇｕ）を出力する超音波診断装置（１０）であることを特徴とする磁気測定装置を提供する。

上記第８の観点による磁気測定装置では、画質を向上した磁気画像（Ｇｍ）に加えて、超音波画像（Ｇｕ）を得ることが出来る。

【００１２】

第９の観点では、本発明は、前記第７または第８の観点による磁気測定装置において、前記磁気画像（Ｇｍ）と前記超音波画像（Ｇｕ）とを合成した磁気・超音波画像（Ｇｘ）を作成する画像合成手段（４０）を具備したことを特徴とする磁気測定装置を提供する。

上記第９の観点による磁気測定装置では、測定対象部位（Ｐ）のどの部分で微弱な磁気信号が発生しているのかを超音波画像（Ｇｕ）上で視認することが出来る。

【００１３】

第１０の観点では、本発明は、前記第１から前記第９のいずれかの観点による磁気測定装置を用いて、磁気マーカーを注入した生体（Ｋ）の臓器を前記測定対象部位（Ｐ）として、磁気を測定することを特徴とする磁気測定方法を提供する。

上記第１０の観点による磁気測定方法では、例えばガン細胞に付着しやすい物質に結合した磁気マーカーを生体（Ｋ）に注入すると、生体（Ｋ）の臓器におけるガン細胞の位置や大きさを知ることが出来る。

【発明の効果】

【００１４】

本発明の磁気測定装置および磁気測定方法によれば、測定対象部位に存在する磁気発生源が超音波の周波数で振動するため、発生する微弱磁場が増強され、超音波で振動させない場合よりも強い磁気信号を測定することが出来る。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１５】

以下、図に示す実施例により本発明をさらに詳細に説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【実施例１】

【００１６】

図１は、実施例１に係る磁気測定装置１００の構成説明図である。

磁気測定装置１００は、生体Ｋに超音波ｕを送信する超音波診断装置１０と、生体Ｋで発生した磁場信号を測定する超伝導磁気測定装置２０と、超音波プローブ１１の３次元位置・姿勢ＰｕおよびＳＱＵＩＤセンサ部２２の３次元位置・姿勢Ｐｍを検出する３次元位置検出装置３０と、超伝導磁気測定装置２０で撮影した磁気画像Ｇｍと超音波診断装置１０で撮影した超音波画像Ｇｕとを合成して磁気・超音波画像Ｇｘを作成する画像合成装置４０と、磁気画像Ｇｍと超音波画像Ｇｕと磁気・超音波画像Ｇｘのいずれかを選択する画像選択スイッチ５０と、磁気画像Ｇｍや超音波画像Ｇｕや磁気・超音波画像Ｇｘを表示する画像表示装置６０とを具備している。

【００１７】

超音波診断装置１０は、多数の超音波振動子を２次元配列した超音波プローブ１１と、超音波ｕの送信や超音波エコーの受信を制御する超音波送受信部１２と、受信した超音波エコーから超音波画像Ｇｕを作成し出力する超音波画像出力部１３とを具備している。

なお、超音波ｕは、連続波でもよいし、パルス波でもよい。超音波画像Ｇｕを作成する場合や、後述する測定時間帯域Ｂｔを設ける場合は、パルス波とする。

【００１８】

超伝導磁気測定装置２０は、多数のＳＱＵＩＤ２１を２次元配列したＳＱＵＩＤセンサ部２２と、ＳＱＵＩＤ２１により磁気強度を測定する磁気強度測定部２３と、測定した磁気強度から磁気画像Ｇｍを作成し出力する磁気画像出力部２４とを具備している。

【００１９】

３次元位置検出装置３０は、超音波プローブ１１のの３次元位置・姿勢Ｐｕを検出する

ための３次元位置検出アーム３１と、ＳＱＵＩＤセンサ部２２の３次元位置・姿勢Ｐｍを検出するための３次元位置検出アーム３２と、検出した超音波プローブ１１の３次元位置・姿勢ＰｕおよびＳＱＵＩＤセンサ部２２の３次元位置・姿勢Ｐｍを出力する３次元位置データ出力部３３とを具備している。

