

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2016-509925

(P2016-509925A)

(43) 公表日 平成28年4月4日(2016.4.4)

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

F I
A61B 8/14

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2015-562303 (P2015-562303)
 (86) (22) 出願日 平成26年3月11日 (2014.3.11)
 (85) 翻訳文提出日 平成27年11月4日 (2015.11.4)
 (86) 国際出願番号 PCT/GB2014/050718
 (87) 国際公開番号 WO2014/140557
 (87) 国際公開日 平成26年9月18日 (2014.9.18)
 (31) 優先権主張番号 1304498.7
 (32) 優先日 平成25年3月13日 (2013.3.13)
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)

(71) 出願人 515253692
 ユニバーシティ オブ ニューキャッスル
 アボン タイン
 イギリス, タイン アンド ウェア エヌ
 イー1 7アールユー, ニューキャッスル
 アボン タイン, キングスゲート
 (74) 代理人 110001678
 特許業務法人藤央特許事務所
 (72) 発明者 ニーシャム ジュフレイ アレン
 イギリス, タイン アンド ウェア エヌ
 イー27 Oユーゼット, ニューキャッスル
 アボン タイン, ホーリーストーン,
 セント キャスパーツ ウェイ 42

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置および超音波診断画像を生成する方法

(57) 【要約】

【課題】低コストの部品を用い、効果的な品質の超音波診断画像の生成をすること。

【解決手段】超音波画像診断装置は、各収集サイクル中に超音波振動子により受信された反射超音波エネルギーを示すエコーデータを標的部位内に分布する複数の点でコヒーレントにフォーカスするために、各収集サイクル中に面の第1の側における超音波振動子の位置および/または方向を示す位置/方向データをエコーデータに適用することにより標的部位の超音波診断画像を生成するように構成される処理部を含む。

【選択図】図2

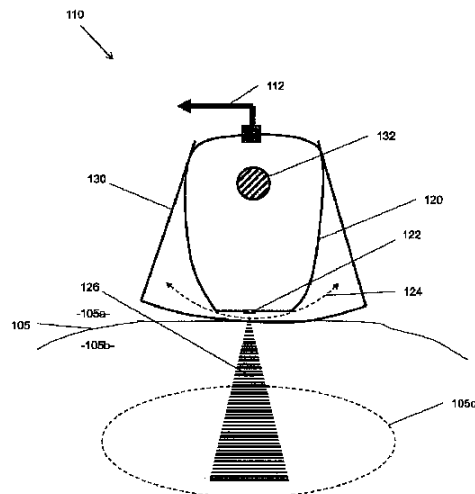


Figure 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波画像診断装置であって、

面の第 1 の側における複数の位置および / または方向の各々において、超音波エネルギーを前記第 1 の側の反対側の前記面の第 2 の側にある標的部位に放射し、当該標的部位からの反射超音波エネルギーを受信するという各収集サイクルを実行するように構成される超音波振動子と、

前記各収集サイクル中に前記超音波振動子によって受信された前記反射超音波エネルギーを示すエコーデータと、前記各収集サイクル中に前記面の前記第 1 の側にある前記超音波振動子の位置および / または方向を示す位置 / 方向データと、を取得するように構成される処理部と、を含み、

前記処理部は、前記標的部位内に分布する複数の点で前記エコーデータをコヒーレントにフォーカスするために前記位置 / 方向データを前記エコーデータに適用することにより、前記標的部位の超音波診断画像を生成するように構成されることを特徴とする超音波画像診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波画像診断装置であって、

前記超音波振動子は、焦点が合っていない超音波振動子であることを特徴とする超音波画像診断装置。

20

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波画像診断装置であって、

前記超音波振動子の前記超音波放射面は、3 mm 以下の幅または 10 信号波長よりも小さい幅を有することを特徴とする超音波画像診断装置。

20

【請求項 4】

請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の超音波画像診断装置であって、

前記超音波振動子は、固定長の焦点距離を有することを特徴とする超音波画像診断装置

【請求項 5】

請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の超音波画像診断装置であって、

前記超音波振動子は、5 mm 以下の焦点距離を有することを特徴とする超音波画像診断装置。

30

【請求項 6】

請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の超音波画像診断装置であって、

前記装置は、単一の超音波振動子を含むことを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 ~ 6 のいずれか一つに記載の超音波画像診断装置であって、

前記複数の点は、前記標的部位内の複数の深度で分布することを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 8】

請求項 1 ~ 7 のいずれか一つに記載の超音波画像診断装置であって、

前記超音波診断画像は、前記標的部位の 2 D 超音波診断画像であることを特徴とする超音波画像診断装置。

40

【請求項 9】

請求項 1 ~ 8 のいずれか一つに記載の超音波画像診断装置であって、

前記超音波振動子は、前記処理部から分離された超音波プローブに含まれることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の超音波画像診断装置であって、

前記超音波プローブは、

前記超音波振動子が搭載されたヘッドと、

50

前記超音波振動子が所定の経路に沿って移動可能となるように、前記ヘッドが移動可能に搭載された筐体と、

を含むことを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 1 1】

請求項 1 0 に記載の超音波画像診断装置であって、

前記超音波プローブは、ユーザの手によって、前記超音波振動子が所定の経路に沿って前記筐体に対して移動可能となるように、前記ヘッドが前記筐体に移動可能に搭載された状態で、手動操作可能であることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 1 2】

請求項 1 0 または 1 1 に記載の超音波画像診断装置であって、

前記ヘッドおよび筐体は、前記ヘッドがユーザの第 2 の手によって前記筐体に対して移動する間、前記筐体が前記ユーザの第 1 の手で保持可能な大きさであることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 1 3】

請求項 1 0 ~ 1 2 のいずれか一つに記載の超音波画像診断装置であって、

前記ヘッドは、前記超音波振動子が所定の湾曲した経路に沿って前記筐体に対して移動可能となるように、前記筐体に回転可能に搭載されることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 1 4】

請求項 1 3 に記載の超音波画像診断装置であって、

前記所定の湾曲した経路は、前記面に対して凸であることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 1 5】

請求項 1 0 ~ 1 4 のいずれか一つに記載の超音波画像診断装置であって、

収集サイクル群が前記超音波振動子によって実行される前記複数の位置および / または方向は、前記所定の経路における複数の所定の場所に対応し、

前記超音波振動子は、前記筐体に対する前記ヘッドの位置および / または方向を示す信号に基づいて、前記所定の経路における前記所定の場所の各々で、前記収集サイクルを実行するように構成されることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 1 6】

請求項 1 5 に記載の超音波画像診断装置であって、

前記所定の経路における前記所定の場所の間の相加平均距離は、前記超音波振動子の超音波放射面の幅の半分以下であることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 1 7】

請求項 1 0 ~ 1 6 のいずれか一つに記載の超音波画像診断装置であって、

前記処理部は、前記標的部位の複数の超音波診断画像を生成するように構成され、

前記各超音波診断画像は、前記所定の経路に沿った前記超音波振動子の各行程から取得された位置 / 方向データおよびエコーデータから生成されることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 1 8】

請求項 1 7 に記載の超音波画像診断装置であって、

前記処理部は、前記所定の経路に沿った前記超音波振動子の移動方向にかかわらず、前記所定の経路に沿った前記超音波振動子の各行程から取得された位置 / 方向データおよびエコーデータから各超音波診断画像を生成するように構成されることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 1 9】

請求項 1 ~ 1 8 のいずれか一つに記載の超音波画像診断装置であって、

前記超音波振動子は、超音波プローブに含まれ、前記超音波プローブは、各収集サイクル中に前記面の前記第 1 の側における前記超音波振動子の前記位置および / または方向を示す前記位置 / 方向データを生成するように構成される位置 / 方向データ部を含むことを

10

20

30

40

50

特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 20】

請求項 19 に記載の超音波画像診断装置であって、
前記位置 / 方向データ部は、
前記筐体に対する前記ヘッドの位置および / または方向を示す信号を生成する位置および / または方向判定部と、
前記筐体に対する前記ヘッドの位置および / または方向を示す信号に基づいて前記位置 / 方向データを生成するように構成される処理手段と、
を含むことを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 21】

請求項 1 ~ 20 のいずれか一つに記載の超音波画像診断装置であって、
前記超音波振動子は、前記超音波プローブに含まれ、前記超音波プローブは、各収集サイクル中に前記超音波振動子によって受信された反射超音波エネルギーを示す前記エコーデータを生成するように構成されるエコーデータ取得部を含むことを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 22】

