

(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2009-183453

(P2009-183453A)

(43) 公開日 平成21年8月20日(2009.8.20)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/06 (2006.01)F I  
A61B 8/06テーマコード (参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2008-26363 (P2008-26363)  
(22) 出願日 平成20年2月6日(2008.2.6)(71) 出願人 503369495  
帝人ファーマ株式会社  
東京都千代田区霞が関三丁目2番1号  
(74) 代理人 100099678  
弁理士 三原 秀子  
(72) 発明者 鎌田 奈緒子  
東京都日野市旭が丘4丁目3番2号 帝人  
ファーマ株式会社東京研究センター内  
(72) 発明者 藤田 顕久  
東京都千代田区霞が関3丁目2番1号 帝  
人ファーマ株式会社内  
(72) 発明者 花岡 泰樹  
東京都日野市旭が丘4丁目3番2号 帝人  
ファーマ株式会社東京研究センター内

最終頁に続く

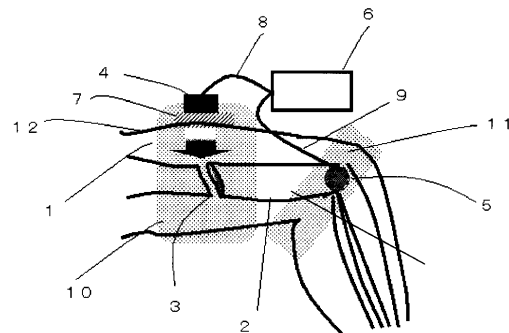
(54) 【発明の名称】 超音波伝搬速度を利用した超音波検査装置又は超音波照射位置検査方法

## (57) 【要約】

【課題】本発明は、超音波が正しく骨折部位に照射されていることを確認できる超音波検査装置を提供する。

【解決手段】本発明は、骨折部位付近の体表に設置され、骨折部位に対して超音波を照射する発信用トランスデューサ、及び該骨折部位を有する骨付近の体表に設置され、骨を伝搬する超音波を受信する受信トランスデューサを備え、前記発信用トランスデューサから骨折部位に超音波が照射されていることを受信トランスデューサの特定の組織を伝搬した受信信号により確認する判定手段を備えた超音波検査装置である。

【選択図】図2



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波を発信する発信用トランスデューサ、超音波を受信する受信用トランスデューサ、及び超音波照射対象骨の目的とする位置に発信用トランスデューサが超音波を照射しているかを判別する判別手段を有し、

前記判別手段は、目的とする位置に超音波を照射したときの、前記発信用トランスデューサから超音波照射対象骨の皮質骨を経由して前記受信用トランスデューサに到達するまでの超音波の長軸方向の皮質骨を経由した伝搬距離に基づく伝搬予想時間を基準値とし、前記基準値と、前記発信用トランスデューサの発信による前記受信用トランスデューサの受信時間が一致するか否かを判断し、前記基準値と前記受信時間が一致する場合には、目的とする位置に前記発信用トランスデューサが超音波を照射していると判別し、

前記発信用トランスデューサと前記受信用トランスデューサ間は、前記発信用トランスデューサから発信した超音波が、照射対象骨の皮質骨を経由して前記受信用トランスデューサに到達するまでの伝搬予想時間と、軟部組織のみを伝搬して前記受信用トランスデューサに到達するまでの最短伝搬予想時間とに差が出る距離に設置されていることを特徴とする超音波検査装置。

## 【請求項 2】

前記判別手段は、前記基準値を判別条件決定手段から取得し、

前記判別条件決定手段は、前記発信用トランスデューサ及び前記受信用トランスデューサの距離情報、並びに前記発信用トランスデューサ及び前記受信用トランスデューサの各設置位置の情報に基づいて、前記発信用トランスデューサから発信した超音波が超音波照射対象骨の皮質骨を経由して前記受信用トランスデューサに到達するまでの超音波伝搬予想時間を算出して、前記基準値を決定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波検査装置。

## 【請求項 3】

前記判別決定手段は、前記発信用トランスデューサと前記受信用トランスデューサの距離及び設置部位を入力する距離情報及び設置部位入力手段によって、前記発信用トランスデューサ及び前記受信用トランスデューサの距離情報、並びに前記発信用トランスデューサ及び前記受信用トランスデューサの各設置位置の情報を取得することを特徴とする、請求項 2 に記載の超音波検査装置。

## 【請求項 4】

前記判別決定手段は、前記発信用トランスデューサ及び前記受信用トランスデューサに各々設置されたトランスデューサ間の距離を測定する距離測定手段によって測定された距離情報を取得する距離情報取得手段から、前記発信用トランスデューサ及び前記受信用トランスデューサの距離情報を、設置部位を入力する設置部位入力手段から、前記発信用トランスデューサ及び前記受信用トランスデューサの各設置位置の情報を取得することを特徴とする、請求項 2 に記載の超音波検査装置。

## 【請求項 5】

前記判別条件決定手段は、前記基準値を、式

$$t_1 = Y / v_2 + X / v_1$$

[ Y は、軟部組織における発信用トランスデューサから照射対象骨までの最短距離及び受信用トランスデューサから照射対象骨までの最短距離の和； v<sub>2</sub> は軟部組織の伝搬速度； X は皮質骨の伝搬距離、軟部組織のみの最短伝搬距離、又はトランスデューサ間距離； v<sub>1</sub> は皮質骨の伝搬速度を表す。 ]

によって算出する t<sub>1</sub> とすることを特徴とする、請求項 1 ～ 4 のいずれかに記載の超音波検査装置。

## 【請求項 6】

前記受信用トランスデューサの受信時間は記録手段に記録され、前記判別手段は前記記録手段に記録された受信時間情報を取得し、前記基準値と前記記録手段に記録された受信時間が一致するか否かを判断することを特徴とする、請求項 1 ～ 5 のいずれかに記載の超

10

20

30

40

50

音波検査装置。

【請求項 7】

前記判別手段での判別結果を表示する表示部を備える、請求項 1 ～ 6 のいずれかに記載の超音波検査装置。

【請求項 8】

前記発信用トランスデューサから発信した超音波が、照射対象骨の皮質骨を經由して前記受信用トランスデューサに到達するまでの伝搬予想時間と、軟部組織のみを伝搬して前記受信用トランスデューサに到達するまでの最短伝搬予想時間との差は、前記発信用トランスデューサから発信する超音波のバースト幅より大きいことを特徴とする、請求項 1 ～ 7 のいずれかに記載の超音波検査装置。