【００２０】

画像合成装置４０は、超音波プローブ１１の３次元位置・姿勢ＰｕおよびＳＱＵＩＤセンサ部２２の３次元位置・姿勢Ｐｍを基に、超音波画像Ｇｕに合わせて磁気画像Ｇｍを変形する。そして、その変形した磁気画像Ｇｍを超音波画像Ｇｕに重ね合わせて磁気・超音波画像Ｇｘを作成する。なお、磁気画像Ｇｍに合わせて超音波画像Ｇｕを変形し、その変形した超音波画像Ｇｕを磁気画像Ｇｍに重ね合わせて磁気・超音波画像Ｇｘを作成してもよい。

【００２１】

図２は、ノイズの周波数特性Ｎｆと測定周波数帯域Ｂｆの関係を示す概念図である。

ノイズは、低周波数帯域では電子回路や商用電源に起因するノイズが含まれるため強くなり、高周波帯域では白色ノイズだけになるため弱くなるような周波数特性Ｎｆを有している。

一方、磁気強度測定部２３では、例えばバンドパスフィルタを用いて、超音波ｕの周波数Ｆｕ近傍を測定周波数帯域Ｂｆとしている。

【００２２】

図１に示すように、測定対象部位Ｐに送信焦点ｆを設定して超音波ｕを送信すると、測定対象部位Ｐの磁気発生源が超音波ｕの周波数Ｆｕ近傍で振動する。このため、振動させない場合に比べて、観測される微弱な磁気信号が増強される。また、観測される微弱な磁気信号の周波数帯域が超音波ｕの周波数Ｆｕ近傍にシフトする。

従って、測定対象部位Ｐから発生する微弱な磁気信号を、ノイズの影響を抑制して、好適に測定することが出来る。

【００２３】

図３は、超音波ｕをパルス波で送信した場合に観測される微弱な磁気信号の時間変化Ｄｔを示す説明図である。

観測される微弱な磁気信号は、超音波プローブ１１から送信時刻ｔｓに発射した超音波パルスが遅延時間τ後に測定対象部位Ｐに到達すると増強され、その後、元の強度に戻るような時間変化Ｄｔを示している。

一方、磁気強度測定部２３では、例えばタイミング回路を用いて、超音波パルスの送信時刻ｔｓから遅延時間τ後の数秒間を測定時間帯域Ｂｔとしている。

従って、超音波パルスを刺激として、加算平均法を適用することが可能になる。

【００２４】

図４は、例えば測定対象部位Ｐを肝臓のような臓器とし、ガン細胞に付着しやすい物質（例えばモノクロナール抗体）に結合した磁気マーカーを臓器へ向かう血液中に注入して、超伝導磁気測定装置２０により得た磁気画像Ｇｍを示す模式図である。

この磁気画像Ｇｍでは、磁気発生源Ｍｆがあることからガン細胞が存在していることが判る。

【００２５】

図５は、磁気画像Ｇｍを得た後に超伝導診断装置１０により撮影した超音波画像Ｇｕを示す模式図である。

この超音波画像Ｇｕでは、臓器の形状が判る。

【００２６】

図６は、超音波画像Ｇｕに合わせて磁気画像Ｇｍを変形し両者を重ね合わせて作成した磁気・超音波画像Ｇｘを示す模式図である。

この磁気・超音波画像Ｇｘでは、臓器のどの部分に磁気発生源Ｍｆすなわちガン細胞が存在しているか、どの程度の大きさかなどが判る。

【００２７】

実施例１の磁気測定装置１００によれば、次の効果が得られる。
（１）超音波ｕで振動させない場合よりも強い磁気信号を測定することが出来る。
（２）ノイズの影響を抑制して微弱な磁場信号を測定することが出来る。
（３）超音波パルスを刺激とする磁場信号を測定することが出来る。
（４）例えば肝臓などの臓器に対しても加算平均法を適用することが出来る。
（５）磁気画像Ｇｍの画質を向上することが出来る。
（６）超音波画像Ｇｕも得ることが出来る。
（７）どの部分で微弱な磁気信号が発生しているのかを超音波画像Ｇｕ上で視認することが出来る。
（８）例えばガン細胞に付着しやすい物質に結合した磁気マーカーを生体Ｋに注入すると、ガン細胞の位置や大きさを知ることが出来る。