請求項 21 に記載の超音波画像診断装置であって、
前記エコーデータ取得部は、
各収集サイクル中に前記超音波振動子によって受信された反射超音波エネルギーを示すアナログ信号を、各収集サイクル中に前記超音波振動子によって受信された反射超音波エネルギーを示すデジタル信号に変換するように構成されるアナログデジタル変換器と、
前記アナログ信号が前記アナログデジタル変換器に到達する前に、前記アナログ信号の特定の周波数成分を通過させるバンドパスフィルタと、を含み、
前記アナログデジタル変換器は、帯域通過サンプリング技術を用いて、前記バンドパスフィルタで通過されたアナログ信号を、前記バンドパスフィルタで通過されたアナログ信号のバンド幅の 2 倍よりも小さいサンプルレートで前記デジタル信号に変換するように構成されることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 23】

超音波診断画像を生成する方法であって、
面の第 1 の側における複数の位置および / または方向の各々で、前記第 1 の側の反対側の前記面の第 2 の側における標的部位に超音波振動子が超音波エネルギーを放射し、前記標的部位からの反射超音波エネルギーを受信するという各収集サイクルを実行し、
各収集サイクル中に前記超音波振動子によって受信された反射超音波エネルギーを示すエコーデータと、各収集サイクル中での前記面の前記第 1 の側における前記超音波振動子の位置およびまたは方向を示す位置 / 方向データと、を取得し、
前記標的部位内に分布する複数の点で前記エコーデータをコヒーレントにフォーカスするために、前記位置 / 方向データを前記エコーデータに適用することによって前記標的部位の超音波診断画像を生成する、
ことを特徴とする方法。

【請求項 24】

添付図面に示され、かつ、参照して実施形態に記載された実質的にいずれか 1 つの実施形態である装置または方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像診断装置および関連するデバイスならびに方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波画像診断装置、すなわち、超音波診断画像を生成する装置はよく知られている。そのようなデバイスは、主として医療環境で使用され、当該デバイスの使用は、一般的に

10

20

30

40

50

、“診断用超音波検査”、または、単に“超音波診断”と呼ばれる。一般的な診断用超音波検査は、母親の子宮内の胎芽または胎児の画像を生成するために超音波エネルギーが使用される産科の超音波診断で成果をあげている。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

近年の超音波画像診断装置は主に、固定配列された複数の超音波振動子を有するプローブを使って生成されるエコーデータを用いて超音波診断画像を生成する。近年の超音波画像診断装置の問題点は、主に上記のような装置によって使用される上記複数の振動子の配列および関連するビームフォーミング用電子回路を構築するのに高価であるという点である。これは、現在の“高品質”な装置が非常に高価、たとえば、20,000~100,000英ポンドの範囲(2012年の価格)であることを意味する。

10

【0004】

本発明は、上記の点を考慮してなされたものである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明者は、たとえば、現在桁違いの費用が掛かる用途および/または範囲で超音波画像診断装置の使用の可能性を広げるために、非常に低コストの部品を用い、その一方で、効果的な品質の超音波診断画像の生成がいまだ可能な超音波画像診断装置を製造することが望ましいだろうと気づいた。

20

【0006】

したがって、本発明の第1の態様は、超音波振動子と、処理部と、を含む超音波画像診断装置を提供してもよい。前記超音波振動子は、面の第1の側の複数の位置および/または方向の各々において、前記超音波振動子が超音波エネルギーを前記第1の側の反対側の前記面の第2の側の標的部位に放射し、反射された超音波エネルギーを前記標的部位から受信する各収集サイクルを実行するように構成され、前記処理部は、前記各収集サイクル中に前記超音波振動子による前記反射された超音波エネルギーを示すエコーデータと、前記各収集サイクル中の前記面の前記第1の側における前記超音波振動子の位置および/または前記超音波振動子が向いている方向を示す位置/方向データと、を取得するように構成される。前記処理部は、前記標的部位内に分布する複数の点で、前記エコーデータを可干渉的に(コヒーレントに)フォーカスするために前記位置/方向データをエコーデータに適用することにより、前記標的部位の超音波画像を生成するように構成される。

30

【0007】

このように、本発明者は単一の超音波振動子を用いて、かつ、近年の超音波画像診断装置によって通常要求される複雑なビームフォーミング電子回路を使用することなく、許容品質の超音波診断画像(たとえば、図5(a)(ii)、図5(b)(ii)、および図5(c)(ii)を参照)を生成することができるということがわかった。

【0008】

この開示の文脈において、“超音波診断画像”という用語は、反射された超音波エネルギーを用いて生成された画像として意図される。

40

【0009】

同様の注目する技術は他の技術分野、たとえば、レーダー(このような技術は主に“合成開口レーダー”と呼ばれる)やソナー(このような技術は主に“合成開口ソナー”と呼ばれる)で知られている。たとえば、下記文献を参照。

【0010】

“エスエーエムアイ：アロー-フリークエンシープロロタイプフォーマッピングアンドイメージングオブザシーブドバイミーンズオブシンセティックアパーチャ”，チャティロン，ジェイ，アダムス，エーイー，ローラー，エー，ザクハリア，エムイー，オーシャニックエンジニアリング，IEEEジャーナル，ページ4~15，ボリューム24，1999年1月1日発行

50

【 0 0 1 1 】

しかしながら、本発明者が知る限り、面の第1の側における複数の位置および/または方向の各々において単一の超音波振動子から要求されたエコーデータをコヒーレントにフォーカスするために、位置/方向データを適用(たとえば、物理的に肌を横切って単一の超音波振動子を走査することにより)することは、現存するいかなる医療用の超音波スキヤニング製品にも使用される技術ではない。

【 0 0 1 2 】

好ましくは、位置/方向データはエコーデータに適用され、エコーデータは、標的部内内に分布する複数の点でエコーデータをコヒーレントにフォーカスするために、固定配列された複数の超音波振動子を用いて取得されたかのように扱われる。このように、処理部は、エコーデータが実際に単一の超音波振動子の要素だけに用いて取得されたとしても、位置/方向データおよびエコーデータを用いて、超音波振動子の固定かつ“合成”配列によって取得されたエコーデータをシミュレーションするように見える。

10

【 0 0 1 3 】

好ましくは、複数の点は、標的部内内の複数の深度で分布する。好ましくは、複数の点は、標的部全体を通して分布する。

【 0 0 1 4 】

標的部は、好ましくは、2次元(2D)領域である。2D領域は、超音波振動子が筐体に対する移動を制限された所定の経路を含む平面内にあってもよい(下記参照)。このようにして、超音波診断画像は、好適に、標的部の2D超音波診断画像となる。

20

【 0 0 1 5 】

超音波振動子は、好ましくは、超音波プローブに含まれる。

【 0 0 1 6 】

好ましくは、超音波プローブは処理部から分離されており、処理部は、たとえば、一般的用途のパーソナルコンピュータ(PC)でもよい。

【 0 0 1 7 】

好ましくは、超音波プローブは、たとえば、ユーザの手に保持されるのに適した携帯型の超音波プローブである。

【 0 0 1 8 】

好ましくは、超音波プローブは、超音波振動子が搭載されたヘッドを含む。超音波振動子は、好ましくは、ヘッドに固定して搭載される。好ましくは、超音波プローブは、また、超音波振動子が筐体に対して動くようにするためにヘッドが可動するように搭載された筐体を含む。

30

【 0 0 1 9 】

より好ましくは、ヘッドは、超音波振動子が所定の経路に沿って筐体に対して移動できるようにするために、筐体に移動可能に搭載される。この配置の利点は、所定の経路が、一般的に位置/方向データおよびエコーデータから超音波診断画像を生成するのをより容易にする超音波振動子の収集サイクル(収集サイクル中、面について筐体を実質的に維持されていると仮定)中の面の第1の側における位置および/または方向の利用可能な数を制限することにある。

40

【 0 0 2 0 】

超音波プローブは、好ましくは、ヘッドが、ユーザの手によって超音波振動子が筐体(好ましくは、所定の経路に沿って。上記参照。)に対して動くようにするために可動するように筐体に搭載された状態で手動操作可能であるのが好ましい。

