

(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2015-202400  
(P2015-202400A)

(43) 公開日 平成27年11月16日(2015.11.16)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/14 (2006.01)

F1  
A61B 8/14

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2015-20128 (P2015-20128)  
(22) 出願日 平成27年2月4日(2015.2.4)  
(31) 優先権主張番号 10-2014-0044453  
(32) 優先日 平成26年4月14日(2014.4.14)  
(33) 優先権主張国 韓国(KR)

(71) 出願人 390019839  
三星電子株式会社  
Samsung Electronics  
Co., Ltd.  
大韓民国京畿道水原市靈通区三星路129  
129, Samsung-ro, Yeon  
gtong-gu, Suwon-si, G  
yeonggi-do, Republic  
of Korea  
(74) 代理人 110000051  
特許業務法人共生国際特許事務所  
(72) 発明者 朴成燦  
大韓民国 京畿道 水原市 靈通区 峰靈  
路1517番ギル 73

最終頁に続く

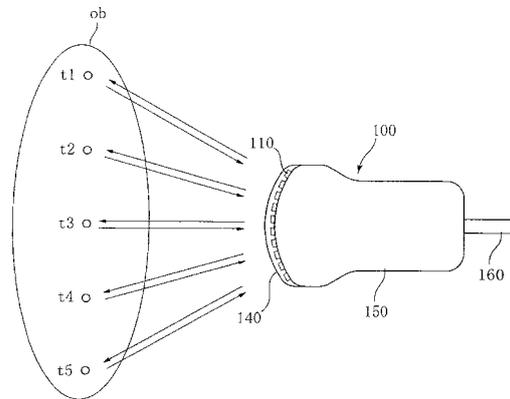
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波画像装置並びにその制御方法

(57) 【要約】

【課題】超音波画像を迅速に取得できるようにする超音波プローブ及び超音波画像装置並びにその制御方法を提供する。

【解決手段】本発明による超音波プローブは、互いに異なる周波数の複数の超音波を複数の目標部位を焦点にして照射し、同一の目標部位に照射された前記互いに異なる周波数の複数の超音波の干渉によって前記複数の目標部位で発生する超音波を受信する複数の超音波素子を有している超音波素子部と、前記複数の超音波素子が配列された支持フレームとを備える。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

互いに異なる周波数の複数の超音波を複数の目標部位を焦点にして照射し、同一の目標部位に照射された前記互いに異なる周波数の複数の超音波の干渉によって前記複数の目標部位で発生する超音波を受信する複数の超音波素子を有している超音波素子部と、  
前記複数の超音波素子が配列された支持フレームとを備えることを特徴とする超音波プローブ。

**【請求項 2】**

前記超音波素子部は、前記互いに異なる周波数の複数の超音波を前記複数の目標部位に同時又は異時に照射する複数の超音波生成素子からなる超音波生成素子部と、

10

前記超音波を受信する複数の超音波受信素子からなる超音波受信素子部とを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

**【請求項 3】**

前記超音波生成素子部は、所定の間隔で離隔された複数の目標部位に、互いに異なる周波数の複数の超音波を同時に照射することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波プローブ。

**【請求項 4】**

前記超音波生成素子部は、前記互いに異なる周波数の複数の超音波を、互いに異なる複数の目標部位に複数回数で同時に照射することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波プローブ。

20

**【請求項 5】**

前記複数の超音波素子は、少なくとも一列に前記支持フレームに配列されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

**【請求項 6】**

前記互いに異なる周波数の複数の超音波及び前記受信した超音波に基づいて、前記複数の目標部位からの超音波信号を取得する超音波信号取得部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

**【請求項 7】**

前記超音波信号取得部は、前記受信した超音波の発生した目標部位別に前記複数の目標部位からの超音波信号を取得することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波プローブ。

30

**【請求項 8】**

前記超音波信号取得部は、前記受信された超音波に対応する超音波信号を集束させて取得された集束した超音波信号と前記互いに異なる周波数の複数の超音波とに基づいて、前記複数の目標部位の超音波信号を取得することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波プローブ。

**【請求項 9】**

前記複数の目標部位で発生する超音波の周波数は、前記同一の目標部位に照射される複数の超音波の周波数よりも低いことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

**【請求項 10】**

前記複数の超音波素子が受信する超音波は、前記複数の目標部位で発生する超音波が媒質を通過しながら発生するハーモニック成分を含む超音波であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波プローブ。

40

**【請求項 11】**

互いに異なる周波数の複数の超音波を複数の目標部位を焦点にして照射し、同一の目標部位に照射された前記互いに異なる周波数の複数の超音波の干渉によって前記複数の目標部位で発生する超音波を受信する複数の超音波素子を有している超音波探針部と、

前記複数の目標部位に照射される互いに異なる周波数の複数の超音波と前記受信された超音波とに基づいて、前記複数の目標部位からの超音波信号を取得する超音波信号取得部とを備えることを特徴とする超音波画像装置。

**【請求項 12】**

50

前記受信した超音波に対応する超音波信号又は前記超音波信号取得部で取得された複数の目標部位からの超音波信号を集束する集束部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像装置。

【請求項 1 3】

前記集束部は、前記受信した超音波に対応する超音波信号又は前記超音波信号取得部で取得された複数の目標部位からの超音波信号がフィルタリングされた超音波信号を集束することを特徴とする請求項 1 2 に記載の超音波画像装置。

【請求項 1 4】

前記超音波信号取得部は、前記受信した超音波の発生した目標部位別に前記複数の目標部位の超音波信号を取得することを特徴とする請求項 1 1 に記載の超音波画像装置。

10

【請求項 1 5】

前記複数の超音波素子は、一部の超音波素子のみを動作させてグレーティングローブを発生させるか、又は、互いに異なる超音波素子集団が、離隔している複数の目標部位に互いに異なる周波数の複数の超音波を同時に照射することを特徴とする請求項 1 1 に記載の超音波画像装置。

【請求項 1 6】

前記複数の超音波素子は、前記互いに異なる周波数の複数の超音波を、互いに異なる目標部位に複数回数で照射することを特徴とする請求項 1 1 に記載の超音波画像装置。

【請求項 1 7】

前記複数の超音波素子が受信する超音波は、前記複数の目標部位で発生する超音波が媒質を通過しながら発生するハーモニック成分を含む超音波であることを特徴とする請求項 1 1 に記載の超音波画像装置。

20

【請求項 1 8】

複数の目標部位に互いに異なる周波数の複数の超音波を同時に照射する超音波照射段階と、

同一の目標部位に照射された互いに異なる周波数の複数の超音波の干渉によって前記複数の目標部位で発生する超音波を複数の超音波素子で受信する超音波受信段階と、

前記互いに異なる周波数の複数の超音波と前記受信した超音波に基づいて、前記複数の目標部位からの超音波信号を取得する超音波信号取得段階と、

前記取得された超音波信号に基づいて超音波画像を復元する画像復元段階とを有することを特徴とする超音波画像装置の制御方法。

30

【請求項 1 9】

前記超音波照射段階は、所定の間隔で互いに離れている複数の目標部位に、互いに異なる周波数の複数の超音波を照射することを特徴とする請求項 1 8 に記載の超音波画像装置の制御方法。

【請求項 2 0】

前記超音波信号取得段階は、前記受信した超音波が発生した目標部位別に前記複数の目標部位における超音波信号を取得することを特徴とする請求項 1 8 に記載の超音波画像装置の制御方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波プローブ及び超音波画像装置並びに超音波画像装置の制御方法に関し、特に超音波画像を迅速に取得できる超音波プローブ及び超音波画像装置並びにその制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波画像装置 (ultrasonic imaging apparatus) とは、人体などのような被写体内の目標部位に超音波を照射し、目標部位から反射、発生した

50

超音波、すなわち、超音波を収集して超音波画像を生成することによって、被写体の内部に対する画像を取得することができる画像装置を指す。

【0003】

具体的には、超音波画像装置は、超音波プローブ (ultrasonic probe) を用いて被写体内で発生したり反射した超音波を収集して電氣的信号に変換した後、変換した電氣的信号に基づき、収集した超音波に対応する超音波画像を生成する。

より詳しくは、超音波画像装置は、変換した電氣的信号をビームフォーミングして超音波信号を得た後、ビームフォーミングされた超音波信号に基づいて超音波画像を生成する。

次いで、超音波画像装置は、生成された超音波画像に対して所定の画像処理を行って、被写体の内部に対する超音波画像を生成する。

生成された超音波画像は、超音波画像装置に取り付けられたり、又は超音波画像装置と有線、無線通信網を通じて接続されたモニターのようなディスプレイ装置を用いて、医師や患者などの使用者に表示することができる。

【0004】

しかしながら、詳細な超音波画像を得ようとする場合、多数の超音波照射による多数の超音波信号を取得し、それを処理して超音波画像を得るため、迅速に超音波画像の取得ができないという問題があった。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明は上記従来の超音波画像装置における問題点に鑑みてなされたものであって、本発明の目的は、超音波画像を迅速に取得できるようにする超音波プローブ及び超音波画像装置並びにその制御方法を提供することにある。

【0006】

また、被写体の内部で生成される超音波から、単一聴音器 (hydrophone) の代わりに超音波受信素子を用いて超音波画像を取得することができる、超音波プローブ及び超音波画像装置並びにその制御方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するためになされた本発明による超音波プローブは、互いに異なる周波数の複数の超音波を複数の目標部位を焦点にして照射し、同一の目標部位に照射された前記互いに異なる周波数の複数の超音波の干渉によって前記複数の目標部位で発生する超音波を受信する複数の超音波素子を有している超音波素子部と、前記複数の超音波素子が配列された支持フレームとを備えることを特徴とする。

【0008】

超音波プローブは、同一の目標部位に照射される数メガヘルツ (MHz) から数十メガヘルツの互いに異なる周波数の複数の超音波の干渉によって複数の目標部位から放射力 (radiation force) によって生成される数ヘルツ (Hz) から数百キロヘルツ (kHz) の低い周波数の超音波を受信する複数の超音波素子を有している超音波素子部と、複数の超音波素子が配列された支持フレームと、を備える。

ここで、複数の超音波素子は、所定の間隔で離れた複数の目標部位に互いに異なる周波数の複数の超音波を同時に照射することもでき、互いに異なる周波数の複数の超音波を互いに異なる複数の目標部位に複数回数で同時に照射することもできる。

超音波プローブは、互いに異なる周波数の複数の超音波及び受信された数ヘルツから数百キロヘルツの低い周波数の超音波に基づいて、複数の目標部位の超音波信号を取得する超音波信号取得部をさらに備えることができる。

【0009】

上記目的を達成するためになされた本発明による超音波画像装置は、互いに異なる周波数の複数の超音波を複数の目標部位を焦点にして照射し、同一の目標部位に照射された前

10

20

30

40

50

記互いに異なる周波数の複数の超音波の干渉によって前記複数の目標部位で発生する超音波を受信する複数の超音波素子を有している超音波探針部と、前記複数の目標部位に照射される互いに異なる周波数の複数の超音波と前記受信された超音波とに基づいて、前記複数の目標部位からの超音波信号を取得する超音波信号取得部とを備えることを特徴とする。

【0010】

上記目的を達成するためになされた本発明による超音波画像装置の制御方法は、複数の目標部位に互いに異なる周波数の複数の超音波を同時に照射する超音波照射段階と、同一の目標部位に照射された互いに異なる周波数の複数の超音波の干渉によって前記複数の目標部位で発生する超音波を複数の超音波素子で受信する超音波受信段階と、前記互いに異なる周波数の複数の超音波と前記受信した超音波に基づいて、前記複数の目標部位からの超音波信号を取得する超音波信号取得段階と、前記取得された超音波信号に基づいて超音波画像を復元する画像復元段階とを有することを特徴とする。

10

【0011】

この場合、複数の目標部位は互いに一定以上の距離で離れた地点であってもよい。

超音波画像装置の制御方法は、複数の目標部位で2次ハーモニック(second harmonic)成分の周波数以上の周波数を発生させたり、又は超音波プローブに伝達される過程で発生するハーモニック成分の周波数を用いることもできる。また、パルスエコー(pulse echo)を送信した後、ドップラー効果を用いて動きを測定することもできる。

