

(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2012-50603

(P2012-50603A)

(43) 公開日 平成24年3月15日(2012.3.15)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2010-194917 (P2010-194917)
(22) 出願日 平成22年8月31日 (2010.8.31)(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100080159
弁理士 渡辺 望穂
(74) 代理人 100090217
弁理士 三和 晴子
(74) 代理人 100152984
弁理士 伊東 秀明
(74) 代理人 100148080
弁理士 三橋 史生
(72) 発明者 工藤 吉光
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE15 HH15

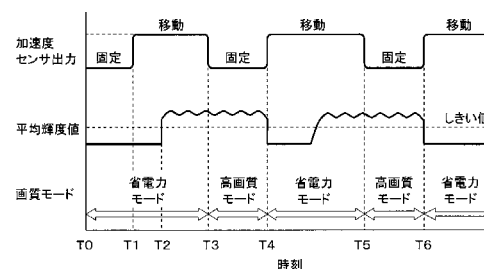
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および方法

(57) 【要約】

【課題】 Bモード画像表示状態においても、診断上で必要な画質を低下することなく省電力化を図ることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波プローブの位置が固定されると共に前フレームの超音波画像の平均輝度値がしきい値を越えている場合は、超音波画像による診断が行われていると判定して高画質モードが選択され(時刻T3～T4、T5～T6)、全ての走査線に対して所定数以上の振動子を動作させて超音波の送受信が行われ、超音波プローブが移動中あるいは前フレームの超音波画像の平均輝度値がしきい値以下の場合は、超音波画像による診断が行われていないと判定して省電力モードが選択され(時刻T0～T3、T4～T5、T6以降)、画面中央部の領域に位置する走査線に対しては、所定数以上の振動子を動作させて超音波の送受信が行われ、画面中央部以外の領域に位置する走査線に対しては、一部の振動子からの超音波の送受信が停止される。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

送信駆動部から供給された駆動信号に基づいて超音波プローブの振動子アレイから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した前記超音波プローブの振動子アレイから出力された受信信号を受信信号処理部で処理し、処理された受信信号に基づいて画像生成部で超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

前記画像生成部で生成された超音波画像により診断を行っているか否かを判定する診断判定手段と、

前記診断判定手段により診断を行っているとは判定された場合には、前記振動子アレイの所定数以上の振動子から超音波画像の全域にわたって超音波の送受信が行われる高画質モードで動作するように前記送信駆動部および前記受信信号処理部を制御し、診断を行っていないとは判定された場合には、超音波画像の領域に応じて前記振動子アレイの前記所定数以上の振動子のうち少なくとも一部の振動子からの超音波の送受信が停止される省電力モードで動作するように前記送信駆動部および前記受信信号処理部を制御する制御手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記制御手段は、前記省電力モードにおいて、超音波画像の中央部以外の領域に対して前記振動子アレイの前記一部の振動子からの超音波の送受信が停止されるように前記送信駆動部および前記受信信号処理部を制御する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記制御手段は、前記省電力モードにおいて、フレームに応じて選択的に、超音波画像の中央部以外の領域に対して前記振動子アレイからの超音波の送受信が停止されるように前記送信駆動部および前記受信信号処理部を制御し、前記振動子アレイからの超音波の送受信を停止したフレームの前記中央部以外の領域に、超音波画像の全域にわたって前記振動子アレイから超音波の送受信を行ったフレームの前記中央部以外の領域の画像を重ねるように前記画像生成部により超音波画像を生成させる請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記診断判定手段は、

前記超音波プローブの移動を検出する移動検出手段と、

前記画像生成部で生成された超音波画像の少なくとも一部の平均輝度値を算出する平均輝度算出部と

30

を含み、前記移動検出手段により得られた検出結果と前記平均輝度算出部により得られた平均輝度値とに基づいて前記画像生成部で生成された超音波画像により診断を行っているか否かを判定する請求項 1 ～ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記移動検出手段は、加速度センサからなる請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記移動検出手段は、フレーム間における超音波画像のズレに基づいて前記超音波プローブの移動を検出する請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

ドップラー効果表示のデータを用いて、フレーム間における超音波画像のズレが前記超音波プローブの移動によるものが被検体内での動きによるものを判定するズレ判定手段をさらに備えた請求項 6 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

送信駆動部から供給された駆動信号に基づいて超音波プローブの振動子アレイから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した前記超音波プローブの振動子アレイから出力された受信信号を受信信号処理部で処理し、処理された受信信号に基づいて画像生成部で超音波画像を生成する超音波診断方法であって、

前記画像生成部で生成された超音波画像により診断を行っているか否かを判定し、

診断を行っているとは判定された場合には、超音波画像の全域にわたって前記振動子アレ

50

イの所定数以上の振動子から超音波の送受信が行われる高画質モードで動作するように前記送信駆動部および前記受信信号処理部を制御し、診断を行っていないと判定された場合には、超音波画像の領域に応じて前記振動子アレイの前記所定数以上の振動子のうち少なくとも一部の振動子からの超音波の送受信が停止される省電力モードで動作するように前記送信駆動部および前記受信信号処理部を制御する

ことを特徴とする超音波診断方法。

【請求項 9】

前記省電力モードにおいて、超音波画像の中央部以外の領域に対して前記振動子アレイの前記一部の振動子からの超音波の送受信が停止されるように前記送信駆動部および前記受信信号処理部を制御する請求項 8 に記載の超音波診断方法。

10

【請求項 10】

前記省電力モードにおいて、フレームに応じて選択的に、超音波画像の中央部以外の領域に対して前記振動子アレイからの超音波の送受信が停止されるように前記送信駆動部および前記受信信号処理部を制御し、前記振動子アレイからの超音波の送受信を停止したフレームの前記中央部以外の領域に、超音波画像の全域にわたって前記振動子アレイから超音波の送受信を行ったフレームの前記中央部以外の領域の画像を重ねるように超音波画像を生成させる請求項 8 に記載の超音波診断方法。