10

【請求項 9】

超音波照射対象骨の超音波照射位置検査方法において、  
発信用トランスデューサを超音波照射対象骨の照射位置付近の体表に設置して、超音波を発信する工程、

前記超音波照射対象骨付近の体表に設置された受信用トランスデューサで、発信された超音波の超音波照射対象骨の長軸方向の皮質骨又は軟部組織を伝搬した超音波を受信する工程、

前記発信用トランスデューサと前記受信用トランスデューサの距離及び軟部組織における発信用トランスデューサから照射対象骨までの最短距離及び受信用トランスデューサから照射対象骨までの最短距離の和によって定まる超音波照射対象骨の皮質骨の伝搬予想時間を基準値とし、前記基準値と、前記発信用トランスデューサの発信による前記受信用トランスデューサで受信した受信信号が一致するか否かを判断し、前記基準値と前記受信信号が一致する場合には、超音波照射対象骨の目的とする位置に前記発信用トランスデューサが超音波を照射していると判別する工程とを有する、超音波照射位置検査方法。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波伝搬速度を利用した超音波検査装置又は超音波照射位置検査方法に関する。特に、照射媒体による超音波伝搬速度の違いを利用して、照射対象骨の超音波照射位置を確認する超音波検査装置又は超音波照射位置検査方法に関する。

30

【背景技術】

【0002】

超音波は安全で簡便な物理療法として一般的に診断や治療に使用されている。中でも、骨折癒合促進のために用いられている超音波骨折治療器は、超音波トランスデューサから超音波を骨折部位へ照射し、骨折治療過程を刺激することにより治療を行うものである。骨折部に適切に超音波を照射するため、治療器の装着位置及び角度を正確に定め、保持することが求められる。

【0003】

従来、超音波照射位置の決定には、骨折部の X 線写真を撮影し、その情報を元に照射位置が決められていた。しかし、X 線写真より得られる情報は、撮影時の一方向から見た二次元情報であるため、特に筋肉や脂肪等の軟部組織の厚い大腿骨や上腕骨において、トランスデューサ装着の正しい位置や角度を決めることが困難という課題があった。

40

【0004】

上記課題を解決するため、治療用トランスデューサから骨へ超音波を照射し、その反射波を受信用トランスデューサで受信することで、正しく骨に照射されているかを判別する技術が開示されている（特許文献 1）。

【0005】

また、別の方法として、超音波を骨へ照射し、その骨の長軸方向の伝搬波を受信用トランスデューサで受信することで、正しく骨に照射されているかを判断する技術が発明されている（特願 2006 - 224335）。

50

【特許文献１】特開２００１－２９９７７２号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

本発明は、骨に超音波を照射する際に、生体に安全な範囲内で、照射位置への正確な超音波の照射を確認できる超音波検査装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００７】

本発明は、超音波を発信する発信用トランスデューサ、超音波を受信する受信用トランスデューサ、及び超音波照射対象骨の目的とする位置に発信用トランスデューサが超音波を照射しているかを判別する判別手段を有し、前記判別手段は、目的とする位置に超音波を照射したときの、前記発信用トランスデューサから超音波照射対象骨の皮質骨を経由して前記受信用トランスデューサに到達するまでの超音波の長軸方向の皮質骨を経由した伝搬距離に基づく伝搬予想時間を基準値とし、前記基準値と、前記発信用トランスデューサの発信による前記受信用トランスデューサの受信時間が一致するか否かを判断し、前記基準値と前記受信時間が一致する場合には、目的とする位置に前記発信用トランスデューサが超音波を照射していると判別し、前記発信用トランスデューサと前記受信用トランスデューサ間は、前記発信用トランスデューサから発信した超音波が、照射対象骨の皮質骨を経由して前記受信用トランスデューサに到達するまでの伝搬予想時間と、軟部組織のみを伝搬して前記受信用トランスデューサに到達するまでの最短伝搬予想時間とに差が出る距離に設置されていることを特徴とする超音波検査装置である。

10

20

【０００８】

また本発明は、前記判別手段は、前記基準値を判別条件決定手段から取得し、前記判別条件決定手段は、前記発信用トランスデューサ及び前記受信用トランスデューサの距離情報、並びに前記発信用トランスデューサ及び前記受信用トランスデューサの各設置位置の情報に基づいて、前記発信用トランスデューサから発信した超音波が超音波照射対象骨の皮質骨を経由して前記受信用トランスデューサに到達するまでの超音波伝搬予想時間を算出して、前記基準値を決定することを特徴とする超音波検査装置である。

【０００９】

さらに本発明は、前記判別決定手段は、前記発信用トランスデューサと前記受信用トランスデューサの距離及び設置部位を入力する距離情報及び設置部位入力手段によって、前記発信用トランスデューサ及び前記受信用トランスデューサの距離情報、並びに前記発信用トランスデューサ及び前記受信用トランスデューサの各設置位置の情報を取得することを特徴とする、超音波検査装置である。

30

【００１０】

さらに本発明は、前記判別決定手段は、前記発信用トランスデューサ及び前記受信用トランスデューサに各々設置されたトランスデューサ間の距離を測定する距離測定手段によって測定された距離情報を取得する距離情報取得手段から、前記発信用トランスデューサ及び前記受信用トランスデューサの距離情報を、設置部位を入力する設置部位入力手段から、前記発信用トランスデューサ及び前記受信用トランスデューサの各設置位置の情報を取得することを特徴とする、超音波検査装置である。

40

【００１１】

さらに本発明は、前記判別条件決定手段は、前記基準値を、式  $t_1 = Y / v_2 + X / v_1$  [ Y は、軟部組織における発信用トランスデューサから照射対象骨までの最短距離及び受信用トランスデューサから照射対象骨までの最短距離の和； v 2 は軟部組織の伝搬速度； X は皮質骨の伝搬距離、軟部組織のみの最短伝搬距離、又はトランスデューサ間距離； v 1 は皮質骨の伝搬速度を表す。 ] によって算出する  $t_1$  とすることを特徴とする、超音波検査装置である。

【００１２】

さらに本発明は、前記受信用トランスデューサの受信時間は記録手段に記録され、前記

50

判別手段は前記記録手段に記録された受信時間情報を取得し、前記基準値と前記記録手段に記録された受信時間が一致するか否かを判断することを特徴とする、超音波検査装置である。