20

【発明の効果】

【0012】

本発明に係る超音波プローブ及び超音波画像装置並びにその制御方法によれば、超音波画像に必要な超音波信号を少ない回数の超音波照射だけでも取得することが可能になるという効果がある。

また、超音波画像生成において超音波画像取得の速度を改善することが可能になる。

なお、超音波画像生成において高い解像度の超音波画像を得ることが可能になる。

さらに、別の聴音器なしでも超音波を受信して超音波画像を生成できるため、装置の複雑性を低減し、超音波画像装置を低コストで作製することが可能になるという効果がある。

30

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明の一実施形態による超音波プローブを示す概略図である。

【図2】本発明の一実施形態による超音波プローブの構成を示すブロック図である。

【図3A】本発明の一実施形態による超音波プローブの超音波素子部の他の実施形態の構成を示すブロック図である。

【図3B】本発明の一実施形態による超音波プローブの超音波素子部の他の実施形態を示す概略図である。

【図4】本発明の一実施形態による超音波プローブの超音波素子部及びフレームを示す斜視図である。

40

【図5】互いに異なる周波数の超音波の干渉を説明するための図である。

【図6】互いに異なる周波数の超音波の干渉によるうなりを説明するための図である。

【図7】本発明の一実施形態による超音波信号取得の例を説明するための図である。

【図8】本発明の一実施形態による超音波信号取得の例を説明するための図である。

【図9】本発明の一実施形態による超音波信号取得の例を示す図である。

【図10】本発明の一実施形態による超音波信号取得の例を説明するための図である。

【図11】本発明の一実施形態による超音波信号取得の他の例を示す図である。

【図12】本発明の一実施形態による超音波信号取得の他の例を示す図である。

【図13】本発明の一実施形態による超音波画像装置の概略を示す斜視図である。

【図14】本発明の一実施形態による超音波画像装置の構成を示すブロック図である。

50

【図15】本発明の一実施形態による超音波画像装置のビームフォーミング部の実施構成を示すブロック図である。

【図16】本発明の他の実施形態による超音波画像装置のビームフォーミング部の実施構成を示すブロック図である。

【図17】本発明の一実施形態による超音波画像装置を制御する方法を説明するためのフローチャートである。

【図18】本発明の他の実施形態による超音波画像装置を制御する方法を説明するためのフローチャートである。

【図19】本発明の更に他の実施形態による超音波画像装置を制御する方法を説明するためのフローチャートである。

10

【発明を実施するための形態】

【0014】

次に、本発明に係る超音波プローブ及び超音波画像装置並びにその制御方法を実施するための形態の具体例を図面を参照しながら説明する。

【0015】

図1は、本発明の一実施形態による超音波プローブを示す概略図であり、図2は、本発明の一実施形態による超音波プローブの構成を示すブロック図である。

超音波プローブ100は、被写体(0b)内部の目標部位(t1~t5)から音波又は超音波のような波動(wave)を受信して被写体(0b)内部に関する情報を収集する装置である。

20

超音波プローブ100は、波動を受信するために、図1に示すように、超音波プローブ100の少なくとも一端に、外部から伝達される振動波を受信する超音波素子部110を有する。

【0016】

超音波素子部110は、図2に示すように、複数の超音波素子、例えば、第1超音波素子~第6超音波素子(111~116)を含むことができる。

それぞれの超音波素子(111~116)は、外部から伝達される波動、すなわち、超音波を受信して、電気的信号、すなわち、超音波信号に変換することができる。

【0017】

例えば、図2に示すように、所定の周波数 $f_r$ の超音波がそれぞれの超音波素子(111~116)に入射すると、それぞれの超音波素子(111~116)の圧電振動子(圧電物質)や薄膜などが、入射する超音波の周波数 $f_r$ に相応する周波数で振動するようになる。

30

圧電振動子や薄膜などが振動すると、それぞれの超音波素子(111~116)は、振動する圧電振動子や薄膜の振動周波数に対応する周波数の交流電流を生成及び出力して、入射した超音波を所定の電気的信号に変換する。

このような方法によって、超音波素子部110は入射する超音波に対応する所定の電気的信号に変換することができる。

【0018】

超音波素子部110のそれぞれの超音波素子(111~116)によって出力された電気的信号は、図2に示すように、複数のチャンネル、例えば、第1チャンネル~第6チャンネルで超音波信号取得部170又は集束部180などに伝達することができる。

40

超音波素子部110は、本実施形態において、被写体内部の組織膨脹による超音波を受信することもできる。この場合、超音波素子部110は、数Hzから数百kHzまでの低い周波数の超音波を受信する。

【0019】

本実施形態によれば、超音波素子(111~116)は、所定周波数の超音波を生成する。

具体的には、それぞれの超音波素子(111~116)は、図1及び図2に示すように、超音波素子(111~116)に所定周波数のパルス電流が印加されると、印加された

50

パルス電流の周波数に対応する周波数で振動し、振動によって所定周波数（ $f_1 \sim f_6$ ）の超音波を生成する。

【0020】

この場合、それぞれの超音波素子（ $111 \sim 116$ ）が生成するそれぞれの超音波の周波数（ $f_1 \sim f_6$ ）、例えば、第1周波数～第6周波数は全て同一でなくてもよい。すなわち、それぞれの超音波の周波数（ $f_1 \sim f_6$ ）の一部の周波数は他の一部の周波数と異なることもある。

実施形態によっては、それぞれの超音波素子、例えば、第1超音波素子～第6超音波素子（ $111 \sim 116$ ）が生成する超音波周波数（ $f_1$ 乃至 $f_6$ ）はそれぞれ異なってもよい。

10

【0021】

それぞれの超音波素子（ $111 \sim 116$ ）は少なくとも一つの目標部位に同時に超音波を照射することができる。

以下、「同時」は、全く同一の時間を意味するだけでなく、ある程度短い時間差がある場合も意味するものとする。すなわち、超音波素子が同時に超音波を照射するということは、一部の超音波素子が超音波を照射した後、ある程度短い時間内に他の超音波素子が超音波を照射する場合も含むものとする。ここでいう「ある程度短い時間差」とは、超音波の照射から超音波受信までの短い期間を意味する。

【0022】

具体的には、少なくとも一つの目標部位に所定の超音波素子が超音波を照射した場合、超音波素子は、照射した超音波によって少なくとも一つの目標部位から反射した超音波や、少なくとも一つの目標部位又は周辺物質から発生した組織膨脹による超音波を受信することができる。

20

したがって、ある程度短い時間内に他の超音波素子が超音波を照射するということは、超音波素子の超音波照射によって所定の超音波が発生し、発生した超音波を受信する前に他の超音波素子が超音波を照射するということの意味する。

【0023】

それぞれの超音波素子（ $111 \sim 116$ ）が生成する超音波の周波数は、数kHzから数十kHzであってよい。

他の実施形態によれば、超音波素子部110の複数の超音波素子（ $111 \sim 116$ ）のうち、一群の超音波素子によって生成される超音波周波数はいずれも同一であり、他の一群の超音波素子によって生成される超音波周波数とは異なってもよい。

30

例えば、奇数番目の超音波素子、例えば、第1超音波素子111、第3超音波素子113、及び第5超音波素子115によって発生する超音波の周波数 $f_1$ 、周波数 $f_3$ 、及び周波数 $f_5$ は、偶数番目の超音波素子、例えば、第2超音波素子112、第4超音波素子114、及び第6超音波素子116によって発生する周波数 $f_2$ 、周波数 $f_4$ 、及び周波数 $f_6$ と異なってもよい。

【0024】

この場合、奇数番目の超音波素子、例えば、第1超音波素子111、第3超音波素子113、及び第5超音波素子115で生成された超音波の周波数 $f_1$ 、周波数 $f_3$ 、及び周波数 $f_5$ はいずれも同一の値を有する。

40

同様に、偶数番目の超音波素子、例えば、第2超音波素子112、第4超音波素子114、及び第6超音波素子116で生成される超音波の周波数 $f_2$ 、周波数 $f_4$ 、及び周波数 $f_6$ もいずれも同一の値を有する。

【0025】

超音波素子部110で生成された超音波を、図1に示すように、被写体（ob）内部の所定の目標部位（ $t_1 \sim t_5$ ）に照射する。

本実施形態によれば、超音波素子部110のそれぞれの超音波素子（ $111 \sim 116$ ）で生成された超音波を、被写体（ob）内部の互いに異なる複数の目標部位（ $t_1 \sim t_5$ ）に照射する。

50

この場合、それぞれの超音波素子(111~116)で生成された超音波は、互いに異なる複数の目標部位(t1~t5)に同時に照射されてもよい。言い換えれば、超音波素子部110で生成された超音波は同時に複数の目標部位(t1~t5)に集束(focus)してもよい。

したがって、一つの超音波プローブ100が複数の目標部位(t1~t5)にマルチフォーカシング(multi-focusing)をすることが可能になる。

【0026】

また、一実施形態によれば、超音波素子部110は、所定の間隔で離隔した複数の目標部位、例えば、奇数番目の目標部位(t1、t3、及びt5)に超音波が集束するように照射することができる。

10

例えば、超音波素子部110のそれぞれの超音波素子(111~116)は、照射された超音波が複数の目標部位(t1~t5)のうち、一定の間隔で離れた奇数番目の目標部位、例えば、第1目標部位t1、第3目標部位t3及び第5目標部位t5にのみ集束し、奇数番目の目標部位の間に位置している偶数番目の目標部位、例えば、第2目標部位t2及び第4目標部位t4には集束しないように超音波を照射することもできる。

この場合、超音波が集束する目標部位(t1、t3、及びt5)間の離隔距離は使用者又はシステム設計者が決定してもよい。

【0027】

また、超音波素子部110は、複数回で目標部位(t1~t5)に超音波を照射することもできる。

20

この場合、一実施形態によれば、超音波素子部110は毎回異なる目標部位に超音波を集束させることもできる。

例えば、超音波素子部110は、まず、複数の目標部位(t1~t5)のうち、一部の目標部位、例えば、奇数番目の目標部位(t1、t3、及びt5)に超音波が集束するように照射し、続いて、残りの目標部位、例えば、偶数番目の目標部位(t2、t4)に超音波が集束するように照射することもできる。

【0028】

所定の目標部位(t1~t5)に照射された超音波は、所定の目標部位(t1~t5)で反射することもあり、又は、所定の目標部位(t1~t5)で照射された超音波によって振動し特定の超音波を発生させることもある。

30

所定の目標部位(t1~t5)で反射したり、又は照射された2個以上の互いに異なる周波数とは異なる周波数で発生する超音波は、超音波素子部110で受信することができる。

【0029】

一方、他の実施形態によれば、超音波素子部110の複数の超音波素子(111~116)のうち、一部の超音波素子、例えば、第1超音波素子乃至第3超音波素子(111、112、113)にのみ所定周波数のパルス電流を印加し、パルス電流が印加された第1超音波素子乃至第3超音波素子(111、112、113)のみが所定周波数の超音波を生成するようにすることもできる。

この場合、第1超音波素子乃至第3超音波素子(111、112、113)で生成された超音波は、所定の目標部位(t1~t5)に照射することができる。そうすると、第1超音波素子乃至第3超音波素子(111、112、113)で生成された超音波が目標部位(t1~t5)で反射したり、又は第1超音波素子乃至第3超音波素子(111、112、113)で生成された超音波によって目標部位(t1~t5)の物質が振動して超音波を発生させる。

40

【0030】

本実施形態では、目標部位(t1~t5)で反射したり、又は照射された2個以上の互いに異なる周波数とは異なる周波数で発生する超音波は、全ての超音波素子(111~116)で受信してもよく、第4超音波素子乃至第6超音波素子(114、115、116)に受信してもよい。

50

上述の第1超音波素子乃至第3超音波素子(111、112、113)で生成された超音波の周波数( $f_1$ 、 $f_2$ 、 $f_3$ )はいずれも同一であってもよく、いずれも異なってもよく、又は、一部は同一で、一部は異なってもよい。

【0031】

超音波素子部110の複数の超音波素子(111~116)はそれぞれ、互いに異なる集束位置別に互いに重なる複数の送信信号を同時に発生させることができる。

これによって、被写体内部の複数の位置を焦点にするマルチフォーカシングを行うことができる。

【0032】

また、超音波素子部110は、複数の超音波素子(111~116)のうち、一部の超音波素子は所定の第1位置を焦点にして超音波を照射し、他の一部の超音波素子は所定の第1位置と異なる所定の第2位置を焦点にして超音波を照射することもできる。