【請求項 11】

前記超音波プローブの移動の有無を検出し、

前記画像生成部で生成された超音波画像の少なくとも一部の平均輝度値を算出し、

20

検出された前記超音波プローブの移動の有無と算出された平均輝度値とに基づいて超音波画像により診断を行っているか否かの判定が行われる請求項 8 ~ 10 のいずれか一項に記載の超音波診断方法。

【請求項 12】

前記超音波プローブの移動の有無は、加速度センサにより検出される請求項 11 に記載の超音波診断方法。

【請求項 13】

前記超音波プローブの移動の有無は、フレーム間における超音波画像のズレに基づいて検出される請求項 11 に記載の超音波診断方法。

【請求項 14】

30

ドップラー効果表示のデータを用いて、フレーム間における超音波画像のズレが前記超音波プローブの移動によるものか被検体内での動きによるものかを判定する請求項 13 に記載の超音波診断方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波診断装置および方法に係り、特に、超音波プローブの振動子アレイから超音波を送受信することにより生成された超音波画像に基づいて診断を行う超音波診断装置の省電力化に関する。

40

【背景技術】

【0002】

従来から、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。一般に、この種の超音波診断装置は、振動子アレイを内蔵した超音波プローブと、この超音波プローブに接続された装置本体とを有しており、超音波プローブから被検体に向けて超音波を送信し、被検体からの超音波エコーを超音波プローブで受信して、その受信信号を装置本体で電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

【0003】

近年、ベッドサイドや救急医療現場等に搬送して使用することができるポータブル型の超音波診断装置が開発されているが、このような超音波診断装置では、その電源にバッテ

50

りが用いられており、装置の消費電力が連続使用時間に大きな影響を及ぼすこととなる。また、消費電力が大きいと、装置内の発熱量も大きくなるので、放熱対策のために装置サイズの大型化を余儀なくされ、ポータブル型という利便性が損なわれてしまう。

【0004】

特に、超音波プローブと装置本体とを無線接続するワイヤレスプローブ等では、振動子からの超音波の送信および超音波エコーの受信に関わる送受信回路を小さなプローブ内に配置する必要があるため、これらの回路の大幅な省電力化が要求される。

ところが、通常の超音波診断装置では、振動子の駆動電圧として50～100Vが用いられるのに対して、上記のワイヤレスプローブ等では、実装空間制限から振動子の駆動電圧は低く抑えられているので、高画質を得るために受信回路のS/Nを上げる必要がある。一般に、受信回路のS/Nはその消費電力と関係があり、高S/Nを得るためには受信回路の消費電力を低減することは難しいのが現状である。

10

【0005】

超音波診断装置における省電力化については、例えば特許文献1に、画像表示の動作モードに応じて超音波診断装置を構成する送信部、受信部、輝度処理部、記憶部等の各ユニットのうち不要なユニットを選択的に停止または動作制限する装置が示されている。また、特許文献2には、フリーズ画像表示の期間、ブランキング期間等の所定期間において送信回路または受信回路を停止するようにした装置が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

20

【0006】

【特許文献1】特開2003-175035号公報

【特許文献2】特開2009-148424号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、特許文献1の装置では、振動子からの超音波の送受信に関わる回路の省電力化については述べられておらず、一般に診断装置で最も使用頻度が高いBモード画像で連続使用する場合の省電力化に対しては効果が望めない。このため、ワイヤレスプローブ等のプローブ内に送受信回路を実装した装置においては、省電力化を実現しようとすると、送受信回路の規模自体を小さくしなければならず、画質も大きく劣化するという問題を来してしまう。

30

また、特許文献2の装置では、フリーズ画像表示期間での回路停止は、画像をリアルタイムに表示しているときの省電力化には効果がないのはもちろんのこと、超音波診断装置における送受信のブランキング時間は、受信回路を動作させて超音波エコーを受信する期間に比べて1/10程度と小さいため、Bモード画像の表示状態においては、大幅な省電力化を達成することが困難である。

【0008】

この発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたもので、Bモード画像表示状態においても、診断上で必要な画質を低下することなく省電力化を図ることができる超音波診断装置および方法を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0009】

この発明に係る超音波診断装置は、送信駆動部から供給された駆動信号に基づいて超音波プローブの振動子アレイから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した超音波プローブの振動子アレイから出力された受信信号を受信信号処理部で処理し、処理された受信信号に基づいて画像生成部で超音波画像を生成する超音波診断装置であって、画像生成部で生成された超音波画像により診断を行っているか否かを判定する診断判定手段と、診断判定手段により診断を行っているとは判定された場合には、超音波画像の全域にわたって振動子アレイの所定数以上の振動子から超音波の送

50

受信が行われる高画質モードで動作するように送信駆動部および受信信号処理部を制御し、診断を行っていないと判定された場合には、超音波画像の領域に応じて振動子アレイの前記所定数以上の振動子のうち少なくとも一部の振動子からの超音波の送受信が停止される省電力モードで動作するように送信駆動部および受信信号処理部を制御する制御手段とを備えたものである。

【0010】

好ましくは、制御手段は、省電力モードにおいて、超音波画像の中央部以外の領域に対して振動子アレイの一部の振動子からの超音波の送受信が停止されるように送信駆動部および受信信号処理部を制御する。