【0013】

さらに本発明は、前記判別手段での判別結果を表示する表示部を備える、超音波検査装置である。

【0014】

さらに本発明は、前記発信用トランスデューサから発信した超音波が、照射対象骨の皮質骨を経由して前記受信用トランスデューサに到達するまでの伝搬予想時間と、軟部組織のみを伝搬して前記受信用トランスデューサに到達するまでの最短伝搬予想時間との差は、前記発信用トランスデューサから発信する超音波のバースト幅より大きいことを特徴とする、超音波検査装置である。

10

【0015】

さらに本発明は、超音波照射対象骨の超音波照射位置検査方法において、発信用トランスデューサを超音波照射対象骨の照射位置付近の体表に設置して、超音波を発信する工程、前記超音波照射対象骨付近の体表に設置された受信用トランスデューサで、発信された超音波の超音波照射対象骨の長軸方向の皮質骨又は軟部組織を伝搬した超音波を受信する工程、前記発信用トランスデューサと前記受信用トランスデューサの距離及び軟部組織における発信用トランスデューサから照射対象骨までの最短距離及び受信用トランスデューサから照射対象骨までの最短距離の和によって定まる超音波照射対象骨の皮質骨の伝搬予想時間を基準値とし、前記基準値と、前記発信用トランスデューサの発信による前記受信用トランスデューサで受信した受信信号が一致するか否かを判断し、前記基準値と前記受信信号が一致する場合には、超音波照射対象骨の目的とする位置に前記発信用トランスデューサが超音波を照射していると判別する工程とを有する、超音波照射位置検査方法である。

20

【発明の効果】

【0016】

本発明によって、骨に超音波を照射するための装置の設置位置を決める際に、骨の形状又は骨の部位による影響が従来方法に比べ減少し、かつ生体に安全な範囲内で、超音波の正確な照射位置を確認できる超音波検査装置を提供することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

(原理)

本発明は、超音波の照射位置を確認するものであり、骨に超音波を照射した場合に、照射した骨の特定の組織の長軸方向に伝わる伝搬波を受信用トランスデューサで受信し、その受信信号によって目的とする位置に照射できているかを確認するものである。

【0018】

筋肉や脂肪等の軟部組織や骨髄の超音波の伝搬速度は1500 m/s前後であるのに対し、皮質骨の伝搬速度は4080 m/s程度と2倍以上速い。軟部組織や骨髄を伝搬する超音波は、同程度の時間で伝わるため、伝搬波が重なり合い、個別の情報を得ることが困難であるが、皮質骨を伝搬する超音波は、同じ距離を伝搬する軟部組織や骨髄に比べ、半分以下の時間で伝わるため、他の伝搬波と分離して情報を抽出することができる。このように、本発明は、皮質骨が他の部位に比べ伝搬速度が速いことを利用し、伝搬波の伝搬時間の違いから、伝搬波を分離することで得られる皮質骨の情報をを用いて評価することにより、骨への照射を確認する。

40

【0019】

(判別方法)

皮質骨からの伝搬波の情報とは、具体的には、皮質骨からの伝搬波の予想受信時間における受信信号の有無である。皮質骨からの伝搬波の予想受信時間に、受信信号が得られた場合、発信用トランスデューサより発信される超音波は骨に照射されていると判断する。

50

皮質骨からの伝搬波の予想受信時間に、受信信号が得られない場合、発信用トランスデューサより発信される超音波は骨に照射されていないと判断する。

#### 【0020】

受信信号の有無で判別する方法は、最も速い皮質骨からの伝搬波と皮質骨を介さない経路を伝搬し、より詳細には軟部組織のみからの伝搬波を分離可能な、以下の関係式 (a) ~ (c) が成り立つ条件で適用できる。発信用トランスデューサから発信した超音波が照射対象骨の皮質骨を経由して受信用トランスデューサに到達するまでの、伝搬波の伝搬予想時間 (皮質骨の伝搬予想時間) を  $t_1$  [s] ; 軟部組織のみからの伝搬波の最短受信時間 (軟部組織のみを伝搬するときの最短伝搬予想時間) を  $t_2$  [s] ; 軟部組織における、発信用トランスデューサから照射対象骨までの最短距離 (すなわち、軟部組織における発信用トランスデューサから照射対象骨までの厚み) 及び受信用トランスデューサから照射対象骨までの最短距離 (すなわち、軟部組織における受信用トランスデューサから照射対象骨までの厚み) の和を  $Y$  [m] ; 皮質骨の伝搬距離、軟部組織のみの最短伝搬距離、又はトランスデューサ間距離を  $X$  [m] ; 皮質骨の伝搬速度を  $v_1$  [m/s] ; 軟部組織の伝搬速度を  $v_2$  [m/s] ; 発信用トランスデューサから発信する超音波のバースト幅を  $T$  [s] とする。

$$(a) \quad t_1 = Y / v_2 + X / v_1$$

$$(b) \quad t_2 = X / v_2$$

$$(c) \quad t_2 - t_1 > 0$$

(c) においては、特に、 $t_2 - t_1 > T$  が成立することが好ましい。皮質骨を介さない軟部組織のみを伝搬する最短経路からの伝搬波の情報と皮質骨を伝搬する経路からの伝搬波の情報を切り離して判別することが可能となるためである。

#### 【0021】

(具体例)

上記関係式のうち、軟部組織の伝搬速度および皮質骨の伝搬速度は文献値を用いることができる。例えば、丸善 (社) 出版の超音波便覧や ; (社) 日本エム・イー学会 ME 技術教育委員会監修、南江堂出版、ME の基礎知識と安全管理 ; Journal of the Acoustical Society of America、64 (2) 423 - 457、S. A. Goss 氏らの研究論文等に数値が挙げられている。発信超音波のバースト幅は使用する超音波の条件により決定される値を用いる。皮質骨以外で最も重要な伝搬経路である軟部組織の伝搬距離は、装置使用箇所に応じてあらかじめ登録済みの統計データから推測される値を用いる等、装置使用箇所に応じて決定される値を用いる。