これによって、被写体内部の複数の位置を焦点とするマルチフォーカシングを行うこともできる。

【0033】

図3Aは、本発明の一実施形態による超音波プローブの超音波素子部の他の実施形態の構成を示すブロック図である。

図3Aに示すように、超音波素子部110は、超音波を生成する少なくとも一つの超音波生成素子からなる超音波生成素子部110t、及び超音波を受信する少なくとも一つの超音波受信素子からなる超音波受信素子部110rを含む。

ここで、超音波生成素子部110tは、例えば、図3Aに示すように、第1超音波素子~第3超音波素子(111t~113t)を含み、超音波受信素子部110rは、第4超音波素子~第6超音波素子(114r~116r)を含む。

【0034】

少なくとも一つの超音波生成素子からなる超音波生成素子部110tは、印加される所定のパルス電流によって所定の周波数( $f_1$ ~ $f_3$ )の超音波を発生させる。

上述したように、超音波生成素子である第1超音波素子~第3超音波素子(111t~113t)で生成された超音波の周波数( $f_1$ ~ $f_3$ )が全て同一でなくてもよい。

【0035】

また、上述したように、少なくとも一つの超音波生成素子からなる超音波生成素子部110tはそれぞれ、異なる集束位置別に互いに重なる複数の送信信号を同時に発生させることができ、その結果、被写体内部の複数の位置を焦点とするマルチフォーカシングを行うことができる。

また、少なくとも一つの超音波生成素子からなる超音波生成素子部110tは、複数の超音波素子(111t~113t)のうち一部の超音波素子が、他の一部の超音波素子と異なる位置を焦点にして超音波を照射することもできる。このような方法によって、少なくとも一つの超音波生成素子からなる超音波生成素子部110tは超音波のマルチフォーカシングを可能にすることができる。

発生した所定の周波数( $f_1$ ~ $f_3$ )の超音波は、図1に示したように、所定の目標部位( $t_1$ ~ $t_5$ )に照射される。

【0036】

超音波受信素子部110rは、目標部位( $t_1$ ~ $t_5$ )で反射したり、被写体内部組織の組織膨脹によって発生した特定周波数 $f_r$ の超音波を受信することができる。

超音波受信素子部110rは、受信した超音波を、当該受信した超音波に対応する電気的信号に変換する。

【0037】

他の実施形態によれば、図3Bに示すように、超音波生成素子部110tを2Dアレイトランスデューサー(2D array transducer)とし、超音波受信素子部110rを1Dアレイトランスデューサー(1D array transducer)とすることができる。

10

20

30

40

50

また、他の実施形態によれば、超音波生成素子部 110 t、超音波受信素子部 110 r 両方とも、2Dアレイトランスデューサーとしてもよい。

【0038】

次に、図4を参照して、超音波素子部、及び超音波素子部が取り付けられるフレームについて説明する。

図4は、本発明の一実施形態による超音波プローブの超音波素子部及びフレームを示す斜視図である。

【0039】

図4に示すように、超音波素子部110の少なくとも一つの超音波素子(111~114)をフレーム120の少なくとも一面に配置する。

この場合、少なくとも一つの超音波素子(111~114)をフレーム120に所定のパターンで配置することができる。

例えば、少なくとも一つの超音波素子(111~114)を、図4に示すように、複数の列に配列してフレーム120に配置してもよい。

【0040】

また、別途に示してはいないが、少なくとも一つの超音波素子(111~114)をフレーム120にジグザグ(zigzag)状に配置してもよい。

一方、超音波素子部110はフレーム120上に固定することができ、その固定のために、所定の接着剤、例えば、エポキシレジン接着剤などを用いることができる。

勿論、超音波素子部110及びフレーム120との接着及び固定のために、その他の結合、固定又は接着手段を用いてもよい。

【0041】

フレーム120は、少なくとも一面に超音波素子部110が適切に配置されるように所定パターンの着座溝や突出部を有することができる。

この場合、超音波素子部110を所定パターンの着座溝や突起部の上に配置することができる。

【0042】

また、図4に示すように、超音波素子部110が配置されていないフレーム120の他面には、超音波素子部110に印加される電流、又は超音波素子部110から出力される電気的信号を制御するための基板130などを設けることができる。

一実施形態によれば、基板130には超音波素子110の制御などのための各種回路を構成することができる。

【0043】

以上説明した超音波素子(111~116)は、超音波トランスデューサー(ultrasonic transducer)であってもよい。

トランスデューサーとは、所定の形態のエネルギーを他の形態のエネルギーに変換する素子のことを指す。

例えば、トランスデューサーは、電気エネルギーを波動エネルギーに変換したり、又は、逆に波動エネルギーを電気エネルギーに変換する。

【0044】

超音波トランスデューサーは、波動エネルギーと電気的エネルギーを相互変換させる。

このような超音波トランスデューサーは、磁性体の磁歪効果を用いて波動エネルギーと電気的エネルギーを相互変換させる磁歪超音波トランスデューサー(Magnetostrictive Ultrasonic Transducer)、圧電物質の圧電効果を利用する圧電超音波トランスデューサー(Piezoelectric Ultrasonic Transducer)、微加工された数百又は数千個の薄膜の振動を用いて超音波を送受信する静電容量型微加工超音波トランスデューサー(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer; cMUT)などとすることができる。

また、これに限定されず、電気的信号によって超音波を生成したり、又は超音波によっ

10

20

30

40

50

て電氣的信号を生成できるその他種々のトランスデューサーも、以上に説明した超音波トランスデューサーとして用いることができる。

【0045】

図5は、互いに異なる周波数の超音波の干渉を説明するための図であり、図6は、互いに異なる周波数の超音波の干渉によるうなりを説明するための図である。

上述したように、超音波素子部110のそれぞれの超音波素子(111~116)(、又は超音波生成素子である第1超音波素子~第3超音波素子(111t~113t))で生成された超音波の周波数( $f_1 \sim f_6$ )は全て同一でない場合がある。

この場合、異なった周波数の超音波は互いに干渉し、目標部位(t1~t5)が互いに異なる周波数による干渉の結果の影響を受けることがある。例えば、異なった周波数の超音波は互いに干渉して所定周波数の干渉超音波を生成し、干渉超音波が目標部位(t1~t5)に到達して反射したり、又は目標部位(t1~t5)を振動させることがある。

10

【0046】

例えば、図5に示すように、第1超音波素子111は、第1周波数 $f_1$ の第1超音波( $w_{11}$ 、 $w_{21}$ )を発生させ、第2超音波素子112は、第1周波数 $f_1$ と異なる第2周波数 $f_2$ の超音波( $w_{12}$ 、 $w_{22}$ )を発生させる場合、図6に示すように、第1周波数 $f_1$ の第1超音波( $w_{11}$ 、 $w_{21}$ )及び第2周波数 $f_2$ の第2超音波( $w_{12}$ 、 $w_{22}$ )が互いに干渉し、新しい合成波、すなわち、干渉超音波 $w_{13}$ が発生することがある。

【0047】

発生した干渉超音波 $w_{13}$ の周波数は、最初発生した超音波( $w_{11} \sim w_{22}$ )の周波数 $f_1$ 及び $f_2$ と異なることがある。

20

干渉超音波 $w_{13}$ は、それぞれの目標部位t1及び目標部位t2に到達し、それぞれの目標部位t1及び目標部位t2に振動を加えたり又は反射する。

【0048】

ここで第1超音波素子111及び第2超音波素子112で発生した第1超音波及び第2超音波( $w_{11} \sim w_{22}$ )は、下記の式1及び式2で与えることができる。

【数1】

$$\Psi_1 = A \sin(2\pi f_1 t) \quad \dots \text{式1}$$

30

【数2】

$$\Psi_2 = A \sin(2\pi f_2 t) \quad \dots \text{式2}$$

式1は、第1超音波 $w_{11}$ 又は $w_{21}$ に関するものであり、式2は、第2超音波 $w_{12}$ 又は $w_{22}$ に関するものである。

40

ここで、 $\Psi_1$ は第1超音波、 $\Psi_2$ は第2超音波を表す。 $f_1$ 及び $f_2$ は周波数、 $t$ は時間を表す。 $A$ は定数である。

【0049】

この場合、干渉超音波 $w_{13}$ は下記の式3のように与えることができる。

【数 3】

$$\Psi = \Psi_1 + \Psi_2 = 2A \cos\left(2\pi \frac{f_1 - f_2}{2} t\right) \sin\left(2\pi \frac{f_1 + f_2}{2} t\right) \quad \dots \text{式 3}$$

ここで、 $\Psi$  は、第 1 超音波及び第 2 超音波が互いに干渉して発生する干渉超音波を表す。

【0050】

干渉超音波 w 1 3 は、第 1 超音波素子 1 1 1 及び第 2 超音波素子 1 1 2 で発生した第 1 超音波及び第 2 超音波 (w 1 1 ~ w 2 2) と周波数及び振幅において異なることがある。

一般に、干渉超音波 w 1 3 の周波数は、第 1 超音波及び第 2 超音波 (w 1 1 ~ w 2 2) の周波数よりも低い。

【0051】

干渉超音波 w 1 3 が目標部位 (t 1 ~ t 5) に到達すると、目標部位 (t 1 ~ t 5) 又はその周辺の物質では特定の超音波が発生し、発生した超音波を上述の超音波素子部 1 1 0 で受信する。

例えば、干渉超音波 w 1 3 が目標部位 (t 1 ~ t 5) に到達すると、目標部位 (t 1 ~ t 5) は干渉超音波 w 1 3 によって組織膨脹し、干渉超音波 w 1 3 の周波数に対応する周波数で振動波を発生させる。

このように発生した振動波は、超音波素子部 1 1 0 に受信及び収集される。

【0052】

再度、図 1 を参照すると、超音波プローブ 1 0 0 は、実施形態によって、超音波素子部 1 1 0 が取り付けられたフレーム 1 2 0 の一端に設けられたレンズ 1 4 0、超音波プローブ 1 0 0 の各種部品を収容するハウジング 1 5 0、及びデータを送信するための通信手段 1 6 0 をさらに備えることができる。

【0053】

レンズ 1 4 0 は、超音波素子部 1 1 0 のそれぞれの超音波素子 (1 1 1 ~ 1 1 6) 及び関連構成を被覆し、それぞれの超音波素子 (1 1 1 ~ 1 1 6) と外部との直接的な接触を遮断することによって、それぞれの超音波素子 (1 1 1 ~ 1 1 6) を保護することができる。

また、レンズ 1 4 0 は、同時に外部から伝達される超音波がそれぞれの超音波素子 (1 1 1 ~ 1 1 6) に適切に伝達されるようにすることもできる。このようなレンズ 1 4 0 は湾曲して曲面形状を有することもできる。一実施形態によれば、超音波プローブ 1 0 0 のレンズ 1 4 0 は音響レンズであってもよい。

【0054】

ハウジング 1 5 0 は、超音波プローブ 1 0 0 の各種部品を収容し、各種部品を固定したり保護する。

具体的には、ハウジング 1 5 0 は、超音波素子部 1 1 0、超音波素子部 1 1 0 が配置されるフレーム 1 2 0、フレームの後面に配置されうる回路基板、及び上述したレンズ 1 4 0 などのような各種構成を安定して固定したり、又は回路基板などの各種構成が外部に直接露出することを防止する。

また、図には示してはいないが、ハウジング 1 5 0 は、使用者の操作の便宜のために取っ手部をさらに備えることもできる。

また、ハウジング 1 5 0 の外面には、使用者が超音波プローブ 1 0 0 を制御するための、各種ボタン、タッチスクリーン又はトラックボール (track ball) などのような所定の入力手段が設けられていてもよい。

【0055】

通信手段 1 6 0 は、超音波プローブ 1 0 0 が収集した超音波に関するデータなどを外部

10

20

30

40

50

の超音波画像装置の本体 200 に送信できるようにする。

通信手段 160 は、実施形態によって、超音波を変換して取得した電気的信号、取得した電気的信号をアナログ - デジタル変換 (analog digital conversion) したデジタル電気的信号、又は電気的信号を用いて取得した他の電気的信号を外部の本体 200 に伝達できるようにする。