あるいは、制御手段は、省電力モードにおいて、フレームに応じて選択的に、超音波画像の中央部以外の領域に対して振動子アレイからの超音波の送受信が停止されるように送信駆動部および受信信号処理部を制御し、振動子アレイからの超音波の送受信を停止したフレームの中央部以外の領域に、超音波画像の全域にわたって振動子アレイから超音波の送受信を行ったフレームの中央部以外の領域の画像を重ねるように画像生成部により超音波画像を生成させることもできる。

【0011】

なお、診断判定手段は、超音波プローブの移動を検出する移動検出手段と、画像生成部で生成された超音波画像の少なくとも一部の平均輝度値を算出する平均輝度算出部とを含み、移動検出手段により得られた検出結果と平均輝度算出部により得られた平均輝度値とに基づいて画像生成部で生成された超音波画像により診断を行っているか否かを判定することが好ましい。

移動検出手段としては、加速度センサを用いることができる。

あるいは、移動検出手段は、フレーム間における超音波画像のズレに基づいて超音波プローブの移動を検出してもよい。この場合、ドップラー効果表示のデータを用いて、フレーム間における超音波画像のズレが超音波プローブの移動によるものか被検体内での動きによるものを判定するズレ判定手段をさらに備えることが好ましい。

【0012】

この発明に係る超音波診断方法は、送信駆動部から供給された駆動信号に基づいて超音波プローブの振動子アレイから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した超音波プローブの振動子アレイから出力された受信信号を受信信号処理部で処理し、処理された受信信号に基づいて画像生成部で超音波画像を生成する超音波診断方法であって、画像生成部で生成された超音波画像により診断を行っているか否かを判定し、診断を行っているとは判定された場合には、超音波画像の全域にわたって振動子アレイの所定数以上の振動子から超音波の送受信が行われる高画質モードで動作するように送信駆動部および受信信号処理部を制御し、診断を行っていないと判定された場合には、超音波画像の領域に応じて振動子アレイの前記所定数以上の振動子のうち少なくとも一部の振動子からの超音波の送受信が停止される省電力モードで動作するように送信駆動部および受信信号処理部を制御する方法である。

【0013】

好ましくは、省電力モードにおいて、超音波画像の中央部以外の領域に対して振動子アレイの一部の振動子からの超音波の送受信が停止されるように送信駆動部および受信信号処理部を制御する。

あるいは、省電力モードにおいて、フレームに応じて選択的に、超音波画像の中央部以外の領域に対して振動子アレイからの超音波の送受信が停止されるように送信駆動部および受信信号処理部を制御し、振動子アレイからの超音波の送受信を停止したフレームの中央部以外の領域に、超音波画像の全域にわたって振動子アレイから超音波の送受信を行ったフレームの中央部以外の領域の画像を重ねるように画像生成部により超音波画像を生成させる。

【0014】

なお、超音波プローブの移動の有無を検出し、画像生成部で生成された超音波画像の少

なくとも一部の平均輝度値を算出し、検出された超音波プローブの移動の有無と算出された平均輝度値とに基づいて超音波画像により診断を行っているか否かの判定を行うことができる。

超音波プローブの移動の有無は、加速度センサにより検出することができる。

あるいは、超音波プローブの移動の有無は、フレーム間における超音波画像のズレに基づいて検出してもよい。この場合、ドップラー効果表示のデータを用いて、フレーム間における超音波画像のズレが超音波プローブの移動によるものか被検体内での動きによるものを判定することが好ましい。

【発明の効果】

【0015】

10

この発明によれば、超音波画像により診断を行っているか否かを判定し、診断を行っているか判定された場合には、超音波画像の全域にわたって振動子アレイの所定数以上の振動子から超音波の送受信が行われる高画質モードで動作し、診断を行っていないと判定された場合には、超音波画像の領域に応じて振動子アレイの前記所定数以上の振動子のうち少なくとも一部の振動子からの超音波の送受信が停止される省電力モードで動作するように送信駆動部および受信信号処理部を制御するので、Bモード画像表示状態においても、診断上で必要な画質を低下することなく省電力化を図ることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

20

【図1】この発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】実施の形態1における振動子アレイからの超音波の送受信の様子を示し、(A)は高画質モード、(B)は省電力モードを模式的に示す図である。

【図3】実施の形態1の動作を示すタイミングチャートである。

【図4】実施の形態2における振動子アレイからの超音波の送受信の様子を示し、(A)は高画質モード、(B)は省電力モードを模式的に示す図である。

【図5】実施の形態3における超音波画像のズレを示し、(A)は超音波プローブの移動によるズレ、(B)は被検体内での動きによるズレを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

30

以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

実施の形態1

図1に、この発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の構成を示す。超音波診断装置は、超音波プローブ1と、この超音波プローブ1と無線通信により接続された診断装置本体2とを備えている。

【0018】

超音波プローブ1は、1次元又は2次元の振動子アレイを構成する複数の超音波トランスデューサ3を有し、これらトランスデューサ3にそれぞれ対応して受信信号処理部4が接続され、さらに受信信号処理部4にパラレル/シリアル変換部5を介して無線通信部6が接続されている。また、複数のトランスデューサ3に送信駆動部7を介して送信制御部8が接続され、複数の受信信号処理部4に受信制御部9が接続され、無線通信部6に通信制御部10が接続されている。そして、パラレル/シリアル変換部5、送信制御部8、受信制御部9および通信制御部10にプローブ制御部11が接続されている。さらに、超音波プローブ1には、超音波プローブ1の移動を検知する加速度センサ12が内蔵され、この加速度センサ12がプローブ制御部11に接続されている。

40

【0019】

複数のトランスデューサ3は、それぞれ送信駆動部7から供給される駆動信号に従って超音波を送信すると共に被検体からの超音波エコーを受信して受信信号を出力する。各トランスデューサ3は、例えば、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛)に代表される圧電セラミックスや、PVDf(ポリフッ化ビニリデン)に代表される高分子圧電素子等からなる圧電体の両端に電極を形成した振動子によって構成される。

