

(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2012-5651
(P2012-5651A)

(43) 公開日 平成24年1月12日(2012.1.12)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F1
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2010-144102 (P2010-144102)
(22) 出願日 平成22年6月24日 (2010.6.24)

(71) 出願人 390029791
日立アロカメディカル株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(74) 代理人 100075258
弁理士 吉田 研二
(74) 代理人 100096976
弁理士 石田 純
(72) 発明者 酒井 亮一
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
カ株式会社内
(72) 発明者 本川 勝史
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
カ株式会社内

最終頁に続く

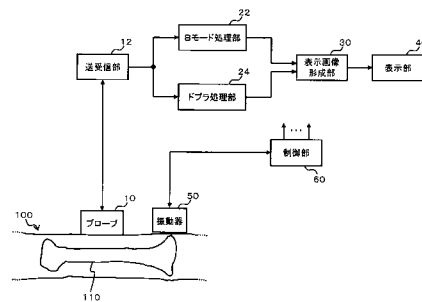
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】対象組織を視覚的に明示するための新しい画像形成技術を提供する。

【解決手段】Bモード処理部22は、複数の超音波ビームに対応した複数のエコー信号に基づいて骨110を含んだBモード画像の画像データを形成する。ドブラ処理部24は、複数の超音波ビームに対応した複数のエコー信号からドブラ情報を抽出する。振動器50から骨110に対して振動が加えられ、骨110が振動することにより、骨110から得られるエコー信号内にドブラシフトが発生する。ドブラ処理部24は、エコー信号に含まれるドブラシフトを検出する。これにより、Bモード画像に対応した断層面内で骨110の振動が検出され、Bモード画像内のどの位置で振動が生じているのかが確認される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

振動を加えられた対象組織を含む被検体に対して超音波を送受するプローブと、
プローブを送受信制御することにより被検体内から受信信号を得る送受信部と、
受信信号に基づいて被検体内の超音波画像を形成する画像形成部と、
受信信号から得られるドプラ情報に基づいて前記振動を検出する振動検出部と、
前記超音波画像内において前記振動が検出された画像部分を視覚的に明示する表示処理
を施す表示処理部と、
を有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
前記プローブは、振動を加えられた骨を含む被検体に対して超音波を送受し、
前記表示処理部は、前記表示処理により骨を視覚的に明示した診断画像を形成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、
疾患部を介して連なる二つの骨片を含む前記骨の一方の骨片に対して振動が加えられ、
前記表示処理部は、振動を加えられた一方の骨片を視覚的に明示しつつ疾患部を介して
他方の骨片へ振動が伝わる様子を示した前記診断画像を形成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 4】

請求項 2 または 3 に記載の超音波診断装置において、
被検体内の骨と当該被検体内に挿入される器具に対して振動を加える振動発生部をさら
に有し、
前記表示処理部は、振動を加えられた骨と器具を視覚的に明示した前記診断画像を形成
する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、
前記振動発生部は、骨と器具に対して時間をずらして別々に振動を加え、
前記表示処理部は、骨と器具を互いに区別して明示した前記診断画像を形成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置の画像形成技術に関する。

【背景技術】**【0002】**

例えば骨折部の癒合状態を評価するために、骨の力学的特性の簡便かつ定量的な測定が
望まれている。従来から、骨折部の癒合状態の評価には X 線写真が広く用いられている。
しかし、X 線写真では患部で成長中の仮骨を明瞭に撮影できないため、癒合状態を定量的
に診断することが困難である。なお、骨の力学的特性の測定は、骨折を伴う骨に限らず、
健常骨に対して行われてもよい。例えば、健常骨の骨強度などを測定して骨粗鬆症などの
診断に利用してもよい。

40

【0003】

X 線写真を利用せず骨の力学的特性を定量評価する手法として、創外固定器に歪みゲー
ジを装着してその固定器の歪みを計測する歪みゲージ法、骨に外部から振動を加え固有振
動数を評価する振動波法、降伏応力を生じた骨から発生する音波を検出するアコースティ
ックエミッション法などが挙げられる。しかし、これらの手法には、適応できる治療法に