一例として、通信手段 160 は、図 1 に示すように、ケーブル (cable) であってよい。他の例として、通信手段 160 は、無線通信モジュールであってもよい。無線通信モジュールは、例えば、ブルトウス (登録商標)、Wi-fi、3GPP、3GPP2 又は WiMax (登録商標) 系列などの各種の移動通信標準に基づいて相互データを送受信できる無線通信モジュールであってもよい。

10

#### 【0056】

一実施形態によれば、超音波プローブ 100 は、図 2 に示すように、超音波素子部 110 から出力された少なくとも一つの電気的信号を受信する超音波信号取得部 170 をさらに備えることができる。

超音波信号取得部 170 は、超音波素子部 110 のそれぞれの超音波素子、例えば、第 1 超音波素子 ~ 第 6 超音波素子 (111 ~ 116) から複数チャンネルの電気的信号を受信し、受信した複数チャンネルの電気的信号を用いて複数の目標部位 (t1 ~ t5) の超音波信号を取得することができる。

#### 【0057】

超音波信号取得部 170 は、超音波素子部 110 によって照射された複数の超音波 (w11 ~ w22) 及び受信された超音波に基づいて、複数の目標部位 (t1 ~ t5) の超音波信号を取得することができる。

20

具体的には、超音波信号取得部 170 は、照射された複数の超音波 (w11 ~ w22) のそれぞれの周波数 ( $f_1$  乃至  $f_6$ ) 及び受信した超音波の周波数  $f_r$  などを用いて、複数の目標部位 (t1 ~ t5) の超音波信号を取得する。

#### 【0058】

また、超音波信号取得部 170 は、それぞれの目標部位 (t1 ~ t5) の超音波信号のそれぞれを個別に取得することもできる。

この場合、複数の目標部位 (t1 ~ t5) は、上述したように、所定の間隔で離隔した目標部位であってもよい。

30

さらに、超音波信号取得部 170 は、複数の目標部位 (t1 ~ t5) のうち、一部の目標部位、例えば、奇数番目の目標部位 (t1、t3、t5) の超音波信号をまず取得して別途に保存し、続いて、他の一部の目標部位、例えば、偶数番目の目標部位 (t2、t4) の超音波信号を取得した後、取得した超音波信号を組み合わせるとして全ての目標部位 (t1 ~ t5) の超音波信号を取得することもできる。

また、超音波信号取得部 170 は、超音波素子部 110 の全ての超音波素子 (111 ~ 116) から受信した超音波信号を用いて超音波信号を取得することもでき、超音波素子部 110 の一部の超音波素子から受信した超音波信号を用いて超音波信号を取得することもできる。

#### 【0059】

40

図 7 ~ 図 12 は、本発明の一実施形態による超音波信号取得の例を説明するための図である。

図 7 の (a) に示すように、超音波素子部 110 が複数の超音波を発生させると、発生した超音波は、複数の目標部位 (t1 ~ t3) のうち一部の目標部位、例えば、第 1 目標部位 t1 及び第 3 目標部位 t3 に集束することができる。図 7 の (a) に示す曲線は、各目標部位 (t1、t3) における超音波ビーム (ultrasonic beam) の形態を意味する。

#### 【0060】

この場合、一部の目標部位、例えば、第 1 目標部位 t1 及び第 3 目標部位 t3 に集束する超音波は同時に照射された超音波であってもよい。

50

仮に、超音波素子(111~116)と一部の目標部位、例えば、第1目標部位 $t_1$ 及び第3目標部位 $t_3$ との距離及び透過する物体がほとんど同一であれば、同時に照射される複数の超音波は一部の目標部位、例えば、第1目標部位 $t_1$ 及び第3目標部位 $t_3$ にほとんど集束するものである。

【0061】

実施形態によって、一部の目標部位( $t_1$ 、 $t_3$ )に集束する超音波は、互いに異なる周波数の複数の超音波の干渉によって発生した干渉超音波 $w_{13}$ であってもよい。

すなわち、超音波素子部110は、複数の目標部位( $t_1$ ~ $t_3$ )の内の一部の目標部位、例えば、第1目標部位 $t_1$ 及び第3目標部位 $t_3$ に集束する干渉超音波に対応する互いに異なる周波数の複数の超音波を発生させ得る。

実施形態によって、複数の超音波が集束する一部の目標部位、例えば、第1目標部位 $t_1$ 及び第3目標部位 $t_3$ は、所定の間隔 $d$ で離れ得る。

【0062】

上述したように、目標部位( $t_1$ 、 $t_3$ )に超音波が集束すると、超音波の集束したそれぞれの目標部位( $t_1$ 、 $t_3$ )は、集束した超音波の周波数によって振動し、図7の(b)に示すようなビーム形態の振動波、例えば、超音波を発生させる。

この場合、それぞれの目標部位( $t_1$ 、 $t_3$ )で発生する超音波の周波数は、一部の目標部位( $t_1$ 、 $t_3$ )に集束する超音波の周波数よりも低くなり得る。例えば、図7の(a)及び(b)に示すように、目標部位( $t_1$ 、 $t_3$ )に集束する超音波は高周波の超音波で、目標部位( $t_1$ 、 $t_3$ )で発生する超音波は低周波の超音波であり得る。

一方、この時に発生する超音波は、ハーモニック成分を含んでもよい。発生する超音波のハーモニック成分は2次ハーモニック成分であってもよく、3次ハーモニック成分であってもよい。また、その他のハーモニック成分を含んでもよい。

【0063】

超音波信号取得部170は、目標部位( $t_1$ 、 $t_3$ )で発生する超音波が変換された電氣的信号を超音波素子(111~116)から受信し、目標部位( $t_1$ 、 $t_3$ )で発生する超音波(図7の(b))及び目標部位( $t_1$ 、 $t_3$ )に集束する超音波(図7の(a))を用いて、特定の目標部位、例えば、第1目標部位 $t_1$ に対する超音波信号を取得することができる。

この時、受信される超音波信号はハーモニック成分を含んでもよい。受信される超音波信号のハーモニック成分は、目標部位( $t_1$ 、 $t_3$ )で発生する超音波に含まれたハーモニック成分の他、媒質を通過しながら発生したり増加したあらゆるハーモニック成分であってもよい。

【0064】

例えば、超音波信号取得部170は、特定の目標部位、例えば、第1目標部位 $t_1$ に集束する超音波及び第1目標部位 $t_1$ における超音波を合成し、図7の(c)に示すような形態の超音波ビームを持つ超音波信号を生成する。

その結果、第1目標部位 $t_1$ に対する適切な超音波信号を取得することができる。

【0065】

同様に、図8の(a)~(c)に示すように、超音波信号取得部170は、複数の目標部位( $t_1$ ~ $t_3$ )のうち第3目標部位 $t_3$ に対する適切な超音波信号を取得することもできる。

この場合、第3目標部位 $t_3$ に集束する超音波は、上述した第1目標部位 $t_1$ に集束する超音波と同時に生成及び照射されたものであってもよい。

これによって、超音波信号取得部170は、一部の目標部位に対する超音波信号、例えば、第1目標部位 $t_1$ に対する超音波信号及び第3目標部位 $t_3$ に対する超音波信号を取得することができる。

【0066】

なお、超音波信号取得部170は、図9に示すように、複数の目標部位( $t_{11}$ ~ $t_m$ )の超音波信号を取得することもできる。

10

20

30

40

50

具体的には、超音波素子部 110 は、一定の間隔で離隔した目標部位に超音波又は干渉超音波が集束するように超音波を照射し、超音波信号取得部 170 は、互いに一定の間隔で離隔した複数の目標位置 ( $t_{11} \sim t_{mn}$ ) に対する超音波信号を取得する。

【0067】

例えば、超音波素子部 110 は、近接している目標部位、例えば、第 1 目標部位  $t_{11}$  と第 2 目標部位  $t_{12}$  又は第 2 目標部位  $t_{21}$  に同時に超音波又は干渉超音波が集束するのではなく、互いに一定の間隔で離隔した目標部位、例えば、第 1 目標部位  $t_{11}$  と第 3 目標部位  $t_{13}$  又は第 3 目標部位  $t_{31}$  に超音波が集束するように超音波を照射する。超音波信号取得部 170 は、超音波素子部 110 が照射した超音波が集束した目標部位 ( $t_{11}$ 、 $t_{13}$ 、又は  $t_{31}$ ) に対する超音波信号を生成する。

10

【0068】

また、実施形態によって、超音波素子部 110 は、図 10 の (a) に示すように、複数の目標部位 ( $t_1 \sim t_3$ ) の内の一部の目標部位、例えば、第 1 目標部位  $t_1$  及び第 3 目標部位  $t_3$  に集束する超音波を生成して照射した後、複数の目標部位 ( $t_1 \sim t_3$ ) の内の超音波の集束しない他の目標部位、例えば、第 2 目標部位  $t_2$  に集束する超音波又は第 2 目標部位  $t_2$  に集束する干渉超音波のための互いに異なる周波数の複数の超音波を発生させることもできる。

超音波素子部 110 で発生した超音波又は超音波素子部 110 で発生した超音波の干渉による干渉超音波によって、超音波の集束しない他の目標部位、例えば、第 2 目標部位  $t_2$  が振動し、図 10 の (b) に示すような超音波が発生する。

20

【0069】

超音波信号取得部 170 は、第 2 目標部位  $t_2$  で発生する超音波が変換された電氣的信号を超音波素子 ( $111 \sim 116$ ) から受信し、第 2 目標部位  $t_2$  で発生した超音波 (図 10 の (b)) 及び目標部位  $t_2$  に集束する超音波 (図 10 の (a)) を用いて、第 2 目標部位  $t_2$  に対する超音波信号を取得する。

上述したように、超音波信号取得部 170 は、第 2 目標部位  $t_2$  に集束する超音波と第 2 目標部位  $t_2$  で発生した超音波とを合成し、図 10 の (c) に示すように、所定形態の超音波ビームに対する超音波信号を生成することができる。その結果、第 2 目標部位  $t_2$  に対する適切な超音波信号を取得することができる。

【0070】

30

なお、超音波信号取得部 170 は、図 11 に示すように、図 9 で超音波信号の取得されなかった複数の目標部位、例えば、第 1 目標部位  $t_{12}$  などに対する超音波信号を取得することもできる。

具体的には、超音波素子部 110 は、超音波信号の取得されなかった、一定の間隔で離隔した目標部位、例えば、第 1 目標部位  $t_{12}$  及び第 2 目標部位  $t_{21}$  に超音波又は干渉超音波が集束するように超音波を照射し、超音波信号取得部 170 は、超音波素子部 110 が照射した超音波が集束した第 1 目標部位  $t_{12}$  及び第 2 目標部位  $t_{21}$  に対する超音波信号を取得する。

【0071】

また、超音波信号取得部 170 は、上述したように、一部の目標部位に対する超音波信号をまず取得し、続いて、他の一部の目標部位に対する超音波信号を取得することによって、図 12 に示すように、複数の目標部位 ( $t_{11} \sim t_{mn}$ ) に対する超音波信号を取得することができる。

40

【0072】

一方、一実施形態によれば、一部の目標部位に対する超音波信号を取得する前に、他の一部の目標部位に対して超音波を照射することによって処理速度を迅速にさせることもできる。

上述した超音波受信素子 110 r はマルチアレイ超音波信号を受信するため、互いに異なる目標部位の信号が重なっても分離して受信することができる。

したがって、一部の目標部位に対する超音波信号を取得する前に、他の一部の目標部位

50

に対して超音波を照射することによって処理速度を改善することができる。

このように生成された各目標部位、例えば、第1目標部位～第3目標部位 ( $t_1 \sim t_3$ ) の超音波信号を組み合わせて、超音波画像の生成のための原データ (raw data) とすることができる。

【0073】

図7～図12では、複数の超音波を、異なる目標部位、例えば、奇数番目の目標部位 ( $t_1$ 、 $t_3$ 、 $t_5$ ) と偶数番目の目標部位 ( $t_2$ 、 $t_4$ ) に2回照射し、2回超音波を受信して、超音波信号を取得する一例について説明したが、実施形態によっては、複数の超音波をより複数回照射し、照射回数に対応する回数で超音波を受信して、超音波信号を取得することもできる。

