

(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2009-160336

(P2009-160336A)

(43) 公開日 平成21年7月23日(2009.7.23)

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

F I
A61B 8/08

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 23 頁)

(21) 出願番号 特願2008-3221 (P2008-3221)
(22) 出願日 平成20年1月10日 (2008.1.10)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 110000866
特許業務法人三澤特許事務所
(74) 代理人 100081411
弁理士 三澤 正義

最終頁に続く

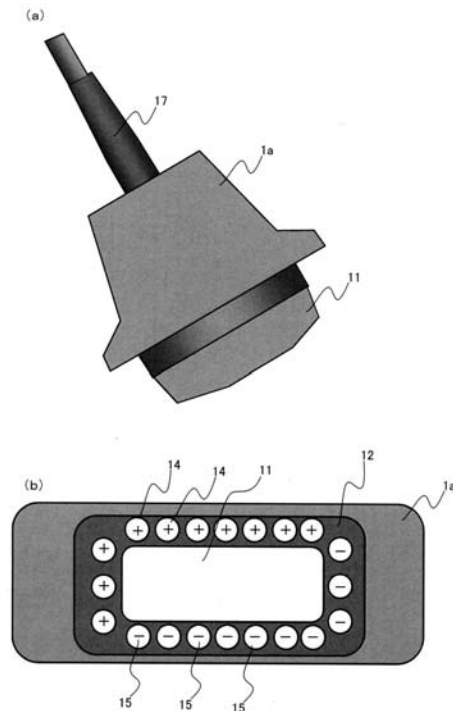
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】筋肉を被検体の意識とは関係なく運動させることで、安定的に運動する筋肉を画像化又は映像化する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波プローブに、低周波のパルスが印加されて生体に電気刺激を与える正電極及び負電極を、超音波の送受波面となるヘッドを挟んで配する。電極対にパルスを印加して生体を電気刺激しつつ、超音波の送受波に基づき、この電気刺激された生体の画像を撮影する。そして、電気刺激された生体の超音波画像に基づき、電気刺激による生体の歪みを示す値を計測する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波の送受波面をヘッドに有する超音波プローブと、
前記ヘッドを挟んで前記超音波プローブに配され、低周波のパルスが印加されて生体に電気刺激を与える正電極及び負電極と、
前記超音波プローブが前記電気刺激された生体から受波した反射波に基づき、その生体の画像を生成する画像処理手段と、
前記画像を表示する表示手段と、
前記画像に基づき、前記電気刺激による前記生体の歪みを示す値を計測する歪み計測手段と、
を備えること、
を特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記ヘッドの縁に沿って配され、前記生体に貼着される貼着部をさらに備え、
前記正電極及び負電極は、前記貼着部の前記生体に貼着する面に点在して配されていること、
を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記ヘッドを挟んで前記超音波プローブに配される一対の穿刺針をさらに備え、
前記正電極及び負電極は、前記穿刺針に収容されていること、
を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記正電極及び負電極は、対極を向かい合わせて一列に複数並んで配され、
前記複数の正電極のそれぞれに対応した各正極側スイッチと、
前記複数の負電極のそれぞれに対応した各負極側スイッチと、
前記正極側スイッチと前記負極側スイッチのオン又はオフを独立して選択的に切り替える低周波電流制御手段と、
をさらに備えること、
を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記低周波電流制御手段は、
対向しない前記正電極と前記負電極とに対応する前記正極側スイッチ及び前記負極側スイッチをオンにすることで、前記正電極及び負電極の並び方向に対して斜めに指向した低周波の電流を発信させること、
を特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記低周波電流制御手段は、
隣り合う複数の前記正電極及び前記負電極に対応する前記正極側スイッチ及び前記負極側スイッチをオンにすることで、前記生体の所定幅に低周波の電流を発信させること、
を特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記表示手段は、パルスを印加する前記正電極と前記負電極とを個別に選択可能に表示し、
前記低周波電流制御手段は、前記表示に基づき選択された前記正電極と前記負電極に対応する前記正極側スイッチと前記負極側スイッチをオンにすることで、
を特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記歪みを示す値に基づく生体の発達を評価する発達度数を予め比較対象として記憶しておき、前記計測された歪みを示す値に基づく発達度数と、前記比較対象となして予め記憶されている発達度数とを、前記表示手段に同時に表示させる発達比較部と、