50

制限があること、骨に侵襲を加える必要があること、及び、定量評価の指標の精度が不十分であること、といった問題が残されている。

【0004】

こうした背景において、骨に侵襲を加えない測定を実現するために、超音波を利用して骨患部の治癒状態を計測する装置が提案されている。例えば、特許文献1には、骨に対して超音波を送受波することにより、骨折部を挟んだ二つの骨片の間の角度を計測し、その角度に基づいて骨の力学的特性を反映させた特性情報を生成する旨の技術が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0005】

【特許文献1】特開2005-152079号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本願の発明者らは、特許文献1に記載された画期的な技術をさらに改良した新しい画像形成技術について研究開発を重ねてきた。特に、例えば骨などの対象組織の診断に適した画像形成技術に注目した。

【0007】

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、対象組織を視覚的に明示するための新しい画像形成技術を提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、振動を加えられた対象組織を含む被検体に対して超音波を送受するプローブと、プローブを送受信制御することにより被検体内から受信信号を得る送受信部と、受信信号に基づいて被検体内の超音波画像を形成する画像形成部と、受信信号から得られるドプラ情報に基づいて前記振動を検出する振動検出部と、前記超音波画像内において前記振動が検出された画像部分を視覚的に明示する表示処理を施す表示処理部と、を有することを特徴とする。

【0009】

望ましい具体例において、前記プローブは、振動を加えられた骨を含む被検体に対して超音波を送受し、前記表示処理部は、前記表示処理により骨を視覚的に明示した診断画像を形成する、ことを特徴とする。

30

【0010】

望ましい具体例において、疾患部を介して連なる二つの骨片を含む前記骨の一方の骨片に対して振動を加えられ、前記表示処理部は、振動を加えられた一方の骨片を視覚的に明示しつつ疾患部を介して他方の骨片へ振動が伝わる様子を示した前記診断画像を形成することを特徴とする。

【0011】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、検体内の骨と当該被検体内に挿入される器具に対して振動を加える振動発生部をさらに有し、前記表示処理部は、振動を加えられた骨と器具を視覚的に明示した前記診断画像を形成する、ことを特徴とする。

40

【0012】

望ましい具体例において、前記振動発生部は、骨と器具に対して時間をずらして別々に振動を加え、前記表示処理部は、骨と器具を互いに区別して明示した前記診断画像を形成する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0013】

本発明により、対象組織を視覚的に明示するための新しい画像形成技術が提供される。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 1 4 】

【 図 1 】 本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。

【 図 2 】 図 1 の超音波診断装置を利用した好適な診断例を示す図である。

【 図 3 】 図 2 の診断例により得られる診断画像を示す図である。

【 図 4 】 図 1 の超音波診断装置を利用した他の好適な診断例を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 5 】

以下に本発明の好適な実施形態を説明する。

【 0 0 1 6 】

図 1 は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。プローブ 10 は、例えば被検者 100 の体表に当接して用いられる超音波探触子である。プローブ 10 は、被検者 100 の体内の骨 110 に向けて超音波ビームを形成し、その超音波ビームを走査する。プローブ 10 としては、例えば、二次元平面内で超音波ビームをリニア走査するリニアプローブが好適であるため、以下においてはリニアプローブを利用した形態について説明する。なお、プローブ 10 として、コンベックスプローブや、三次元空間内で超音波ビームを立体的に走査する三次元プローブが利用されてもよい。

10

【 0 0 1 7 】

送受信部 12 は、プローブ 10 を制御して、断層面内において超音波ビームを電子走査する。例えば、プローブ 10 がリニア走査を行い、120 本程度の超音波ビームが次々に電子走査され、各超音波ビームごとにエコー信号が取得される。取得された複数のエコー信号は、Bモード処理部 22 とドブラ処理部 24 に出力される。