10

【0074】

例えば、複数の目標部位 ( $t_1 \sim t_5$ ) を3グループに分け、各グループごとに個別に複数の超音波を照射し、各グループに対する超音波を収集した後、各グループごとに照射された超音波及び収集された超音波を用いて、複数の目標部位 ( $t_1 \sim t_5$ ) に対する超音波信号を取得することもできる。

勿論、より多数のグループに複数の目標部位 ( $t_1 \sim t_5$ ) を分け、各グループ数に対応する回数で超音波を照射して、複数の目標部位 ( $t_1 \sim t_5$ ) に対する超音波信号を取得することもできる。

【0075】

超音波信号取得部170で取得された超音波信号は、通信手段160などを介して超音波画像装置の本体(図14の200)に伝達されたり、又は超音波プローブ100内の集束部180(図2参照)などに伝達される。

20

図2に示すように、超音波プローブ100の一実施形態によれば、超音波プローブ100は集束部180をさらに備えることができる。

集束部180は、超音波素子部110の各超音波素子111乃至115から出力される複数チャンネルの電気的信号、又は超音波信号取得部170で取得された複数チャンネルの超音波信号を集束させることができる。

【0076】

一実施形態によれば、集束部180は、同一の目標部位 ( $t_1 \sim t_6$ ) で発生した超音波が異なった時間にそれぞれの超音波素子 (111～116) に到達することから発生した各チャンネルの超音波信号間の時間差を補正し、時間差の補正された複数チャンネルの超音波を集束させて、ビームフォーミングされた超音波信号 ( $z$ 、 $z_0$ ) を生成することができる。

30

生成されたビームフォーミングされた超音波信号 ( $z$ 、 $z_0$ ) は、通信手段160などを介して超音波画像装置の本体200に伝達されてもよく、又は超音波信号取得部170に伝達されてもよい。

【0077】

仮に、超音波信号取得部170が集束部180からビームフォーミングされた超音波信号  $z_0$  を受信すると、超音波信号取得部170は、目標部位 ( $t_1 \sim t_3$ ) に照射された超音波信号及びビームフォーミングされた超音波信号  $z_0$  を用いて超音波信号を取得することもできる。

40

この場合、ビームフォーミングされた超音波信号は、図7の(b)、図8の(b)及び図10の(b)に示した超音波信号であってよい。

【0078】

また、集束部180は、超音波信号取得部170で取得された超音波信号、すなわち、図7の(c)、図8の(c)、及び図10の(c)に示した超音波信号を集束して、ビームフォーミングされた超音波信号  $z$  を生成することもできる。

生成されたビームフォーミングされた超音波信号  $z$  は通信手段160などを介して超音波画像装置の本体200に伝達することができる。

【0079】

50

次に、図 1 3 ~ 図 1 6 を参照して超音波画像装置について説明する。

図 1 3 は、本発明の一実施形態による超音波画像装置の概略を示す斜視図であり、図 1 4 は、本発明の一実施形態による超音波画像装置の構成を示すブロック図である。

図 1 3 及び図 1 4 に示すように、超音波画像装置は、超音波探針部（超音波プローブ）1 0 0 及び本体 2 0 0 を備えることができる。

#### 【0080】

超音波探針部（超音波プローブ）1 0 0 は、被写体（o b）で発生する複数の超音波を収集することができる。

超音波探針部（超音波プローブ）1 0 0 は、図 1 に示すように、超音波プローブであってもよい。超音波探針部（超音波プローブ）1 0 0 は、図 1 3 に示すように、複数の超音波素子を有している超音波素子部 1 1 0 を備えることができる。

10

一実施形態によれば、超音波探針部（超音波プローブ）1 0 0 は、超音波の照射及び受信の両方が可能な単一の超音波プローブであってもよく、超音波送信プローブ及び超音波受信プローブが結合した形態の超音波プローブであってもよい。

#### 【0081】

一実施形態によれば、超音波素子部 1 1 0 は、本体 2 0 0 などの電源 2 1 2 から各超音波素子に印加される交流電流によって所定周波数の超音波を生成し、生成された超音波を被写体（o b）内部の目標部位（t 1 ~ t 3）に照射する。

超音波素子部 1 1 0 は、互いに異なる複数の周波数（ $f_1$ 、 $f_2$ ）の超音波を生成し、被写体（o b）内部の目標部位（t 1 ~ t 3）に照射することもできる。

20

この場合、超音波素子部 1 1 0 は、超音波素子部 1 1 0 の一つのグループの超音波素子が第 1 周波数  $f_1$  の超音波を生成して照射し、他のグループの超音波素子が第 2 周波数  $f_2$  の超音波を生成して照射する。

#### 【0082】

超音波素子部 1 1 0 が互いに異なる周波数（ $f_1$ 、 $f_2$ ）の超音波を発生させて被写体（o b）内部の目標部位（t 1 ~ t 3）に照射すると、異なった周波数（ $f_1$ 、 $f_2$ ）の超音波は互いに干渉して、上述の式 3 に記載したように、所定周波数の干渉超音波 b を発生させる。

発生した干渉超音波 b がそれぞれの目標部位（t 1 ~ t 3）に到達すると、それぞれの目標部位（t 1 ~ t 3）は、干渉超音波 b に対応する超音波 e を発生させる。

30

#### 【0083】

また、超音波素子部 1 1 0 は、生成された互いに異なる複数の周波数の超音波を被写体（o b）内部の複数の目標部位（t 1 ~ t 3）に同時に照射することもできる。

言い換えれば、複数の目標部位（t 1 ~ t 3）にフォーカシングして超音波を照射することもできる。

また、超音波素子部 1 1 0 は、生成された互いに異なる複数の周波数の超音波を被写体（o b）内部の複数の目標部位（t 1 ~ t 3）に複数回数で照射することもできる。

ここで、超音波素子部 1 1 0 は、実施形態によっては、超音波照射の都度、異なった目標部位に超音波を照射することもできる。例えば、超音波素子部 1 1 0 は、2 回目の超音波照射時には、最初の超音波照射時に超音波が照射されなかった目標部位に超音波を照射することもできる。

40

#### 【0084】

一方、超音波素子部 1 1 0 は、被写体（o b）内部の目標部位（t 1 ~ t 3）から伝達される超音波をそれぞれの超音波素子を介して受信し、受信した超音波を電氣的信号に変換することができる。

変換した電氣的信号は、本体 2 0 0 のビームフォーミング部 2 2 0 に伝達される。

#### 【0085】

他の実施形態によれば、複数の超音波素子からなる超音波素子部 1 1 0 は、図 1 4 に示すように、超音波生成素子部 1 1 0 t と超音波受信素子部 1 1 0 r とで構成することもできる。

50

この場合、超音波生成素子部は、所定の超音波を発生させ、被写体（o b）内部の複数の目標部位（t 1 ~ t 3）に照射することができる。

【0086】

また、図14に示すように、超音波生成素子部110tは、第1超音波生成素子110t1及び第2超音波生成素子110t2で構成することができる。

この場合、第1超音波生成素子110t1及び第2超音波生成素子110t2は、互いに異なる周波数 $f_1$ 、 $f_2$ の超音波を生成することができる。

第1超音波生成素子110t1及び第2超音波生成素子110t2がそれぞれ異なる周波数 $f_1$ 、 $f_2$ の超音波を発生させて被写体（o b）内部の目標部位（t 1 ~ t 3）に照射すると、異なった周波数 $f_1$ 、 $f_2$ の超音波は互いに干渉して干渉超音波bを発生させ、それぞれの目標部位（t 1 ~ t 3）は、干渉超音波bに対応する超音波eを発生させる。

10

【0087】

超音波受信素子部110rは、目標部位（t 1 ~ t 3）で発生した超音波eを収集して電氣的信号、すなわち、超音波信号に変換して出力することができる。超音波受信素子部110rから出力された超音波信号は本体200に伝達される。

【0088】

一方、一実施形態において、超音波画像装置の超音波探針部（超音波プローブ）100は、図2に示したように、超音波信号取得部170をさらに備えることもできる。

この場合、超音波探針部（超音波プローブ）100は、照射された超音波及び受信した超音波に基づいて超音波信号を生成することができ、生成された超音波信号は本体200のビームフォーミング部に伝達される。

20

また、超音波探針部（超音波プローブ）100は、図2に示したように、集束部180をさらに備えることもできる。

この場合、超音波探針部（超音波プローブ）100の集束部180で超音波をビームフォーミングし、ビームフォーミングされた超音波信号（z、z<sub>0</sub>）を生成するため、本体200のビームフォーミング部220はビームフォーミングを行わなくて済む。

【0089】

本体200は、図14に示すように、システム制御部210、超音波発生制御部211、電源212、ビームフォーミング部220、画像処理部230、保存部240、入力部i、及びディスプレイ部dを備える。

30

【0090】

システム制御部210は、本体200、又は超音波探針部（超音波プローブ）100及び本体200の全般的な動作を制御する。

システム制御部210は、予め設定された設定や入力部iから入力された使用者の指示や命令に応じて適切な制御命令を生成し、生成された制御命令を超音波探針部（超音波プローブ）100又は本体200の各要素に伝達して超音波画像装置の全般的な動作を制御する。

【0091】

また、システム制御部210は、照射される超音波、例えば、低周波数の超音波の速度を演算して測定することもできる。

40

システム制御部210は、照射される超音波の速度を測定するためにドップラー画像技術を用いることができる。ドップラー画像技術は、短波長の超音波を再び送信した後、ビームフォーミングして取得された複数の画像間の比較から超音波の速度を測定する技術である。超音波の速度が速いと、低周波数の振動の大きさが大きいと判断し、超音波の速度が遅いと、低周波数の振動の大きさが小さいと判断することができる。

また、システム制御部210は、超音波プローブが被写体にパルスエコーを送信するように制御することもできる。

パルスエコーを送信した場合、ドップラー効果を用いて動きを測定することができる。

【0092】

50

超音波発生制御部 2 1 1 は、システム制御部 2 1 0 などの制御命令を受信し、受信した制御命令に 응답して所定の制御信号を生成して超音波素子部 1 1 0 又は超音波素子部 1 1 0 の超音波生成素子部 1 1 0 t に伝達することができる。超音波素子部 1 1 0 又は超音波生成素子部 1 1 0 t は、受信した制御信号によって振動して超音波を生成する。

超音波発生制御部 2 1 1 は、超音波素子部 1 1 0 が複数周波数の超音波を照射するようにしたり、又は第 1 超音波生成素子 1 1 0 t 1 及び第 2 超音波生成素子 1 1 0 t 2 が互いに異なる周波数の超音波を照射するようにするための所定の制御命令を生成し、生成された所定の制御命令を超音波素子部 1 1 0 に伝達したり、又は第 1 超音波生成素子 1 1 0 t 1 及び第 2 超音波生成素子 1 1 0 t 2 に伝達する。

#### 【 0 0 9 3 】

また、超音波発生制御部 2 1 1 は、超音波素子部 1 1 0 に電氣的に接続された電源 2 1 2 を制御するための別途の制御信号を生成して電源 2 1 2 に伝達することもできる。

電源 2 1 2 は、伝達された制御信号に 응답して超音波素子部 1 1 0 又は第 1 超音波生成素子 1 1 0 t 1、第 2 超音波生成素子 1 1 0 t 2 に所定の交流電流を印加する。すると、超音波素子部 1 1 0 又は第 1 超音波生成素子 1 1 0 t 1、第 2 超音波生成素子 1 1 0 t 2 は、印加された交流電流によって振動して超音波を生成し、これを被写体 ( o b ) の目標部位 ( t 1 ~ t 3 ) に照射することができる。

#### 【 0 0 9 4 】

電源 2 1 2 は、第 1 超音波生成素子 1 1 0 t 1、第 2 超音波生成素子 1 1 0 t 2 に交流電流を印加する場合、第 1 超音波生成素子 1 1 0 t 1 及び第 2 超音波生成素子 1 1 0 t 2 にそれぞれ異なる交流電流を印加することもできる。