【実施例２】

【００２８】

図７は、実施例２に係る磁気測定装置２００の構成説明図である。

この磁気測定装置２００は、実施例１に係る磁気測定装置１００と基本的に同じ構成であるが、磁気強度測定部２３の構成が異なっている。

【００２９】

図８に示すように、磁気強度測定部２３は、乗算器２３１と、スイッチ２３２と、タイミング回路２３３とを含んでいる。

タイミング回路２３３は、図３に示す測定時間帯域Ｂｔの期間だけスイッチ２３２を実線の接続とし、他の期間は破線の接続とする。従って、図３に示す測定時間帯域Ｂｔの期間は、超音波プローブ１１から送信する超音波ｕと同一周波数・同一位相の信号ｆが乗算器２３１に入力され、他の期間は「０」が乗算器２３１に入力される。

乗算器２３１は、測定時間帯域Ｂｔの期間は、超音波プローブ１１から送信する超音波ｕと同一周波数・同一位相の信号ｆとＳＱＵＩＤセンサ部２２で得た信号Ｓｓとを乗算した積信号を出力信号Ｓｄとして出力し、他の期間は「０」を出力信号Ｓｄとして出力する。

【００３０】

実施例２の磁気測定装置２００によれば、図２に示す測定周波数帯域Ｂｆのノイズがあっても超音波プローブ１１から送信する超音波ｕと位相が異なれば抑制することが出来る。

【実施例３】

【００３１】

図９は、実施例３に係る磁気測定装置３００の構成説明図である。

磁気測定装置３００は、生体Ｋに超音波パルスｐを送信する超音波診断装置１０と、生体Ｋで発生した磁場信号を測定する超伝導磁気測定装置２５と、超音波パルスｐの送信時刻ｔｓからの経過時間τと超音波パルスｐの送信方向θと磁気信号強度とに基づいて磁気画像Ｇｍを作成する磁気画像作成装置７０と、磁気画像作成装置７０で作成した磁気画像Ｇｍと超音波診断装置１０で撮影した超音波画像Ｇｕとを合成して磁気・超音波画像Ｇｘを作成する画像合成装置４５と、磁気画像Ｇｍと超音波画像Ｇｕと磁気・超音波画像Ｇｘのいずれかを選択する画像選択スイッチ５０と、磁気画像Ｇｍや超音波画像Ｇｕや磁気・超音波画像Ｇｘを表示する画像表示装置６０とを具備している。

【００３２】

超音波診断装置１０は、多数の超音波振動子を２次元配列した超音波プローブ１１と、超音波パルスｐの送信や超音波エコーの受信や超音波ビームの電子走査を制御する超音波送受信部１２と、受信した超音波エコーから超音波画像Ｇｕを作成し出力する超音波画像出力部１３とを具備している。

【００３３】

超伝導磁気測定装置２５は、１個または複数個のＳＱＵＩＤ２１を配設したＳＱＵＩＤセンサ部２６と、ＳＱＵＩＤ２１により磁気強度を測定する磁気強度測定部２３とを具備

している。

【００３４】

磁気画像作成装置７０は、Ｂモード超音波画像の作成方法と同様の方法により磁気画像Ｇｍを作成する。この磁気画像Ｇｍの作成方法については後述する。

【００３５】

画像合成装置４５は、磁気画像Ｇｍと超音波画像Ｇｕとを重ね合わせて磁気・超音波画像Ｇｘを作成する。この磁気・超音波画像Ｇｘの作成方法については後述する。

【００３６】

図１０に示すように、磁気強度測定部２３は、超音波プローブ１１から送信する超音波ｕと同一周波数・同一位相の信号ｆとＳＱＵＩＤセンサ部２６で得た信号Ｓｓとを乗算した積信号を出力信号Ｓｄとして出力する。

【００３７】

図１１の（ａ）は、超音波エコー強度Ｕｔの時間変化を示す模式図である。

超音波パルスｐの送信時刻ｔｓから経過時間τ×２の超音波エコー強度は、超音波パルスｐが時間τで到達した部位の密度情報を表している。これは、超音波エコー信号を反射する部位の密度が高いほど強く反射するからである。但し、超音波は進行中に減衰するため、平均的には、超音波パルスｐの送信時刻ｔｓから経過時間に応じて超音波エコー強度は小さくなる。超音波パルスｐの送信方向θと超音波パルスｐの送信時刻ｔｓからの経過時間τと超音波エコー強度とから、図１２の（ａ）に示す如きＢモード超音波画像Ｇｕを作成する方法は公知である。