20

【 0 0 1 8 】

Bモード処理部 22 は、複数の超音波ビームに対応した複数のエコー信号に基づいて、骨 110 を含んだ Bモード画像（断層画像）の画像データを形成する。一方、ドブラ処理部 24 は、複数の超音波ビームに対応した複数のエコー信号からドブラ情報を抽出する。

本実施形態においては、振動器 50 から骨 110 に対して振動が加えられ、骨 110 が振動することにより、骨 110 から得られるエコー信号内にドブラシフトが発生する。ドブラ処理部 24 は、エコー信号に含まれるドブラシフトを検出する。これにより、Bモード画像に対応した断層面内で骨 110 の振動が検出され、Bモード画像内のどの位置で振動が生じているのかが確認される。

30

【 0 0 1 9 】

表示画像形成部 30 は、Bモード処理部 22 から得られる Bモード画像内で、ドブラ処理部 24 により振動が検出された画像部分を視覚的に明示する表示処理を施し、骨 110 の診断画像を形成する。表示画像形成部 30 は、例えば振動が検出された画像部分のみに色づけ処理を施すことにより、その画像部分を視覚的に明示する。

【 0 0 2 0 】

なお、ドブラ情報が検出された画像部分に色づけ処理を行う場合には、公知のカラー Doppler 法の技術や、例えば特許文献（特開 2006 - 198075 公報）に記載されたカラーフローマッピング画像の形成技術（FLOW または eFLOW と呼ばれる場合もある）などを利用してよい。もちろん、色づけ処理に代えて、その画像部分に模様などが付されてもよいし、表示画像形成部 30 により形成された診断画像は、モニタなどの表示部 40 に表示される。

40

【 0 0 2 1 】

振動器 50 は、制御部 60 による制御に応じて、被検者 100 の骨 110 に対して振動を加える。振動器 50 としては、例えば、骨伝導デバイスなどが好適であり、数 kHz 程度の振動数の振動を発生させ、被検者 100 の体表から骨 110 に対して振動を加える。なお、制御部 60 は、振動器 50 を制御するとともに、図 1 の超音波診断装置内の各部を集中的に制御する。

【 0 0 2 2 】

図 2 は、図 1 の超音波診断装置を利用した好適な診断例を示す図である。図 2 に示す被

50

検者100の体内の骨110には、疾患部110fがあり、その疾患部110fを挟むように、骨片110aと骨片110bが連なっている。疾患部110fは、例えば骨折部分や骨折後に癒合が進んだ部分などである。プローブ10は、超音波の送受波領域Sが疾患部110fを含むように配置される。

【0023】

振動器50は、被検者100の体表を介して骨片110bに接するように配置される。振動器50は、被検者100の体表と骨110とが近接している部分に配置されることが望ましい。例えば、骨110が前腕骨であれば、尺骨または橈骨の茎状突起や肘の部分などに振動器50が配置される。また、骨110が上腕骨であれば、肘または肩の部分などに振動器50が配置される。なお、振動器50の位置や振動の態様については、医師などの専門家による指導の下で慎重に決定されるべきことは言うまでもない。

10

【0024】

図2に示す診断例では、例えば、振動を加えられた骨片110bを視覚的に明示しつつさらに疾患部110fを介して他方の骨片110aへ振動が伝わる様子を示した診断画像が形成される。

【0025】

図3は、図2の診断例により得られる診断画像200を示す図である。図3に示す診断画像200には、骨片110aと骨片110bと疾患部110fの画像が含まれている。

【0026】

図2に示した診断例では、振動器50から骨片110bに対して直接的に振動が加えられている。そして、図1を利用して説明したように、ドプラ処理部24において、エコー信号に含まれるドプラシフトに基づいて振動が検出される。例えば、所定の閾値を超えるドプラシフト量が得られた場合に、そのドプラシフトが振動器50からの振動によるものであると判断される。さらに、Bモード処理部22から得られるBモード画像内で、振動が検出された画像部分に表示処理が施される。

