

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2008/018612

発行日 平成22年1月7日 (2010.1.7)

(43) 国際公開日 平成20年2月14日 (2008.2.14)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/56 (2006.01)	A 6 1 B 17/56	4 C 0 9 8
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 3 0	4 C 1 6 0
A 6 1 F 5/00 (2006.01)	A 6 1 F 5/00 Z	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 23 頁)

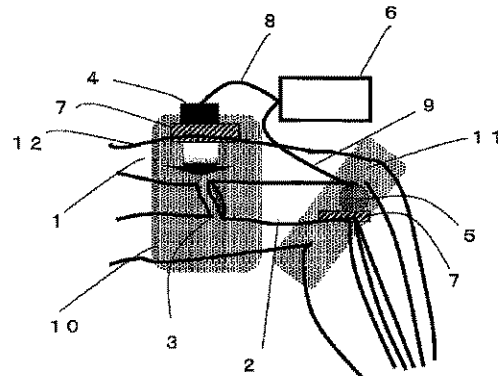
出願番号 特願2008-528910 (P2008-528910)	(71) 出願人 503369495 帝人ファーマ株式会社 東京都千代田区霞が関三丁目2番1号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2007/065797	
(22) 国際出願日 平成19年8月7日 (2007.8.7)	
(31) 優先権主張番号 特願2006-214264 (P2006-214264)	(74) 代理人 100099759 弁理士 青木 篤
(32) 優先日 平成18年8月7日 (2006.8.7)	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(74) 代理人 100092624 弁理士 鶴田 準一
(31) 優先権主張番号 特願2006-224335 (P2006-224335)	(74) 代理人 100102819 弁理士 島田 哲郎
(32) 優先日 平成18年8月21日 (2006.8.21)	(74) 代理人 100081330 弁理士 樋口 外治
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(72) 発明者 陳 敦豪 東京都日野市旭が丘四丁目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】 超音波骨折治療器、骨折治療用受信装置及び骨折位置検査器

(57) 【要約】

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骨折治療器、受信装置及び骨折位置検査器を提供する。骨折部位付近の体表(12)に設置され、骨折部位(3)に対して超音波を照射する送信用トランスデューサ(4)、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用トランスデューサ(5)を備え、前記送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用トランスデューサの受信信号より確認する判定装置(6)を備えた超音波骨折治療器などである。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

骨折部位付近の体表に設置され、骨折部位に対して骨折治療用の超音波を送信する送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用トランスデューサを備え、前記送信用トランスデューサから骨折部位に治療用の超音波が送信されていることを受信用トランスデューサの受信信号と設定された判別条件によって確認する判定装置を備えることを特徴とする超音波骨折治療器。

【請求項 2】

前記受信用トランスデューサは、骨の近位端及び／又は遠位端付近の軟部組織の薄い部位の体表で、超音波を受信することを特徴とする、請求項 1 に記載の超音波骨折治療器。

10

【請求項 3】

前記骨は大腿骨であり、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付近の体表で、大腿骨を伝搬した波を前記受信用トランスデューサが受信することを特徴とする、請求項 1 に記載の超音波骨折治療器。

【請求項 4】

前記骨は上腕骨であり、上腕骨外側上顆付近又は上腕骨内側上顆付近の体表で、上腕骨を伝搬した波を前記受信用トランスデューサが受信することを特徴とする、請求項 1 に記載の超音波骨折治療器。

【請求項 5】

前記判別条件は設定した閾値及び／又は治療対象骨の超音波伝搬特徴値によるものであることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の超音波骨折治療器。

20

【請求項 6】

前記超音波伝搬特徴値は受信信号の振幅、周波数、波形形状、又は発信超音波からの伝搬時間の少なくとも 1 つから求めるパラメーターであることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波骨折治療器。

【請求項 7】

前記送信用トランスデューサは、骨折部位に送信する骨折治療用超音波と骨折部位に送信されていることを確認する検査用超音波の両方、又は骨折治療用超音波を送信可能であることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の超音波骨折治療器。

【請求項 8】

前記検査用超音波が、治療用超音波を送信しない期間に比べて短いパースト幅を持ち、治療用超音波を送信しない間に送信されることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波骨折治療器。

30

【請求項 9】

前記判定装置は、前記受信用トランスデューサが超音波の信号を受信する受信回路、予め判別条件を記憶する記憶手段、受信信号と判別条件と比較し、超音波が骨折部位に送信していることを判別する判別手段、少なくとも判別結果を表示する表示手段、並びに前記受信回路及び前記表示手段を制御する制御手段を備えることを特徴とする、請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の超音波骨折治療器。

【請求項 10】

前記判定装置は、前記送信用トランスデューサを駆動する電気信号を発信する発信回路、前記受信用トランスデューサが超音波の信号を受信する受信回路、判別条件を記憶する記憶手段、受信信号と判別条件と比較し、超音波が骨折部位に送信していることを判別する判別手段、少なくとも判別結果を表示する表示手段、並びに前記発信回路、前記受信回路、及び前記表示手段を制御する制御手段を備えることを特徴とする、請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の超音波骨折治療器。

40

【請求項 11】

前記受信用トランスデューサは、第 1 の受信用トランスデューサ及び第 2 の受信用トランスデューサから構成され、第 1 の受信用トランスデューサが骨の近位端付近、第 2 の受信用トランスデューサが骨の遠位端付近の軟部組織の薄い部位の体表で、それぞれ超音波を

50

受信することを特徴とする、請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の超音波骨折治療器。

【請求項 12】

(1) 及び (2) の工程を行うことを特徴とする、請求項 5 ~ 11 に記載の超音波骨折治療器。

(1) 前記受信用トランスデューサが受信した電気信号から、前記超音波特徴値を演算する工程を有し、その特徴値を前記記録手段によって予め記録する工程。

(2) (1) の工程の後に、前記送信用トランスデューサから超音波を送信し、骨を伝搬した超音波を前記受信用トランスデューサが受信し、前記判別手段がそのときの電気信号を (1) の工程で得られた特徴値及び / 又は前記閾値と比較し、その差が所定の範囲内であるか否かを判断する工程。

【請求項 13】

前記 (2) の工程において、前記表示手段は、受信超音波の電気信号が所定の範囲内であるか否かによって、表示内容を変更することを特徴とする、請求項 12 に記載の超音波骨折治療器。

【請求項 14】

前記制御手段が、前記 (2) の工程によって、前記差が所定の範囲内である場合に超音波が骨折部位に送信していると判定し、その後、前記送信用トランスデューサが治療用超音波を送信するように制御することを特徴とする、請求項 12 又は 13 に記載の超音波骨折治療器。

【請求項 15】

前記送信用トランスデューサは、治療用超音波を送信しない期間に、所定の間隔で検査用超音波を送信し、(2) の工程を繰り返すことを特徴とする、請求項 12 ~ 14 のいずれか 1 項に記載の超音波骨折治療器。

【請求項 16】

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用トランスデューサを備え、超音波送信器から骨折位置に超音波が送信されていることを、受信用トランスデューサの受信信号と設定された判別条件とを比較することによって確認する判定装置を備えることを特徴とする超音波受信装置。

【請求項 17】

前記受信用トランスデューサは、骨の近位端及び / 又は遠位端付近の軟部組織の薄い部位の体表で、超音波を受信することを特徴とする請求項 16 に記載の超音波受信装置。

【請求項 18】

前記判別条件は予め設定した閾値及び / 又は治療対象骨の超音波伝搬特徴値によるものであることを特徴とする請求項 16 又は 17 に記載の超音波受信装置。

【請求項 19】

前記超音波伝搬特徴値は受信信号の振幅、周波数、波形形状、又は発信超音波からの伝搬時間の少なくとも 1 つから求めるパラメータであることを特徴とする請求項 18 に記載の超音波受信装置。

【請求項 20】

前記判定装置は、受信用トランスデューサが超音波の信号を受信する受信回路、予め判別条件を記憶する記憶手段、受信信号と判別条件と比較し、前記超音波送信器からの超音波が骨折部位に送信していることを判別する判別手段、少なくとも判別結果を表示する表示手段、並びに前記受信回路及び前記表示手段を制御する制御手段を備えることを特徴とする請求項 16 ~ 19 のいずれか 1 項に記載の超音波受信装置。

【請求項 21】

前記受信用トランスデューサは、第 1 の受信用トランスデューサ及び第 2 の受信用トランスデューサから構成され、第 1 の受信用トランスデューサが骨の近位端付近、第 2 の受信用トランスデューサが骨の遠位端付近の軟部組織の薄い部位の体表で、それぞれ超音波を受信することを特徴とする、請求項 16 ~ 20 のいずれか 1 項に記載の超音波骨折受信装置。

10

20

30

40

50

【請求項 2 2】

(A) 及び (B) の工程を行うことを特徴とする、請求項 1 8 ~ 2 1 に記載の超音波受信装置。

(A) 骨を伝搬した超音波を前記受信用トランスデューサが受信した電気信号から、前記超音波特徴値を演算する工程を有し、その特徴値を前記記録手段によって予め記録する工程。

(B) (A) の工程の後に、新たに、骨を伝搬した超音波を前記受信用トランスデューサが受信し、前記判別手段がそのときの電気信号を (A) の工程で得られた特徴値及び / 又は前記閾値と比較し、その差が所定の範囲内であるか否かを判断する工程。

【請求項 2 3】

前記 (B) の工程において、前記表示手段は、受信超音波の電気信号が所定の範囲内であるか否かによって、表示内容を変更することを特徴とする、請求項 2 2 に記載の超音波受信装置。