【 0 0 2 1 】

あるいは、超音波プローブは、筐体に対してヘッドが動くように(好ましくは、所定の経路に沿って。上記参照。)構成された電動機構を含んでもよい。

【 0 0 2 2 】

好ましくは、ヘッドおよび筐体は、ユーザの第2の手によってヘッドが筐体に対して移動する間に筐体がユーザの第1の手に保持されるような大きさである。

50

【0023】

好ましくは、筐体は、各収集サイクル中に面に関して実質的に維持されるように構成される。たとえば、筐体は、各収集サイクル中に面に関して実質的に筐体を維持するために、面（面の第1の側）に接触して配置されるように構成されてもよい。

【0024】

所定の経路は、潜在的に何らかの形状を取り得るが、好ましくは、湾曲、または、直線（たとえば、計算の簡素化のため）である。所定の経路は、好ましくは、単一平面内にある（再度、たとえば、計算の簡素化のため）。

【0025】

好ましくは、所定の経路は湾曲している。たとえば、ヘッドは、超音波振動子が所定の湾曲した経路に沿って筐体に対して動くようにするために、たとえば、回転軸により回転するように筐体に搭載されてもよい。湾曲した経路は、ここでは、弧と称す。

10

【0026】

湾曲した所定の経路は、面に対して凸状または凹状でもよい。好ましくは、湾曲した所定の経路は、面に対して凸状であり、これにより、たとえば、直線状の所定の経路に比べて、超音波振動子がより広い視野で高周波の音波を当てる（たとえば、超音波エネルギーを放出する）ことができる。その後、これにより、超音波画像診断装置が、たとえば、（たとえ、画質に対応する損失があっても）直線状の所定の経路と比較してより大きい標的部位の超音波診断画像を生成することができる。

【0027】

好ましくは、（収集サイクルが超音波振動子によって実行される）複数の位置および/または方向は、所定の経路上の複数の所定の場所に対応する。

20

【0028】

超音波振動子は、たとえば、後述の位置および/または方向判定部によって生成されるような、筐体に対するヘッドの位置および/または方向を示す信号に基づいて、所定の経路上の各所定の場所で収集サイクルを実行するように構成されてもよい。

【0029】

好ましくは、所定の経路上の所定の場所は、均一な間隔となる（たとえば、計算の簡素化のため）。しかしながら、実施形態において、所定の経路上の所定の場所は、被均一な間隔でもよい。

30

【0030】

たとえば、回転軸（上記参照）により筐体に回転可能に搭載されたヘッドの場合、超音波振動子は、所定の湾曲した経路上の各所定の場所で、たとえば、所定の場所が筐体に対するヘッドの回転の所定の増分により離された状態で、筐体に対するヘッドの回転角を示す信号に基づいて収集サイクルを実行するように構成されてもよい。所定の増分は、たとえば、1度以下でもよく、より好ましくは0.5度以下である。

【0031】

好ましくは、所定の場所と所定の経路との間の距離は、たとえば、“合成”配列がエイリアシングを回避するために十分な空間サンプリングレートを有するような超音波振動子の幅と比較して小さい。たとえば、所定の経路上の所定の場所間の平均（たとえば相加平均）距離は、超音波振動子の超音波放射面の幅の半分以下であってもよい。これに関連して、超音波振動子の超音波放射面の幅は、所定の経路が存在する平面（上記参照）内で測定されてもよい。

40

【0032】

好ましくは、処理部は、標的部位の超音波診断画像を複数生成するように構成されてもよい。各超音波診断画像は、所定の経路に沿って超音波振動子のそれぞれの行程から取得される位置/方向データおよびエコーデータから生成される。

【0033】

好ましくは、処理部は、所定の経路に沿った超音波振動子の移動方向（たとえば、順方向または逆方向にすることができる）にかかわらず、所定の経路に沿って超音波振動子の

50

それぞれの行程から取得される位置/方向データおよびエコーデータから各超音波診断画像を生成するように構成される。これにより、超音波画像診断装置は、より速い速度で超音波診断画像を生成することができる。好ましくは、超音波振動子は、撮影面の長さに対して短い焦点距離を有する。焦点距離は、超音波振動子の超音波放射面から、超音波振動子の使用時に観測された超音波エネルギーの振幅が最大となる点までの距離として定義される(この点を、超音波振動子の“自然焦点”と称す。)。

【0034】

たとえば、超音波振動子は、撮影面の深度の10分の1よりも短い焦点距離を有してもよい。たとえば、超音波振動子は、5mm以下の焦点距離(たとえば、画像生成面における5mm以下)を有してもよい。

10

【0035】

好ましくは、超音波振動子は、たとえば、10度以上(たとえば、所定の経路の面内で計測)の幅である大きいビーム幅を有する。このビーム幅は放射された音場内の電力半値点間の角度として定義されてもよい。

【0036】

超音波振動子は、超音波振動子によって生成された超音波エネルギーを焦点にもたらすために、たとえば、音響レンズのような合焦手段を含んでもまたは含まなくてもよい。合焦手段付きの超音波振動子を、ここでは、“焦点が合っている”超音波振動子と称す。合焦手段がない超音波振動子を、ここでは、“焦点が合っていない”超音波振動子と称す。本発明の第1の態様による超音波画像診断装置に含まれる超音波振動子は、焦点が合っていない振動子であることが好ましく、これにより、複雑さやコストの低減を可能にする。

20

【0037】

このように、超音波振動子は、好ましくは、固定の焦点距離を有する。

【0038】

小さい焦点距離と大きいビーム幅を達成するために、焦点が合っていない超音波振動子にとって小さい超音波放射面を有することが望ましい。たとえば、超音波放射面は、3mm以下または10信号波長よりも小さい幅を有してもよい。この幅は、この平面内で大きいビーム幅を達成するために、所定の経路(上記参照)が存在する平面内で、および/または、画像生成面内で計測されたときの幅であるのが好ましい。これに関連して、“信号波長”は、標的部位に放射された超音波エネルギーの波長でもよい。

30

【0039】

好ましくは、超音波放射面は、この平面内でより狭いビームを達成するために、たとえば、超音波放射面の幅より長い所定の経路に垂直な面内で測定された長さを有する。超音波放射面の長さは、12mm以下でもよく、好ましくは、6mmから12mmの間である。

【0040】

好ましくは、超音波画像診断装置は、単一の超音波振動子のみを含む。好ましくは、単一の超音波振動子は、単一の超音波振動素子を含む。超音波画像診断装置は、たとえば、位置/方向データがその後処理部によって取得可能になるように、各収集サイクル中に面の第1側における超音波振動子の位置および/または方向を示す位置/方向データを生成するように構成される位置/方向データ部を含んでもよい。位置/方向データ部は、超音波プローブに含まれてもよく、好ましくは、超音波プローブのヘッドに含まれる(上記参照)。

40

【0041】

位置/方向データ部は、たとえば、マイクロプロセッサのような処理手段を含んでもよい。

【0042】

位置/方向データ部は、たとえば、筐体に対するヘッドの位置および/または方向を示す信号を生成するための位置および/または方向判定部を含んでもよい。この場合、位置/方向データ部の処理手段は、この信号に基づいて位置/方向データを生成するように構

50

成されてもよい。

【0043】

ヘッドが筐体に回転可能に搭載されている場合（上記参照）、位置および/または方向判定部は、筐体に対するヘッドの回転角度を示す信号を生成するように構成されたロータリーエンコーダでもよい。

【0044】

超音波画像診断装置は、各収集サイクルの期間中に超音波振動子によって受信された反射超音波エネルギーを示すエコーデータを取得するように構成されたエコーデータ取得部を含んでもよい。当該エコーデータはその後処理部によって取得可能となる。エコーデータ取得部は、超音波プローブに含まれてもよく、好ましくは、超音波プローブのヘッドに含まれる（上記参照）。

10

【0045】

エコーデータ取得部は、たとえば、マイクロプロセッサまたはプログラマブルロジックデバイスのような処理手段を含んでもよい。エコーデータ取得部の処理手段は、各収集サイクル中に超音波振動子によって受信された反射超音波エネルギーを示す信号（デジタル信号でもよい。下記参照。）に基づいてエコーデータを生成するように構成されてもよい。