#### 【0022】

受信用トランスデューサは、装置使用箇所により決定された発信用トランスデューサの位置からみて、上記関係式 (c) が成り立つトランスデューサ間距離を保つことが可能な位置に設置する。例えば、軟部組織の伝搬距離  $Y$  が 5 cm、発信用トランスデューサから発信される超音波のバースト幅  $T$  が  $20 \mu s$ 、軟部組織の伝搬速度  $v_2$  が  $1580 m/s$ 、及び皮質骨の伝搬速度  $v_1$  が  $4080 m/s$  である場合、式 (c) が成り立つためには式 (a)、(b) より  $X$  が 8.5 cm 以上と計算できる。したがって、軟部組織の伝搬距離  $Y$  が 5 cm、発信用トランスデューサから発信される超音波のバースト幅  $T$  が  $20 \mu s$  である場合、受信用トランスデューサは発信用トランスデューサから 8.5 cm 以上離れた位置に設置する。さらに、 $t_2 - t_1 > T$  が成り立つためには、15 cm 以上離れた位置に設置することが好ましいと判断できる。

#### 【0023】

決定した両トランスデューサの位置より導き出される距離情報を基に  $X$  を、測定部位情報を基に  $Y$  を決定し、上記関係式 (a) より皮質骨からの伝搬波の予想受信時間を算出する。このようにして算出した皮質骨からの伝搬波の予想受信時間における、実際の受信信号の有無で、照射対象の骨に照射されているか否かを判別する。

#### 【0024】

(受信信号の特徴)

皮質骨からの伝搬波の予想受信時間に検知される受信信号は、発信用トランスデューサから発信する超音波と同一の周波数あるいは発信用トランスデューサから発信する超音波より低い周波数の信号である。

【 0 0 2 5 】

受信信号の周波数は、発信用トランスデューサから発信する超音波に含まれる周波数の強度分布と、各周波数の超音波の皮質骨での減衰量によって決まる。発信用トランスデューサから発信する超音波が、周波数  $f$  Hz のパルス超音波であるとき、その超音波に含まれる周波数は、 $f$  Hz の周波数と、パルス超音波の立ち上がり立ち下がりに含まれる  $f$  Hz 以外の周波数となる。

【 0 0 2 6 】

周波数  $f$  Hz の  $N$  個の波を繰り返し周波数  $1$  Hz で照射したときのパルス超音波に含まれる周波数の強度分布を、図 1 に示す。周波数  $f$  Hz の  $N$  個の波を繰り返し周波数  $1$  Hz で照射したときのパルス超音波に含まれる周波数の強度分布は、周波数  $f$  Hz に最も大きなピークを持ち、 $f$  Hz を中心として、低周波数領域、高周波数領域それぞれに  $N - 1$  個の小さなピークを持つ分布となる。

【 0 0 2 7 】

周波数  $f$  Hz の超音波の皮質骨での減衰量が少ない場合、皮質骨からの伝搬波の予想受信時間に検知される受信信号は発信用トランスデューサから発信する超音波と同一の周波数の信号となる。一方、周波数  $f$  Hz の超音波の皮質骨での減衰量が非常に多くほぼ減衰する場合、皮質骨からの伝搬波の予想受信時間に検知される受信信号は発信用トランスデューサから発信する超音波より低い周波数の信号となる。

超音波の皮質骨での減衰量は、周波数と伝搬する皮質骨の距離に依存する。周波数が高くなるほど、また伝搬する皮質骨の長さが長いほど減衰量は大きい。

【 0 0 2 8 】

本発明者らの実験によれば、長さが  $20$  cm の皮質骨を伝搬させる系において、 $100$  kHz までは減衰量が少なく、受信信号は  $100$  kHz の信号となることを確認している。一方、 $200$  kHz では減衰量が非常に多くほぼ減衰し、受信信号は  $200$  kHz より低い周波数の信号となることを確認している。同様に、長さが  $8$  cm の皮質骨において、 $200$  kHz までは減衰量が少なく、受信信号は  $200$  kHz の信号となることを確認している。一方、 $250$  kHz では減衰量が非常に多くほぼ減衰し、受信信号は  $250$  kHz より低い周波数の信号となることを確認している。

【 0 0 2 9 】

したがって、両トランスデューサ間が  $20$  cm で、発信用トランスデューサから周波数  $100$  kHz の超音波を照射する場合、骨に照射されていると判断できるときは、皮質骨からの伝搬波の予想受信時間に、周波数  $100$  kHz の受信信号が得られる。同様に、両トランスデューサ間が  $20$  cm で、発信用トランスデューサから周波数  $500$  kHz の超音波を照射する場合、骨に照射されていると判断できるときは、皮質骨からの伝搬波の予想受信時間に、 $500$  kHz より低い周波数の受信信号が得られる。

【 0 0 3 0 】

発信用トランスデューサから発信する超音波は、受信信号の周波数が、発信用トランスデューサから発信する超音波と同一の周波数となる領域の超音波と、発信用トランスデューサから発信する超音波より低い周波数となる領域の超音波のどちらでもよい。また、複数の周波数の超音波をタイミングを変えて発信してもよい。複数の周波数の超音波を発信する場合は、どちらか一つの周波数の超音波を照射して判別する場合よりも判別に用いる情報や判別に至るまでの段階が増えるため、骨への照射の検出精度は高くなる。

【 0 0 3 1 】

(適用例 1)

以下、本発明を図面に示す実施例に基づいて説明する。なお、本発明は図示の実施例に限定されるものではない。

大腿骨骨折治療への本発明の適用例を、図 2 に示す。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 2 】

発信側に関して、骨折部位 3 を治療する時には、医療機関で決定された装着位置に発信用トランスデューサ 4 を設置し、固定手段 1 0 を用いて大腿に装着する。固定手段 1 0 は、発信用トランスデューサ 4 を体表 1 2 に固定できるものであればよく、例えばベルト等を用いる。このとき、発信用トランスデューサ 4 と体表 1 2 との間に、超音波伝搬物質 7 を介在させる。超音波伝搬物質 7 は、超音波を伝搬するものであればよく、例えば水や超音波ゲル等が好適である。このとき発信用トランスデューサ 4 から発信される超音波は、治療用、治療用及び / 又は診断用並びに検査用、あるいは検査用のみのいずれでもよい。検査用のみを発信する場合は、治療又は診断用装置と別装置の形態をとることができる。

## 【 0 0 3 3 】

受信側に関して、大腿骨 2 付近の体表 1 2 の、発信用トランスデューサ 4 を設置した箇所とは別の箇所に、受信用のトランスデューサ 5 を固定する。受信用トランスデューサ 5 の固定は、発信用トランスデューサ 4 と同様、固定手段 1 1 を用いて固定する。受信用トランスデューサ 5 と体表 1 2 との間にも超音波伝搬物質 7 を介在させる。