【００３８】

図１１の（ｂ）は、観測される磁気信号強度Ｓｄの時間変化を示す模式図である。

超音波パルスｐの送信時刻ｔｓから経過時間τに観測される磁気強度は、超音波パルスｐが時間τで到達した部位の磁気情報を表している。これは、超音波パルスｐにより振動させられた部位に存在する磁気発生源からの磁気信号が、他の磁気発生源からの磁気信号よりも増強されて観測されるからである。そこで、Ｂモード超音波画像を作成方法と同様に、超音波パルスｐの送信方向θに、超音波パルスｐの送信時刻ｔｓからの経過時間τの順に観測された磁気強度を並べることを、電子走査による異なる多数の送信方向θについて行うことで、図１２の（ｂ）に示す如き磁気画像Ｇｕを作成することが出来る。

【００３９】

図１２の（ｃ）は、超音波画像Ｇｕと磁気画像Ｇｍを重ね合わせて作成した磁気・超音波画像Ｇｘを示す模式図である。

【００４０】

実施例３の磁気測定装置３００によれば、実施例１よりも構成を簡単化できる。また、超音波プローブ１１から送信する超音波ｕと周波数または位相が異なるノイズを抑制することが出来る。

【００４１】

なお、実施例３では、セクタ型またはコンベックス型の電子走査を想定したが、リニア型の電子走査でもよいし、メカニカル走査でもよい。

【産業上の利用可能性】

【００４２】

生体の微弱な磁気分布を測定する装置として利用できる。

【図面の簡単な説明】

【００４３】

【図１】実施例１に係る磁気測定装置の構成説明図である。

【図２】ノイズの周波数特性と測定周波数帯域の説明図である。

【図３】観測される微弱な磁気信号の時間変化と測定時間帯域の説明図である。

【図４】磁気画像の一例を示す模式図である。

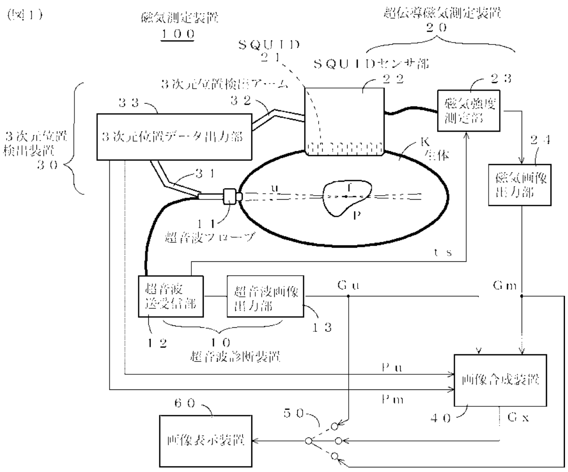
【図５】超音波画像の一例を示す模式図である。

【図６】磁気・超音波画像の一例を示す模式図である。

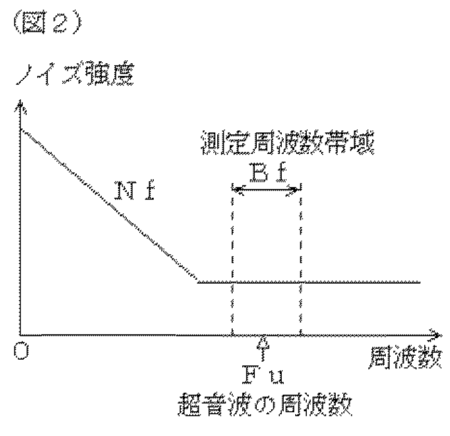
【図７】実施例２に係る磁気測定装置の構成説明図である。
【図８】実施例２に係る磁気強度測定部の構成説明図である。
【図９】実施例３に係る磁気測定装置の構成説明図である。
【図１０】実施例３に係る磁気強度測定部の構成説明図である。
【図１１】超音波エコーと観測される微弱な磁気信号の時間変化を示す説明図である。
【図１２】磁気画像、超音波画像および磁気・超音波画像の一例を示す模式図である。
【符号の説明】
【００４４】