【0046】

エコーデータ取得部は、各収集サイクル中に超音波振動子によって受信された反射超音波エネルギーを示すアナログ信号を、各収集サイクル中に超音波振動子によって受信された反射超音波エネルギーを示すデジタル信号に変換するように構成されたアナログデジタル変換器を含んでもよい。この場合、エコーデータ取得部の処理手段は、デジタル信号に基づいてエコーデータを生成するように構成されてもよい。アナログ信号は、超音波振動子によって、そうでなければ超音波振動子の出力から得られることによって生成されてもよい。

20

【0047】

好ましくは、エコーデータ取得部は、アナログ信号がアナログデジタル変換器に到達する前にアナログ信号をフィルタリングするバンドパスフィルタを含む。一般に、バンドパスフィルタは、下限帯域よりも下の周波数と上限帯域よりも上の周波数（制限帯域は、超音波振動子の応答周波数によって定義されてもよい）を減衰させ、一方、両方の値の間の周波数を通過させるように構成される。両制限帯域間の差は、通常、バンドパスフィルタの“バンド幅”と呼ばれる。

30

【0048】

好ましくは、アナログデジタル変換器は、たとえば、帯域通過サンプリング技術を用いて、帯域通過されたアナログ信号のバンド幅の2倍よりも低いサンプルレートで、帯域通過されたアナログ信号をデジタル信号に変換するように構成される。このような状況で帯域通過サンプリング技術を用いることにより、アナログデジタル変換器のコストを著しく低減させる一方、まだ正確な超音波画像を生成することを可能にする。

【0049】

エコーデータ取得部は、また、アナログ信号がアナログデジタル変換器に到達する前にアナログ信号を増幅するように構成された1または複数の増幅器を含んでもよい。

40

【0050】

本発明の第2の態様は、本発明の第1の態様に係る装置の使用に対応する方法を提供してもよい。

【0051】

したがって、本発明の態様は、超音波診断画像の生成方法を提供してもよい。当該方法は、面の第1の側における複数の位置および/または方向の各々において、超音波振動子が超音波エネルギーを前記面の前記第1の側の反対側の前記面の第2の側の標的部位に放射し、前記標的部位からの反射超音波エネルギーを受ける各収集サイクルを実行し、前記各収集サイクル中に前記超音波振動子によって受信された前記反射超音波エネルギーを示

50

すエコーデータと、前記各収集サイクル中に前記面の前記第 1 の側における前記超音波振動子の位置および / または方向を示す位置 / 方向データとを取得し、前記標的部内分布する複数の点で前記エコーデータをコヒーレントに合焦するために前記位置 / 方向データを前記エコーデータに適用することによって、前記標的部位の超音波診断画像を生成することを含む。

【 0 0 5 2 】

本発明の第 2 の態様に係る方法は、本発明の上記態様に関連して記述されたあらゆる装置特徴に実装または対応するあらゆる方法ステップを含んでもよい。

【 0 0 5 3 】

たとえば、前記方法は、本発明の第 1 の態様にかかる超音波画像診断装置を用いて実行されてもよい。

【 0 0 5 4 】

前記方法は、収集サイクルを実行する前に、前記面（たとえば、皮膚）の標的領域に流体を適用することを含めてもよい。

【 0 0 5 5 】

本発明の第 3 の態様は、本発明の第 1 の態様で設定された超音波プローブを提供してもよい。ここで留意すべき点は、本発明の第 1 の態様で設定された超音波プローブは、処理手段を含む必要はない。本発明の第 3 の態様にかかる超音波プローブは、本発明の上記態様に関連して記述されたいかなる装置特徴を含んでもよい。

【 0 0 5 6 】

本発明は、また、上記態様のいかなる組み合わせや、そのような組み合わせが明確に許可されないまたは明確に回避される場合を除いて記述された好適な特徴も含む。

【 0 0 5 7 】

我々の提案例は、以下の添付図面を参照して以下に議論される。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 8 】

【 図 1 】 超音波プローブと処理部とを含む超音波画像診断装置を示す模式図である。

【 図 2 】 図 1 に示した超音波プローブの詳細を示す図である。

【 図 3 】 焦点が合っていない超音波振動子についての焦点距離における超音波振動子の幅の効果を示す図である。

【 図 4 】 図 1 の超音波画像診断装置の電氣的構成を示す模式図である。

【 図 5 】 図 1 の超音波画像診断装置によって生成された超音波画像と市販の超音波画像診断装置によって生成された超音波画像を比較する超音波画像の集合を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 5 9 】

図 1 に示すように、超音波プローブ 1 1 0 は、ケーブル 1 1 2 によって処理部 1 8 0 に接続されている。処理部 1 8 0 は、たとえば、汎用のパーソナルコンピュータ（“ P C ”）またはモバイルコンピューティングデバイスでもよい。

【 0 0 6 0 】

図 2 は、図 1 の超音波プローブ 1 1 0 の詳細を示す。

【 0 0 6 1 】

好ましくは、超音波プローブ 1 1 0 は、超音波プローブ 1 1 0 を処理部 1 8 0 に接続する（そうでない場合は分離する）ケーブル 1 1 2 を含む。ケーブル 1 1 2 は、コンピュータ周辺機器の業界標準、たとえば、U S B 2 以降の U S B 規格に準拠してもよい。

【 0 0 6 2 】

好ましくは、超音波プローブ 1 1 0 は、携帯型プローブであり、単一の超音波振動子 1 2 2 が取り付け固定されたヘッド 1 2 0 を含む。

【 0 0 6 3 】

好ましくは、超音波プローブ 1 1 0 は手動操作可能であり、ユーザの手によってまたは電動機構によって、超音波振動子 1 2 2 が筐体 1 3 0 に対して所定の弧 1 2 4 に沿って移

10

20

30

40

50

動できるようにヘッド 120 が回転軸 132 によって回転可能に搭載された筐体 130 を含む。

【0064】

その曲率半径は、典型的な医療用画像の用途に適切な走査領域を形成し、かつ、手で握るのに適切なデバイス寸法を形成するため 50 mm と 100 mm の間であるのが好ましい。疑義を避けるために、ユーザの手は、筐体 130 に対するヘッド 120 の回転により所定の弧 124 に沿って超音波振動子 122 を動かしてもよいことに留意する。すなわち、ユーザの手は、超音波振動子 122 に直接力を与えることを必要としない。

【0065】

図 2 において、超音波プローブ 110 は、所定の弧 124 が面 105 に対して凸状である状態で、面 105 の第 1 の側 105 a に配置されるように示されている（超音波振動子 122 が面 105 に隣接する状態で筐体 130 が面 105 に接触して設置された場合）。面 105 は、たとえば、患者の肌、たとえば、妊婦の腹部でもよい。面 105 の第 2 の対向する側 105 b には、患者の組織があってもよい。

10

【0066】

好ましくは、超音波振動子 122 は、面 105 の第 1 側 105 a 上での複数の位置および/または方向の各々において、超音波振動子 122 が超音波エネルギーを面 105 の第 2 側 105 b の標的部 105 c に放射して反射されてくる超音波エネルギーを受信するという収集サイクルを実行するように構成される。図 2 では、超音波振動子 122 から放射された超音波エネルギーは、超音波のエネルギーのビーム 126（“超音波ビーム”と同等に呼称される）として示される。

20

【0067】

好ましくは、筐体 130 は、各収集サイクル中に面 105 に関して実質的に維持されるように構成されている。たとえば、筐体 130 は、各収集サイクル中に面 105 に関して実質的に筐体 130 を維持するように面 105 に接触して配置されるように構成されてもよい。

【0068】

好ましくは、（収集サイクル群が超音波振動子 122 によって実行された）複数の位置および/または方向は、所定の弧 124 上の複数の所定の場所に対応する。

【0069】

好ましくは、超音波振動子 122 は、筐体 130 に対するヘッド 120 の回転角を示す信号に基づいて、たとえば、所定の場所が筐体 130 に対するヘッド 120 の回転の増分によって離された状態で、所定の弧 124 上の所定の場所ごとに収集サイクルを実行するように構成される。所定の回転の増分は、所定の弧 124 上の所定の場所間の平均距離が超音波振動子 122 の超音波放射面の幅より小さいことを保証するため十分小さい方が好ましく、たとえば、0.25 度でもよい。筐体 130 に対するヘッド 120 の回転角を示す信号は、図 4 を参照して後述するロータリーエンコーダ 170 によって生成されてもよい。