【請求項 2 4】

前記制御手段が、(B) の工程によって、超音波が治療対象骨に送信していると判定した場合、治療用超音波を送信する超音波送信器に治療用超音波を送信するように指示することを特徴とする、請求項 2 2 又は 2 3 に記載の超音波受信装置。

【請求項 2 5】

骨折部位付近の体表に設置され、骨折部位に対して骨折検査用の超音波を送信する送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用トランスデューサを備え、前記送信用トランスデューサから骨折部位に超音波が送信されていることを受信用トランスデューサの受信信号と設定された判別条件によって確認する判定装置を備えることを特徴とする超音波骨折位置検査器。

【請求項 2 6】

前記受信用トランスデューサは、骨の近位端及び / 又は遠位端付近の軟部組織の薄い部位の体表で、超音波を受信することを特徴とする、請求項 2 5 に記載の超音波骨折位置検査器。

【請求項 2 7】

前記骨は大腿骨であり、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付近の体表で、大腿骨を伝搬した波を前記受信用トランスデューサが受信することを特徴とする、請求項 2 5 に記載の超音波骨折位置検査器。

【請求項 2 8】

前記骨は上腕骨であり、上腕骨外側上顆付近又は上腕骨内側上顆付近の体表で、上腕骨を伝搬した波を前記受信用トランスデューサが受信することを特徴とする、請求項 2 5 に記載の超音波骨折位置検査器。

【請求項 2 9】

前記判別条件は予め設定した閾値及び / 又は治療対象骨の超音波伝搬特徴値によるものであることを特徴とする、請求項 2 5 ~ 2 8 のいずれかに記載の超音波骨折位置検査器。

【請求項 3 0】

前記超音波伝搬特徴値は受信信号の振幅、周波数、波形形状、又は発信超音波からの伝搬時間の少なくとも 1 つから求めるパラメータであることを特徴とする請求項 2 9 に記載の超音波骨折位置検査器。

【請求項 3 1】

前記判定装置は、前記受信用トランスデューサが超音波の信号を受信する受信回路、予め判別条件を記憶する記憶手段、受信信号と判別条件と比較し、超音波が骨折部位に送信していることを判別する判別手段、少なくとも判別結果を表示する表示手段、並びに前記受信回路及び前記表示手段を制御する制御手段を備えることを特徴とする、請求項 2 5 ~ 3 0 のいずれか 1 項に記載の超音波骨折位置検査器。

【請求項 3 2】

前記判定装置は、前記送信用トランスデューサを駆動する電気信号を発信する発信回路、

10

20

30

40

50

前記受信用トランスデューサが超音波の信号を受信する受信回路、判別条件を記憶する記憶手段、受信信号と判別条件と比較し、超音波が骨折部位に送信していることを判別する判別手段、少なくとも判別結果を表示する表示手段、並びに前記発信回路、前記受信回路、及び前記表示手段を制御する制御手段を備えることを特徴とする、請求項 25 ~ 30 のいずれか 1 項に記載の超音波骨折位置検査器。

【請求項 33】

前記受信用トランスデューサは、第 1 の受信用トランスデューサ及び第 2 の受信用トランスデューサから構成され、第 1 の受信用トランスデューサが骨の近位端付近、第 2 の受信用トランスデューサが骨の遠位端付近の軟部組織の薄い部位の体表で、それぞれ超音波を受信することを特徴とする、請求項 25 ~ 32 のいずれかに記載の超音波骨折位置検査器。

10

【請求項 34】

(1) 及び (2) の工程を行うことを特徴とする、請求項 29 ~ 33 のいずれかに記載の超音波骨折位置検査器。

(1) 前記受信用トランスデューサが受信した電気信号から、前記超音波特徴値を演算する工程を有し、その特徴値を前記記録手段によって予め記録する工程。

(2) (1) の工程の後に、前記送信用トランスデューサから超音波を送信し、骨を伝搬した超音波を前記受信用トランスデューサが受信し、前記判別手段がそのときの電気信号を (1) の工程で得られた特徴値及び / 又は前記閾値と比較し、その差が所定の範囲内であるか否かにより、超音波が骨折部位に送信していると判定する工程。

20

【請求項 35】

前記 (2) の工程において、前記表示手段は、受信超音波の電気信号が所定の範囲内であるか否かによって、表示内容を変更することを特徴とする、請求項 34 に記載の超音波骨折位置検査器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波骨折治療器に関し、特に、受信用トランスデューサを有し、送信用トランスデューサを適切な位置へ調節するため、超音波が骨折部位に照射していることを確認できる超音波骨折治療器に関する。本発明は、また、超音波治療器から骨に照射された超音波を受信する超音波骨折治療用受信器、並びに、超音波を利用して超音波骨折治療を行うために適切なトランスデューサの位置を確認する超音波骨折位置検査器にも関する。

30

【背景技術】

【0002】

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することにより治療を行っている。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。

超音波骨折治療器では、骨折位置へ正確に超音波を照射することが必要条件である。従来は、レントゲン撮影によって骨折位置を特定し、その付近の体表から超音波照射位置を決定し、治療を行っている。しかし、レントゲン撮影では 2 次元の情報しかなく、体表面の形状を反映する 3 次元の情報を持っていないため、超音波を照射しても、正しく骨に照射していないという課題が、特に軟部組織の厚い大腿骨、上腕骨の治療に際してあった。

40

上記課題を解決するため、治療用超音波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超音波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開示されている (特開 2001 - 299772 号公報)。しかし、この技術では、反射波の方向が骨の形状、骨の部位によって一定ではなく、骨からの反射波を受信できないことがしばしば発生し、目的とする送信用トランスデューサの正確な照射位置の確認ができなくなるという問題が生じた。また、受信用トランスデューサの設置位置を調節することで、受信できる場合もあるが、送信用トランスデューサの位置調整と受信用トランスデューサの位置調整を同時に行う必要があり、照射位置を決めるのに大変煩

50

雑となり、実用的に問題があった。

別の先行技術として、特表2000-504946号公報によると、骨の特性を判定する超音波装置が開示されている。これによると、超音波を第1の位置から介在する軟組織等の媒体を介して骨等の伝送経路に沿い、再度軟組織等の媒体を介して第2の位置へ送ることと、伝送経路に沿った超音波の伝送時間を測定することと、介在する媒体の厚さを測定することと、介在する媒体の音響速度を測定することと、2つの位置間の距離と、介在する媒体の厚さと、介在する媒体内の音響速度とに基づいて個体内の音響速度を算出することを含む。この方法では、超音波を利用して骨の物理的性質についての測定はできるものの、超音波を骨折の治療に用いることを意図したものではなく、超音波治療のためのトランスデューサの位置調節を行うことを意図したものではない。

10

また、特開2005-102716号公報では、脛骨のプラウト部に置かれた振動子が、信号発生器からのドライブ信号を受けて脛骨を振動させ、一方で、超音波深触子および送受信器は、脛骨を伝搬して来た振動に対して超音波を送信し、戻ってきた超音波を受信する。位相比較部が受信信号を位相比較し、相関演算部が位相比較信号の相関演算を行い、相関演算の結果である、脛骨の各部位における振動の強度が表示部に表示される。この先行技術によると、骨の振動の強度を測定することで骨の状態を診断することはできるものの、骨折治療用の超音波を適切な骨折部位に照射して、骨折の治療を行うことを意図したものではない。

【特許文献1】特開2001-299772号公報

【特許文献2】特表2000-504946号公報

【特許文献3】特開2005-102716号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

本発明は、治療用超音波を正確に骨折部位に照射することを確認でき、かつ簡単に使用できる超音波骨折治療器を提供することを課題とする。また、本発明は、当該超音波骨折治療器に関連する超音波骨折治療用受信器及び超音波を利用して超音波骨折治療を行うために適切なトランスデューサの位置を確認する超音波骨折位置検査器を提供することを課題とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明者らは、かかる課題について鋭意検討した結果、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送信用トランスデューサ、及び該骨の体表に設置され、骨を伝搬する超音波を受信する受信用トランスデューサを備え、前記送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確認する判定装置を備えることで上記課題を解決できることを見出したものである。

30

すなわち、本発明は、骨折部位付近の体表に設置され、骨折部位に対して骨折治療用の超音波を送信する送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用トランスデューサを備え、前記送信用トランスデューサから骨折部位に超音波が送信されていることを受信用トランスデューサの受信信号と設定された判別条件を比較することによって確認する判定装置を備えることを特徴とする超音波骨折治療器を提供するものである。

40

なお、本明細書において、「骨」とは、骨表面、骨膜、緻密質（皮質骨）と海綿質（海綿骨）からなる骨質、および骨髄を含む意味とし、また、「骨折」とは、これらの骨に係わるあらゆる損傷を含む意味とする。

また、本発明は、前記受信用トランスデューサは、骨の近位端及び/又は遠位端付近の軟部組織の薄い部位の体表で、超音波を受信することを特徴とし、特に、前記骨は大腿骨の場合、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付近の体表で、大腿骨を伝搬した波を受信すること、前記骨が上腕骨の場合、上腕骨外側上顆付近又は上腕骨内側上顆付近の体表で、上腕骨を伝搬した波を受信することを特徴とする超音波骨折治療

50

器を提供するものである。

前記判別条件は、予め設定した閾値及び／又は治療対象骨の超音波伝搬特徴値によるものであることを特徴とする。特に、前記超音波伝搬特徴値は受信信号の振幅、周波数、波形形状、又は発信超音波からの伝搬時間の少なくとも1つから求めるパラメータであることを特徴とする。