50

をさらに備えること、
を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

予め年齢毎の前記歪みを示す一般値を記憶しておき、この一般値に基づく被検体の年齢から所定年数後の前記歪みの予測増減率と、前記計測された歪みを示す値とに基づき、前記所定年数後の前記生体の歪みの予測値を算出する発達予測手段をさらに備えること、
を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、低周波を発信して筋肉に刺激を与えて運動させるとともに、その運動している筋肉に対して超音波を送受信して筋肉の動きを映像化する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

筋肉等の組織の運動を定量化するためには、例えば握力計のように計測器を用いて測定することが一般的である。このような計測器では、運動させている筋肉を総合的に定量化することは可能であるが、筋肉の各繊維をひとつひとつ定量化することは困難である。

【0003】

そのため、現在、超音波診断装置により筋肉の運動を画像又は映像として捉え、その画像又は映像に基づき筋肉の運動を定量化する手法が提示されている。

【0004】

超音波診断装置は、生体内に超音波を送波し、生体内からの反射波を受波して、その反射波の強度及び反射位置から生体内の構造を画像又は映像化する装置である。筋肉等の組織の運動を定量化する手法としては、ドブラ法や 2 次元トラッキング法等が挙げられ、何れも筋肉の各点の動きを超音波の送受波に基づく画像や映像から捉え、その各点の時相毎の移動量や移動速度や加速度等で示される歪み度を算出するものである（例えば、「特許文献 1」参照。）。

【0005】

この超音波の送受波とドブラ法や 2 次元トラッキング法等の定量化手法とによって、筋肉の繊維のひとつひとつの運動を定量化することが可能となったが、被験者が意識的に筋肉を運動させなくてはならないことによる問題が存在する。被験者が意識して筋肉を運動させる場合には、そのときの体調や環境や体力等の要因によって安定的に筋肉の運動を画像化又は映像化することができず、信頼性の薄い不安定な結果しか得ることができない。特に、病理等で筋肉を意識的に運動させることができない場合には、筋肉の動きを画像化又は映像化することすら困難である。

【0006】

【特許文献 1】特開 2007 - 236606 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、筋肉を被検体の意識とは関係なく運動させることで、安定的に運動する筋肉を画像化又は映像化する超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題を解決するために、本発明に係る超音波診断装置は、超音波の送受波面をヘッドに有する超音波プローブと、前記ヘッドを挟んで前記超音波プローブに配され、低周波のパルスが印加されて生体に電気刺激を与える正電極及び負電極と、前記超音波プローブが受波した反射波に基づき、前記電気刺激された生体の画像を生成する画像処理手段と、前記画像を表示する表示手段と、前記画像に基づき、前記電気刺激による前記生体の歪み

10

20

30

40

50

を示す値を計測する歪み計測手段と、を備えること、を特徴とする。

【0009】

前記ヘッドの側周囲に配され、前記生体に貼着される貼着手段をさらに備え、前記正電極及び負電極は、前記貼着手段に収容されているようにしてもよい（請求項2記載の発明に相当）。

【0010】

前記ヘッドを挟んで前記超音波プローブに配される一对の穿刺針をさらに備え、前記正電極及び負電極は、前記穿刺針に収容されているようにしてもよい（請求項3記載の発明に相当）。

【0011】

前記正電極及び負電極は、対極を向かい合わせて一列に複数並んで配され、前記複数の正電極のそれぞれに対応した各正極側スイッチと、前記複数の負電極のそれぞれに対応した各負極側スイッチと、前記正極側スイッチと前記負極側スイッチのオン又はオフを独立して選択的に切り替える低周波電流制御手段と、をさらに備えるようにしてもよい（請求項4記載の発明に相当）。

【0012】

前記低周波電流制御手段は、対向しない前記正電極と前記負電極とに対応する前記正極側スイッチ及び前記負極側スイッチをオンにすることで、前記正電極及び負電極の並び方向に対して斜めに指向した低周波の電流を発信させるようにしてもよい（請求項5記載の発明に相当）。