30

【0070】

各収集サイクルは、たとえ、当該収集サイクルが実行されたときにヘッド 120 が移動したとしても、超音波エネルギーの送受信が所定の弧 124 上の同じ場所で発生することが推定可能となるように非常に高速に実行されるのが好ましい。これにより、毎秒、所定の弧 124 上での超音波の 3 行程（“走査”）まで可能となり、したがって、手動操作により、毎秒 3 枚の画像を生成することができる。より高い速度は、電動機構で達成可能である。

40

【0071】

図 3 は、焦点が合っていない超音波振動子についての焦点距離における超音波振動子の幅の効果を示す図である。

【0072】

図 3 (a) において、第 1 の焦点が合っていない超音波振動子 122 a は、第 1 の幅 w

50

aの超音波放射面を有することが示されている。

【0073】

図3(a)に示すように、使用中に、第1の超音波振動子122aの超音波放射面は、超音波エネルギーを超音波エネルギーのビーム126aの形で放射する。超音波エネルギーのビーム126aは、通常第1の超音波振動子122aの“焦点距離”として参照される超音波放射面からの距離で、“自然焦点”125aの最大強度を有する。焦点距離は、超音波振動子の開口サイズの二乗に比例する。第1の超音波振動子122aの超音波放射面と最大強度点125aとの間の領域を、通常、“近接場”領域128aと称し、最大強度点125aを超えた領域を、“遠距離場”領域129aと称す。

【0074】

焦点が合っていない超音波振動子について、図3(a)に示した第1の超音波振動子122aのように、近接場領域128a内で超音波振動子によって放射された超音波エネルギーの振幅は、通常、最大強度点125aへの到達前に一連の最大値および最小値を経由する。遠距離場領域129aにおいて、超音波振動子によって放射された超音波エネルギーの振幅は、通常、逆二乗法則にしたがって距離が増加すると減少する。

【0075】

図3(b)において、第2の超音波振動子122bは、第2の幅 w_b の超音波放射面を有し、第1の幅 w_a よりも小さい規模であることが示される。

【0076】

第2の超音波振動子122bの超音波放射面の幅の低減の結果は、最大強度点125bが第2の超音波振動子122bの超音波放射面により近づくということである。すなわち、第2の超音波振動子122bの超音波放射面の幅が低減されるため、第2の超音波振動子122bの焦点距離もまた低減される。

【0077】

好ましくは、図2の超音波プローブで用いられる超音波振動子122は、きわめて短い焦点距離、たとえば、5mm以下を達成するために、10信号波長(所定の弧124の面内で測定)よりも小さい幅の超音波放射面を有する。これは、たとえば、図2を参照すると、超音波振動子122によって撮影された領域が、事実上、完全に遠距離場領域に入ることを意味する。単一の固定されたフォーカストランスデューサを有する先の機械的に走査される超音波画像診断装置において、そのような短い焦点距離での操作は、遠距離場領域内の大きなビーム幅に起因して貧弱な角度分解能をもたらす。逆に、より大きなトランスデューサ開口が遠距離場でより小さいビーム幅を達成するのに対し、より長い焦点距離は、極端な歪みを引き起こす近接場領域内の標的領域の大部分を配置する。

【0078】

しかしながら、より詳細に後述するように、図1に示した処理部180は、あたかも所定の弧124に沿ってより大きな配列の素子群によって生成されたかのように、標的部位によって位置/方向データおよびエコーデータをフォーカスする超音波診断画像を生成するように構成されるのが好ましい。このように、一貫して高い角度分解能は、重要な近接場の歪みなしで標的領域全体にわたって達成される。

【0079】

図4は、図1の超音波画像診断装置の電氣的構成を示す模式図である。

【0080】

図4において、処理部180は、超音波プローブ110のケーブル112と接続するために、たとえばUSBインタフェースのようなインタフェース180aを含むように示される。

【0081】

超音波プローブ110の電子回路は、4つの機能的ブロック：超音波振動子122；送信部；エコーデータ取得部；および、位置/方向データ部に分割して考えることができる。超音波プローブ110の電子回路は、図2に示したヘッド120に収容されるのが好ましい。

10

20

30

40

50

【0082】

超音波振動子122は、単一の圧電変換素子、好ましくは、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）を含むのが好ましい。上述したように、単一の圧電変換素子は、超音波振動子122によって放射された超音波エネルギーが、標的部105cに対応する深度で通常遠距離場領域内にあるような小さい幅を有するのが好ましい。高解像超音波診断画像を取得するための合焦操作は、処理部180内のソフトウェアによって実行されるのが好ましい（下記参照）。

【0083】

送信部は、マイクロプロセッサ150、送信パルス発生器152、および分波回路154を含むのが好ましい。

10

【0084】

エコーデータ取得部は、マイクロプロセッサ150、分波回路154、低ノイズ増幅器156、バンドパスフィルタ158、および、アナログデジタル変換器160を含むのが好ましい。

【0085】

位置/方向データ部は、マイクロプロセッサ150およびロータリーエンコーダ170を含むのが好ましい。

【0086】

使用中に、超音波振動子122と面105の標的領域との間に音響インピーダンス整合層を作成するため、流体が面105の標的領域に適用されるのが好ましく、面105に關して実質的に筐体130を維持するため面105に接触するように筐体130を配置するのが好ましい。

20

【0087】

つぎに、ヘッド120は、好ましくは、マイクロプロセッサ150が、ロータリーエンコーダ170によって生成された、筐体130に対するヘッド120の回転角を示す信号に基づいて所定の弧124上の複数の所定の場所の各々で収集サイクルを開始する状態で、超音波振動子122が所定の弧124に沿って移動するように、筐体130に対して回転する。

【0088】

各収集サイクルの開始において、マイクロプロセッサ150は、送信パルス発生器152が電気パルスを分波回路154を介して超音波振動子122に送信するように制御するのが好ましい。この電気パルスにより、超音波振動子122は超音波エネルギーをその超音波放射面から1パルスで、たとえば、1マイクロ秒以下の期間で放射する。

30

【0089】

その後、超音波振動子122によって受信された反射超音波エネルギーを示すアナログ（電圧）信号が、圧電効果によって超音波振動子122で生成されるのが好ましい。このアナログ信号は、低ノイズ増幅器156によって好適に増幅される点で、分波回路154を通過するのが好ましい。

【0090】

つぎに、バンドパスフィルタ158は、帯域下限（たとえば3.6MHz）より下で、かつ、帯域上限値（たとえば、4.8MHz）より上のアナログ信号内の周波数を減衰させる一方、これらのしきい値間のアナログ信号の周波数を通過させるのが好ましい。

40

【0091】

帯域通過されたアナログ信号は、そのとき、帯域通過サンプリング技術を用いて、帯域通過されたアナログ信号のバンド幅の2倍よりも少ないサンプルレートで、アナログデジタル変換器160によって、デジタル信号に変換されるのが好ましい。マイクロプロセッサ150は、そのとき、当該デジタル信号に基づいて超音波振動子122によって受信された反射超音波エネルギーを示すエコーデータを生成する。

【0092】

ロータリーエンコーダ170は、たとえば、0.25度の角度分解能を持つ低コストの

50

光学式エンコーダといった光学式のエンコーダでもよい。ロータリーエンコーダ 170 は、筐体 130 に対するヘッド 120 の回転角を示す信号を生成してもよい。マイクロプロセッサ 150 は、この信号に基づいて、各収集サイクル中における面 105 の第 1 側 105a の超音波振動子 122 の位置および方向を示す位置 / 方向データを生成するように構成されてもよい。所定の弧 124 に沿った行程が完了すると、位置 / 方向データおよびエコーデータは、処理部 180 によって取得されるためにケーブル 122 を介して送信されるのが好ましい。処理部 180 は、そのとき、所定の弧 124 の完了で取得された位置 / 方向データおよびエコーデータから標的部位 105c の B モードの (2 次元) 超音波診断画像を形成するのが好ましい。標的領域内の特定の点についてエコーデータをコヒーレントにフォーカスするために、処理部 180 は、各振動子 122 の位置から所定の弧 124 に沿って発生した特定の点に高周波の音波を当てるために特定の点に対応するエコーデータをコヒーレントに和算してもよい。結果として、処理部 180 は、どの振動子位置が当該合計に含まれるべきか、最適な時間遅延および / または位相のずれを当該含まれるべきエコーデータの各々に適用し、それから、時間遅延および / または位相がずれたエコーデータの各々を合計するかを算出するのが好ましい。この処理は、標的領域全体を横断する複数の点について繰り返すのが好ましい。