## 【 0 0 3 4 】

受信用トランスデューサ 5 は、骨を伝搬した超音波を受信できる場所かつ皮質骨からの伝搬波と軟部組織のみからの伝搬波の伝搬時間に違いが現れる、関係式 ( c ) の成り立つ場所に設置する。トランスデューサの設置位置における軟部組織の厚みが薄い部位ほど、式 ( a ) において Y の値が小さくなり、式 ( c ) が成り立つために必要な X の値が小さくなる。つまり、トランスデューサの設置位置における軟部組織の厚みが薄い部位ほど、受信用トランスデューサ 5 は発信用トランスデューサ 4 と近い位置にも設置することが可能となるため、受信用トランスデューサ 5 の設置箇所の選択可能範囲が広がる。超音波は直進性を持つことから、皮質骨からの伝搬波をより効率よく受信するためには、治療対象である骨に近い体表で、かつ治療対象骨の近位端や遠位端が好ましい。例えば、治療する骨が大腿骨であれば、大腿骨外側上顆付近、大腿骨内側上顆付近又は大腿骨大転子等となる。図 2 では、大腿骨外側上顆付近に受信用トランスデューサ 5 を設置している。他の例として、上腕骨を治療する際には、上腕骨外側上顆付近や上腕骨内側上顆付近に、受信用トランスデューサを設置するとよい。

## 【 0 0 3 5 】

このように、受信用トランスデューサ 5 を皮質骨からの伝搬波とその他組織からの伝搬波の伝搬時間に違いが現れる場所に設置することによって、皮質骨内部を長軸方向に伝搬する超音波を確実に受信用トランスデューサ 5 で受信することができ、発信用トランスデューサの正確な照射位置の確認が可能となる。このとき、骨折位置への正確な照射を確認するタイミングは、発信用トランスデューサ 4 から発信可能な超音波が治療用及び / 又は診断用並びに検査用である場合、治療開始前、治療中、治療終了後どのタイミングでも行うことができ、検査用のみである場合、治療開始前、治療終了後となる。

## 【 0 0 3 6 】

( 装置の構成 1 )

装置構成要素の一例を、図 3、図 4 に示す。

検査装置本体 6 は、発信回路 1 3、受信回路 1 4、記録手段 1 9 及び判別手段 2 1 を有する制御手段 1 5、電力供給手段 1 6、距離情報及び設置部位入力手段 1 7、判別条件決定手段 2 0、表示部 2 3 を備えている ( 図 3 )。距離情報は、距離情報及び設置部位入力手段 1 7 を、図 4 に示すように設置部位入力手段 2 6 のみとし、距離情報手段として距離測定手段 2 2 より得られた情報を取得する距離情報取得手段 1 8 を備えても良い。

## 【 0 0 3 7 】

実際の装置の動きを以下に記述する。まず、トランスデューサ間の距離を距離情報及び設置部位入力手段 1 7 により入力する場合 ( 図 3 )、発信用トランスデューサ 4 と受信用トランスデューサ 5 を体表上に設置後、トランスデューサ間の距離及び設置部位を距離情報及び設置部位入力手段 1 7 により入力し、その情報に基づいて、判別条件決定手段 2 0 により判別条件を決定する。設置部位の情報は、軟部組織の厚み情報を取得するためのも

10

20

30

40

50



のである。あるいは、トランスデューサ間の距離を距離測定手段 22 及び距離情報取得手段 18 により取得する場合（図 4）、発信用トランスデューサ 4 と受信用トランスデューサ 5 を体表上に設置後、設置部位のみを設置部位入力手段 26 により入力して、各トランスデューサ内に内蔵された距離測定手段 22 により測定された距離情報を距離情報取得手段 18 により取得し、設置部位及び距離情報に基づいて、判別条件決定手段 20 により判別条件を決定する。

#### 【0038】

判別条件は、設置した両トランスデューサの距離を、超音波照射対象骨の皮質骨を超音波が伝搬する時間を基準値とし、実際に超音波を照射したときに、受信用トランスデューサの受信信号が、この基準値と一致する結果となれば、目的とする位置に照射していると判断するものである。

10

#### 【0039】

距離情報及び設置部位入力手段 17 は、具体的には、トランスデューサ間の距離をものさし等で測定し、その数値をダイヤルあるいはボタン等により外部から入力する入力部と、設置部位をボタンなどで選択し、登録されている軟部組織の厚みの統計データより数値を選定あるいはあらかじめ調査した数値をダイヤルあるいはボタン等により外部から入力する入力部からなるもの等が挙げられる。設置部位の入力部とは、例えば、各部位ごとに外周 10 cm、15 cm、20 cm の軟部組織の統計データを予め登録しておき、設置部位が外周 20 cm の大腿部であるとき、「大腿部 20 cm」のボタンを選択することで、軟部組織の厚み情報を取得できる装置が挙げられる。

20

#### 【0040】

距離測定手段 22 は、具体的には、光センサや磁気センサといった距離測定センサ等が挙げられる。距離情報取得手段 18 は、具体的には、距離測定手段 22 により得られた情報を取り込むための回路等が挙げられる。

#### 【0041】

判別条件決定手段 20 は、図 3 の場合、距離情報及び設置部位入力手段 17 により得られた、超音波が皮質骨を伝搬するときの最短距離情報を基に、皮質骨からの伝搬波の予想受信時間を算出するための演算回路等が挙げられる。図 4 の場合、設置部位入力手段 26 及び距離情報取得手段 18 により得られた距離情報を基に、皮質骨からの伝搬波の予想受信時間を算出するための演算回路等が挙げられる。

30

#### 【0042】

次に、電力供給手段 16 から電力を供給された制御手段 15 は、発信回路 13 に駆動信号を送る。駆動信号を受信した発信回路 13 はケーブル 8 を介して発信用トランスデューサ 4 に信号を送り、発信用トランスデューサ 4 は超音波を発信する。このとき受信側は、制御手段 15 が、発信回路 13 に駆動信号の発信あるいは停止のタイミングで、トリガ信号を受信回路 14 に送り、信号検知を開始する、あるいは、受信回路にある一定以上の電圧値を検知した時に受信回路 14 の信号検知を開始する。電力供給手段 16 としては、内蔵電源あるいは外部電源等が挙げられる。