【0013】

前記低周波電流制御手段は、隣り合う複数の前記正電極及び前記負電極に対応する前記正極側スイッチ及び前記負極側スイッチをオンにすることで、前記生体の所定幅に低周波の電流を発信させるようにしてもよい（請求項6記載の発明に相当）。

【0014】

前記表示手段は、パルスを印加する前記正電極と前記負電極とを個別に選択可能に表示し、前記低周波電流制御手段は、前記表示に基づき選択された前記正電極と前記負電極に対応する前記正極側スイッチと前記負極側スイッチをオンにするようにしてもよい（請求項7記載の発明に相当）。

【0015】

前記歪みを示す値に基づく生体の発達を評価する発達度数を予め比較対象として記憶しておき、前記計測された歪みを示す値に基づく発達度数と、前記比較対象となして予め記憶されている発達度数とを、前記表示手段に同時に表示させる発達比較部と、をさらに備えるようにしてもよい（請求項8記載の発明に相当）。

【0016】

予め年齢毎の前記歪みを示す一般値を記憶しておき、この一般値に基づく被検体の年齢から所定年数後の前記歪みの予測増減率と、前記計測された歪みを示す値とに基づき、前記所定年数後の前記生体の歪みの予測値を算出する発達予測手段をさらに備えるようにしてもよい（請求項9記載の発明に相当）。

【発明の効果】

【0017】

本発明の態様によっては、低周波の発信により筋肉を意識とは関係なく運動させる機構を有するため、病理等で筋肉を意識的に動かせない場合を含めて、安定した筋肉の運動を画像化又は映像化することができる。また、この安定した筋肉の運動が画像化又は映像化されることにより、環境や体調に左右されない筋肉の歪み度をサンプリングすることができ、精度の高い比較や発達予測が可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態について、図面を参照しながら具体的に説明する。

10

20

30

40

50

【0019】

はじめに、超音波診断装置は、超音波を送受波して、反射波の強度及び反射位置に基づき画像又は映像を生成する装置である。この超音波診断装置は、超音波を送受波する超音波プローブを有する。

【0020】

図1乃至図3は、本実施形態に係る超音波プローブの構成を示す図である。図1は、第1の具体例に係る低周波発信機構付超音波プローブ1aの外観を示す模式図であり、(a)は、側面図、(b)は、ヘッド11側から見た正面図である。図2は、第2の具体例に係る低周波発信機構付超音波プローブ1bの外観を示す模式図であり、図3は、低周波発信機構付超音波プローブ1bの内部構成を示すブロック図である。尚、以下、低周波発信機構付超音波プローブ1aと低周波発信機構付超音波プローブ1bとを区別しない場合には、単に低周波発信機構付超音波プローブ1と呼ぶ。

10

【0021】

低周波発信機構付超音波プローブ1は、ヘッド11に超音波の送受波面を有する。このヘッド11には、内部に複数の圧電素子を1次元状又は2次元状に配列されている。この圧電素子に信号電圧を印加することにより、低周波発信機構付超音波プローブ1のヘッド11側から超音波を送波する。また、圧電素子が反射波を受波することにより、この反射波の強度に応じたエコー信号が出力される。

【0022】

圧電素子は、チタン酸ジルコン酸鉛 $Pb(Zr, Ti)O_3$ 、ニオブ酸リチウム $(LiNbO_3)$ 、チタン酸バリウム $(BaTiO_3)$ 、又はチタン酸鉛 $(PbTiO_3)$ 等のセラミック材料で組成されている。この圧電素子は、音響/電気可逆的変換素子であり、信号電圧が印加されると圧電効果により超音波を発振し、超音波を受波するとその超音波の強度に応じてエコー信号を出力する。

20

【0023】

図1に示すように、第1の具体例に係る低周波発信機構付超音波プローブ1aには、圧電素子が内包されるヘッド11の縁に沿って貼着パッド12が配されている。貼着パッド12の前面は、粘着性を有している。また、貼着パッド12には、低周波の電流が導通する複数の負電極15及び正電極14が点在している。負電極15と正電極14は、ヘッド11を挟んで対向して配されている。この負電極15と正電極14は、それぞれ通電させるための図示しないリード線16に接続されている。このリード線16は、コード17を介して後述する超音波診断装置本体2のコントローラ100に接続されている。