前記送信用トランスデューサは、骨折部位に送信する骨折治療用超音波と骨折部位に送信されていることを確認する検査用超音波の両方、又は骨折治療用超音波を送信可能であることを特徴とする。また、前記検査用超音波が、治療用超音波を送信しない期間に比べて短いパースト幅を持ち、治療用超音波を送信しない間に送信されることを特徴とする。

また、本発明は、前記判定装置は、前記受信用トランスデューサが超音波の信号を受信する受信回路、予め判別条件を記憶する記憶手段、受信信号と判別条件と比較し、超音波が骨折部位に送信していることを判別する判別手段、少なくとも判別結果を表示する表示手段、並びに前記受信回路及び前記表示手段を制御する制御手段を備えることを特徴とする。或いは、前記判定装置は、前記送信用トランスデューサを駆動する電気信号を発信する発信回路、前記受信用トランスデューサが超音波の信号を受信する受信回路、判別条件を記憶する記憶手段、受信信号と判別条件と比較し、超音波が骨折部位に送信していることを判別する判別手段、少なくとも判別結果を表示する表示手段、並びに前記発信回路、前記受信回路、及び前記表示手段を制御する制御手段を備えることを特徴とする。

前記受信用トランスデューサは、第1の受信用トランスデューサ及び第2の受信用トランスデューサから構成され、第1の受信用トランスデューサが骨の近位端付近、第2の受信用トランスデューサが骨の遠位端付近の軟部組織の薄い部位の体表で、それぞれ超音波を受信することを特徴とする。

また、本発明は、(1)前記受信用トランスデューサが受信した電気信号から、前記超音波特徴値を演算する工程を有し、その特徴値を前記記録手段によって予め記録する工程。(2)(1)の工程の後に、前記送信用トランスデューサから超音波を照射し、骨を伝搬した超音波を前記受信用トランスデューサが受信し、前記判別手段がそのときの電気信号を(1)で得られた特徴値及び／又は前記閾値と比較し、その差が所定の範囲内であるか否かを判断する工程を有する超音波骨折治療器を提供するものである。

また、本発明は、(2)の工程において、前記表示手段は、受信超音波の電気信号が所定の範囲内であるか否かによって、表示内容を変更することを特徴とする超音波骨折治療器を提供するものである。

また、本発明は、前記制御手段が、(2)の工程によって、超音波が骨折部位に照射していると判定した場合、前記送信用トランスデューサが治療用超音波を照射するように制御することを特徴とする超音波骨折治療器を提供するものである。

また本発明は、前記送信用トランスデューサは、治療用超音波を照射しない期間に、所定の間隔で検査用超音波を照射し、(2)の工程を繰り返すことを特徴とする超音波骨折治療器を提供するものである。

さらに本発明は、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用トランスデューサを備え、超音波治療器から骨に超音波が照射されていることを受信用トランスデューサの受信信号と設定された判別条件とを比較することによって確認する判定装置を備えることを特徴とする超音波受信装置を提供する。前記受信用トランスデューサは、骨の近位端又は遠位端付近の軟部組織の薄い部位の体表で、超音波を受信することを特徴とする。

さらに本発明は、その判定装置は、少なくとも受信用トランスデューサが超音波の信号を受信する受信回路、予め判別条件を記憶する記憶手段、受信信号と判別条件と比較し、前記超音波治療器からの超音波が骨に照射していることを判別する判別手段、少なくとも判別結果を表示する表示手段、並びに、前記受信回路、及び前記表示手段を制御する制御手段を備えることを特徴とする超音波治療用受信装置を提供するものである。また、本発明は、前記判別条件は予め設定した治療対象骨の閾値及び／又は超音波伝搬特徴値によるものであることを特徴とし、特に、受信信号の振幅、周波数、波形形状、又は発信超音波

10

20

30

40

50

からの伝搬時間の少なくとも1つから求めるパラメーターを特徴値にすることである超音波治療用受信装置を提供するものである。

また、本発明は、(A)前記受信用トランスデューサが受信した電気信号から、前記超音波特徴値を演算する工程を有し、その特徴値を前記記録手段によって予め記録する工程。(B)(A)の工程の後に、超音波治療器から超音波を照射し、骨を伝搬した超音波を前記受信用トランスデューサが受信し、前記判別手段がそのときの電気信号を(A)で得られた特徴値及び/又は前記閾値と比較し、その差が所定の範囲内であるか否かを判断する工程を有する超音波受信装置を提供するものである。

また、本発明は、(B)の工程において、前記表示手段は、受信超音波の電気信号が所定の範囲内であるか否かによって、表示内容を変更することを特徴とし、また、前記制御手段が、(B)の工程によって、超音波が骨折部位に照射していると判定した場合、前記超音波治療器に治療用超音波を照射するように指示することを特徴とする超音波受信装置を提供するものである。

また、本発明は、前記受信用トランスデューサは、第1の受信用トランスデューサ及び第2の受信用トランスデューサから構成され、第1の受信用トランスデューサが骨の近位端付近、第2の受信用トランスデューサが骨の遠位端付近の軟部組織の薄い部位の体表で、それぞれ超音波を受信することを特徴とする超音波骨折受信装置が提供される。

更に、本発明は、骨折部位付近の体表に設置され、骨折部位に対して検査用超音波を送信する送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用トランスデューサを備え、前記送信用トランスデューサから骨折部位に超音波が送信されていることを受信用トランスデューサの受信信号によって確認する判定装置を備えることを特徴とする超音波骨折位置検査器が提供される。

また、本発明は、前記判定装置は少なくとも前記送信用トランスデューサを駆動する電気信号を発信する発信回路、前記受信用トランスデューサが超音波の信号を受信する受信回路、予め判別条件を記憶する記憶手段、受信信号と判別条件と比較し、超音波が骨折部位に照射していることを判別する判別手段、少なくとも判別結果を表示する表示手段、並びに前記発信回路、前記受信回路、及び前記表示手段を制御する制御手段を備えることを特徴とする、超音波骨折位置検査器が提供される。

また、本発明は、前記判別条件は予め設定した閾値及び/又は治療対象骨の超音波伝搬特徴値によるものであることを特徴とし、特に、前記検査用超音波が、治療用超音波を照射しない期間に比べて短いパースト幅を持ち、治療用超音波を照射しない間に発信されることを特徴とする、超音波骨折位置検査器が提供される。

また、本発明は、(1)及び(2)の工程を行うことを特徴とする、超音波骨折位置検査器が提供される。(1)前記受信用トランスデューサが受信した電気信号から、前記超音波特徴値を演算する工程を有し、その特徴値を前記記録手段によって予め記録する工程。(2)(1)の工程の後に、前記送信用トランスデューサから超音波を照射し、骨を伝搬した超音波を前記受信用トランスデューサが受信し、前記判別手段がそのときの電気信号を(1)の工程で得られた特徴値及び/又は前記閾値と比較し、その差が所定の範囲内であるか否かにより、超音波が骨折部位に照射していると判定する工程。

また、本発明は、前記制御手段が、(2)の工程によって、超音波が骨折部位に照射していると判定することを特徴とする。

また、本発明は、前記受信用トランスデューサは、第1の受信用トランスデューサ及び第2の受信用トランスデューサから構成され、第1の受信用トランスデューサが骨の近位端付近、第2の受信用トランスデューサが骨の遠位端付近の軟部組織の薄い部位の体表で、それぞれ超音波を受信することを特徴とする、超音波骨折位置検査器が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0005】

図1は、本発明の骨折治療器を用いた実施態様の概略図である。

図2は、装置の構成要素の概略図である。

図3は、受信信号解析例の図である。

10

20

30

40

50

図 4 は、本発明の骨折治療器を用いた別の実施態様の概略図である。

図 5 は、発信機構の概略図である。

図 6 は、受信機構の概略図である。

図 7 は、本発明における送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。

図 8 は、本発明の骨折治療器で、受信用トランスデューサを 2 個用いた実施態様の概略図である。

図 9 は、受信用トランスデューサを 2 個用いた実施態様の装置の構成要素の概略図である。

図 10 は、受信用トランスデューサを 2 個用いた実施態様の受信信号解析例の図である。

10

【符号の説明】

【0006】

- 1 軟部組織
- 2 大腿骨
- 3 骨折部位
- 4 送信用トランスデューサ
- 5 受信用トランスデューサ
- 6 判定装置
- 7 超音波伝搬物質
- 8 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 制御手段
- 14 発信回路
- 15 受信回路
- 16 記録手段
- 17 電力供給手段
- 18 表示手段
- 19 受信信号振幅
- 20 受信信号伝搬時間
- 21 受信信号時間幅
- 22 判別手段
- 23 受信装置
- 24 発信装置
- 25 治療用超音波信号
- 26 検査用超音波信号
- 27 第二受信用トランスデューサ
- 28 第二受信用ケーブル
- 29 遠位部受信信号
- 30 近位部受信信号
- 31 遠位部受信信号振幅
- 32 近位部受信信号振幅
- 33 遠位部受信信号伝搬時間
- 34 近位部受信信号伝搬時間

20

30

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

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

50

限定されるものではない。

図1に本発明の超音波骨折治療器の適応例を、大腿骨骨折治療を例に示す。以下の実施例では、大腿骨の適用のみに言及しているが、本発明の技術は、他の四肢の骨及び体幹の骨にも同様に適用可能である。

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送信用トランスデューサ4を設置し、固定手段10を用いて大腿に装着する。固定手段10は、送信用トランスデューサ4を体表12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、送信用トランスデューサ4と体表12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。