#### 【0043】

受信用トランスデューサ 5 より受信した超音波は電気信号に変換され、ケーブル 9 を介して受信回路 14 に送られる。検知した信号は記録手段 19 により記録され、判別条件決定手段 20 により決定された判別条件を基に、判別手段 21 を用いて発信用トランスデューサ 4 の位置が正しい照射位置であるかどうか判別される。その結果は表示部 23 により表示され、正しい照射位置であるか否かが分かるここで、記録手段 19 は、具体的には、半導体メモリ等が挙げられる。また表示部 21 は、具体的には、結果を文字で表示する LCD や点灯で表示する LED 等が挙げられる。

40

#### 【0044】

治療前の使用時で正しい照射位置であると判断した場合、その結果を表示部 23 で表示し、検査装置本体 6 が治療用及び / 又は診断用並びに検査用超音波の発信が可能であるとき、すなわち治療及び / 又は診断用装置も兼ね備えるときは、発信回路 13 は検査用の信

50

号から治療又は診断用の信号に切り替え、治療又は診断を開始する。検査装置本体 6 が検査用のみの超音波発信が可能であるとき、すなわち治療及び / 又は診断用装置ではないときは、治療又は診断用の装置に切り替え治療又は診断を開始する。

【 0 0 4 5 】

( 適用例 2 )

本発明の超音波の発信と受信の機構を二つの装置本体で実現した例を、図 5 に示す。

発信機構 2 4 は、発信用トランスデューサ 4 を介して検査用超音波並びに / 又は治療及び / もしくは診断用超音波を発信可能であり、受信機構 2 5 は受信用トランスデューサ 5 を介して受信した超音波を電気信号に変換し、あらかじめ入力されている判別条件を元に、照射位置の適否を判定する。本形態では、各装置の小型化、発信機構からのノイズ除去による S / N の向上を図ることができる。

10

【 0 0 4 6 】

( 装置の構成 2 )

発信機構 2 4 と受信機構 2 5 を二つの装置で実現した場合の、発信機構の一例を図 6 に、受信機構の一例を図 7 に示す。

発信機構 2 4 は、発信回路 1 3、制御手段 1 5、電力供給手段 1 6、発信用トランスデューサ 4、及びケーブル 8 を備える。受信機構 2 5 は、受信回路 1 4、制御手段 1 5、電力供給手段 1 6、距離情報及び設置部位入力手段 1 7、記録手段 1 9、判別条件決定手段 2 0、判別手段 2 1、表示部 2 3、受信用トランスデューサ 5、及びケーブル 9 を備える。距離情報入力手段として、図示しないが、図 4 と同様に、距離情報及び設置部位入力手段 1 7 を設置部位入力手段 2 6 に変更し、距離情報を取得するための、距離測定手段 2 2 及び距離測定手段 2 2 より得られた情報を取得する距離情報取得手段 1 8 を備えても良い。この場合、距離測定手段 2 2 は、発信機構 2 4 の発信用トランスデューサ 4 と受信機構 2 5 の受信用トランスデューサ 5 のそれぞれに備え、距離測定手段 2 2 が例えば光センサであれば、両トランスデューサ間の反射情報を距離情報取得手段 1 8 により取得する。

20

【 0 0 4 7 】

それぞれの構成要素の作用などは、上述した実施例と同様で構成してもよい。この場合、受信側は、制御手段 1 5 が発信回路 1 3 に駆動信号を送る、あるいは停止するタイミングで、トリガ信号を受信機構と発信機構を繋ぐケーブル ( 図示せず ) もしくは無線 ( 図示せず ) 等により受信回路 1 4 に送ることで、受信回路 1 4 の信号検知を開始する。あるいは、受信回路にある一定以上の電圧値を検知した時に受信回路 1 4 の信号検知を開始することで、受信タイミングを容易に調製できる。また、治療前の使用時に正しい照射位置であると判断した場合、前記ケーブルもしくは無線等により信号を送り、発信機構へ検査用超音波から治療又は診断用超音波へ切り替えることができる。

30

【 0 0 4 8 】

( 照射条件 )

治療用超音波には、骨折治療に適切な条件の超音波を用いる。例えば適切な超音波条件の一つとして、1 . 5 M H z の周波数、2 0 0  $\mu$  s のバースト幅、1 k H z の繰り返し周波数、超音波出力の時間平均と空間平均が 3 0 m W / c m <sup>2</sup> の超音波が好ましい。

【 0 0 4 9 】

40

検査用超音波には、周波数は、どの周波数でもよく、伝搬波の受信が可能かつ生体に安全な範囲内の出力であればよい。上記の関係式 ( c ) が成立し得る範囲内のバースト幅の超音波を用いることが好ましい。特に、M I ( M e c h a n i c a l I n d e x ) が 1 . 0 以下となるような生体への安全性を保てる範囲の出力で、骨の長軸方向の長さ及び軟部組織の厚さより、 $t_2 - t_1 > T$  が取り得る範囲内である 2 0 0  $\mu$  s 以下のバースト幅の超音波が好ましい。M I とは、負音圧の最大値を周波数の平方根で割った式で定義される値で、負音圧により発生した空洞が消失する際の生体への影響の可能性を示す機械的指標である。

【 0 0 5 0 】

( 超音波照射位置の確認方法 )

50

発信用トランスデューサの超音波照射位置を確認する例を述べる。正しく照射位置へ発信用トランスデューサ 4 が設置されている場合、超音波が骨折部位 3 に照射される。骨折部位 3 に照射された超音波は大腿骨 2 の長軸方向に伝わり、骨を伝搬した超音波を、受信トランスデューサ 5 を用いて受信する。

【 0 0 5 1 】

受信トランスデューサ 5 により受信した信号の、判別手段 2 1 による判別方法の例を図 8、図 9、及び図 1 0 に示す。受信トランスデューサ 5 で受信される信号が、皮質骨からの伝搬波の予想伝搬時間  $t_1$  で検知された場合（図 8、図 9）、判別手段 2 1 は、発信用トランスデューサ 4 が正しく照射位置へ設置されていると判断し、その結果が情報として表示部 2 3 に示されることから、超音波が骨折部位 3 に正しく照射されていることが分かる。このとき  $t_1$  で検知される信号は、発信用トランスデューサ 4 により発信した超音波と同一周波数（図 8）あるいは発信した超音波より低い周波数（図 9）のどちらでもよい。一方、受信トランスデューサ 5 で受信される信号が、皮質骨からの予想伝搬時間  $t_1$  で検知されなかった場合（図 1 0）、判別手段 2 1 は、発信用トランスデューサ 4 が正しく照射位置へ設置されていないと判断し、その結果が情報として表示部 2 3 に示されることから、超音波が骨折部位 3 に照射されていないことが分かる。この場合は、発信用トランスデューサの設置位置や向きを変えて、皮質骨からの伝搬波の予想伝搬時間  $t_1$  で検知できるまで操作を繰り返す。