30

【0024】

また、図2に示すように、第2の具体例に係る低周波発信機構付超音波プローブ1bには、圧電素子が内包されるヘッド11の対向する両側面に、ヘッド11を挟み込むように一对の穿刺針13が配されている。穿刺針13は、ヘッド11の後方において当該両側面に立設されたフランジを貫通し、ヘッド11の前面が向く方向と略同一の方向に軸を有するように支持されている。フランジからは、コード17内部から延びたリード線16が引き出されている。このリード線16は、穿刺針13のヘッド11とは反対の端から穿刺針13の内部に延びている。

40

【0025】

図3に示すように、穿刺針13の内部には、一方の穿刺針13に複数の正電極14が軸に沿って配列され、他方の穿刺針13に複数の負電極15が軸に沿って収容されている。正電極14と負電極15は、穿刺針13の一端を揃えたときに、同じ高さに対極が存在するように配置されている。換言すると、対極が向かい合うように配置されている。リード線16は、この各正電極14と負電極15に接続されている。

【0026】

このような低周波発信機構付超音波プローブ1において、負電極15と正電極14の一对に低周波のパルスが印加されると、パルスが印加された負電極15と正電極14とが通電することによって、その間に低周波の電流が流れる。パルスを印加する正電極14と負

50

電極 15 とは、スイッチによって個別的且つ選択的に切り替えられる。

【0027】

図4は、このパルスを印加する正電極14と負電極15とを切り替える構成を示す図である。

【0028】

図4に示すように、各正電極14と各負電極15には、ゲート回路等のスイッチ18が個別に接続されている。このスイッチは、後述するように、低周波用パルス信号送信部3に配され、コントローラ100の低周波電流制御部110のオンオフ制御によって切り替えられる。各正電極14に対応する何れかのスイッチ18と各負電極15に対応する何れかのスイッチ18とをオンにすると、オンにされたスイッチ18に接続された正電極14及び負電極15にパルスが印加され、その間に低周波の電流が流れる。

10

【0029】

オンにするスイッチ18は、向かい合う正電極14及び負電極15に対応するものであってもよいし、対向していない正電極14及び負電極15に対応するものであってもよい。即ち、正電極14と負電極15のオンオフは、個別的に、換言するとそれぞれ独立して切り替えられる。オンにするスイッチ18を正電極14側と負電極15側とで個別に選択することで、発信される電流に各種の指向性が与えられる。

【0030】

また、オンにするスイッチ18は、一対のみならず複数対の正電極14及び負電極15に対応するものであってもよい。隣り合う複数の正電極14及び負電極15に対応するスイッチ18をオンにすることで、このオンにされたスイッチ18に対応する正電極14及び負電極15の並び幅で筋肉に電流を発信することができる。

20

【0031】

図5及び図6は、この低周波発信機構付超音波プローブ1の被検体に対する装着例を示す模式図である。図5は、低周波発信機構付超音波プローブ1aの装着例を示し、図6は、低周波発信機構付超音波プローブ1bの装着例を示す。

【0032】

図5に示すように、低周波発信機構付超音波プローブ1aは、運動を画像化したい生体、例えば筋肉にヘッド11を向けて体表に接触させ、かつ当該筋肉を各負電極15と各正電極14が周囲から包囲するように貼着パッド12を貼着して使用する。

30

【0033】

また、図6に示すように、低周波発信機構付超音波プローブ1bは、運動を画像化したい生体、例えば筋肉にヘッド11を向けて体表に接触させ、また、このヘッド11の両側面に配される穿刺針13を当該筋肉を挟み込むように体内に差し込んで使用する。

【0034】

このような低周波発信機構付超音波プローブ1a又は1bの装着により、運動を画像化したい筋肉が負電極15と正電極14に挟み込まれ、この負電極15と正電極14とを通電させることにより当該筋肉が低周波の電流で刺激されて運動を強制される。そして、運動を強制された筋肉に対して、ヘッド11の送受波面から超音波が送波され、この筋肉から反射した反射波が受波されることで、運動を強制された筋肉が画像化又は映像化される。映像化とは、画像を時間を異ならせて連続的に生成することである。