50

そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生して、それらの超音波の合成により超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することにより伸縮して電気信号を発生し、それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

【 0 0 2 0 】

送信駆動部 7 は、例えば、複数のパルスを含んでおり、送信制御部 8 によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数のトランスデューサ 3 から送信される超音波が被検体内の組織のエリアをカバーする幅広の超音波ビームを形成するようにそれぞれの駆動信号の遅延量を調節して複数のトランスデューサ 3 に供給する。

10

【 0 0 2 1 】

各チャンネルの受信信号処理部 4 は、受信制御部 9 の制御の下で、対応するトランスデューサ 3 から出力される受信信号に対して直交検波処理又は直交サンプリング処理を施すことにより複素ベースバンド信号を生成し、複素ベースバンド信号をサンプリングすることにより、組織のエリアの情報を含むサンプルデータを生成して、サンプルデータをパラレル/シリアル変換部 5 に供給する。受信信号処理部 4 は、複素ベースバンド信号をサンプリングして得られるデータに高能率符号化のためのデータ圧縮処理を施すことによりサンプルデータを生成してもよい。

パラレル/シリアル変換部 5 は、複数チャンネルの受信信号処理部 4 によって生成されたパラレルのサンプルデータを、シリアルのサンプルデータに変換する。

20

【 0 0 2 2 】

無線通信部 6 は、シリアルのサンプルデータに基づいてキャリアを変調して伝送信号を生成し、伝送信号をアンテナに供給してアンテナから電波を送信することにより、シリアルのサンプルデータを送信する。変調方式としては、例えば、A S K (Amplitude Shift Keying)、P S K (Phase Shift Keying)、Q P S K (Quadrature Phase Shift Keying)、1 6 Q A M (16 Quadrature Amplitude Modulation) 等が用いられる。

無線通信部 6 は、診断装置本体 2 との間で無線通信を行うことにより、サンプルデータを診断装置本体 2 に送信すると共に、診断装置本体 2 から各種の制御信号を受信して、受信された制御信号を通信制御部 1 0 に出力する。通信制御部 1 0 は、プローブ制御部 1 1 によって設定された送信電波強度でサンプルデータの送信が行われるように無線通信部 6 を制御すると共に、無線通信部 6 が受信した各種の制御信号をプローブ制御部 1 1 に出力する。

30

【 0 0 2 3 】

加速度センサ 1 2 は、超音波プローブ 1 の移動に伴う加速度を検出してプローブ制御部 1 1 に出力する。

プローブ制御部 1 1 は、診断装置本体 2 から送信される各種の制御信号および加速度センサ 1 2 からの出力信号に基づいて、超音波プローブ 1 の各部の制御を行う。

超音波プローブ 1 には、図示しないバッテリーが内蔵され、このバッテリーから超音波プローブ 1 内の各回路に電源供給が行われる。

なお、超音波プローブ 1 は、リニアスキャン方式、コンベックススキャン方式、セクタスキャン方式等の体外式プローブでもよいし、ラジアルスキャン方式等の超音波内視鏡用プローブでもよい。

40

【 0 0 2 4 】

一方、診断装置本体 2 は、無線通信部 1 3 を有し、この無線通信部 1 3 にシリアル/パラレル変換部 1 4 を介してデータ格納部 1 5 が接続され、データ格納部 1 5 に画像生成部 1 6 が接続されている。さらに、画像生成部 1 6 に表示制御部 1 7 を介して表示部 1 8 が接続されている。また、無線通信部 1 3 に通信制御部 1 9 が接続され、シリアル/パラレル変換部 1 4、画像生成部 1 6、表示制御部 1 7 および通信制御部 1 9 に本体制御部 2 0 が接続されている。画像生成部 1 6 には、平均輝度算出部 2 1 が接続され、この平均輝度算出部 2 1 が本体制御部 2 0 に接続されている。さらに、本体制御部 2 0 には、オペレー

50

タが入力操作を行うための操作部 2 2 と、動作プログラムを格納する格納部 2 3 がそれぞれ接続されている。

【 0 0 2 5 】

無線通信部 1 3 は、超音波プローブ 1 との間で無線通信を行うことにより、各種の制御信号を超音波プローブ 1 に送信する。また、無線通信部 1 3 は、アンテナによって受信される信号を復調することにより、シリアルサンプルデータを出力する。

通信制御部 1 9 は、本体制御部 2 0 によって設定された送信電波強度で各種の制御信号の送信が行われるように無線通信部 1 3 を制御する。

シリアル/パラレル変換部 1 4 は、無線通信部 1 3 から出力されるシリアルサンプルデータを、パラレルサンプルデータに変換する。データ格納部 1 5 は、メモリまたはハードディスク等によって構成され、シリアル/パラレル変換部 1 4 によって変換された少なくとも 1 フレーム分のサンプルデータを格納する。

【 0 0 2 6 】

画像生成部 1 6 は、データ格納部 1 5 から読み出される 1 フレーム毎のサンプルデータに受信フォーカス処理を施して、超音波診断画像を表す画像信号を生成する。画像生成部 1 6 は、整相加算部 2 4 と画像処理部 2 5 とを含んでいる。

整相加算部 2 4 は、本体制御部 2 0 において設定された受信方向に応じて、予め記憶されている複数の受信遅延パターンの中から 1 つの受信遅延パターンを選択し、選択された受信遅延パターンに基づいて、サンプルデータによって表される複数の複素ベースバンド信号にそれぞれの遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれたベースバンド信号（音線信号）が生成される。