【 0 0 5 2 】

骨折位置への正確な照射を確認するタイミングが治療又は診断前であれば、正しい照射位置であると判断した場合、発信用トランスデューサ 4 から照射する超音波を検査用超音波から治療用又は診断用超音波に変更あるいは検査用装置から治療又は診断用装置に変更し、治療又は診断を開始する。

【 0 0 5 3 】

骨折位置への正確な照射を確認するタイミングが治療又は診断中であれば、本実施例では、治療又は診断用超音波を照射しながら、1 k H z の繰り返し周波数即ち繰り返し周期 1 m s のうち、治療目的の超音波を照射しない 8 0 0  $\mu$  s の時間に、所定の間隔で検査用超音波を照射することで判別する。治療又は診断中に行う場合、発信用トランスデューサ 4 の位置が正しくないときに、表示部 2 1 により患者に発信用トランスデューサの設置が正しくないことを常時伝えることができ、発信用トランスデューサ 4 の位置を正すことにより、治療効果の向上が期待できる。

【 0 0 5 4 】

治療又は診断中に位置の確認を行う場合について、本実施例を用いた例を具体的に述べる。発信用トランスデューサ 4 を駆動する電気信号を図 1 1 に示す。まず 2 0 0  $\mu$  s 幅の治療用超音波を発信し、その後 4 0 0  $\mu$  s 後にパースト幅 T の検査用超音波を発信する。次の治療又は診断用超音波を送る前の残りの時間に、骨経由の超音波伝搬時間遅れを考慮した判別区間を設けて、受信トランスデューサ 5 で骨を伝搬した検査用超音波を検知し、発信用トランスデューサの位置の適否を判別する。検査用超音波は、治療又は診断用超音波を 1 0 回送るごとに 1 回送る方法も可能である。他の方式として、治療又は診断目的の超音波を照射しない前記 8 0 0  $\mu$  s の間に例えば 2 0 0  $\mu$  s の間隔で 3 回だけ検査用超音波を照射することもできる。

【 0 0 5 5 】

治療用トランスデューサの位置を確認する判別条件として、患者ごとに対応する超音波伝搬特徴値を用いることもできる。例えば、骨密度や年齢ごとの伝搬速度の統計データを予め登録しておき、皮質骨からの予想伝搬時間  $t_1$  を算出する際に用いる皮質骨の伝搬速度  $v_1$  を患者ごとを選択する等が挙げられる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 6 】

【図 1】周波数  $f$  の  $N$  個の波を繰り返し周波数 1 H z で照射したときのパルス超音波のパワースペクトルの図である。

10

20

30

40

50

- 【図 2】本発明の超音波検査装置を用いた実施態様の概略図である。
- 【図 3】距離情報入力手段を備えた装置の構成要素の概略図である。
- 【図 4】距離測定手段及び距離情報取得手段を備えた装置の構成要素の概略図である。
- 【図 5】本発明の超音波診断装置を用いた別の実施態様の概略図である。
- 【図 6】発信機構の概略図である。
- 【図 7】受信機構の概略図である。
- 【図 8】判別手段による判別方法例（骨に照射されている場合）の図である。
- 【図 9】判別手段による判別方法例（骨に照射されている場合）の図である。
- 【図 10】判別手段による判別方法例（骨に照射されていない場合）の図である。
- 【図 11】本発明の発信用トランスデューサを駆動する電気信号の一態様の図である。

10

【符号の説明】

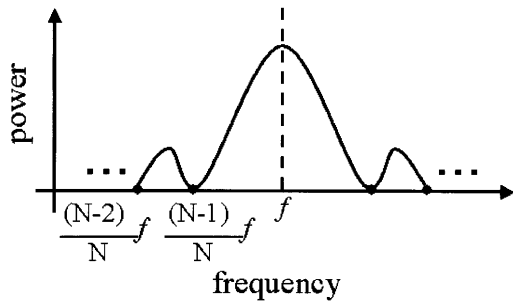
【0057】

- 1．軟部組織
- 2．大腿骨
- 3．骨折部位
- 4．発信用トランスデューサ
- 5．受信用トランスデューサ
- 6．検査装置本体
- 7．超音波伝搬物質
- 8．発信用ケーブル
- 9．受信用ケーブル
- 10．固定手段
- 11．固定手段
- 12．体表
- 13．発信回路
- 14．受信回路
- 15．制御手段
- 16．電力供給手段
- 17．距離情報及び設置部位入力手段
- 18．距離情報取得手段
- 19．記録手段
- 20．判別条件決定手段
- 21．判別手段
- 22．距離測定手段
- 23．表示部
- 24．発信機構
- 25．受信機構
- 26．設置部位入力手段