40

【0035】

この低周波発信機構付超音波プローブ1は、コード17を介して超音波診断装置本体2に接続される。そして、この超音波診断装置本体2から超音波送波のための信号電圧が圧電素子毎に遅延されて印加される。また、この超音波診断装置本体2から低周波電流を通電させるための信号電圧が一対又は複数対の正電極14及び負電極15に同時又は遅延されて印加される。低周波発信機構付超音波プローブ1が出力したエコー信号は、この超音波診断装置本体2に入力される。超音波診断装置本体2は、このエコー信号を処理することで筋肉の運動が画像化又は映像化する。

【0036】

50

図7は、この超音波診断装置本体2の構成を示すブロック図である。

【0037】

超音波診断装置本体2は、超音波用パルス信号送信部4と低周波用パルス信号送信部3と受信部5とB/M処理部61とCFM処理部62とDSC7(Digital Scan Converter)とビデオI/F8とモニター9とコントローラ100と操作卓120とを備える。超音波用パルス信号送信部4と低周波用パルス信号送信部3と受信部5とが低周波発信機構付超音波プローブ1に信号線を介して電氣的に接続されている。また、受信部5とB/M処理部61、受信部5とCFM処理部62、B/M処理部61とDSC7、CFM処理部62とDSC7、DSC7とビデオI/F8、ビデオI/F8とモニター9が電氣的に接続されている。また、コントローラ100と各構成とが制御可能に電氣的に接続されている。

10

【0038】

超音波用パルス信号送信部4は、超音波に属する周波数のパルス信号を発生し、低周波発信機構付超音波プローブ1の圧電素子に対してパルス信号を印加する。この送信部は、パルス発生器41と遅延回路42と高出力回路43とを備えている。

【0039】

パルス発生器41は、パルス信号を発生する回路である。内部に基本信号を発生するクロック生成器を有し、基本信号の周波数を基に、予め設定された周波数データが表す周波数のパルス信号を出力する。このパルス発生器41によって送信する超音波の周波数が決定される。

20

【0040】

遅延回路42は、パルス発生器41が発生させたパルス信号を圧電素子毎に遅延させる回路である。圧電素子毎に超音波をビーム上に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を各パルス信号に対して与える。

【0041】

高出力回路43は、遅延がかけられた各圧電素子に対するパルス信号に従って、各圧電素子に信号電圧を印加する。

【0042】

なお、後述する筋肉の歪み度を計測する具体例では、例えばBモード撮影と組織ドプラモード撮影とを並行して実行する必要がある。係る具体例では、送信部は、コントローラ100の制御下で、例えば各走査線について数回のBモード送信と後数回のドプラ送信とを実行するように、送信波形を形成する。

30

【0043】

低周波用パルス信号送信部3は、低周波数のパルス信号を発生し、低周波発信機構付超音波プローブ1が有する負電極15及び正電極14の何れか一対又は複数対に選択的に印加する。この低周波用パルス信号送信部3は、各負電極15と各正電極14のスイッチ18を有する。スイッチ18のオンオフ制御は、後述するコントローラ100により制御される。

【0044】

受信部5は、低周波発信機構付超音波プローブ1から出力されたエコー信号を受信する。この受信部5では、エコー信号を増幅し、デジタル信号に変換する。さらに、各圧電素子から出力されたエコー信号に受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与え整相加算し、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調された単一のエコー信号を生成する。受信部5は、処理後のエコー信号をB/M処理部61とCFM処理部62へ出力する。

40

【0045】

B/M処理部61は、所定の周波数帯域の反射波成分を減衰させ、所望の周波数帯域の反射波成分を抽出するバンドパスフィルタ処理を行った後、包絡線検波を行うことでその包絡線成分を検出する。その後、B/M処理部61は、エコー信号に対して対数圧縮処理及び必要に応じてエッジ強調処理等を実行する。このB/M処理部61は、処理により生成した信号列をDSC7に出力する。