【 0 0 2 7 】

画像処理部 2 5 は、整相加算部 2 4 によって生成される音線信号に基づいて、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像信号を生成する。画像処理部 2 5 は、S T C (sensitivity time control) 部と、D S C (digital scan converter : デジタル・スキャン・コンバータ) とを含んでいる。S T C 部は、音線信号に対して、超音波の反射位置の深度に応じて、距離による減衰の補正を施す。D S C は、S T C 部によって補正された音線信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、B モード画像信号を生成する。

【 0 0 2 8 】

表示制御部 1 7 は、画像生成部 1 6 によって生成される画像信号に基づいて、表示部 1 8 に超音波診断画像を表示させる。表示部 1 8 は、例えば、L C D 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 1 7 の制御の下で、超音波診断画像を表示する。

平均輝度算出部 2 1 は、画像生成部 1 6 で生成された前フレームの超音波画像の少なくとも一部の平均輝度値を算出するものである。例えば、超音波画像の全面的平均輝度値でもよく、あるいは、超音波画像の中央部等の一部領域における平均輝度値でもよい。

【 0 0 2 9 】

本体制御部 2 0 は、超音波プローブ 1 の加速度センサ 1 2 からの出力信号と平均輝度算出部 2 1 により得られた前フレームの超音波画像の平均輝度値とに基づいて、画像生成部 1 6 で生成された超音波画像により診断を行っているか否かを判定し、その判定結果に応じて高画質モードと省電力モードのいずれかを選択する。すなわち、本体制御部 2 0 は、加速度センサ 1 2 からの出力信号により超音波プローブ 1 が移動していないと判断されると共に平均輝度算出部 2 1 で得られた平均輝度値が所定のしきい値を越えている場合に、超音波画像による診断が行われていると判定し、超音波プローブ 1 の受信信号処理部 4 および送信駆動部 7 を高画質モードで動作するように制御する。一方、加速度センサ 1 2 からの出力信号により超音波プローブ 1 が移動中であると判断されるか、あるいは、平均輝度算出部 2 1 で得られた平均輝度値が所定のしきい値以下の場合には、本体制御部 2 0 は、超音波画像による診断が行われていないと判定し、超音波プローブ 1 の受信信号処理部 4 および送信駆動部 7 を省電力モードで動作するように制御する。

【 0 0 3 0 】

このような診断装置本体 2 において、シリアル / パラレル変換部 1 4、画像生成部 1 6、表示制御部 1 7、通信制御部 1 9 および本体制御部 2 0 は、C P U と、C P U に各種の処理を行わせるための動作プログラムから構成されるが、それらをデジタル回路で構成してもよい。上記の動作プログラムは、格納部 2 3 に格納される。格納部 2 3 における記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、フレキシブルディスク、M O、M T、R A M、C D - R O M または D V D - R O M 等を用いることができる。

【 0 0 3 1 】

ここで、高画質モードと省電力モードについて図 2 を参照して説明する。

まず、高画質モードにおいては、画面全域にわたって、すなわち、全ての走査線に対して、振動子アレイを構成するトランスデューサ 3 のうち所定数以上のトランスデューサ 3 を動作させて超音波の送受信が行われる。例えば、図 2 (A) に示されるように、振動子アレイが 6 4 チャンネルのトランスデューサ 3 を有し、画面が 2 5 6 本の走査線から構成される場合には、2 5 6 本の走査線それぞれに対して 6 4 チャンネルのうち所定数以上のトランスデューサ 3 が動作するように、送信制御部 8 により送信駆動部 7 が制御されると共に受信制御部 9 により 6 4 チャンネルのうち所定数以上の受信信号処理部 4 が制御される。これにより、高画質の画像を得ることができる。

10

【 0 0 3 2 】

一方、省電力モードにおいては、画面中央部の領域に位置する走査線に対しては、高画質モードと同様に、振動子アレイを構成するトランスデューサ 3 のうち所定数以上のトランスデューサ 3 を動作させて超音波の送受信が行われるが、画面中央部以外の領域に位置する走査線に対しては、高画質モードの場合のように所定数以上のトランスデューサ 3 を動作させるのではなく、これら所定数以上のトランスデューサ 3 のうち一部のトランスデューサ 3 からの超音波の送受信が停止され、高画質モードの場合より少ないトランスデューサ 3 のみを動作させて超音波の送受信が行われる。例えば、図 2 (B) に示されるように、振動子アレイが 6 4 チャンネルのトランスデューサ 3 を有し、画面が 2 5 6 本の走査線から構成される場合に、画面中央部の領域 R 1 に位置する 3 2 本の走査線については、6 4 チャンネルのうち所定数以上のトランスデューサ 3 が動作するが、領域 R 1 以外の画面両側部の領域 R 2 に位置する $1 1 2 + 1 1 2 = 2 2 4$ 本の走査線については、6 4 チャンネルのトランスデューサ 3 のうち所定数よりも少ない 8 チャンネルのトランスデューサ 3 のみが動作し、残りの 5 6 チャンネルのトランスデューサ 3 は動作停止するように、送信制御部 8 により送信駆動部 7 が制御されると共に受信制御部 9 により受信信号処理部 4 が制御される。これにより、省電力化を図ることができる。

20

30

なお、高画質モードにおいて動作させる「所定数以上のトランスデューサ 3」とは、同時に並行して処理し得る受信信号の数、すなわち超音波プローブ 1 に具備された受信信号処理部 4 の数以下で、且つ、省電力モードで動作させるトランスデューサ 3 の数より大きい数のトランスデューサ 3 を意味している。