10

【0093】

慣例で、“合成配列”技術は、(提案したデバイスに示すように)弧 124 よりもむしろ、直線軌道に沿って取得された信号を使用する。その結果、標準的な“合成配列”技術の変形は、フォーカスを達成するために要求される。超音波振動子 122 が所定の弧 124 に沿って移動する好ましい理由は、これにより、(画質のわずかな低下にもかかわらず)比較的小さい移動量でかつ広い視野で高周波の音波を当てることができるからである。

20

【0094】

好ましくは、超音波振動子 122 は繰り返し前後方向に移動し、処理部 180 は、標的部位 105c の複数の超音波診断画像を生成するのが好ましく、各超音波診断画像は、超音波振動子 122 の各行程から取得された位置 / 方向データおよびエコーデータから、所定の弧 124 に沿って生成され、好ましくは所定の弧 124 に沿った超音波振動子 122 の移動方向にかかわらず、生成される。

【0095】

このようにして、所定の弧に沿って超音波振動子 122 の前後方向への手動操作の移動により、超音波診断画像は、1 秒おきに生成することが可能であり、リアルタイムに近い標的領域の構造の観測が可能となる。

30

【0096】

一般論として、上記議論は、我々の提案の好適例の詳細としてみることができ、集積回路を有し、手動で走査される単一の超音波振動子のヘッドを含む低コストの超音波画像診断装置を提供してもよく、USB2 インタフェース以降のインタフェースを介して標準的なウィンドウズ(登録商標)PC に接続されてもよい。超音波振動子は、回転機構(たとえば、図 2 を参照)によって規定された所定の弧において肌の上を手動で掃引されるので、一連の送信された超音波パルスからのエコーデータは、パルスが送信された各位置についての角度登録データとともに PC に送信されるのが好ましい。完全な掃引が完了すると、PC アプリケーションは、そのとき、この信号データを凸の超音波アレイからくるものとみなし、超音波診断画像を生成するために高周波の音波が照射された標的領域内の各点からのエコーデータをコヒーレントにフォーカスする。図 5 は、図 1 の超音波画像診断装置によって生成された超音波画像と市販の超音波画像診断装置によって生成された超音波画像を比較する超音波画像の集合を示し、同じ映像標的デバイスに適用される。

40

【0097】

図 5 において、(i) が付与された超音波診断画像は、50,000 ~ 100,000 英ポンド(2012 年の価格)で販売されている市販の超音波画像診断装置によって生成され、(ii) が付与された超音波診断画像は、図 1 の超音波画像診断装置によって生成された。より具体的には、

50

図5(a)(i), (ii)は、室を示す頭の断面を示す。

図5(b)(i), (ii)は、顔および頭の側面を示す。

図5(c)(i), (ii)は、解像度/明暗差の映像(肝組織)を示す。

【0098】

図5で(ii)が付与された超音波診断画像は、ここで示したような原理で作られた超音波画像診断装置100は、市販の利用可能な超音波画像診断装置に含まれているほんの一部のコストがかかる構成要素を用いるにもかかわらず、使用可能な超音波診断画像を生成できることを示す。

【0099】

この明細書と請求の範囲で使用される場合、用語「含む(comprises)」および「含む(comprising)」、「含む(including)」ならびに、それらの変形は、特定の特徴、ステップまたは整数型が含まれることを意味する。当該用語は、他の特徴、ステップまたは整数型で存在する可能性を除外するように解釈されるべきではない。

10

【0100】

前述の説明、または後述の請求の範囲、または添付図面で開示され、これらの特定の製品で、または開示機能を実行するための手段、または開示結果を得るための方法あるいは処理に関して表現されえた特徴は、必要に応じて、別々に、またはそのような特徴の任意の組み合わせで、多様な製品において本発明を実現するために利用されてもよい。

【0101】

本発明は上述した例示的な実施形態に関して説明されたのに対し、多くの均等な変更および変形は、この開示が与えられた場合に当業者に明らかになるであろう。したがって、上記説明された本発明の例示的な実施形態は、例示であって制限的でないと考えられる。上述の実施形態の様々な変更は、本発明の範囲から逸脱することなく行ってもよい。

20

【0102】

上記で言及した全ての参考文献は、参照により本明細書に組み込まれる。

【 図 1 】

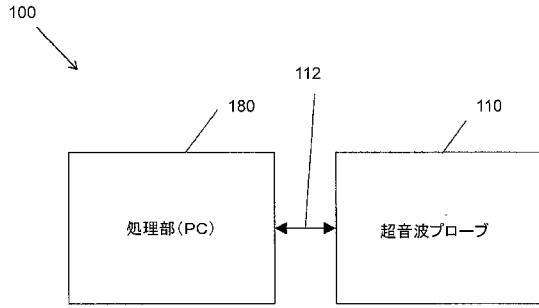


Figure 1

【 図 2 】

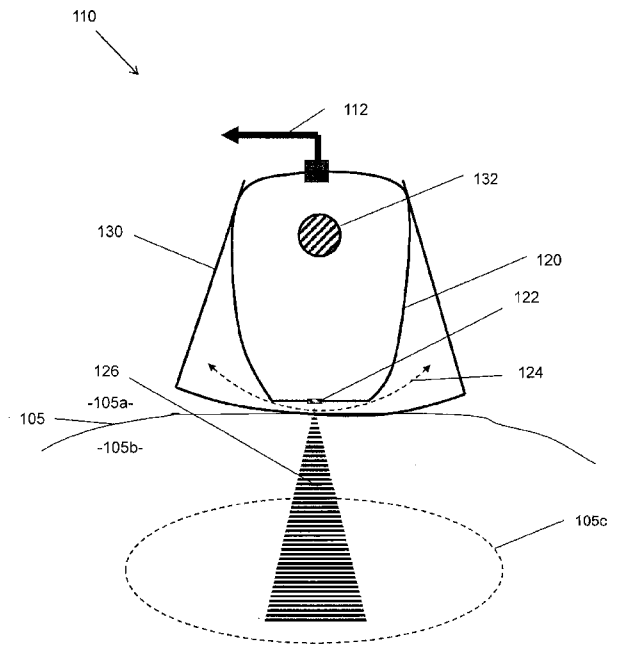
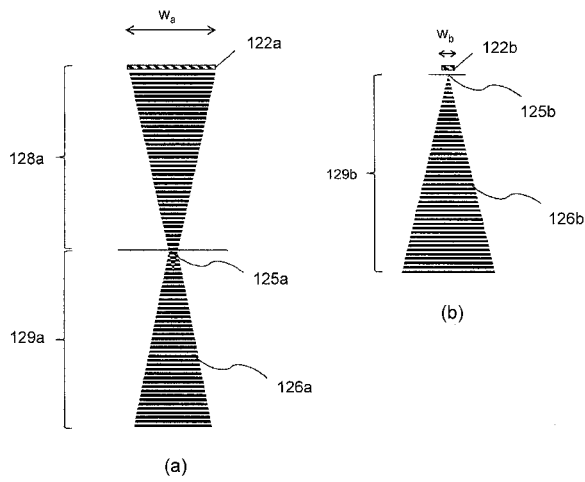
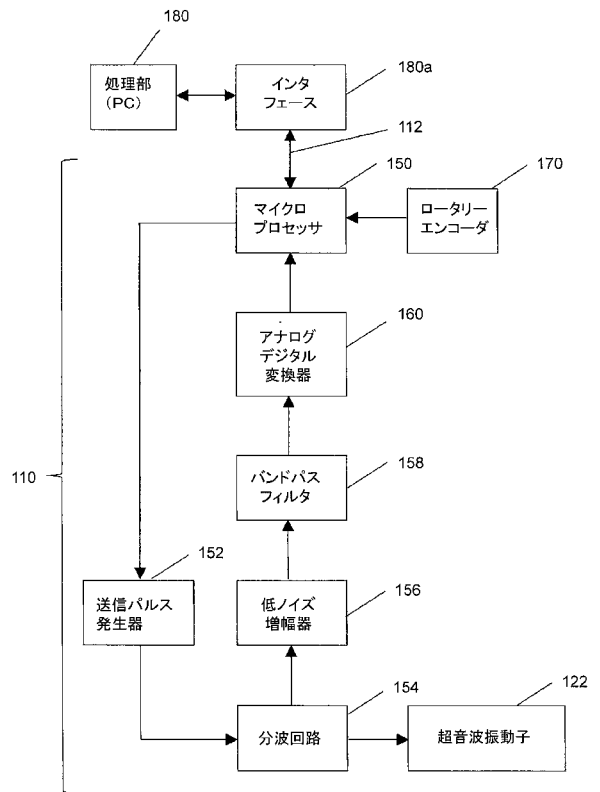