また、大腿骨2付近の体表12の、送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、送信用トランスデューサ4と同様、固定手段11を用いて固定する。受信用トランスデューサ5と体表12との間にも超音波伝搬物質7を介在させる。

受信用トランスデューサ5の設置箇所は、骨を伝搬した超音波を受信できる場所であればどこでもよい。具体的には、治療対象である骨に近い体表で、軟部組織1が薄い、治療対象骨の近位端や遠位端が好ましい。軟部組織1が薄い箇所とは、体表を介して体を触ったときに、骨の存在が確認できる箇所が好ましい。この場所であれば、体表から骨までの距離が非常に短く、骨を伝搬した超音波が軟部組織を伝わる時、伝搬した超音波が到達する体表の範囲に受信用トランスデューサを設置されている可能性が高く、伝搬する超音波の減衰も小さいからである。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や大腿骨内側上顆付近又は大腿骨大転子等がある。図1では、大腿骨外側上顆付近に設置している。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。このように、受信用トランスデューサ5を軟部組織1が薄い箇所に設置することによって、骨内部をその骨軸方向に伝搬して来る超音波を確実に受信用トランスデューサ5で受信することが容易に可能であり、従来の技術では超音波を受信できなかったという問題を解決することができる。

また、受信用トランスデューサの固定箇所が関節部位であることが多いため、固定手段11は、関節部位での固定が容易な形態が望まれる。例えば二本以上のベルトを用いて、大腿骨であれば大腿と下腿にベルトを巻くことで、大腿骨内側上顆もしくは大腿骨外側上顆へずれることなく固定することができる。そのほか、ポリウレタンゲル等の接着性のある材料を受信用トランスデューサの超音波受信面及び/又は周辺に貼り付けることで、目的の位置の体表に固定できる。

送信用トランスデューサ4が発信する治療用超音波の信号条件は、骨折治療に適切な超音波であれば良い。例えば適切な超音波条件の一つとして、1.5MHzの周波数、200µsのバースト幅、1kHzの繰り返し周波数、超音波出力の時間平均と空間平均が30mW/cm²の超音波が好ましい。本実施例では前記条件を用いた。

受信用トランスデューサ4の位置が正しいことを確認するタイミングは、医療機関での医療従業者による診断時や、治療開始前に行う。治療終了後に確認として行うこともできる。

判定装置6の発信回路14から送信用トランスデューサ4に検査用超音波の発信信号を送る場合、超音波信号の条件として、軟部組織1や骨2を伝搬する条件であれば良く、上記の治療用超音波と異なる条件を用いてもよい。検査用超音波は、周波数50kHz - 3MHzの連続波もしくは基本周波数50kHz - 3MHz、バースト幅5 - 2000µs、繰り返し周波数10Hz - 10kHz(周期100ms - 0.1ms)の断続波、超音波出力の時間平均と空間平均は、0.5 - 100mW/cm²が好ましい。超音波の直進性を考慮した場合、周波数は500kHz - 3MHzが好ましく、バースト幅は5 - 50µsの短い方が信号解析が容易になる。治療中に、送信用トランスデューサ4の位置が正しいことを確認する場合、治療用超音波の信号を検査用超音波として用いることもできる。また、治療用超音波と異なる条件の検査用超音波を用いる場合は、治療用超音波を照射し

10

20

30

40

50

ない時間（本実施例では $800 \mu s$ ）よりも短いパースト幅の超音波を用いる必要がある。パースト幅以外の超音波条件は、前記検査用超音波条件の範囲で用いることが好ましい。

本実施例では、検査用超音波条件として基本周波数 $1.5 MHz$ 、パースト幅 $10 \mu s$ 、繰り返し周波数 $1 kHz$ 、超音波出力の時間平均と空間平均が $1.5 mW / cm^2$ を用いた。

次に、送信用トランスデューサ 4 の位置を確認する例を述べる。

送信用トランスデューサ 4 が照射位置に正しく設置している場合、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、受信用トランスデューサ 5 を用いて受信する。受信用トランスデューサで信号が受信できないときは、その状況を後述の表示手段 18 に示す。この示された情報から、超音波が骨折部位 3 に照射されていないことがわかる。この場合は、送信用トランスデューサ 4 の設置位置や向きを変えて、信号を受信用トランスデューサ 5 で受信できるまで操作を繰り返す。信号を受信でき、それが下記記載の記録手段 16 にて予め設定された信号振幅周波数等の判別条件を満たす場合には、骨折部位 3 に超音波が照射できていると下記記載の判別手段 22 が判断し、その結果が情報として表示手段 18 に示されることから、骨折部位 3 に正しく照射していることを判断できる。

治療前であれば、記録手段 16 の判別条件から正しい照射位置であると判断した場合、送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超音波に変更し、治療を開始する。このように、送信用トランスデューサ 4 は、検査用超音波だけでなく、治療用超音波も送信できるものを使用することによって、治療用トランスデューサとしての機能も兼ね備えることができる。

送信用トランスデューサ 4 が治療用トランスデューサとしての機能を兼ね備えている場合、治療中に位置の確認を行うことができる。本実施例では、治療用超音波を照射しながら、 $1 kHz$ の繰り返し周波数即ち繰り返し周期 $1 ms$ のうち、治療目的の超音波を照射しない $800 \mu s$ 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。治療中に行う場合、送信用トランスデューサ 4 の位置が正しくないときは、表示手段 18 により患者に送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、その都度、送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。

治療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。このときの送信用トランスデューサ 4 を駆動する電気信号を図 7 に示す。まず $200 \mu s$ 幅の治療用超音波信号 25 を送り、その照射後 $400 \mu s$ 経過する毎に 1 回だけ $10 \mu s$ 幅の検査用超音波信号 26 を送り、次の治療用超音波信号 25 を送る前の残り $390 \mu s$ の間に、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、受信用トランスデューサ 5 で骨を伝播した検査用超音波を検出し、判別区間内に検出した信号より、送信用トランスデューサ 4 の位置の適否を判別する。検査用超音波信号 26 は、例えば、治療用超音波信号 25 を 10 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、治療目的の超音波を照射しない前記 $800 \mu s$ の間に例えば $200 \mu s$ 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。但し、この場合、検査用超音波のパースト幅が $200 \mu s$ 以内である必要がある。

送信用トランスデューサ 4 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。

最初に医療機関で正しい照射位置を決定するとき、図 3 に示すように、受信用トランスデューサ 5 で検出した信号に基づき、受信信号振幅 19、受信信号伝搬時間 20、受信信号時間幅 21 及び受信信号の周波数等を信号の特徴値として測定することが出来る。図 3 の縦軸と横軸が交わる時間 t_0 は、検査用超音波の照射終了時間を示しており、本実施例では、検査用超音波の照射から $10 \mu s$ 後、つまり検査用超音波照射終了時を t_0 としている。検査用超音波受信開始前の時間 t_1 と検査用超音波受信終了後の時間 t_2 の間が、前記判別区間である。なお、時間 t_1 と t_2 の判別区間は受信信号伝搬時間 20、及び受

10

20

30

40

50

信信号時間幅 2 1 から誤差を考慮して、受信信号時間幅 2 1 より近い広い時間幅を設定できる。受信信号伝搬時間 2 0 は、大腿骨を治療する場合、送信用トランスデューサ 4 から軟部組織、骨折部位付近、大腿骨、大腿骨外側上顆付近を經由して受信用トランスデューサ 5 に至る超音波伝搬経路の長さでほぼ決まる。従って、骨折部位が受信用トランスデューサ 5 から近いほど受信信号伝搬時間 2 0 は短く、また超音波の減衰が小さいので受信信号振幅 1 9 は大きくなる傾向を示す。信号の特徴値の少なくとも一つを判定装置 6 の記録手段 1 6 に記録し、判別条件として扱う。患者は判別条件を記録した判定装置 6 を用いて治療を行う。

本実施例では受信信号振幅 1 9 及び受信信号伝搬時間 2 0 を用いることで、簡便に判別できる。受信信号振幅 1 9 の波形は通常正弦波もしくはこれに類似の波形であり、その周波数は受信用トランスデューサ固有の共振周波数である。従って受信用トランスデューサ 5 は送信用トランスデューサ 4 と同じ周波数特性を示すものを用いた方が、トランスデューサに伝搬してくる超音波の機械的エネルギーを電気信号に効率よく変換する上で好都合である。

受信回路 1 5 内には適切なアンプと狭帯域のバンドパスフィルター（本例では中心周波数が 1 . 5 M H z ）を備えて、受信信号の S / N を良くしてやるのが好ましい。前記の基本周波数 1 . 5 M H z 、バースト幅 1 0 μ s の検査用超音波の場合、電子回路により正確に 1 5 個のパルス波で送信用トランスデューサを駆動するが、送信用トランスデューサが発する超音波は駆動信号がなくなっても、わずかの間持続する発信特性を有し、超音波の機械的エネルギーを電気信号に変換する受信用トランスデューサにも受信特性があるので、受信信号時間幅 2 1 は前記バースト幅と同じわけではないが、同じ位置に正確に両トランスデューサを装着すれば再現性はある。骨折の治療過程での軟部組織の厚み変化、骨折部位の骨生成による超音波の伝搬経路長の変化や伝搬物質の密度変化等により、受信信号伝搬時間 2 0 はわずかに変化する要因を持っているが、受信信号伝搬時間 2 0 と同程度の測定再現性はある。これに対して受信信号振幅 1 9 の再現性は、特に送信用トランスデューサ 4 の照射軸のわずかな違いが大腿骨を伝搬する超音波エネルギー（強度）に変化を来たすために、受信信号伝搬時間 2 0 のそれより劣ることが多い。従って、判別のための特徴値としては、受信信号振幅 1 9 は広い誤差範囲を設ける必要がある。そのため、測定精度を高めるために、受信信号伝搬時間 2 0 や受信信号時間幅 2 1 のどちらか、もしくは両方を特徴値として併用することが好ましい。