【 0 0 3 3 】

次に、実施の形態 1 の動作について説明する。

超音波診断が開始されると、まず、送信駆動部 7 から供給される駆動信号に従って複数のトランスデューサ 3 から超音波が送信され、被検体からの超音波エコーを受信した各トランスデューサ 3 から出力された受信信号がそれぞれ対応する受信信号処理部 4 に供給されてサンプルデータが生成され、パラレル / シリアル変換部 5 でシリアル化された後に無線通信部 6 から診断装置本体 2 へ無線伝送される。診断装置本体 2 の無線通信部 1 3 で受信されたサンプルデータは、シリアル / パラレル変換部 1 4 でパラレルのデータに変換され、データ格納部 1 5 に格納される。さらに、データ格納部 1 5 から 1 フレーム毎のサンプルデータが読み出され、画像生成部 1 6 で画像信号が生成され、この画像信号に基づいて表示制御部 1 7 により超音波診断画像が表示部 1 8 に表示される。

40

【 0 0 3 4 】

このようにして画像生成部 1 6 で生成された超音波画像の少なくとも一部の平均輝度値

50

が、診断装置本体 2 の平均輝度算出部 2 1 により算出されて本体制御部 2 0 へ入力される。本体制御部 2 0 は、この平均輝度値に基づいて超音波診断画像の取得が行われているか否かを判定する。例えば、ブランキング期間等において、トランスデューサ 3 から超音波が送信されながらも画像生成部 1 6 で超音波画像が生成されていない場合、あるいは、超音波プローブ 1 が被検体の表面に当接されずに放置されている場合等には、平均輝度算出部 2 1 により算出される平均輝度値が所定のしきい値以下となるので、超音波診断画像の取得が行われていないと判定することができる。

【 0 0 3 5 】

また、加速度センサ 1 2 により超音波プローブ 1 の移動に伴う加速度が検出され、検出データがプローブ制御部 1 1 に出力される。検出データは、プローブ制御部 1 1 から通信制御部 1 0 を介して無線通信部 6 へ送られ、無線通信部 6 から診断装置本体 2 へ無線伝送される。診断装置本体 2 の無線通信部 1 3 で受信された検出データは、通信制御部 1 9 を介して本体制御部 2 0 へ入力され、本体制御部 2 0 は、検出データに基づいて超音波プローブ 1 が移動中であるのか、あるいは位置固定されているのかを判定する。

10

【 0 0 3 6 】

そして、本体制御部 2 0 は、加速度センサ 1 2 からの出力信号により超音波プローブ 1 が移動していないと判断されると共に平均輝度算出部 2 1 で得られた平均輝度値が所定のしきい値を越えている場合に、超音波画像による診断が行われていると判定して高画質モードを選択する。一方、加速度センサ 1 2 からの出力信号により超音波プローブ 1 が移動中であると判断されるか、あるいは、平均輝度算出部 2 1 で得られた平均輝度値が所定のしきい値以下の場合には、本体制御部 2 0 は、超音波画像による診断が行われていないと判定して省電力モードを選択する。

20

【 0 0 3 7 】

例えば、図 3 のタイミングチャートにおいて、時刻 T 0 ~ T 1 のように、超音波プローブ 1 の位置が固定されているものの、平均輝度値がしきい値以下である場合、時刻 T 1 ~ T 2 のように、超音波プローブ 1 が移動中で且つ平均輝度値がしきい値以下である場合、時刻 T 2 ~ T 3 のように、平均輝度値がしきい値を越えているものの、超音波プローブ 1 が移動中である場合には、本体制御部 2 0 は、超音波画像による診断が行われていないと判定して省電力モードを選択する。すなわち、一部のトランスデューサ 3 からの超音波の送受信が停止され、高画質モードの場合より少ない残りのトランスデューサ 3 のみを動作させて超音波の送受信が行われるように、超音波プローブ 1 のプローブ制御部 1 1 を介して送信駆動部 7 および受信信号処理部 4 を制御する。

30

【 0 0 3 8 】

一方、時刻 T 3 ~ T 4 のように、超音波プローブ 1 の位置が固定されると共に平均輝度値がしきい値を越えている場合には、本体制御部 2 0 は、超音波画像による診断が行われていると判定して高画質モードを選択する。すなわち、振動子アレイを構成するトランスデューサ 3 のうち所定数以上のトランスデューサ 3 を動作させて超音波の送受信が行われるように、超音波プローブ 1 のプローブ制御部 1 1 を介して送信駆動部 7 および受信信号処理部 4 を制御する。

40

同様に、時刻 T 4 ~ T 5 および時刻 T 6 以降では、超音波プローブ 1 が移動中であるので、省電力モードが選択され、時刻 T 5 ~ T 6 では、超音波プローブ 1 の位置が固定されると共に平均輝度値がしきい値を越えているので、高画質モードが選択される。

【 0 0 3 9 】

このように、加速度センサ 1 2 からの出力信号と平均輝度算出部 2 1 で得られた平均輝度値とに基づいて、超音波画像により診断を行っているか否かを判定し、診断を行っている場合と判定された場合に高画質モードで動作し、診断を行っていないと判定された場合には省電力モードで動作するように、超音波プローブ 1 の送信駆動部 7 および受信信号処理部 4 が制御されるので、操作者が表示画像で診断をするときのみ高画質の画像を表示し、それ以外は省電力モードに自動的に移行することができる。このため、使用頻度の高い B モード画像表示状態においても、診断上で必要な画質を低下することなく、すなわち、診断

50

に支障を来すことなく、省電力化を図ることが可能となる。

【 0 0 4 0 】

実施の形態 2

実施の形態 1 では、省電力モードを、超音波画像の中央部以外の領域 P 2 に対して振動子アレイの一部のトランスデューサ 3 からの超音波の送受信が停止されるものとしたが、これに限るものではなく、フレームに応じて選択的に省電力化がなされるモードとすることもできる。