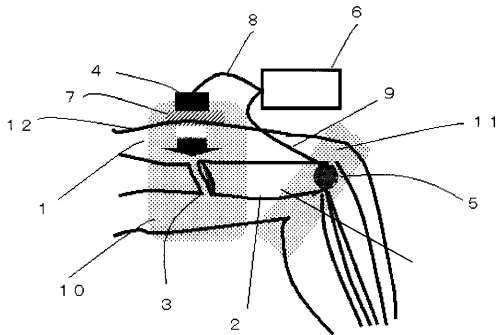
20

30

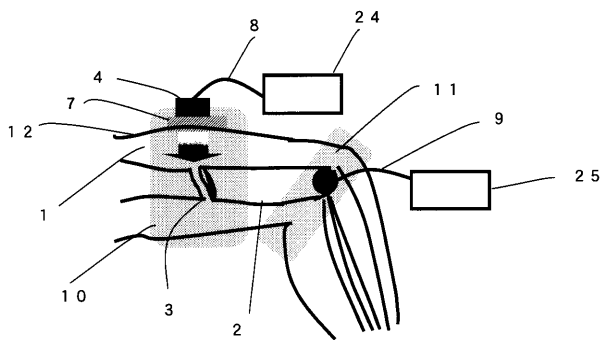
【図 1】



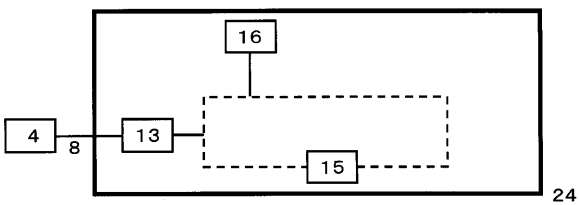
【図 2】



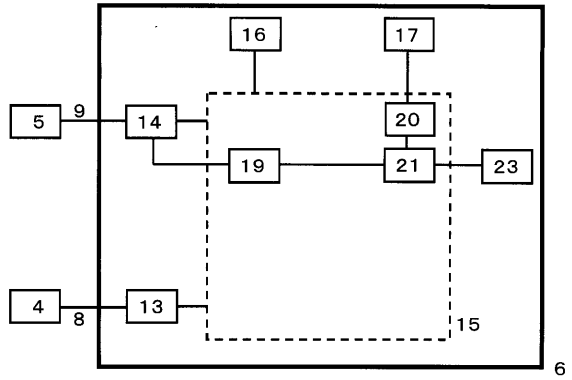
【図 5】



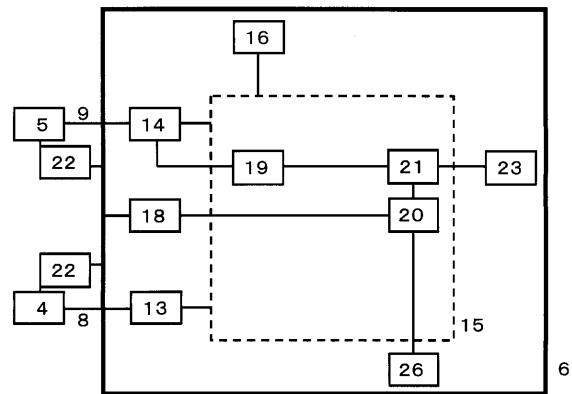
【図 6】



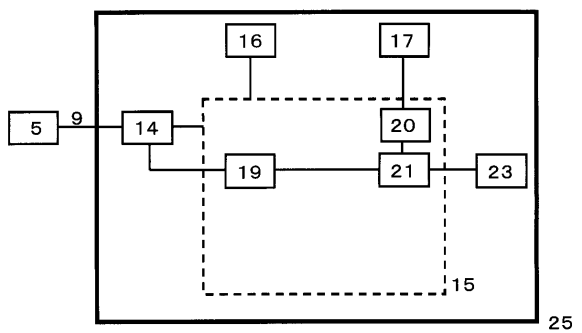
【図 3】



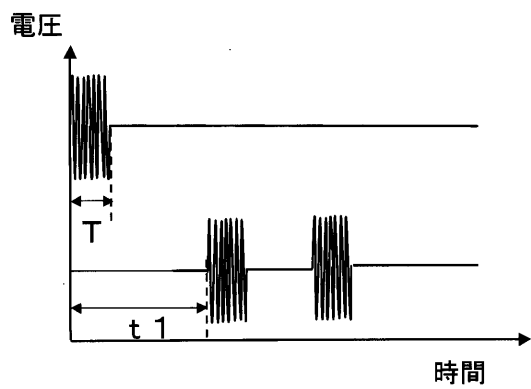
【図 4】



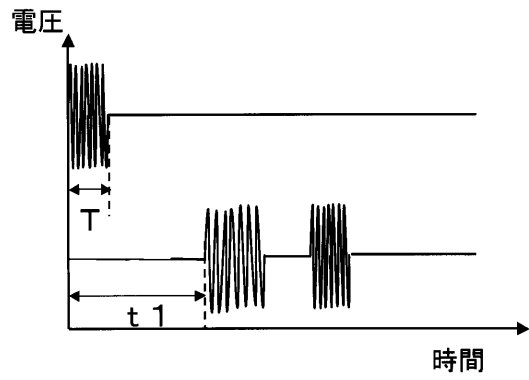
【図 7】



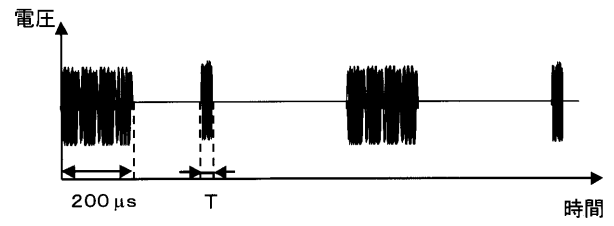
【図 8】



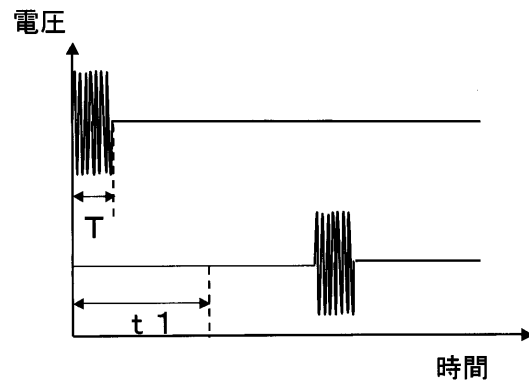
【図 9】



【図 11】



【図 10】



---

フロントページの続き

(72)発明者 武田 純

東京都日野市旭が丘4丁目3番2号 帝人ファーマ株式会社東京研究センター内

Fターム(参考) 4C601 BB01 DD10 DE17 EE09 EE16 FF15 GA18 HH08 JB38 JB40

KK14 KK28

专利名称(译)	利用超声波传播速度的超声波检查装置或超声波照射位置检查方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009183453A</a>	公开(公告)日	2009-08-20
申请号	JP2008026363	申请日	2008-02-06
[标]申请(专利权)人(译)	帝人制药株式会社		
申请(专利权)人(译)	帝人制药有限公司		
[标]发明人	鎌田奈緒子 藤田顕久 花岡泰樹 武田純		
发明人	鎌田 奈緒子 藤田 顕久 花岡 泰樹 武田 純		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB01 4C601/DD10 4C601/DE17 4C601/EE09 4C601/EE16 4C601/FF15 4C601/GA18 4C601/HH08 4C601/JB38 4C601/JB40 4C601/KK14 4C601/KK28		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波检查装置，其能够确认超声波正确地施加到骨折部位。 本发明提供了一种发射换能器，其安装在骨折部位附近的体表上并向骨折部位发射超声波，并安装在具有骨折部位的骨骼附近的体表上并传播骨骼。 一种用于接收超声波的接收换能器，以及用于通过通过该接收换能器的特定组织发送的接收信号来确认超声波正在从该发送换能器辐射到骨折部位的超级确定装置。 它是一种声波检查装置。

[选择图]图2