なお、受信信号振幅 1 9 は、略正弦波の最大値、最小値に追従するピークホールド回路とマイコン内蔵の A / D 変換機能を使用してリアルタイムで測定することができる。また、受信信号時間幅 2 1 は、前記の A / D 変換値が予め設定した閾値より大きくなる区間をマイコン内で時間換算してやることにより容易に測定できる。受信信号伝搬時間 2 0 もまた容易に測定できる。

治療中に位置の確認を行う別の方式として、治療用超音波を検査用超音波と兼ねて使用することもできる。この場合、図 7 に示すように、先ず 2 0 0 μ s 幅の治療用超音波 2 5 を照射し、その照射後から次の治療用超音波が照射されるまでの 8 0 0 μ s の間に適切な判別区間 $t_3 - t_4$ を設けて、受信用トランスデューサ 5 で骨を伝播した検査用超音波 2 6 を検出し、判別区間内に検出した信号より、送信用トランスデューサ 4 の位置の適否を判別する。判別区間を設けるとき、超音波を照射する 2 0 0 μ s の間を含めないのは、同じ装置内で超音波を発信するために生ずる、周波数成分が同じノイズが受信回路の信号に現れ、S / N を悪くするためである。判別区間の開始タイミングは送信用トランスデューサ 4 の駆動パルスが停止した時点ではなく、その時点から超音波出射がなくなるまでの時間を十分見込んだ時点 t_3 にするのが、S / N として最も良い。また、 t_4 は超音波受信終了後に誤差を考慮して設定できる。このように適切な判別区間を設けて受信用トランスデューサ 5 で骨を伝播した超音波を検出し、治療を行うと同時に送信用トランスデューサ 4 の位置の確認を行うこともできる。

骨折部位 3 を治療する時には、医療機関で決定された位置に送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、固定手段 1 0、1 1 を用いて取付け、検査用超音波の照

10

20

30

40

50

射を行い、受信用トランスデューサ 5 が接続された受信回路 15 で電圧信号に変換して検出された受信信号が持つ特徴値と、判定装置 6 の記録手段 16 に予め記録された判別条件との比較を行う。

判別条件としては、医療機関での位置決定時の特徴値を基準値とし、これと治療時の特徴値を比較して、受信信号振幅 19 については基準値 $\pm 50\%$ 以内、受信信号伝搬時間 20 については基準値 $\pm 20\%$ 以内の差であれば正しい照射位置と本実施例では判断している。特徴値が、設定範囲から逸脱した場合には、表示手段 18 で治療位置が正しくないことを表示する。一方、特徴値が設定範囲内であった場合、正しい照射位置であると表示手段 18 で示す。この場合、送信用トランスデューサ 4 から照射する超音波条件を検査用超音波から治療用超音波に変更し、治療を開始する。あるいは、送信用トランスデューサ 4 を外し、超音波骨折治療用の治療用トランスデューサを送信用トランスデューサ 4 の装着位置と同じ位置に、正確に装着して治療を開始する。

10

図 2 に装置構成要素の一例を示す。

判定装置 6 は判定手段であって、制御手段 13、発信回路 14、受信回路 15、記録手段 16、電力供給手段 17、表示手段 18、及び判別手段 22 を備えている。トランスデューサ 4 から照射される超音波の駆動信号は発信回路 14 からケーブル 8 を通して伝達される。骨を伝搬した超音波を受信用トランスデューサ 5 で検出した場合に生じる電気信号は、ケーブル 9 を通して、受信回路 15 にて電圧信号として検出し、制御手段 13 によって演算され、記録手段 16 で特徴値として保存される。電力供給手段 17 は内蔵電源もしくは外部電源から他の手段、回路に電力を供給する手段であり、超音波骨折治療器の駆動源となる。例えば制御手段 13 はマイコン及び周辺回路から容易に構成でき、記憶手段（メモリ）16 は半導体メモリから構成される。表示部 18 は表示手段であって、判定装置 6 の状態、超音波照射の判定結果等の情報を表示する手段である。表示部として、例えば LCD 等で容易に構成できるし、また LED を利用することでも容易に構成可能であり、機能を実現できる。本実施例では LCD を用いている。判別手段 22 は、送信用トランスデューサ 4 が照射した超音波が骨折部位 3 に照射されていることを判定する手段で、例えば判別演算回路や、記録された特徴値と受信信号の特徴値との比較などを上記マイコンによって行われる。

20

他の特徴値として、判別手段 22 内に設けたコンパレータ回路により受信信号を予め定めた閾値（マイコンの D/A 変換機能により記憶手段 16 から導出した信号）と比較することによって得られる、受信信号の振幅が閾値を越える正弦波の個数（換言すれば周波数）を用いることもできる。この場合、医療機関で位置決定時に用いる閾値は適切に設定し、治療時にはその 50% を閾値として使用する。

30

図 4 に本発明の超音波の発信と受信の機構を二つの装置で実現した例を示す。送信用トランスデューサ 4 は発信装置 24 から検査用超音波と治療用超音波のそれぞれの超音波を照射する装置である。発信装置 24 は超音波骨折治療器そのものでも良い。受信用トランスデューサ 5 は受信装置 23 に接続されており、骨を伝搬した超音波を電気信号として受信し、受信装置 23 で骨に超音波が適切な位置に照射されているかどうかを判断する。

本態様では、各装置が小型化でき、使いやすくなる利点がある。また受信用トランスデューサ 5 と受信装置 23 を一体化することで受信用ケーブル 9 がなくなり、より小型化することもできる。また、受信装置 23 が超音波を発信する機構から独立することにより、同じ周波数特性成分を持つ、発信装置が発する外部ノイズを受けにくい受信装置にできる利点もある。

40

発信機構と受信機構を別々に実現した場合の、発信機構の一例を図 5 に、受信機構の一例を図 6 に示す。図 5 の発信機構は、制御手段 13、発信回路 14、及び表示手段 18 を備える発信装置 24、電力供給手段 17、ケーブル 8、及び送信用トランスデューサ 4 を備える。図 6 の受信機構は、制御手段 13、受信回路 15、記録手段 16、表示手段 18、及び判別手段 22 を備える受信装置 23、電力供給手段 17、ケーブル 9 及び受信用トランスデューサ 5 を備える。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に構成してもよい。この場合、特徴値としては、受信信号伝搬時間 20 より受信信号振幅等

50

の特徴値を用いる方が装置として簡単ではあるが、発信装置 24 から受信装置 23 に、治療用超音波を発信および又は停止するタイミング信号を、ケーブル（図示せず）もしくは無線（図示せず）等により送ることで、受信信号伝搬時間 20 も特徴値として容易に利用できる。受信信号伝搬時間 20 も特性値として利用することにより、利用しない場合に比較して検出精度が高まる。また、前記ケーブルもしくは無線等により、超音波が治療対象骨に照射していると判定した場合、発信装置 24 へ治療用超音波を照射するように指示を送ることもできる。

図 8 は受信用トランスデューサを 2 つ用いて、大腿骨骨折に本発明の装置を用いた例を示している。受信用トランスデューサ 5 は大腿骨外側上顆に装着し、第二受信用トランスデューサ 27 を大腿骨大転子に装着した。骨折している骨の遠位と近位の両端に受信用トランスデューサを装着することにより、本発明の装置は、骨の位置のみでなく、骨折位置も正確に認識することができる。ここで示す遠位とは、対象となる骨の体幹から遠い位置を示し、近位とは、対象となる骨の体幹に近い位置を示す。

図 10 に骨折位置に照射したときの受信信号例を示す。遠位部受信信号 29 が受信用トランスデューサ 5 で受信しており、近位部受信信号 30 が第二受信用トランスデューサ 27 で受信した信号である。照射位置から大腿骨外側上顆と大腿骨大転子それぞれの距離に対応した受信信号が得られる。医療機関で、特徴値の基準値としてこの受信信号を記録手段 16 に記録する。超音波が骨に照射されているが骨折位置とは異なる場合、遠位と近位のそれぞれの信号で、送信用トランスデューサ 4 との距離が、基準値を記録した条件より近くなった受信用トランスデューサの信号の伝搬時間が短くなり、振幅が大きくなり、送信用トランスデューサ 4 との距離が、基準値を記録した条件より遠くなった受信用トランスデューサの信号の伝搬時間が長くなり、振幅が小さくなる傾向がある。医療機関での位置決定時の特徴値を基準値とし、これと治療時の特徴値を比較して、遠位部受信信号振幅 31 と近位部受信信号振幅 32 については基準値 $\pm 50\%$ 以内、遠位部受信信号伝搬時間 33 と近位部受信信号伝搬時間 34 については基準値 $\pm 20\%$ 以内の差であれば正しい照射位置と本実施例では判断している。