20

【0027】

その表示処理の結果、図3に示す表示態様210が形成される。表示態様210は、振動が検出された画像部分を明示する表示処理の結果であり、例えば、色づけ処理や模様付け処理により表示態様210が実現される。なお、表示態様210の画像部分に代えて、表示態様210以外の画像部分に色づけ処理や模様付け処理をすることにより、表示態様210の画像部分を明示するようにしてもよい。

30

【0028】

図2に示した診断例では、振動器50から骨片110bに対して振動が加えられて骨片110bが振動するため、図3に示す診断画像200では、振動に対応した表示態様210が骨片110bの部分に比較的広く生じている。但し、振動器50から直接的に振動が加えられていない骨片110aにも、疾患部110fを介して、骨片110bから振動が伝えられる場合もある。そのため、図3に示す診断画像200では、振動に対応した表示態様210が骨片110aの部分にも生じている。

【0029】

疾患部110fが例えば骨折直後の骨折箇所であり、骨片110aと骨片110bが互いに離れている場合には、骨片110bから骨片110aに伝わる振動が全く無いか又は比較的小さくなる。この場合には、骨片110aの部分に表示態様210が全く発生しないか又は発生しても比較的小さい部分となる。一方、例えば骨折時から時間が経過し、疾患部110fにおける骨の癒合が進行すると、骨片110bから骨片110aに振動が伝わりやすくなり、骨片110aの部分に表示態様210が比較的大きく生じることが予想される。つまり、骨片110aの部分に生じる表示態様210の広がりから、疾患部110fにおける癒合の進行状態を診断することなどが可能になる。

40

【0030】

もちろん、疾患部110fが骨折部の場合に限らず、例えば骨粗鬆症などの場合においても、表示態様210の広がり方や分布の形状などから、疾患部110fの症状を確認で

50

きることが期待される。

【0031】

図4は、図1の超音波診断装置を利用した他の好適な診断例を示す図である。図2に示した診断例と同様に、図4に示す診断例においても、被検者100の体内の骨110には疾患部110fがあり、その疾患部110fを挟むように、骨片110aと骨片110bが連なっている。疾患部110fは、例えば骨折部分などである。そして、図4に示す診断例では、被検体100内に髄内釘150が挿入されている。髄内釘150は、骨折した骨110内に挿入されて骨折の回復を支援する治療器具である。

【0032】

また、図4では、振動器50が複数の箇所に配置されている。つまり、被検者100の体表を介して、骨片110bに接するように振動器50bが配置され、骨片110aに接するように振動器50aが配置されている。さらに、髄内釘150に接するように振動器50cが配置される。振動器50cは、例えば、髄内釘150の被検体100から露出した部分に接触させる。なお、振動器50a, 50b, 50cの位置や振動の態様は、医師などの専門家による指導の下において極めて慎重に決定される。

10

【0033】

図4に示す診断例では、振動を加えられた骨片110aと骨片110bを視覚的に明示しつつ、さらに、振動を加えられた髄内釘150を視覚的に明示した診断画像が形成される。例えば、図1の制御部60が、振動器50a, 50b, 50cに対して、互いに時間をずらして振動を発生させ、これにより、骨片110aと骨片110bと髄内釘150に対して時間をずらして、つまり時間分割で別々に振動が加えられる。

20

【0034】

そして、図1を利用して説明したように、ドブラ処理部24において、エコー信号に含まれるドブラシフトに基づいて振動が検出される。例えば、所定の閾値を超えるドブラシフト量が得られた場合に、そのドブラシフトが振動器50a, 50b, 50cからの振動によるものであると判断される。さらに、Bモード処理部22から得られるBモード画像内で、振動が検出された画像部分に表示処理が施される。

【0035】

これにより、例えば、振動器50aの振動期間に対応した画像期間内で骨片110aが明示され、振動器50bの振動期間に対応した画像期間内で骨片110bが明示され、振動器50cの振動期間に対応した画像期間内で髄内釘150が明示される。例えば、医師などがこれらの画像を観察することにより、骨片110aと骨片110bと髄内釘150の位置関係を確認しつつ、髄内釘150を骨片110aと骨片110bに挿入していくことなどが可能になる。