これによって、第 1 超音波生成素子 1 1 0 t 1 及び第 2 超音波生成素子 1 1 0 t 2 は互いに異なる周波数の超音波を発生させることができる。

このように電源 2 1 2 によって第 1 超音波生成素子 1 1 0 t 1 及び第 2 超音波生成素子 1 1 0 t 2 のそれぞれに印加される交流電流の周波数などは、超音波発生制御部 2 1 1 によって決定することができる。

#### 【 0 0 9 5 】

本体 2 0 0 のビームフォーミング部 2 2 0 は、超音波素子部 1 1 0 又は超音波受信素子部 1 1 0 r から伝達される超音波信号を受信し、受信した超音波信号を受信周波数によってフィルタリングした後、フィルタリングされた結果を用いてビームフォーミングされた超音波信号を生成する。

#### 【 0 0 9 6 】

図 1 5 及び図 1 6 は、本発明の実施形態による超音波画像装置のビームフォーミング部の各実施構成を示すブロック図である。

各実施形態によれば、図 1 5 及び図 1 6 に示すように、ビームフォーミング部 2 2 0 は、時差補正部 2 2 1、超音波信号取得部 2 2 2、及び集束部 2 2 3 を備えることができる。

#### 【 0 0 9 7 】

図には示してはいないが、ビームフォーミング部 2 2 0 は、受信信号をフィルタリングするフィルタリング部をさらに備えることもできる。

フィルタリング部は、受信した超音波信号を所望の受信周波数によって所定のフィルタを用いてフィルタリングすることができる。例えば、フィルタリング部は、受信周波数がハーモニック周波数である場合、ハーモニック周波数によってフィルタリングを行うことができ、受信周波数がハーモニック周波数でない場合は、当該周波数によってフィルタリングを行えばよい。

#### 【 0 0 9 8 】

時差補正部 2 2 1 は、各超音波素子 ( 1 1 1 ~ 1 1 5 ) が受信した超音波信号間の時間差を補正する。

被写体 ( o b ) 内部の目標部位 t 1 で発生した超音波は超音波素子 ( 1 1 1 ~ 1 1 5 ) によって受信される。各超音波素子 ( 1 1 1 ~ 1 1 5 ) と目標部位 t 1 間の物理的距離は

10

20

30

40

50

互いに異なるが、超音波の音速はほとんど同一である。

したがって、同一の目標部位  $t_1$  で発生した超音波であっても、それぞれの各超音波素子 (111 ~ 115) ではそれぞれ異なる時刻で受信することとなる。そのため、それぞれの超音波素子 (111 ~ 115) から出力する超音波信号間にはある程度時間差が存在する。

#### 【0099】

時差補正部 221 は、それぞれの超音波素子 (111 ~ 115) から出力される超音波信号間の時間差を補正する。

時差補正部 221 は、特定チャンネルから入力される超音波信号の送信を予め設定した設定に従って遅延 (delay) させ、特定チャンネルから入力される超音波の時差を補正することができる。時差補正部 221 は、図 15 に示すように、それぞれのチャンネルに対応するそれぞれの遅延部 (D1 ~ D5) を用いて、それぞれのチャンネルから入力される超音波の時差を補正する。これによって、同一の目標部位  $t_1$  から同時に発生した複数の超音波信号が同一の時間に超音波信号取得部 222 又はビームフォーミング部 220 の集束部 223 に伝達されるようにすることができる。

#### 【0100】

超音波信号取得部 222 は、一実施形態によれば、図 15 に示すように、各超音波素子 (111 ~ 115) から伝達される超音波信号を用いて所定の超音波信号を生成することができる。

超音波信号取得部 222 は、時差補正部 221 から時差の補正された複数チャンネルの超音波信号を受信し、受信した複数チャンネルの超音波信号を用いて複数の目標部位 ( $t_1$  ~  $t_3$ ) の超音波信号を取得することができる。

この場合、超音波信号取得部 222 は、一実施形態によれば、複数の目標部位 ( $t_1$  ~  $t_3$ ) に照射された超音波及び受信した超音波に基づいて、複数の目標部位 ( $t_1$  ~  $t_3$ ) の超音波信号を取得することができる。

#### 【0101】

また、超音波信号取得部 222 は、所定の間隔で離隔したそれぞれの目標部位 ( $t_1$  ~  $t_3$ ) に対する超音波信号をそれぞれ取得することもできる。例えば、超音波取得部 222 は、図 7 に示すように、超音波信号及び照射された超音波に基づいてそれぞれの目標部位  $t_1$  及び  $t_3$  の超音波信号を取得することができる。

また、超音波信号取得部 222 は、図 7 ~ 図 12 に示すように、複数の目標部位 ( $t_1$  ~  $t_3$ ) のうち、一部の目標部位、例えば、奇数番目の目標部位  $t_1$  及び  $t_3$  の超音波信号をまず取得して出力又は保存し、続いて、他の一部の目標部位、例えば、偶数番目の目標部位  $t_2$  の超音波信号を取得して出力又は保存することによって、全ての目標部位 ( $t_1$  ~  $t_3$ ) の超音波信号を取得することもできる。

取得した超音波信号は、図 15 に示すように集束部 223 に伝達する。

#### 【0102】

集束部 223 は、図 15 に示すように、超音波信号取得部 222 から複数チャンネルの超音波信号を受信し、受信した複数チャンネルの超音波信号を集束する。

集束部 223 は、受信した各チャンネルの超音波信号ごとに所定の重み付け値、すなわち、ビームフォーミング係数を付加して、特定位置の信号を強調したり、他の位置の信号を相対的に減衰させたりして超音波信号を集束することもできる。

#### 【0103】

これによって、使用者の要求事項や使用者の便宜に応じた超音波画像を生成することができる。

この場合、集束部 223 は、超音波信号取得部 222 で生成された超音波信号にかかわらず、予め設定したビームフォーミング係数を用いて超音波信号を集束することができる。

また、集束部 223 は、超音波信号取得部 222 で生成された超音波信号に基づいて最適のビームフォーミング係数を演算し、演算された最適のビームフォーミング係数を用い

10

20

30

40

50

て超音波信号を集束することもできる。集束部 2 2 3 は、集束された超音波信号 z を画像処理部 2 3 0 に伝達する。

【 0 1 0 4 】

一方、他の実施形態によれば、集束部 2 2 3 は、図 1 6 に示すように、それぞれの超音波素子 ( 1 1 1 ~ 1 1 5 ) から出力され、時差補正部 2 2 1 で時差補正された複数チャネルの超音波信号を受信し、受信した複数チャネルの超音波信号を集束し、集束した超音波信号を出力することもできる。

この場合、集束部 2 2 3 は、超音波素子 ( 1 1 1 ~ 1 1 5 ) から出力される超音波信号にかかわらず、予め設定したビームフォーミング係数を用いて超音波信号を集束してもよく、又は、超音波素子 ( 1 1 1 ~ 1 1 5 ) から出力される超音波信号に基づいて最適のビームフォーミング係数を演算し、演算された最適のビームフォーミング係数を用いて超音波信号を集束してもよい。

集束部 2 2 3 は、集束した超音波信号を、図 1 6 に示すように超音波信号取得部 2 2 2 に伝達する。

【 0 1 0 5 】

この場合、超音波信号取得部 2 2 2 は、集束した超音波信号を受信し、受信した集束した超音波信号及び複数の目標部位 ( t 1 ~ t 3 ) に照射された超音波を用いて、複数の目標部位 ( t 1 ~ t 3 ) の超音波信号を取得することができる。

上述したように、超音波信号取得部 2 2 2 は、所定の間隔で離隔したそれぞれの目標部位 ( t 1 ~ t 3 ) に対する超音波信号をそれぞれ取得することもでき、複数の目標部位 ( t 1 ~ t 3 ) のうち、一部の目標部位の超音波信号をまず取得し、続いて他の一部の目標部位の超音波信号を取得することで、全ての目標部位 ( t 1 ~ t 3 ) の超音波信号を取得することもできる。

超音波信号取得部 2 2 2 は、取得した超音波信号を画像処理部 2 3 0 に伝達する。

【 0 1 0 6 】

ビームフォーミング部 2 2 0 の超音波信号取得部 2 2 2 又は集束部 2 2 3 から出力される超音波信号は、図 1 4 に示す画像処理部 2 3 0 に伝達されてもよく、実施形態によっては、保存部 2 4 0 に伝達されてもよい。

【 0 1 0 7 】

再び、図 1 4 を参照すると、画像処理部 2 3 0 は、超音波信号に基づいて超音波画像を復元することができる。

画像処理部 2 3 0 は、ビームフォーミングされた超音波信号に基づいて、A モードや B モードのような様々なモードの超音波画像を生成することもできる。

A モードの超音波画像は、振幅 ( a m p l i t u d e ) で超音波画像を表示するもので、目標部位 t 1 と超音波探針部 ( 超音波プローブ ) 1 0 0 間の距離又は時間に基づいて反射の強度を振幅で表現した画像である。

B モードの超音波画像は、超音波の大きさを明るさ ( b r i g h t n e s s ) で画面上に表示する画像である。

【 0 1 0 8 】

また、画像処理部 2 3 0 は、ビームフォーミングされた超音波信号から超音波画像を復元するために、異なった目標部位で発生した超音波に対応する超音波信号を組み合わせることもできる。

なお、画像処理部 2 3 0 は、使用者の意図に応じて又は使用者の便宜のために、復元された超音波画像に対して画像後処理 ( p o s t - p r o c e s s i n g ) を行って、復元された超音波画像を補正することもできる。例えば、画像処理部 2 3 0 は、使用者が超音波画像内の組織を明確に見ることができるよう、超音波画像の全部又は一部の明度、輝度、コントラスト、又は色相を補正することもできる。

さらに、画像処理部 2 3 0 は複数の超音波画像を用いて立体超音波画像を生成することもできる。

【 0 1 0 9 】

画像処理部 230 で復元された又は補正された超音波画像は保存部 240 に伝達される。

保存部 240 は、ビームフォーミング部 220 から出力される超音波信号や、画像処理部 230 で復元された又は復元及び補正された画像に対する超音波画像などを、一時的又は非一時的に保存することができる。

保存部 240 は、超音波画像を原データ (raw data) の形態で保存することもでき、所定の画像処理及び変換によって加工された画像データ、例えば、複数のグラフィックイメージファイルや動画ファイルの形態で保存することもできる。

#### 【0110】

入力部 i は、超音波画像装置の制御のために使用者から所定の指示や命令が入力される。

入力部 i は、図 13 に示すように、本体 200 に直接設けられていてもよく、本体 200 と物理的に離れていてもよい。

例えば、入力部 i は、本体 200 と有線又は無線通信網を通じて接続された別途のワークステーション (work station) に設けられていてもよい。このように入力部 i が本体 200 と物理的に分離されている場合、入力部 i は、本体 200 とデータを交換できる有線又は無線通信網を通じて、入力された使用者の命令や指示を本体 200 に伝達すればよい。

また、入力部 i は、キーボード、マウス、トラックボール (track ball)、タッチスクリーン、又はパドル (paddle) などの様々な入力用ユーザーインターフェースを含むことができる。

#### 【0111】

ディスプレイ部 d は、画像処理部 230 で復元された又は補正された超音波画像、又は保存部 210 に保存された超音波画像を画面上に表示することができる。

実施形態によっては、ディスプレイ部 d は複数の超音波画像を画面上に表示することもできる。

また、ディスプレイ部 d は、立体超音波画像を画面上に表示することもできる。

ディスプレイ部 d は、図 13 に示したように、超音波画像装置に取り付けられたモニター装置であってもよい。また、ディスプレイ部 d は、超音波画像装置と有線又は無線通信網を通じて接続されたワークステーションのモニター装置であってもよい。

#### 【0112】

以下、図 17 ~ 図 19 を参照して、超音波画像装置の制御方法について説明する。

図 17 は、本発明の一実施形態による超音波画像装置を制御する方法を説明するためのフローチャートである。

#### 【0113】

図 17 を参照すると、まず、超音波画像装置の制御のために、超音波素子によって照射される超音波の周波数を設定する。

この場合、複数の互いに異なる超音波周波数を設定する (ステップ S300)。

#### 【0114】

次に、複数の互いに異なる超音波周波数が設定されると、設定された互いに異なる周波数の複数の超音波を複数の目標部位を焦点にして同時に照射する (ステップ S310)。