図 9 に受信用トランスデューサを 2 つ用いた装置構成要素の一例を示す。

判定装置 6 は、制御手段 13、発信回路 14、受信回路 15、記録手段 16、電力供給手段 17、表示手段 18、及び判別手段 22 を備えている。送信用トランスデューサ 4 から照射される超音波の駆動信号は発信回路 14 からケーブル 8 を通して伝達される。骨を伝搬した超音波を受信用トランスデューサ 5、また第二受信用トランスデューサ 27 で検出した場合に生じる電気信号は、ケーブル 9、28 を通して、受信回路 15 にてそれぞれ電圧信号として検出し、制御手段 13 によって演算され、記録手段 16 で特徴値として保存される。電力供給手段 17 は内蔵電源もしくは外部電源から他の手段、回路に電力を供給する手段であり、超音波骨折治療器の駆動源となる。例えば制御手段 13 はマイコン及び周辺回路から容易に構成でき、記憶手段 16 は半導体メモリから構成される。表示手段 18 は、判定装置 6 の状態、超音波照射の判定結果等の情報を表示する手段である。表示手段として、例えば LCD 等で容易に構成できるし、また LED を利用することでも容易に構成可能であり、機能を実現できる。本実施例では LCD を用いている。判別手段 22 は、送信用トランスデューサ 4 が照射した超音波が骨折部位 3 に照射されていることを判定する手段で、例えば記録された特徴値と受信信号の特徴値との比較などを上記マイコンによって行われる。

次に、本発明の超音波骨折位置検査器の適応例を、超音波骨折治療器の場合と同様に、大腿骨の骨折位置を判別する場合を例に図 1 を参照して示す。

固定手段 10 を用いて検査用超音波を発信する送信用トランスデューサ 4 を大腿に装着する。送信用トランスデューサ 4 と体表 12 との間に、超音波伝搬物質 7 を介在させる。また、大腿骨 2 付近の体表 12 の、送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、送信用トランスデューサ 4 と同様、固定手段 11 を用いて固定する。受信用トランスデューサ 5 と体表 12 との間にも超音波伝搬物質 7 を介在させる。

受信用トランスデューサ 5 の設置箇所は、骨を伝搬した超音波を受信できる場所であればどこでもよい。具体的には、検査対象である骨に近い体表で、軟部組織 1 が薄い、検査対象骨の近位端や遠位端が好ましい。軟部組織 1 が薄い箇所とは、体表を介して体を触ったときに、骨の存在が確認できる箇所が好ましい。この場所であれば、体表から骨までの距離が非常に短く、骨を伝搬した超音波が軟部組織を伝わる時、伝搬した超音波が到達する体表の範囲に受信用トランスデューサを設置されている可能性が高く、伝搬する超音波の減衰も小さいからである。例えば、検査対象となる骨が大腿骨であれば、大腿骨外側上顆付近や大腿骨内側上顆付近又は大腿骨大転子等がある。図 1 では、大腿骨外側上顆付近に設置している。他の例として、上腕骨を検査対象とする際には、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。このように、受信用トランスデューサ 5 を軟部組織 1 が薄い箇所に設置することによって、骨内部をその骨軸方向に伝搬して来る超音波を確実に受信用トランスデューサ 5 で受信することが可能であり、従来の技術では超音波を受信できなかったという問題を解決することができる。

また、受信用トランスデューサの固定箇所が関節部位であることが多いため、固定手段 11 は、関節部位での固定が容易な形態が望まれる。例えば二本以上のベルトを用いて、大腿骨であれば大腿と下腿にベルトを巻くことで、大腿骨内側上顆もしくは大腿骨外側上顆へずれることなく固定することができる。そのほか、ポリウレタンゲル等の接着性のある材料を受信用トランスデューサの超音波受信面及び/又は周辺に貼り付けることで、目的の位置の体表に固定できる。

送信用トランスデューサ 4 の位置が正しいことを確認するタイミングは、医療機関での医療従業者による診断時や、治療開始前に行う。治療終了後に確認として行うこともできる。

判定装置 6 の発信回路 14 から送信用トランスデューサ 4 に検査用超音波の発信信号を送る場合、超音波信号の条件として、軟部組織 1 や骨 2 を伝搬する条件であれば良く、検査用超音波は周波数 50 kHz - 3 MHz の連続波もしくは基本周波数 50 kHz - 3 MHz、パースト幅 5 - 2000 μ s、繰返し周波数 10 Hz - 10 kHz (周期 100 ms - 0.1 ms) の断続波、超音波出力の時間平均と空間平均は、0.5 - 100 mW/cm² が好ましい。超音波の直進性を考慮した場合、周波数は 500 kHz - 3 MHz が好ましく、パースト幅は 5 - 50 μ s の短い方が信号解析が容易になる。

本実施例では、検査用超音波条件として基本周波数 1.5 MHz、パースト幅 10 μ s、繰返し周波数 1 kHz、超音波出力の時間平均と空間平均が 1.5 mW/cm² を用いている。

次に、送信用トランスデューサ 4 が正しい位置に設置されていることを確認する方法の例を述べる。

送信用トランスデューサ 4 が正しい照射位置に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、大腿骨外側上顆付近に設置した受信用トランスデューサ 5 を用いて受信する。受信用トランスデューサで信号が受信できないときは、その状況を、下記記載の表示手段 (表示部) 18 に示す。この表示された情報から、超音波が骨折部位 3 に照射されていないことがわかる。この場合は、送信用トランスデューサ 4 の設置位置や向きを変えて、信号を受信用トランスデューサ 5 で受信できるまで操作を繰り返す。信号を受信でき、それが下記記載の記録手段 (メモリ) 16 にて予め設定された信号振幅周波数等の判別条件を満たす場合には、骨折部位 3 に超音波が照射できていると下記記載の判別手段 (判別演算回路) 22 が判断し、その結果が情報として表示手段 (表示部) 18 に示されることから、骨折部位 3 に正しく照射していることを判断できる。

送信用トランスデューサ 4 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。

最初に医療機関で正しい照射位置を決定するとき、図 3 に示すように、受信用トランスデューサ 5 で検出した信号に基づき、受信信号振幅 19、受信信号伝搬時間 20、受信信号時間幅 21 及び受信信号の周波数等を信号の特徴値として測定することが出来る。図 3

10

20

30

40

50

の縦軸と横軸が交わる時間 t_0 は、検査用超音波の照射終了時間を示しており、本実施例では、検査用超音波の照射から $10 \mu s$ 後、つまり検査用超音波照射終了時の時間を t_0 としている。検査用超音波受信開始前の時間 t_1 と検査用超音波受信終了後の時間 t_2 の間が、前記判別区間である。なお、時間 t_1 と t_2 の判別区間は受信信号伝搬時間 20 、及び受信信号時間幅 21 から誤差を考慮して、受信信号時間幅 21 より広い時間幅を設定できる。受信信号伝搬時間 20 は、大腿骨を治療する場合、送信用トランスデューサ 4 から軟部組織、骨折部位付近、大腿骨、大腿骨外側上顆付近を經由して受信用トランスデューサ 5 に至る超音波伝搬経路の長さでほぼ決まる。従って、骨折部位が受信用トランスデューサ 5 から近いほど受信信号伝搬時間 20 は短く、また超音波の減衰が小さいので受信信号振幅 19 は大きくなる傾向を示す。信号の特徴値の少なくとも一つを判定手段 6 の記録手段（メモリ） 16 に記録し、判別条件として扱う。患者は判別条件を記録した判定装置 6 を用いて治療開始の準備を行う。

本実施例では受信信号振幅 19 及び受信信号伝搬時間 20 を用いていることで、簡便に判別できる。受信信号振幅 19 の波形は通常正弦波もしくはこれに類似の波形であり、その周波数は受信用トランスデューサ固有の共振周波数である。従って受信用トランスデューサ 5 は送信用トランスデューサ 4 と同じ周波数特性を示すものを用いた方が、トランスデューサに伝搬してくる超音波の機械的エネルギーを電気信号に効率よく変換する上で好都合である。

受信回路 15 内には適切なアンプと狭帯域のバンドパスフィルタ（本例では中心周波数が 1.5 MHz ）を備えて、受信信号の S/N を良くしてやるのが好ましい。前記の基本周波数 1.5 MHz 、バースト幅 $10 \mu s$ の検査用超音波の場合、電子回路により正確に 15 個のパルス波で送信用トランスデューサを駆動するが、送信用トランスデューサが発する超音波は駆動信号がなくなってもわずかの間持続する発信特性を有し、超音波の機械的エネルギーを電気信号に変換する受信用トランスデューサにも受信特性があるので、受信信号時間幅 21 は前記バースト幅と同じわけではないが、同じ位置に正確に両トランスデューサを装着すれば再現性はある。骨折の治療過程での軟部組織の厚み変化、骨折部位の骨生成による超音波の伝搬経路長の変化や伝搬物質の密度変化等により、受信信号伝搬時間 20 はわずかに変化する要因を持っているが、受信信号時間幅 21 と同程度の測定再現性はある。これに対して受信信号振幅 19 の再現性は、特に送信用トランスデューサ 4 の照射軸のわずかな違いが大腿骨を伝搬する超音波エネルギー（強度）に変化を来すために、受信信号伝搬時間 20 のそれより再現性が劣ることが多い。従って、判別のための特徴値としては、受信信号振幅 19 は広い誤差範囲を設ける必要がある。そのため、測定精度を高めるために、受信信号伝搬時間 20 や受信信号時間幅 21 のどちらか、もしくは両方を特徴値として併用することが好ましい。

なお、受信信号振幅 19 は、略正弦波の最大値、最小値に追従するピークホールド回路とマイコン内蔵の A/D 変換機能を使用してリアルタイムで測定することができる。また、受信信号時間幅 21 は、前記の A/D 変換値が予め設定した閾値より大きくなる区間をマイコン内で時間換算してやることにより容易に測定できる。受信信号伝搬時間 20 もまた容易に測定できる。