１０	超音波診断装置
２０，２５	超伝導磁気測定装置
３０	３次元位置検出装置
４０，４５	画像合成装置
５０	画像切替スイッチ
６０	画像表示装置
７０	磁気画像作成装置
１００，２００，３００	磁気測定装置
２３１	乗算器

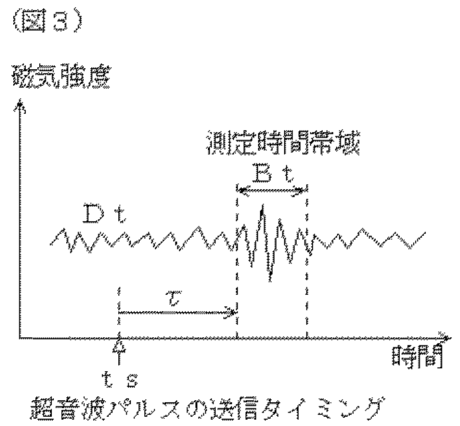
【図１】



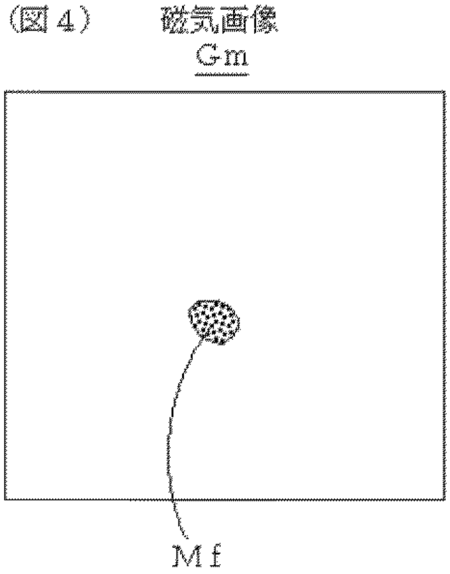
【図２】



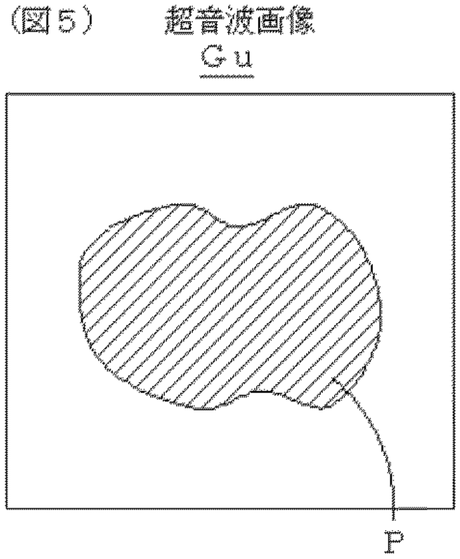
【図３】


(図3)
磁気強度
測定時間帯域
Bt
Dt
τ
時間
ts
超音波パルスの送信タイミング

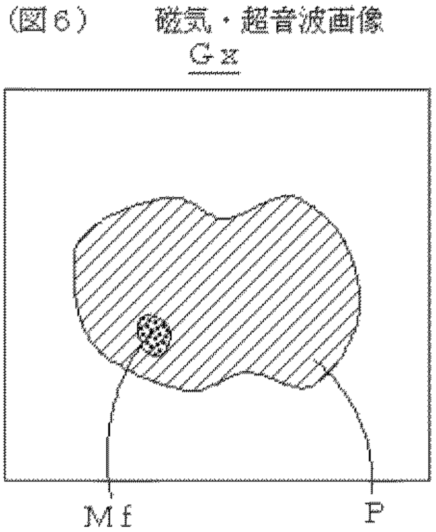
【図４】


(図4) 磁気画像
Gm
Mf

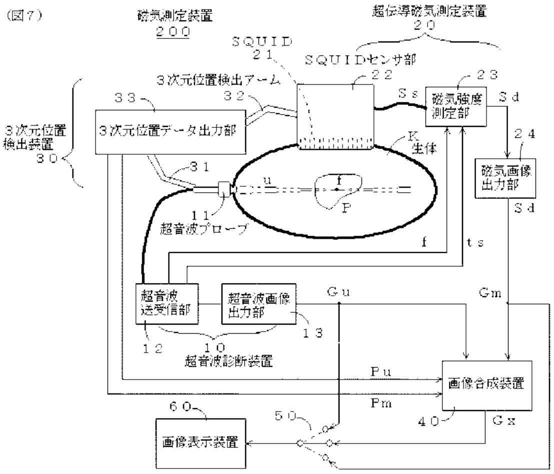
【図５】


(図5) 超音波画像
Gu
P

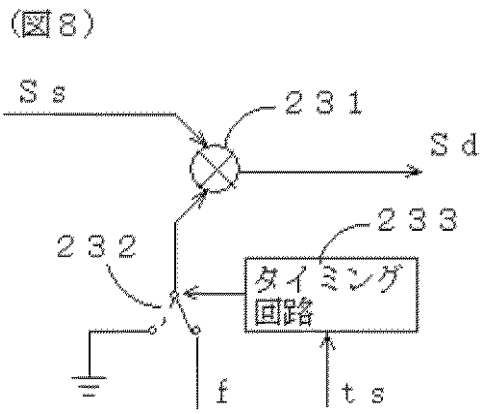
【図６】


(図6) 磁気・超音波画像
Gx
Mf
P

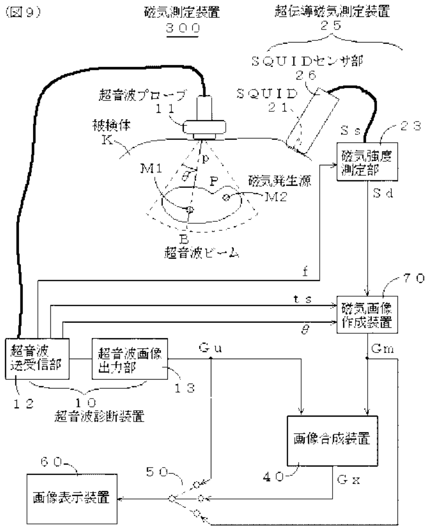
【図７】