【 0 0 4 1 】

この実施の形態 2 においては、高画質モードは、実施の形態 1 と同様に、全フレームに対し、振動子アレイのトランスデューサ 3 のうち所定数以上のトランスデューサ 3 から超音波画像の全域にわたって超音波の送受信が行われる。一方、省電力モードでは、超音波画像の中央部の領域に対しては、全フレームで振動子アレイからの超音波の送受信を行い、超音波画像の中央部以外の領域に対しては、フレームに応じて選択的に、振動子アレイからの超音波の送受信を停止する。そして、振動子アレイからの超音波の送受信を停止したフレームの中央部以外の領域に、超音波画像の全域にわたって振動子アレイから超音波の送受信を行ったフレームの中央部以外の領域の画像を重ねるように画像生成部 1 6 により超音波画像を生成させる。

10

【 0 0 4 2 】

例えば、図 4 (A) に示されるように、画面が 2 5 6 本の走査線から構成される場合に、高画質モードにおいては、全フレームに対し、振動子アレイのトランスデューサ 3 のうち所定数以上のトランスデューサ 3 を動作させ、超音波画像の全域すなわち 2 5 6 本の全ての走査線にわたって超音波の送受信を行う。これにより、高画質の画像を得ることができる。

20

【 0 0 4 3 】

また、省電力モードでは、フレームに応じて選択的に、振動子アレイからの超音波の送受信を変化させる。すなわち、あるフレームでは、高画質モードのように、振動子アレイのトランスデューサ 3 のうち所定数以上のトランスデューサ 3 を動作させて 2 5 6 本の全ての走査線にわたり超音波の送受信を行う。次のフレームでは、超音波画像の中央部の領域 R 1 に位置する 3 2 本の走査線については、振動子アレイから超音波の送受信を行い、領域 R 1 以外の画面両側部の領域 R 2 に位置する $1 1 2 + 1 1 2 = 2 2 4$ 本の走査線につ

30

いては、振動子アレイからの超音波の送受信を停止する。そして、図 4 (B) に示されるように、画面両側部の領域 R 2 には、前フレームにおける領域 R 2 の画像を重ねるようにして超音波画像が生成される。これにより、省電力化を図ることができる。

【 0 0 4 4 】

なお、省電力モードにおいて、画面両側部の領域 R 2 における振動子アレイからの超音波の送受信停止は、1 フレーム毎に行ってもよく、あるいは、数フレーム連続して送受信を停止した後次のフレームで再び送受信を行うようにしてもよい。

【 0 0 4 5 】

実施の形態 3

上述した実施の形態 1 および 2 では、加速度センサ 1 2 からの出力信号に基づいて超音波プローブ 1 が移動中であるか、位置固定しているかを検出したが、これに限るものではなく、例えば、図 5 (A) に示されるように、フレーム間における超音波画像のズレ量 ΔX に基づいて診断装置本体 2 の本体制御部 2 0 が超音波プローブ 1 の移動を検出するように構成することもできる。

40

【 0 0 4 6 】

本体制御部 2 0 は、フレーム間における超音波画像のズレ量 ΔX と平均輝度算出部 2 1 により得られた前フレームの超音波画像の平均輝度値とに基づいて、画像生成部 1 6 で生成された超音波画像により診断を行っているか否かを判定し、その判定結果に応じて高画質モードと省電力モードのいずれかを選択する。

【 0 0 4 7 】

50

なお、このとき、ドップラー効果表示のデータを用いて、フレーム間における超音波画像のズレが、図5(A)のように超音波プローブ1の移動に起因しているのか、あるいは、図5(B)に示されるように被検体内で生じた動きに起因しているのか、のいずれであるかを判定することが好ましい。フレーム間における超音波画像のズレが存在しても、そのズレが被検体内で生じた動きに起因している場合には、超音波プローブ1自体は移動しないで位置固定していると判断することができる。このようなズレの判定は、診断装置本体2の本体制御部20により行うことができる。

【0048】

上述した実施の形態1～3においては、超音波プローブ1が移動していないと判断されると共に前フレームの超音波画像の平均輝度値が所定のしきい値を越えている場合に、超音波画像による診断が行われていると判定して高画質モードを選択したが、超音波プローブ1が位置固定でなくても、超音波プローブ1の移動速度が所定値以下になった場合に高画質モードを選択するようにしてもよい。これは、操作者の診断方法によっては、超音波プローブ1を被検体の表面上で低速で移動させているときに画像全体を高画質で観測し、超音波プローブ1の位置を固定して集中的に見るときは、画面中央部を注視すればよいという場合が考えられるからである。なお、高画質モードと省電力モードとを切り替える超音波プローブ1の移動速度は、操作者が適宜選択して設定可能とすることが好ましい。

【0049】

また、超音波プローブ1または診断装置本体2に静止画像取得スイッチを配設し、この静止画像取得スイッチが操作されたときに、静止画取を取得するように構成することもできる。省電力モードの状態から、操作者が静止画像取得スイッチを操作して静止画像を取得する場合には、超音波プローブ1の移動中/位置固定に関わらずに、画面全域にわたって所定数以上のトランスデューサ3を動作させて高画質の静止画像を得ることが好ましい。取得された静止画像を表示している間は、振動子アレイからの超音波の送受信を停止することができる。