骨折部位 3 を検査するときには、医療機関で決定された位置に送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、固定手段 10 、 11 を用いて取付け、検査用超音波の照射を行い、受信用トランスデューサ 5 が接続された受信回路 15 で電圧信号に変換して検出された受信信号が持つ特徴値と、判定手段 6 の記録手段 16 に予め記録された判別条件との比較を行う。

判別条件としては、医療機関での位置決定時の特徴値を基準値とし、これと治療時の特徴値を比較して、受信信号振幅 19 については基準値 $\pm 50\%$ 以内、受信信号伝搬時間 20 については基準値 $\pm 20\%$ 以内の差であれば正しい照射位置と本実施例では判断している。特徴値が、設定範囲から逸脱した場合には、表示手段（表示部） 18 で治療位置が正しくないことを表示する。一方、特徴値が設定範囲内であった場合、正しい照射位置であると表示手段（表示部） 18 で示す。このように本発明の超音波骨折位置検査器で正しい

10

20

30

40

50

位置が確認できた場合、送信用トランスデューサ 4 を外し、超音波骨折治療器のトランスデューサを、送信用トランスデューサ 4 の装着箇所と同じ箇所に正確に装着して骨折治療を開始する。

超音波骨折位置検査器の装置構成要素の一例を、超音波骨折治療器の場合と同様、図 2 を参照して示す。

判定装置 6 は、制御手段 1 3、発信回路 1 4、受信回路 1 5、記録手段（メモリ）1 6、電力供給手段 1 7、表示手段（表示部）1 8、及び判別手段（判別演算回路）2 2 を備えている。トランスデューサ 4 から照射される超音波の駆動信号は、発信回路 1 4 からケーブル 8 を通して伝達される。骨を伝搬した超音波を受信用トランスデューサ 5 で検出した場合に生じる電気信号は、ケーブル 9 を通して、受信回路 1 5 にて電圧信号として検出し、制御手段 1 3 によって演算され、記録手段（メモリ）1 6 で特徴値として保存される。電力供給手段 1 7 は内蔵電源もしくは外部電源から他の手段、回路に電力を供給する手段であり、超音波骨折位置検査器の駆動源となる。例えば制御手段 1 3 はマイコン及び周辺回路から容易に構成でき、記憶手段 1 6 は半導体メモリから構成される。表示手段（表示部）1 8 は、判定手段 6 の状態、超音波照射の判定結果等の情報を表示する手段である。表示手段（表示部）として、例えば LCD 等で容易に構成できるし、また LED を利用することでも容易に構成可能であり、機能を実現できる。本実施例では LCD を用いている。判別手段（判別演算回路）2 2 は、送信用トランスデューサ 4 が照射した超音波が骨折部位 3 に照射されていることを判定する手段で、例えば記録された特徴値と受信信号の特徴値との比較などを上記マイコンによって行われる。

他の特徴値として、判別手段（判別演算回路）2 2 内に設けたコンパレータ回路により受信信号を予め定めた閾値（マイコンの D/A 変換機能により記憶手段 1 6 から導出した信号）と比較することによって得られる、受信信号の振幅が閾値を越える正弦波の個数（換言すれば周波数）を用いることもできる。この場合、医療機関で位置決定時に用いる閾値は適切に設定し、治療時にはその 50% を閾値として使用する。

次に、本発明の超音波骨折位置検査器での発信と受信の機構を二つの装置で実現した例を図 4 を参照して示す。送信用トランスデューサ 4 は発信装置 2 4 から検査用超音波を照射する装置である。発信装置 2 4 は超音波骨折治療器そのものでも良い。受信信用トランスデューサ 5 は受信装置 2 3 に接続されており、骨を伝搬した超音波を電気信号として受信し、受信装置 2 3 で骨に超音波が適切な位置に照射されているかどうかを判断する。本態様では、各装置が小型化でき、使いやすくなる利点がある。また受信信用トランスデューサ 5 と受信装置 2 3 を一体化することで受信信用ケーブル 9 がなくなり、より小型化することもできる。また、受信装置 2 3 が超音波を発信する機構から独立することにより、同じ周波数特性成分を持つ、発信装置が発する外部ノイズを受けにくい受信装置にできる利点もある。

本発明の超音波骨折位置検査器において発信機構と受信機構を別々に実現した場合の、発信機構の一例を図 5 と同様に、受信機構の一例を図 6 と同様に構成できる。図 5 の発信機構は、制御手段 1 3、発信回路 1 4、及び表示手段（表示部）1 8 を備える発信装置 2 4、電力供給手段 1 7、ケーブル 8、及び送信用トランスデューサ 4 を備える。図 6 の受信機構は、制御手段 1 3、受信回路 1 5、記録手段（メモリ）1 6、表示手段（表示部）1 8、及び判別手段（判別演算回路）2 2 を備える受信装置 2 3、電力供給手段 1 7、ケーブル 9 及び受信信用トランスデューサ 5 を備える。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に構成してもよい。この場合、特徴値としては、受信信号伝搬時間 2 0 より受信信号振幅等の特徴値を用いる方が装置として簡単ではあるが、発信装置 2 4 から受信装置 2 3 に、検査用の超音波を発信および又は停止するタイミング信号を、ケーブル（図示せず）もしくは無線（図示せず）等により送ることによって、受信信号伝搬時間 2 0 も特徴値として容易に利用できる。受信信号伝搬時間 2 0 も特性値として利用することにより、利用しない場合に比較して検出精度が高まる。

本実施例の超音波骨折検査器においても、図 8 で説明したのと同様、受信信用トランスデューサを 2 つ用いて、大腿骨骨折の検査に用いることができる。受信信用トランスデューサ

5は大腿骨外側上顆に装着し、第二受信トランスデューサ27を大腿骨大転子に装着する。この場合も、骨折している骨の遠位と近位の両端に受信トランスデューサをそれぞれ装着することにより、骨折位置をより正確に認識することができる。ここで示す遠位とは、対象となる骨の体幹から遠い位置を示し、近位とは、対象となる骨の体幹に近い位置を示す。

受信信号例や装置構成要素についても、超音波骨折治療器について図9と図10で示したものと同様のものが、超音波骨折位置検査器にも適用可能である。

本発明の超音波骨折治療器、骨折治療用受信装置、及び超音波骨折位置検査器は、骨折部位以外の骨に超音波を照射する場合にも利用することが可能である。骨折部位以外の骨に超音波を照射する場合は、骨密度の測定個所の決定や骨腫瘍などへの超音波温熱療法を用いる場合の位置決定が挙げられる。

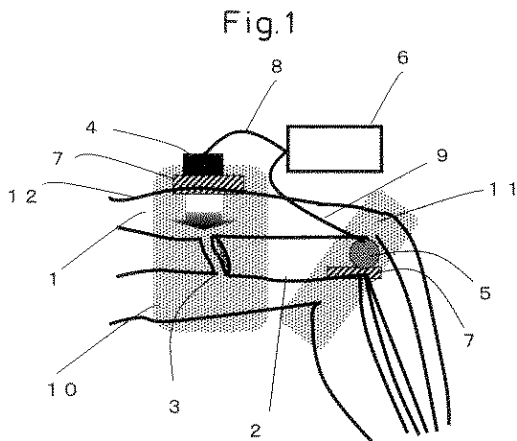
本発明の超音波骨折治療器、骨折治療用受信装置、及び超音波骨折位置検査器において、作用の共通する要素については、同じ構成を適用することができる。

【産業上の利用可能性】

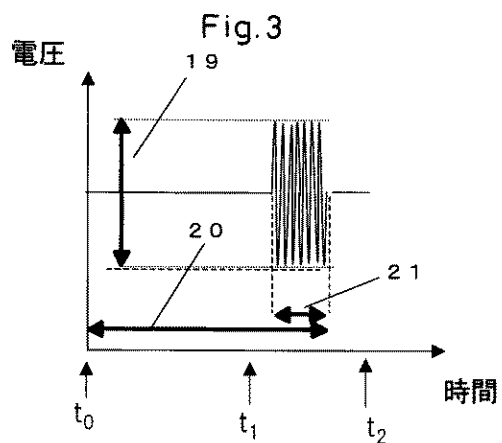
【0008】

以上説明したように、本発明によれば、治療用超音波を骨折部位に正確に照射していることを確認することが可能となる。かつ、本発明は、骨に超音波を照射したときの骨の反射波ではなく、骨を伝搬した超音波を利用するので、骨の形状、骨の部位、又は軟部組織の厚みによる影響が従来方法に比べ小さい。よって、簡単に使用可能な超音波骨折治療器並びに超音波受信装置を提供することができる。また、骨折位置を判別するための超音波骨折位置検査器は、検査用超音波を送信できれば良いので、超音波骨折治療器と比較してより簡便な装置とすることができる。これにより、低コストの生産が可能となり、発信回路の構成も容易にできる。