#### 【0115】

次に、照射された互いに異なる周波数の複数の超音波は互いに干渉して干渉超音波を発生させる。

干渉超音波は、焦点にした複数の目標部位に到達し、干渉超音波が到達した複数の目標部位は振動して (ステップ S320)、超音波を発生する (ステップ S330)。

#### 【0116】

次に、発生した超音波は複数の超音波素子に受信され、複数の超音波素子は、受信した超音波を複数チャンネルの電氣的信号、すなわち、超音波信号に変換して出力する (ステップ S340)。

10

20

30

40

50

## 【0117】

続いて、照射された超音波及び収集された超音波に基づいて、目標部位のそれぞれに対する超音波信号を取得する（ステップS350）。

この場合、図7～図12で説明した通り、照射された超音波及び収集された超音波を合成して、それぞれの目標部位に対する超音波信号を取得することができる。

## 【0118】

次に、超音波信号が取得されると、取得された超音波信号に基づいて被写体に対する超音波画像を復元する（ステップS360）。

## 【0119】

図18は、本発明の他の実施形態による超音波画像装置を制御する方法を説明するためのフローチャートである。

超音波画像装置の制御方法の他の実施形態によれば、図18に示すように、まず、照射される超音波に対する複数の周波数を設定する（ステップS400）。

ここで、互いに異なる複数の周波数を設定することができる。

## 【0120】

続いて、設定された互いに異なる複数の周波数の複数の超音波を発生させ、互いに異なる複数の周波数の超音波を複数の第1目標部位にフォーカシングして照射する（1次照射）（ステップS401）。

この場合、複数の第1目標部位は、あらかじめ定められた所定の間隔で離れていてもよい。

## 【0121】

次に、照射された互いに異なる周波数の複数の超音波は互いに干渉して干渉超音波を発生させ、干渉超音波が到達した複数の第1目標部位は、干渉超音波の周波数によって所定の周波数で振動して（1次振動）（ステップS402）、第1超音波を発生する（ステップS403）

## 【0122】

次に、複数の超音波素子は、第1超音波を受信し、受信した第1超音波を電気的信号、すなわち、第1超音波信号に変換させて出力する（ステップS404）。

## 【0123】

続いて、1次照射で用いた互いに異なる周波数の超音波及び出力された電気的信号に基づいて第1超音波信号を取得する（ステップS405）。

上述した実施形態と同様に、複数の超音波及び超音波信号を用いてそれぞれの第1目標部位に対する超音波信号を取得することもできる。

実施形態によっては、ステップS405で用いられる超音波信号は、ビームフォーミングされた超音波信号であってもよい。

## 【0124】

続いて、互いに異なる複数の周波数の複数の超音波が再び発生し、複数の周波数の超音波は、複数の第2目標部位にフォーカシングして照射される（2次照射）（ステップS411）。

この場合、実施形態によっては、第1照射時と同じ複数の周波数の複数の超音波が再び発生して照射されてもよく、第1照射時とは異なる複数の周波数の超音波が発生して照射されてもよい。

また、2次照射時の複数の周波数の超音波がフォーカシングされる複数の第2目標部位は、1次照射時にフォーカシングされた複数の第1目標部位とは異なってもよい。また、複数の第2目標部位は、互いに所定の間隔で離れていてもよい。

## 【0125】

次に、照射された互いに異なる周波数の複数の超音波は、上述したように、互いに干渉して干渉超音波を発生させる。

干渉超音波は複数の第2目標部位に到達し、複数の第2目標部位は干渉超音波の周波数によって振動する（2次振動）（ステップS412）。

10

20

30

40

50

複数の第2目標部位の振動によって複数の第2目標部位で第2超音波が発生する(ステップS413)。

【0126】

次に、発生した第2超音波を超音波素子が受信する(ステップS414)。

超音波素子は、受信した第2超音波を電気的信号に変換させることができる。

実施形態によっては、出力された電気的信号はまずビームフォーミングされてもよい。

【0127】

続いて、2次照射で用いられた互いに異なる周波数の複数の超音波、及び出力された電気的信号を用いて、第2超音波信号を取得する(ステップS415)。

【0128】

次いで、1次照射で取得された第1超音波信号及び2次照で取得された第2超音波信号を組み合わせて、第1目標部位及び第2目標部位の超音波信号を取得する(ステップS420)。

【0129】

次に、超音波信号が取得されると、取得された超音波信号に基づいて超音波画像を復元する(ステップS430)。

【0130】

図19は、本発明の更に他の実施形態による超音波画像装置を制御する方法を説明するための図である。

図19に示すように、超音波画像装置の制御方法の更に他の実施形態によれば、まず、超音波素子によって照射される超音波に対する複数の周波数を設定する(ステップS500)。

この場合、互いに異なる複数の周波数を設定することができる。

【0131】

次に、複数の互いに異なる周波数が設定されると、複数の目標部位を焦点にして、設定された互いに異なる複数の周波数の超音波を照射する(ステップS510)。

【0132】

次に、複数の周波数の超音波が照射されると、照射された互いに異なる周波数の複数の超音波は互いに干渉して干渉超音波を発生させる。

発生した干渉超音波は複数の目標部位に到達し、複数の目標部位は干渉超音波の周波数によって振動する(ステップS520)。

これによって、複数の目標部位で超音波が発生する(ステップS530)。

【0133】

次に、複数の目標部位で発生した超音波は、複数の超音波素子などによって受信及び収集される(ステップS540)。

複数の超音波素子は、超音波を複数チャンネルの所定の電気的信号、すなわち、複数チャンネルの超音波信号に変換して出力する。

【0134】

次に、複数チャンネルの超音波信号が出力されると、各チャンネルの超音波信号の時差を補正する(ステップS550)。

時差の補正された超音波信号を集束させ、集束した超音波信号を取得する(ステップS560)。

この場合、超音波信号の集束のために所定のビームフォーミング係数を用いることもできる。

【0135】

次に、集束した超音波信号と目標部位に照射された複数の超音波に基づいて、それぞれの目標部位の超音波信号を取得する(ステップS570)。

この場合、図7~図12で説明した通り、集束された超音波信号及び目標部位に照射された複数の超音波を用いて、それぞれの目標部位に対する超音波信号を取得することができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 3 6 】

次に、それぞれの目標部位に対する超音波信号を取得すると、取得された超音波信号を用いて超音波画像を復元する（ステップ S 5 8 0）。

## 【 0 1 3 7 】

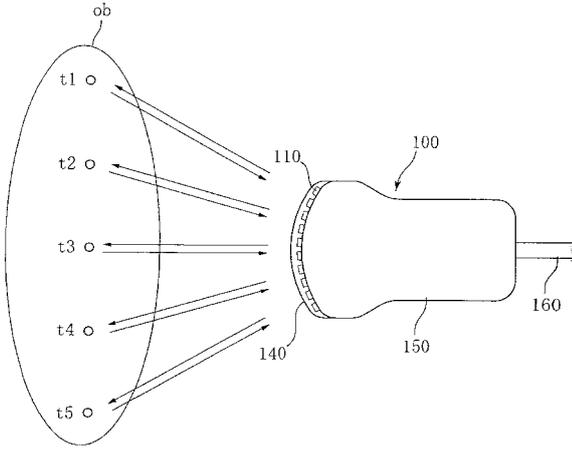
尚、本発明は、上述の実施形態に限られるものではない。本発明の技術的範囲から逸脱しない範囲内で多様に変更実施することが可能である。

## 【符号の説明】

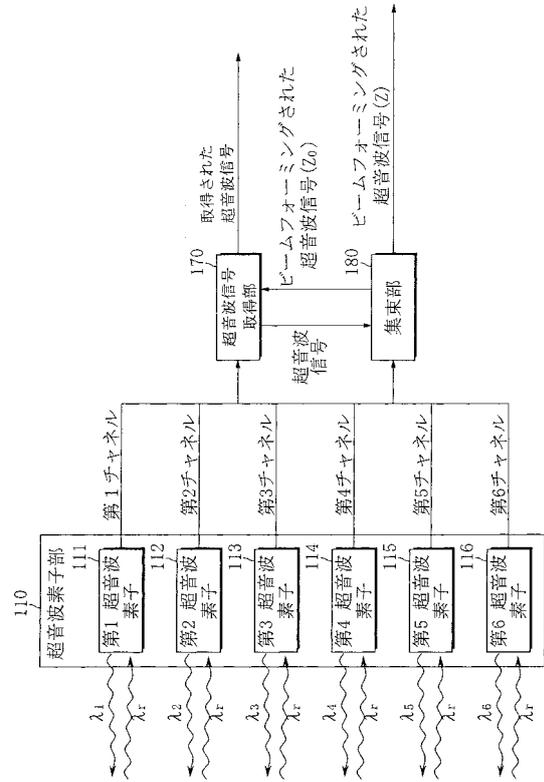
## 【 0 1 3 8 】

1 0 0	超音波プローブ（超音波探針部）	
1 1 0	超音波素子部	10
1 1 1 ~ 1 1 6	（第 1 ~ 第 6）超音波素子	
1 1 0 r	超音波受信素子部	
1 1 4 r ~ 1 1 6 r	（第 4 ~ 第 6）超音波素子	
1 1 0 t	超音波生成素子部	
1 1 0 t 1、1 1 0 t 2	（第 1、第 2）超音波生成素子	
1 1 1 t ~ 1 1 3 t	（第 1 ~ 第 3）超音波素子	
1 2 0	フレーム	
1 3 0	基板	
1 4 0	レンズ	
1 5 0	ハウジング	20
1 6 0	通信手段	
1 7 0	超音波信号取得部	
1 8 0	集束部	
2 0 0	本体	
2 1 0	システム制御部	
2 1 1	超音波発生制御部	
2 1 2	電源	
2 2 0	ビームフォーミング部	
2 3 0	画像処理部	
2 4 0	保存部	30
i	入力部	
d	ディスプレイ部	