50

【0046】

C F M 処理部 6 2 は、エコー信号を組織信号と血流信号とに分離するためのハイパスフィルタ処理（「MTIフィルタ処理」、又は「Wallフィルタ処理」とも呼ばれる。）
、組織や血流の移動速度を検出するための自己相関処理を実行する。また、C F M 処理部
6 2 は、必要に応じてエコー信号中の組織信号を低減・削除するための非線形処理を実行
する。このC F M 処理部 6 2 は、処理により生成した信号列をD S C 7 に出力する。

【0047】

D S C 7 は、デジタルスキャンコンバータであり、B / M 処理部 6 1、C F M 処理部 6
2 から入力した信号列を、超音波ビームの送受信に対応した位置にマッピングすることで
、超音波画像を生成し、直交変換する。超音波ラスタデータは、超音波ビームの軌跡を X
Y 平面に投影したときの投影された軌跡が Y 軸となす角度 と、低周波発信機構付超音波
プローブ 1 の位置とサンプリング点との距離 K で表される座標系で得られる。この座標系
で得られる超音波画像を表示用の画像データの座標系 (X , Y) に直交変換する。D S C
7 が生成した B モードの超音波画像と C F M モードの超音波画像は、ビデオ I / F 8 に出
力される。

10

【0048】

ビデオ I / F 8 は、B モードの超音波画像、C F M モードの超音波画像、その他の超音
波画像に関する種々の情報を各画像と組み合わせ、モニタ 9 表示用にレイアウトされた表
示画像を構成し、モニタ 9 に当該表示画像を表示する。モニタ 9 は、LCD (L i q u i d
C r y s t a l D i s p l a y) ディスプレイや CRT (C a t h o d e R a y
T u b e) ディスプレイ等の画面を有する装置である。

20

【0049】

コントローラ 1 0 0 は、C P U 1 0 1、メモリ 1 0 2 を有しており、システム全体の制
御中枢として、超音波診断装置本体 2 を静的又は動的に制御する。当該コントローラ 1 0
0 の制御のもと、エコー信号や超音波画像は、各構成で種々の処理を受け、次段の構成に
送り出されるとともに、メモリ 1 0 2 に記憶される。

【0050】

超音波の送受波及び超音波画像の生成処理は、モニタ 9 に表示された超音波送受波ボタ
ンの押下を契機に開始する。コントローラ 1 0 0 は、このモニタ 9 に患者情報表示画面を
予め表示させ、この画面に超音波送受波ボタンを配置する。患者情報表示画面は、超音波
の送受波により撮影する被検体の情報を表示する画面である。コントローラ 1 0 0 は、被
検体の国籍、性別、年齢、及び患者 I D や患者氏名等の被検体を識別する情報が操作卓 1
2 0 を用いて入力されると、この入力された被検体を識別する情報をメモリ 1 0 2 に記憶
させ、さらにモニタ 9 の患者情報表示画面に表示させる。

30

【0051】

また、コントローラ 1 0 0 は、後述する低周波発信方向の制御処理、筋肉の歪み度の計
測処理、歪み度の比較処理、及び筋肉の今後の発達予測処理を実行する。より具体的には
、メモリ 1 0 2 に記憶されているプログラムを C P U 1 0 1 で解読及び実行することで、
これら各処理を実行する。なお、これに限定されず、ハードウェア構成によってこれら各
処理を実行してもよい。

40

【0052】

このコントローラ 1 0 0 は、低周波発信方向の制御処理、筋肉の歪み度の計測処理、歪
み度の比較処理、及び筋肉の今後の発達予測処理を、操作卓 1 2 0 を用いた操作を契機と
し、また操作卓 1 2 0 を用いた入力に基づき実行する。操作卓 1 2 0 は、キーボードやマ
ウスやトラックボールである。

【0053】

図 8 は、上述の各処理を実行するコントローラ 1 0 0 のさらに詳細な構成を示すブロッ
ク図である。プログラムの解読及び実行によって上述の各処理を実行する場合には、コン
トローラ 1 0 0 の機能を表す機能ブロック図である。

【0054】

50

このコントローラ 100 は、超音波診断装置本体 2 の超音波画像生成に係る各部を制御する他、低周波電流制御部 110 と、歪み計測部 111 と、発達比較部 112 と、発達予測処理部 113 とを有する。