30

【0036】

なお、振動器50a, 50b, 50cの各々の振動に対応した画像部分に対して、互いに異なる色づけ処理や模様付け処理を施し、これらの画像部分を一度に表示させた診断画像が形成されてもよい。

【0037】

また、図4に示す診断例においては、注目したい箇所にプローブ10(図1)が配置される。もちろん、骨片110aと骨片110bと髄内釘150を全て含んだ断層画像が形成されるように、走査範囲の広いプローブ10が利用されてもよい。

40

【0038】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

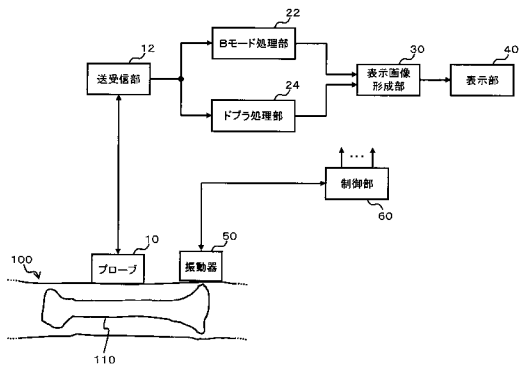
【符号の説明】

【0039】

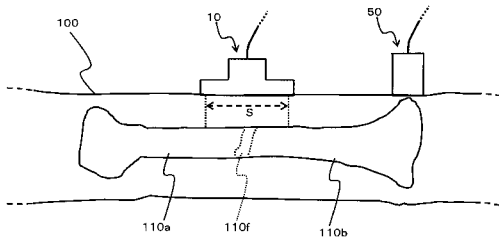
10 プローブ、12 送受信部、22 Bモード処理部、24 ドブラ処理部、30 表示画像形成部、50 振動器。

50

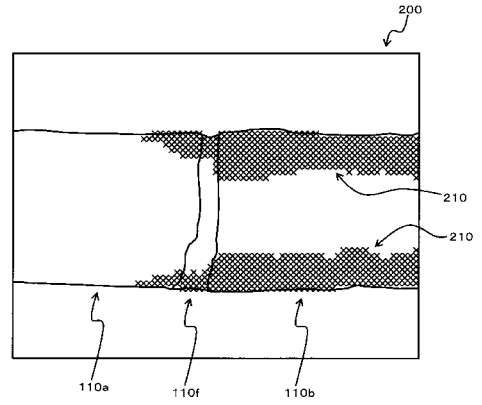
【 図 1 】



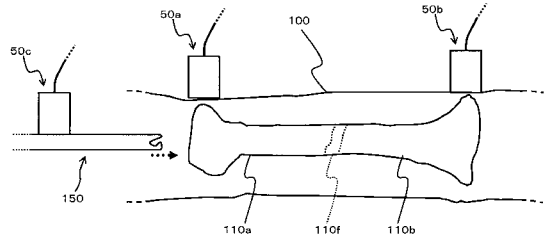
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

(72)発明者 大江 一太

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 DD10 DE03 EE30 JC06 JC13 KK02 KK12

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2012005651A	公开(公告)日	2012-01-12
申请号	JP2010144102	申请日	2010-06-24
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	酒井亮一 本川勝史 大江一太		
发明人	酒井 亮一 本川 勝史 大江 一太		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD10 4C601/DE03 4C601/EE30 4C601/JC06 4C601/JC13 4C601/KK02 4C601/KK12		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP5558932B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题提供用于在视觉上指示目标组织的新图像形成技术。B模式处理单元22基于对应于多个超声波束的多个回波信号形成包括骨骼110的B模式图像的图像数据。多普勒处理单元24从与多个超声波束相对应的多个回波信号中提取多普勒信息。振动从振动器50施加到骨110，并且骨110的振动引起从骨110获得的回波信号的多普勒频移。多普勒处理单元24检测包括在回声信号中的多普勒频移。结果，在对应于B模式图像的截面中检测骨110的振动，并且确认在B模式图像中的哪个位置处发生振动。点域1