Figure 2

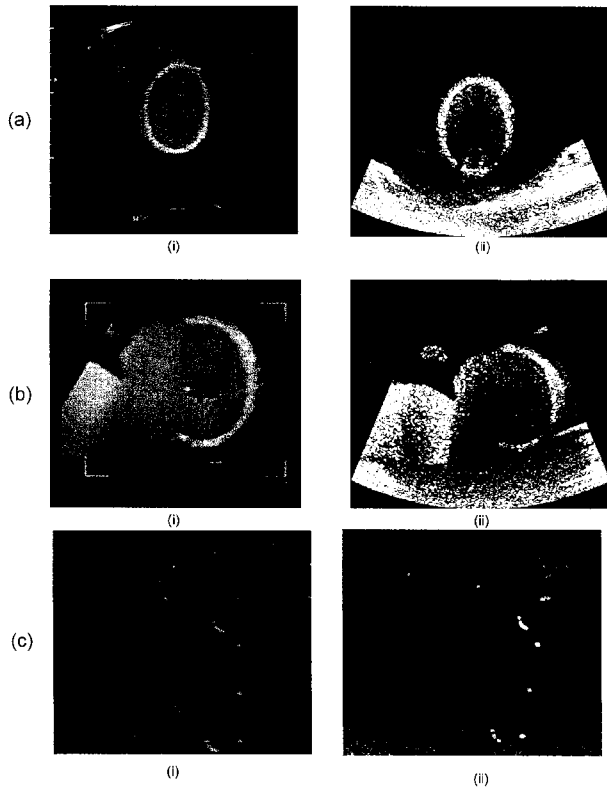
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



【 手続補正書 】

【 提出日 】平成27年11月13日(2015.11.13)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】全文

【 補正方法 】変更

【 補正の内容 】

【 特許請求の範囲 】

【 請求項 1 】

超音波画像診断装置であって、

固定長の焦点距離を有し、面の第1の側における複数の位置および/または方向の各々において、超音波エネルギーを前記第1の側の反対側の前記面の第2の側にある標的部位に放射し、当該標的部位からの反射超音波エネルギーを受信するという各収集サイクルを実行するように構成される単一の超音波振動子と、

前記各収集サイクル中に前記単一の超音波振動子によって受信された前記反射超音波エネルギーを示すエコーデータと、前記各収集サイクル中に前記面の前記第1の側にある前記単一の超音波振動子の位置および/または方向を示す位置/方向データと、を取得するように構成される処理部と、を含み、

前記処理部は、前記標的部位内に分布する複数の点で前記エコーデータをコヒーレントにフォーカスするために前記位置/方向データを前記エコーデータに適用することにより、前記標的部位の超音波診断画像を生成するように構成され、

前記処理部は、前記標的部位内に分布する複数の点の各点について、

(i) どの振動子位置/方向が前記各点に対応する総和を含むべきかを計算し、

(i i) 時間遅延および/または位相のずれを、前記総和に含まれるべき各振動子位置/方向に対応するエコーデータに適用し、

(i i i) 前記時間遅延および / または位相のずれが適用されたエコーデータを合計することにより、前記標的部位内に分布する前記複数の点で前記エコーデータをコヒーレントにフォーカスすることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波画像診断装置であって、
前記単一の超音波振動子は、焦点が合っていない超音波振動子であって、音響レンズが含まれていないことを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波画像診断装置であって、
前記焦点が合っていない超音波振動子が前記超音波エネルギーを放射する超音波放射面は、3 mm 以下の幅または 10 信号波長よりも小さい幅を有することを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の超音波画像診断装置であって、
前記単一の超音波振動子は、5 mm 以下の焦点距離を有することを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の超音波画像診断装置であって、
前記複数の点は、前記標的部位内の複数の深度で分布することを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の超音波画像診断装置であって、
前記超音波診断画像は、前記標的部位の 2 次元超音波診断画像であることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 ~ 6 のいずれか一つに記載の超音波画像診断装置であって、
前記単一の超音波振動子は、前記処理部から分離された超音波プローブに含まれることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の超音波画像診断装置であって、
前記超音波プローブは、
前記単一の超音波振動子が搭載されたヘッドと、
前記単一の超音波振動子が所定の経路に沿って移動可能となるように、前記ヘッドが移動可能に搭載された筐体と、
を含むことを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波画像診断装置であって、
前記超音波プローブは、ユーザの手によって、前記単一の超音波振動子が所定の経路に沿って前記筐体に対して移動可能となるように、前記ヘッドが前記筐体に移動可能に搭載された状態で、手動操作可能であることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 10】

請求項 8 または 9 に記載の超音波画像診断装置であって、
前記ヘッドおよび筐体は、前記ヘッドがユーザの第 2 の手によって前記筐体に対して移動する間、前記筐体が前記ユーザの第 1 の手で保持可能な大きさであることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 11】

請求項 8 ~ 10 のいずれか一つに記載の超音波画像診断装置であって、
前記ヘッドは、前記単一の超音波振動子が所定の湾曲した経路に沿って前記筐体に対して移動可能となるように、前記筐体に回転可能に搭載されることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 1 2】

請求項 1 1 に記載の超音波画像診断装置であって、
前記所定の湾曲した経路は、前記面に対して凸であることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 1 3】

請求項 8 ~ 1 2 のいずれか一つに記載の超音波画像診断装置であって、
収集サイクル群が前記単一の超音波振動子によって実行される前記複数の位置および / または方向は、前記所定の経路における複数の所定の場所に対応し、
前記単一の超音波振動子は、前記筐体に対する前記ヘッドの位置および / または方向を示す信号に基づいて、前記所定の経路における前記所定の場所の各々で、前記収集サイクルを実行するように構成されることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 1 4】

請求項 1 3 に記載の超音波画像診断装置であって、
前記所定の経路における前記所定の場所の間の相加平均距離は、前記単一の超音波振動子の超音波放射面の幅の半分以下であることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 1 5】

請求項 8 ~ 1 4 のいずれか一つに記載の超音波画像診断装置であって、
前記エコーデータは、前記所定の経路に沿った前記単一の超音波振動子の複数の行程から取得され、
前記処理部は、前記標的部位の複数の超音波診断画像を生成するように構成され、
前記各超音波診断画像は、前記所定の経路に沿った前記単一の超音波振動子のそれぞれの行程ごとに取得された位置 / 方向データおよびエコーデータから生成されることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 1 6】

請求項 1 5 に記載の超音波画像診断装置であって、
前記エコーデータは、前記所定の経路に沿った前記単一の超音波振動子の複数の行程から取得され、
前記処理部は、前記所定の経路に沿った前記単一の超音波振動子の移動方向にかかわらず、前記所定の経路に沿った前記超音波振動子の各行程から取得された位置 / 方向データおよびエコーデータから各超音波診断画像を生成するように構成されることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 1 7】

請求項 1 ~ 1 6 のいずれか一つに記載の超音波画像診断装置であって、
前記単一の超音波振動子は、超音波プローブに含まれ、前記超音波プローブは、各収集サイクル中に前記面の前記第 1 の側における前記単一の超音波振動子の前記位置および / または方向を示す前記位置 / 方向データを生成するように構成される位置 / 方向データ部を含むことを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 1 8】

請求項 1 7 に記載の超音波画像診断装置であって、
前記超音波プローブは、
前記単一の超音波振動子が搭載されたヘッドと、
前記単一の超音波振動子が所定の経路に沿って移動可能となるように、前記ヘッドが移動可能に搭載された筐体と、を有し、
前記位置 / 方向データ部は、
前記筐体に対する前記ヘッドの位置および / または方向を示す信号を生成する位置および / または方向判定部と、
前記筐体に対する前記ヘッドの位置および / または方向を示す信号に基づいて前記位置 / 方向データを生成するように構成される処理手段と、
を含むことを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 1 9】