(図7)
磁気測定装置
200
超伝導磁気測定装置
20
SQUID
21
SQUIDセンサ部
22
23
3次元位置検出アーム
33
32
Ss
磁気強度測定部
Sd
3次元位置検出装置
30
3次元位置データ出力部
K
生体
24
31
u
f
P
磁気画像出力部
Sd
11
超音波プローブ
f
ts
超音波送受信部
超音波画像出力部
Gu
Gm
12
10
超音波診断装置
13
Pu
Pm
画像合成装置
60
50
40
Gx
画像表示装置

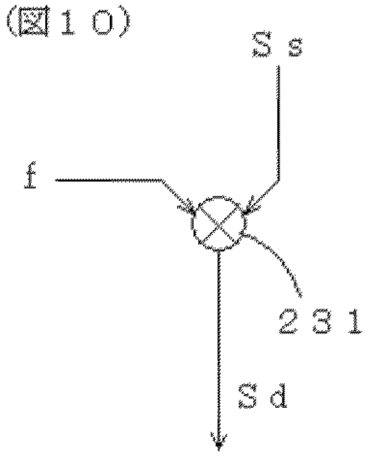
【図８】


(図8)
Ss
231
Sd
232
233
タイミング回路
f
ts

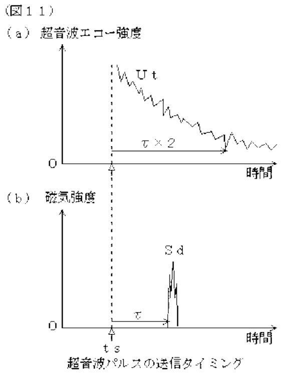
【図９】


(図9)
磁気測定装置
300
超伝導磁気測定装置
25
SQUIDセンサ部
26
超音波プローブ
11
SQUID
21
被検体
K
Ss
23
磁気強度測定部
M1
P
磁気発生源
M2
Sd
B
超音波ビーム
f
70
ts
磁気画像作成装置
θ
超音波送受信部
超音波画像出力部
Gu
Gm
12
10
超音波診断装置
13
画像合成装置
60
50
40
Gx
画像表示装置