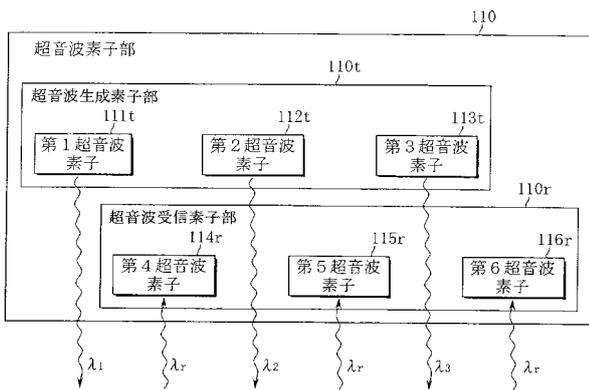
【図1】



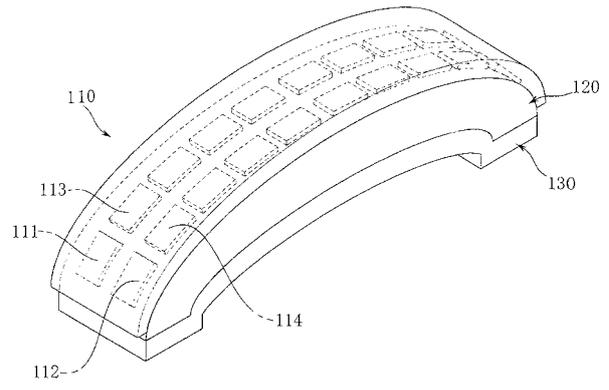
【図2】



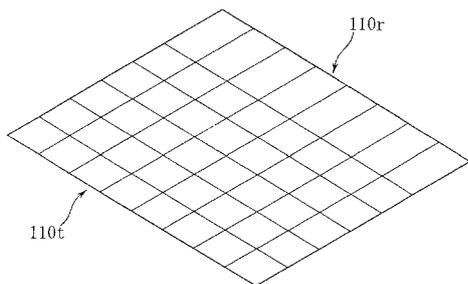
【図3A】



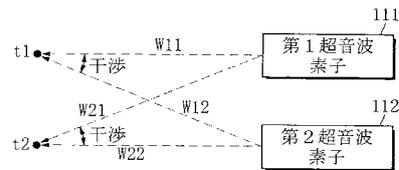
【図4】



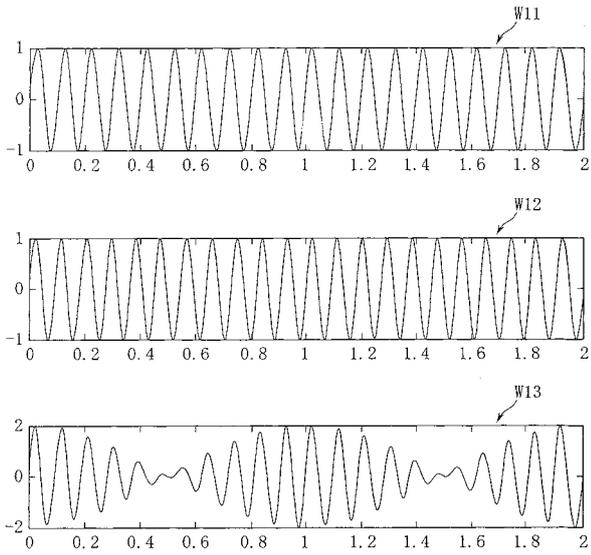
【図3B】



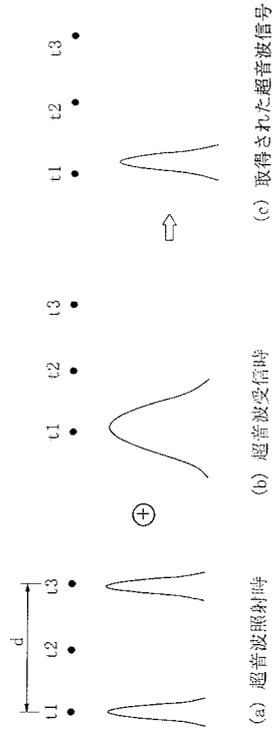
【図5】



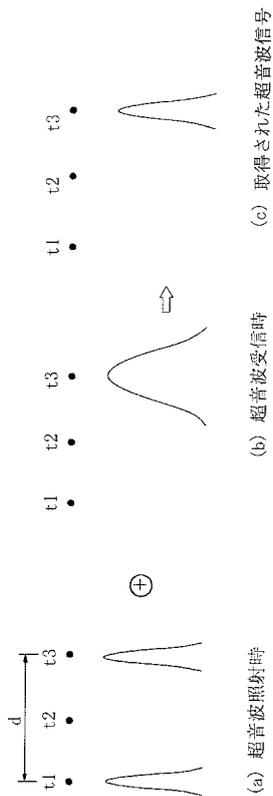
【図6】



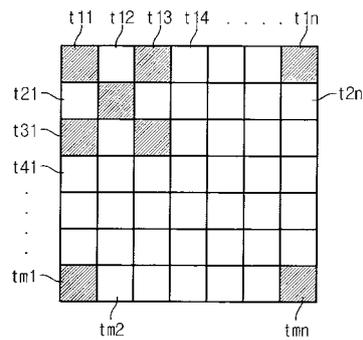
【図7】



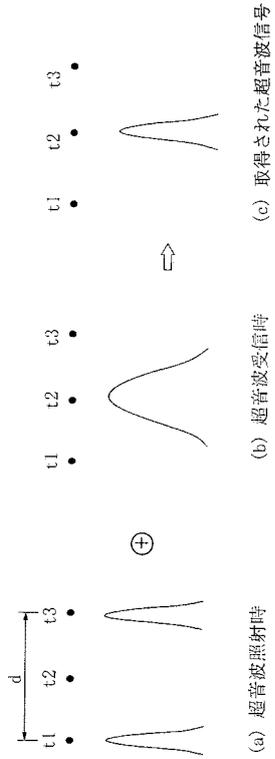
【図8】



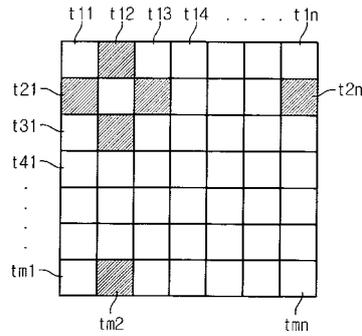
【図9】



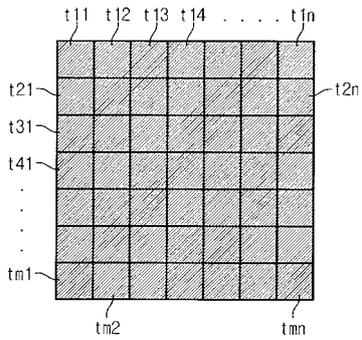
【図10】



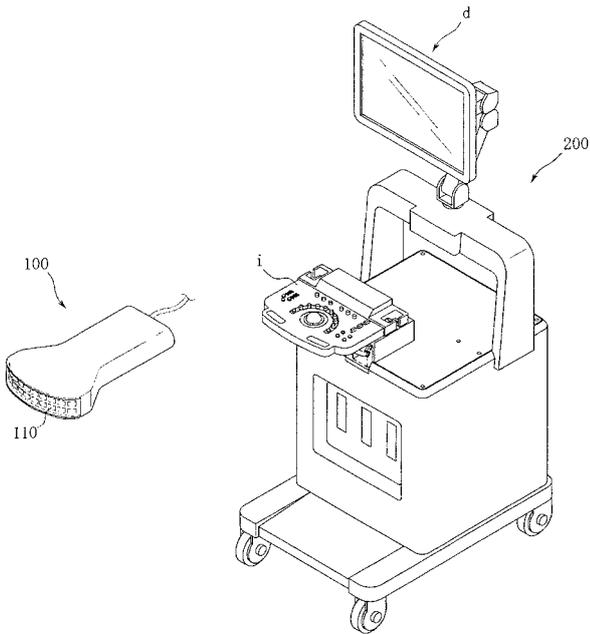
【図11】



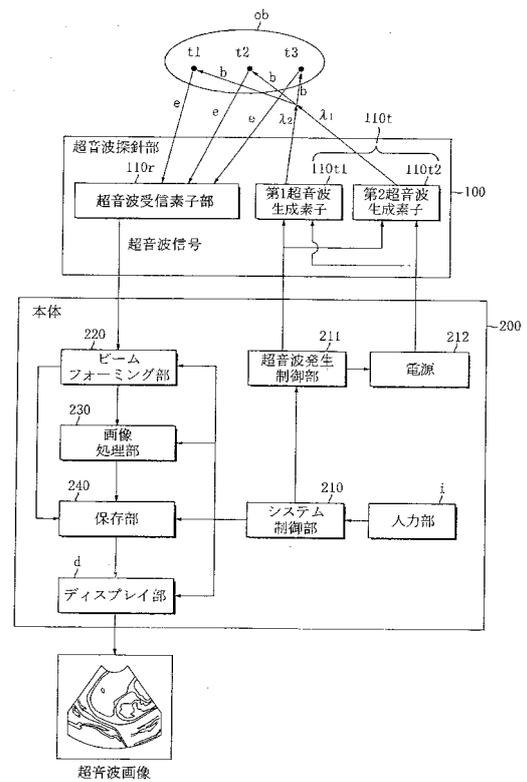
【図12】



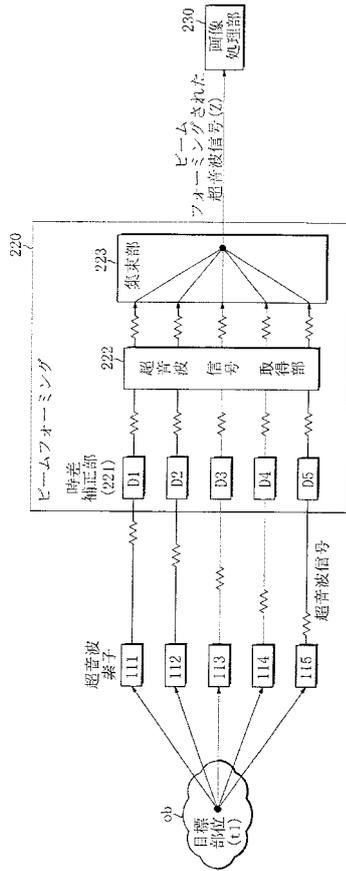
【図13】



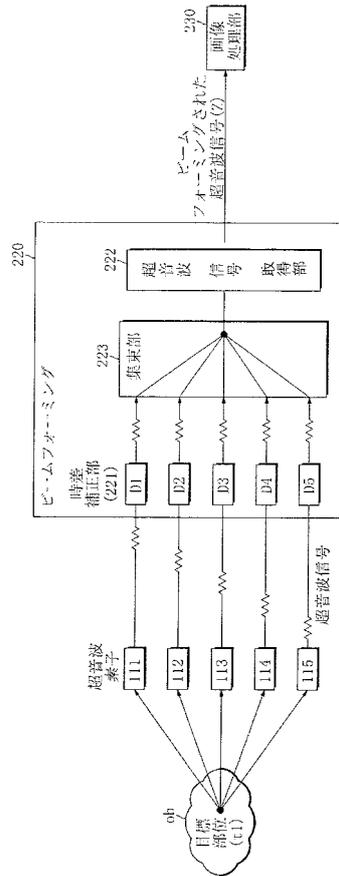
【図14】



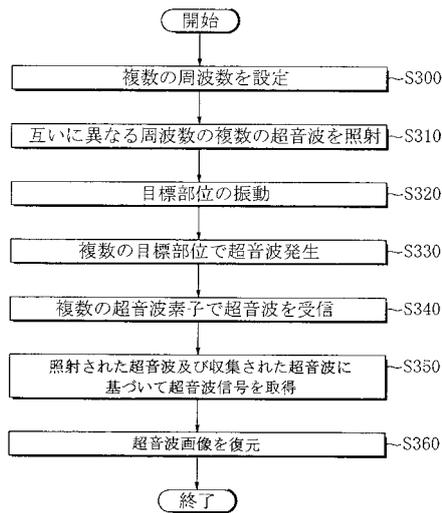
【 図 1 5 】



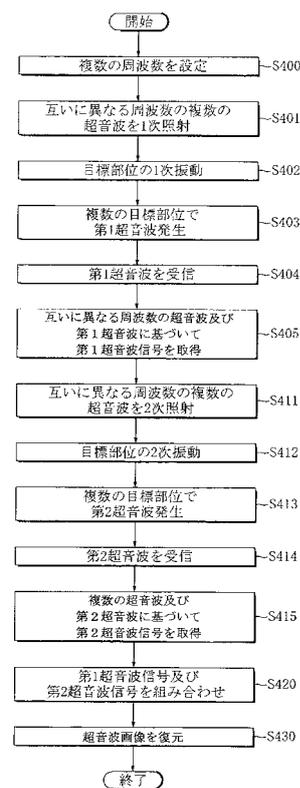
【 図 1 6 】



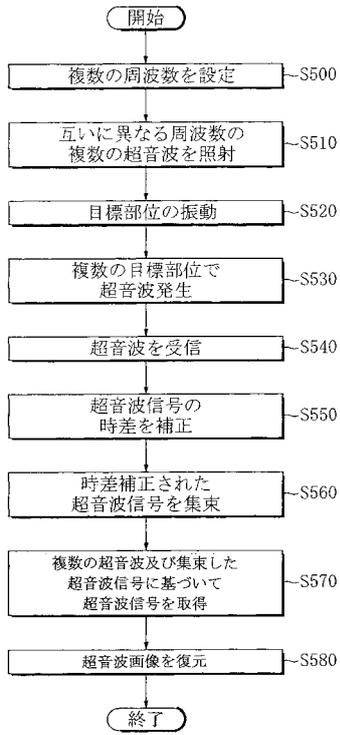
【 図 1 7 】



【 図 1 8 】



【図 19】



---

フロントページの続き

(72)発明者 姜 周 泳

大韓民国 京畿道 龍仁市 器興区 龍句大路2469番ギル 20 ザイ2次アパート #617

(72)発明者 金 圭 洪

大韓民国 ソウル特別市 江南区 南部循環路363ギル 30 サンヨンイエガアパート #103-1202

(72)発明者 金 晶 ホ

大韓民国 京畿道 龍仁市 水枝区 深谷路 16 クムホベストビレ5次アパート #503-903

(72)発明者 朴 修 賢

大韓民国 京畿道 華城市 東灘智星路 42 シボムハンビットマウルドンタンアイ - パークアパート #222-604

Fターム(参考) 4C601 EE07 GB03 HH06 HH27 HH35