請求項 1 ~ 18 のいずれか一つに記載の超音波画像診断装置であって、

前記単一の超音波振動子は、超音波プローブに含まれ、前記超音波プローブは、各収集サイクル中に前記単一の超音波振動子によって受信された反射超音波エネルギーを示す前記エコーデータを生成するように構成されるエコーデータ取得部を含むことを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 20】

請求項 19 に記載の超音波画像診断装置であって、

前記エコーデータ取得部は、

各収集サイクル中に前記単一の超音波振動子によって受信された反射超音波エネルギーを示すアナログ信号を、各収集サイクル中に前記単一の超音波振動子によって受信された反射超音波エネルギーを示すデジタル信号に変換するように構成されるアナログデジタル変換器と、

前記アナログ信号が前記アナログデジタル変換器に到達する前に、前記アナログ信号の特定の周波数成分を通過させるバンドパスフィルタと、を含み、

前記アナログデジタル変換器は、帯域通過サンプリング技術を用いて、前記バンドパスフィルタで通過されたアナログ信号を、前記バンドパスフィルタで通過されたアナログ信号のバンド幅の 2 倍よりも小さいサンプルレートで前記デジタル信号に変換するように構成されることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 21】

超音波診断画像を生成する方法であって、

面の第 1 の側における複数の位置および / または方向の各々で、前記第 1 の側の反対側の前記面の第 2 の側における標的部に、固定長の焦点距離を有する単一の超音波振動子が超音波エネルギーを送信し、前記標的部からの反射超音波エネルギーを受信するという各収集サイクルを実行し、

各収集サイクル中に前記単一の超音波振動子によって受信された反射超音波エネルギーを示すエコーデータと、各収集サイクル中での前記面の前記第 1 の側における前記単一の超音波振動子の位置およびまたは方向を示す位置 / 方向データと、を取得し、

前記標的部内に分布する複数の点で前記エコーデータをコヒーレントにフォーカスするために、前記位置 / 方向データを前記エコーデータに適用することによって前記標的部の超音波診断画像を生成し、

前記標的部内に分布する複数の点の各点について前記エコーデータをコヒーレントにフォーカスすることは、前記標的部内に分布する前記複数の点の各点について、

(i) どの振動子位置 / 方向が前記各点に対応する総和を含むべきかを計算し、

(i i) 時間遅延および / または位相のずれを、前記総和に含まれるべき各振動子位置 / 方向に対応するエコーデータに適用し、

(i i i) 前記時間遅延および / または位相のずれが適用されたエコーデータを合計することを含むことを特徴とする方法。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/GB2014/050718

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
INV. A61B8/13	A61B8/14 A61B8/00	
ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2012/046548 A1 (HAO XIAOHUI [US] ET AL) 23 February 2012 (2012-02-23) paragraphs [0001] - [0002], [0004], [0020] - [0022], [0033] - [0043], [0066]; claims; figures -----	1,3-8, 23,24 2
Y		
X	US 6 120 452 A (BARTHE PETER G [US] ET AL) 19 September 2000 (2000-09-19) column 1, lines 10-25; claims; figures column 2, line 10 - column 6, line 58 -----	1,23
X	EP 2 422 708 A1 (GEN ELECTRIC [US]) 29 February 2012 (2012-02-29) paragraphs [0001] - [0007], [0013] - [0015]; claims; figures ----- -/--	1,23
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.
* Special categories of cited documents :		
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date		"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)		"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		"&" document member of the same patent family
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 19 May 2014		Date of mailing of the international search report 18/07/2014
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Mundakapadam, S

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/GB2014/050718

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2010/324418 A1 (EL-AKLOUK ESSA [AU] ET AL) 23 December 2010 (2010-12-23) paragraphs [0001] - [0002], [0015] - [0018], [0043] - [0056]; claims; figures -----	1,23
A	US 2002/138004 A1 (DICKEY FRED M [US] ET AL) 26 September 2002 (2002-09-26) paragraphs [0002] - [0003], [0011] - [0016], [0022] - [0023], [0051]; claims; figures -----	1-8,23, 24
Y	IHOR TROTS ET AL: "Multi-Element Synthetic Transmit Aperture in Medical Ultrasound Imaging", ARCHIVES OF ACOUSTICS, vol. 35, no. 4, 1 January 2010 (2010-01-01), XP055118002, ISSN: 0137-5075, DOI: 10.2478/v10168-010-0052-y the whole document -----	2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/GB2014/050718

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2012046548	A1	23-02-2012	NONE

US 6120452	A	19-09-2000	US 6036646 A 14-03-2000
			US 6120452 A 19-09-2000
			US 6213948 B1 10-04-2001

EP 2422708	A1	29-02-2012	CA 2749465 A1 29-02-2012
			EP 2422708 A1 29-02-2012
			JP 2012050824 A 15-03-2012
			US 2012053468 A1 01-03-2012

US 2010324418	A1	23-12-2010	AU 2010265832 A1 19-01-2012
			CN 102458258 A 16-05-2012
			EP 2421441 A1 29-02-2012
			EP 2426509 A2 07-03-2012
			JP 2012530559 A 06-12-2012
			KR 20120112360 A 11-10-2012
			US 2010324418 A1 23-12-2010
			US 2010324423 A1 23-12-2010
			WO 2010148428 A1 29-12-2010

US 2002138004	A1	26-09-2002	NONE

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/GB2014/050718**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.

3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

1-8, 23, 24

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/ GB2014/ 050718

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-8, 23, 24

directed to an ultrasound imaging apparatus and
corresponding method for producing an ultrasound image of a
target region

2. claims: 9-22

directed to features of an ultrasound probe of the
ultrasound imaging apparatus.

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 グレハム デイヴィッド ジェイムズ
イギリス, ノーサンバーランド エヌイー 2 3 3 ワイティアー, クラムリントン, ノースバーンデ
イル, チードル アヴェニュー 1 6
Fターム(参考) 4C601 BB15 DD09 EE14 GA21 HH29 HH38

专利名称(译)	超声图像诊断设备和产生超声诊断图像的方法		
公开(公告)号	JP2016509925A	公开(公告)日	2016-04-04
申请号	JP2015562303	申请日	2014-03-11
申请(专利权)人(译)	纽卡斯尔泰恩大学		
[标]发明人	ニーシャムジェフレイアレン グレハムデイヴィッドジェイムズ		
发明人	ニーシャム ジェフレイ アレン グレハム デイヴィッド ジェイムズ		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B5/725 A61B8/14 A61B8/42 A61B8/4209 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/4411 A61B8/4461 A61B8/4483		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB15 4C601/DD09 4C601/EE14 4C601/GA21 4C601/HH29 4C601/HH38		
优先权	2013004498 2013-03-13 GB		
外部链接	Espacenet		

摘要(译) 要解决的问题：使用低成本零件生成有效质量的超声诊断图像。解决方案：为了在每个收集周期期间在分布在目标区域中的多个点处相干地聚焦指示由超声换能器接收的反射超声能量的回波数据，在每个收集周期期间在面部的第一侧上进行超声波振动处理单元，被配置为通过将指示儿童的位置和/或取向的位置/取向数据应用于回声数据来生成目标部位的超声诊断图像。	(21) 出願番号 特願2015-562303 (P2015-562303) (86) (22) 出願日 平成26年3月11日 (2014. 3. 11) (85) 翻訳文提出日 平成27年11月4日 (2015. 11. 4) (86) 国際出願番号 PCT/GB2014/050718 (87) 国際公開番号 WO2014/140557 (87) 国際公開日 平成26年9月18日 (2014. 9. 18) (31) 優先権主張番号 1304498.7 (32) 優先日 平成25年3月13日 (2013. 3. 13) (33) 優先権主張国 英国 (GB)	(71) 出願人 515253692 ヌニバーシティ オブ ニューキャッスル アボン タイン イギリス, タイン アンド ウェア エヌ イー1 7アールユー, ニューキャッスル アボン タイン, キングスゲート (74) 代理人 110001678 特許業務法人藤井特許事務所 (72) 発明者 ニーシャム ジェフレイ アレン イギリス, タイン アンド ウェア エヌ イー27 Oユーゼット, ニューキャッスル アボン タイン, ホーリーストーン, セント キャスパーツ ウェイ 42
	最終頁に続く	