【0050】

なお、上記の各実施の形態で例示されたチャンネル数および走査線数は、単に一例に過ぎず、適宜選択することができる。

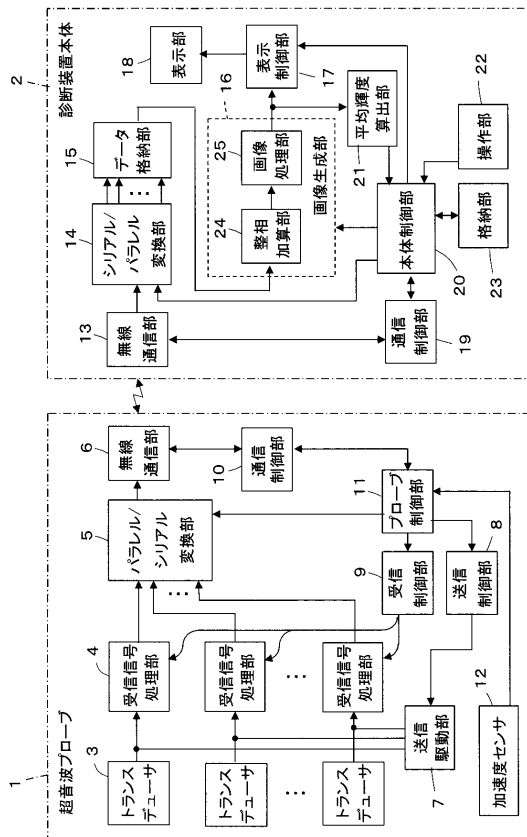
また、上述した実施の形態1～3では、超音波プローブ1と診断装置本体2とが互いに無線通信により接続されていたが、これに限るものではなく、接続ケーブルを介して超音波プローブ1が診断装置本体2に接続されていてもよい。この場合には、超音波プローブ1の無線通信部6および通信制御部10、診断装置本体2の無線通信部13および通信制御部19等は不要となる。

【符号の説明】

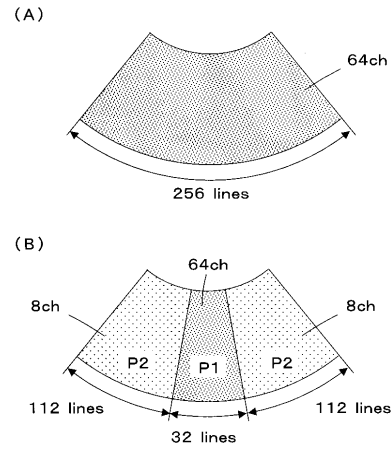
【0051】

1 超音波プローブ、2 診断装置本体、3 トランスデューサ、4 受信信号処理部、5 パラレル/シリアル変換部、6 無線通信部、7 送信駆動部、8 送信制御部、9 受信制御部、10 通信制御部、11 プローブ制御部、12 加速度センサ、13 無線通信部、14 シリアル/パラレル変換部、15 データ格納部、16 画像生成部、17 表示制御部、18 表示部、19 通信制御部、20 本体制御部、21 平均輝度算出部、22 操作部、23 格納部、24 整相加算部、25 画像処理部。

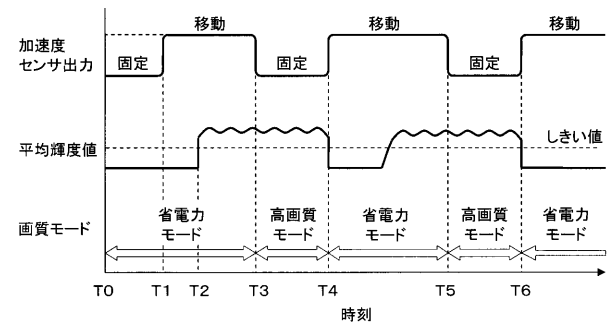
【図 1】



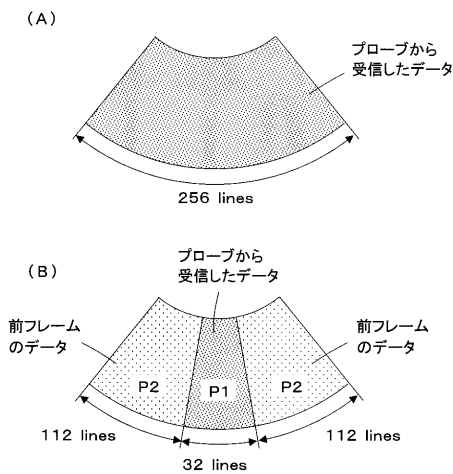
【図 2】



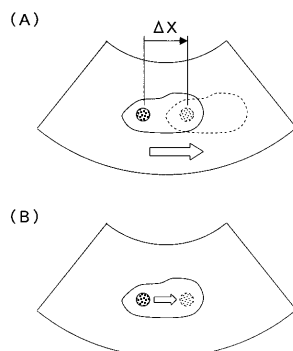
【図 3】



【図 4】



【図 5】



专利名称(译)	超声诊断设备和方法		
公开(公告)号	JP2012050603A	公开(公告)日	2012-03-15
申请号	JP2010194917	申请日	2010-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	工藤吉光		
发明人	工藤 吉光		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4472 A61B8/4254 A61B8/56		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE15 4C601/HH15		
代理人(译)	伊藤英明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种即使在B模式图像显示状态下也能够在不降低诊断所需的图像质量的情况下节省电力的超声波诊断装置。 SOLUTION：当超声探头的位置固定并且前一帧超声图像的平均亮度值超过阈值时，可以确定正在执行基于超声图像的诊断，并且结果很高。选择图像质量模式（时间T3至T4，T5至T6），通过操作所有扫描线指定数量或更多的换能器来发送和接收超声波，并且超声波探头正在移动或在上一帧中。如果超声波图像的平均亮度值小于阈值，则确定未执行超声波图像的诊断，并且选择了省电模式（时间T0至T3，T4至T5，T6或更晚）。对于位于屏幕中央区域的扫描线，通过操作预定数量的换能器来发送和接收超声波，对于位于屏幕中央区域以外的区域的扫描线，停止从某些换能器发送和接收超声波。 [选择图]图3