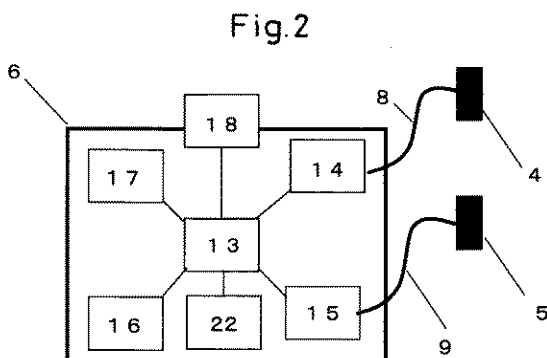
【図1】



【図3】



【図2】

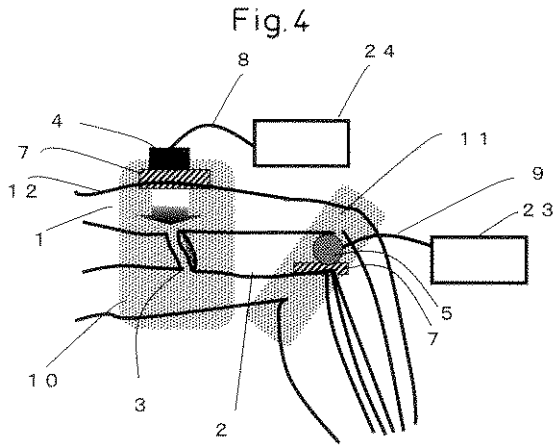


10

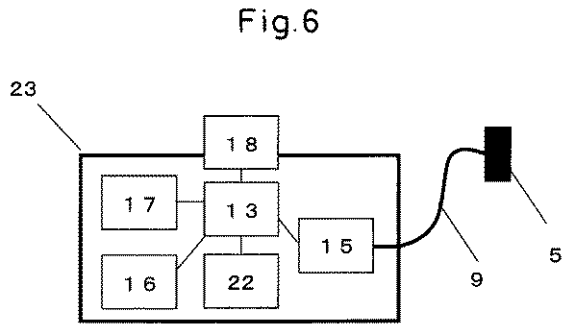
20

40

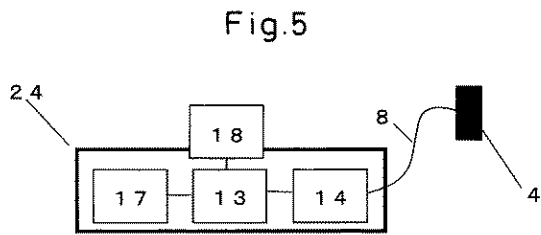
【 図 4 】



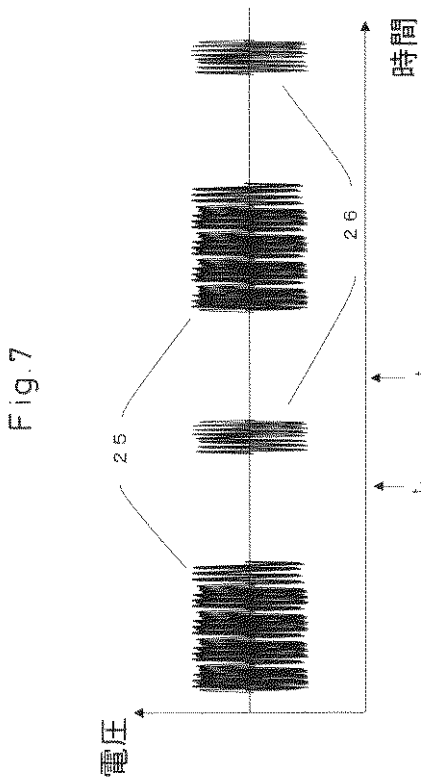
【 図 6 】



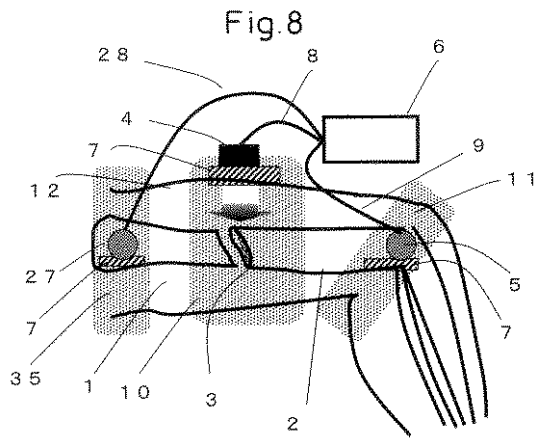
【 図 5 】



【 図 7 】

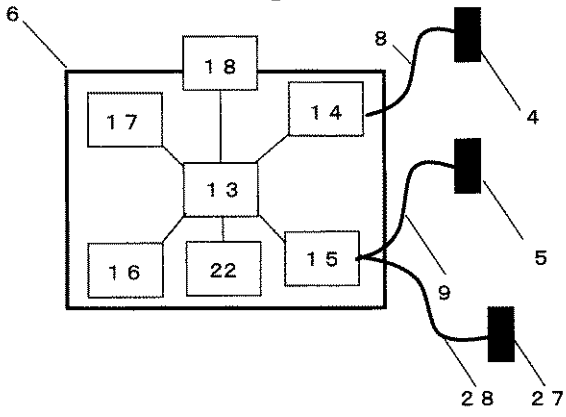


【 図 8 】



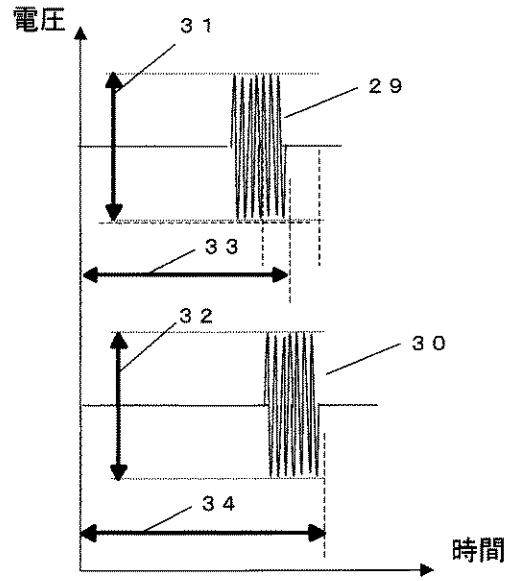
【図9】

Fig.9



【図10】

Fig.10



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2007/065797
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B18/00(2006.01)i, A61B8/00(2006.01)i, A61B17/56(2006.01)i, A61B17/58(2006.01)i, A61F7/00(2006.01)i 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) A61B18/00, A61B8/00, A61B17/56, A61B17/58, A61F7/00 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2007 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2007 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2007 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) WPI		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2005-510283 A (MOILANEN, Petro), 21 April, 2005 (21.04.05), Claim 1; Fig. 2 & US 2005/0004457 A1 & WO 03/045251 A1 & FI 20025046 A & CN 1596084 A	1-35
Y	JP 2000-225161 A (Furuno Electric Co., Ltd.), 15 August, 2000 (15.08.00), Claim 1; Par. No. [0001] (Family: none)	1-35
Y	JP 2005-102716 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 21 April, 2005 (21.04.05), Abstract; Fig. 1 (Family: none)	1-35
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input 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 "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "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) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "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 "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 "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 "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 22 August, 2007 (22.08.07)		Date of mailing of the international search report 04 September, 2007 (04.09.07)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2007/065797	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B18/00(2006.01)i, A61B8/00(2006.01)i, A61B17/56(2006.01)i, A61B17/58(2006.01)i, A61F7/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B18/00, A61B8/00, A61B17/56, A61B17/58, A61F7/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2007年 日本国実用新案登録公報 1996-2007年 日本国登録実用新案公報 1994-2007年			
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) WPI			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
Y	JP 2005-510283 A (モイラネン、ペトロ) 21.04.2005、請求項1、図2 & US 2005/0004457 A1 & WO 03/045251 A1 & FI 20025046 A & CN 1596084 A	1-35	
Y	JP 2000-225161 A (古野電気株式会社) 15.08.2000、請求項1、段落1 (ファミリーなし)	1-35	
Y	JP 2005-102716 A (松下電器産業株式会社) 21.04.2005、要約、図1 (ファミリーなし)	1-35	
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。	
* 引用文献のカテゴリ 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献	
国際調査を完了した日 22.08.2007		国際調査報告の発送日 04.09.2007	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 川端 修 電話番号 03-3581-1101 内線 3346	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MT,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,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,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 高 林 淳一

東京都日野市旭が丘四丁目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) 4C098 AA01 BB16 BC50

4C160 JJ23 JJ25 LL21 LL27 LL38

4C601 DD10 FF16 JC11 KK14

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波骨折治疗器、骨折治疗用受信装置及び骨折位置検査器		
公开(公告)号	JPWO2008018612A1	公开(公告)日	2010-01-07
申请号	JP2008528910	申请日	2007-08-07
[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	陳敦豪 高林淳一		
发明人	陳 敦豪 ▲高▼林 淳一		
IPC分类号	A61B17/56 A61B18/00 A61F5/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61N7/00 A61B8/0875 A61B2090/378		
FI分类号	A61B17/56 A61B17/36.330 A61F5/00.Z A61B8/08		
F-TERM分类号	4C098/AA01 4C098/BB16 4C098/BC50 4C160/JJ23 4C160/JJ25 4C160/LL21 4C160/LL27 4C160/LL38 4C601/DD10 4C601/FF16 4C601/JC11 4C601/KK14		
代理人(译)	青木 笃 岛田哲朗		
优先权	2006214264 2006-08-07 JP 2006224335 2006-08-21 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种超声骨折愈合装置，接收器和骨折位置检查装置，用于确认超声波被正确地应用于骨折部位。超声骨折愈合装置包括放置在骨折部分附近的身体表面（12）上的发射换能器（4），用于将超声波施加到骨折骨部分（3），并且接收换能器（5）放置在骨折部分上。骨骼附近的体表具有骨折部分，用于接收通过骨骼传播的超声波。超声骨折愈合装置包括判断装置（6），用于通过接收换能器的接收信号确认从发射换能器向骨折骨部分施加超声。