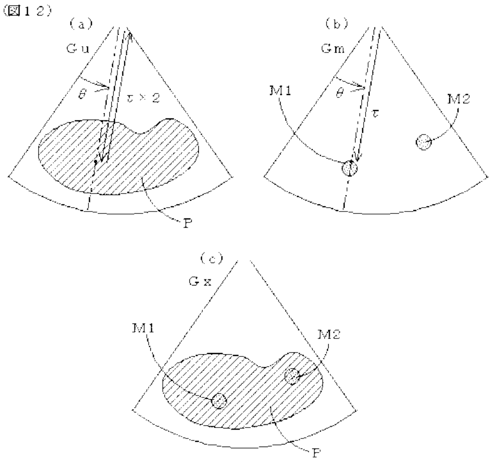
【図１０】


(図10)
Ss
f
231
Sd

【図１１】


(図１１)
(ａ) 超音波エコー強度
Ｕｔ
τ×２
０
時間
(ｂ) 磁気強度
Ｓｄ
τ
０
時間
ｔｓ
超音波パルスの送信タイミング

【図１２】


(図１２)
(ａ)
Ｇｕ
θ
τ×２
Ｐ
(ｂ)
Ｇｍ
Ｍ１
θ
τ
Ｍ２
(ｃ)
Ｇｘ
Ｍ１
Ｍ２
Ｐ

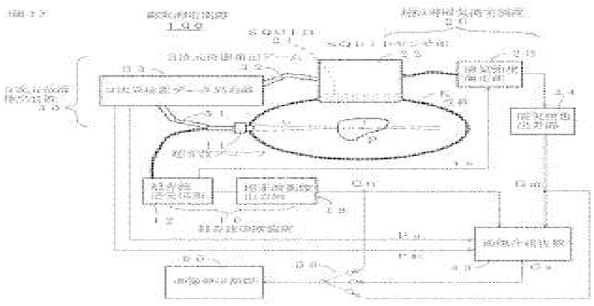
フロントページの続き

(72)発明者 尾形 久直
東京都港区赤坂６－８－７ 学校法人金沢工業大学 先端電子技術応用研究所内
(72)発明者 足立 善昭
東京都港区赤坂６－８－７ 学校法人金沢工業大学 先端電子技術応用研究所内

Ｆターム(参考) 2G017 AB07 AD32 BA15
4C027 AA10 BB05 DD02 EE01 FF02 FF07 GG13 HH03 HH13 HH21
KK03 KK05
4C601 BB02 EE03 EE04 EE09 GA18 JB31 JB48 JC21 KK12 KK24
LL33

patsnap

专利名称(译)	磁测量装置和磁测量方法
公开(公告)号	JP2006288714A
公开(公告)日	2006-10-26
申请号	JP2005113271
申请日	2005-04-11
申请(专利权)人(译)	学校法人金沢工业大学
[标]发明人	上原弦 賀戸久 尾形久直 足立善昭
发明人	上原 弦 賀戸 久 尾形 久直 足立 善昭
IPC分类号	A61B5/05 A61B8/00 G01R33/035
FI分类号	A61B5/05.ZAA.A A61B8/00 G01R33/035 A61B5/05.A A61B5/05.AZA.A A61B8/14
F-TERM分类号	2G017/AB07 2G017/AD32 2G017/BA15 4C027/AA10 4C027/BB05 4C027/DD02 4C027/EE01 4C027/FF02 4C027/FF07 4C027/GG13 4C027/HH03 4C027/HH13 4C027/HH21 4C027/KK03 4C027/KK05 4C601/BB02 4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/GA18 4C601/JB31 4C601/JB48 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/LL33 4C127/AA10 4C127/BB05 4C127/DD02 4C127/EE01 4C127/FF02 4C127/FF07 4C127/GG13 4C127/HH03 4C127/HH13 4C127/HH21 4C127/KK03 4C127/KK05
其他公开文献	JP4706075B2
外部链接	Espacenet

摘要(译)

要解决的问题：增强弱磁场信号并进行测量。 解决方案：在传输焦点f设置在测量目标位置P中并且超声波u从超声波探头11传输的状态下，由超导磁测量装置20测量弱磁信号。然后，组合磁图像Gm和超声图像Gu以获得磁/超声图像Gx。 由于测量目标部位P的磁产生源在超声波u的频率附近振动，因此与未振动的情况相比，观察到的弱磁信号增强。 点域1