【0055】

低周波電流制御部 110 には、低周波発信機構付超音波プローブ 1 が備える貼着パッド 12 又は穿刺針 13 から発信される低周波の電流の発信指向性及び電流の流れる範囲が入力される。この低周波電流制御部 110 は、この入力を受けて、低周波の電流を流す正電極 14 と負電極 15 のスイッチ 18 をオンにする信号を出力する。

【0056】

歪み計測部 111 は、時系列的に前後に並ぶ 2 フレームの超音波画像からこれら超音波画像のフレームに写る筋肉の歪み度を計測する。歪み度は、筋肉の歪みを示す値であり、筋肉の各点における伸び縮みの速度又は加速度又は伸び量で表される。

【0057】

発達比較部 112 は、発達度数を作成し、比較対象と並べてモニター 9 に表示させる。発達度数は、計測された各サンプル点の歪み度に基づく筋肉の発達を評価する値である。この発達度数は、計測された各サンプル点の歪み度が属する区分及びその区分に属するサンプル点の割合で表される。発達比較部 112 は、発達度数を歪み計測部 111 が計測した各歪み度を元に作成し、この発達度数を比較対象と並べた比較表を作成し、モニター 9 に表示させる。

【0058】

発達予測処理部 113 は、計測された歪み度と、サンプリングされた一般値の年齢毎の遷移とから、所定年数後の予測値を算出する。この算出には、歪み度平均を用いる。歪み度平均は、計測した各点の歪み度を平均することで算出される値である。一般値は、サンプリングされた一定母数の歪み度平均を更に平均化したものである。所定年数後としては、例えば、1 年後である。

【0059】

まず、上述のコントローラ 100 に関する各構成のうち、低周波電流制御部 110 による低周波発信方向の制御処理について説明する。

【0060】

低周波電流制御部 110 は、パルス信号を印加する正電極 14 及び負電極 15 に対応するスイッチ 18 をオンにする信号を低周波用パルス信号送信部 3 に出力する。低周波の電流の発信指向性及び範囲は、操作卓 120 を用いて入力される。低周波電流制御部 110 は、入力操作によって指示された正電極 14 及び負電極 15 に対応するスイッチ 18 をオンにする信号を低周波用パルス信号送信部 3 に出力する。

【0061】

低周波電流制御部 110 は、この低周波の電流の発信指向性及び範囲を入力する操作を支援する画面をモニター 9 に表示させる。

【0062】

図 9 は、第 1 の具体例に係る低周波発信機構付超音波プローブ 1 a が超音波診断装置本体 2 に接続されている場合の発信指向性及び範囲を入力する操作を支援する画面を示す模式図である。モニター 9 には、低周波発信機構付超音波プローブ 1 a のヘッド 11 側から見た正面図を示す第 1 の画像 91 と、現在撮影されている超音波画像とその超音波画像上での正電極 14 及び負電極 15 の位置を示す電極マーク 93 とを組み合わせた図を示す第 2 の画像 92 とが並べて画面に表示される。この正面図には、ヘッド 11 の周囲に配列している正電極 14 及び負電極 15 の位置を示す電極マーク 93 を表示する。

【0063】

また、図 10 は、第 2 の具体例に係る低周波発信機構付超音波プローブ 1 b が超音波診断装置本体 2 に接続されている場合の発信指向性及び範囲を入力する操作を支援する画面を示す模式図である。モニター 9 には、現在撮影されている超音波画像と、その超音波画像上での穿刺針 13 の位置を示す穿刺針 13 マーク 96 と正電極 14 及び負電極 15 の位置

10

20

30

40

50

この低周波発信機構付超音波プローブ 1 の負電極 1 5 及び正電極 1 4 の配列機構及びパルス信号を印加する負電極 1 5 及び正電極 1 4 の個別的な選択制御により、低周波を発信させる幅及び発信指向性が自在となり、運動を画像化又は映像化したい筋肉の筋繊維方向と筋繊維の幅に適する低周波を発信させることができる。

【 0 0 7 5 】

次に、歪み計測部 1 1 1 による歪み度の計測処理について説明する。図 1 4 は、歪み計測部 1 1 1 による歪み度の計測処理を示すフローチャートである。

【 0 0 7 6 】

まず、歪み計測部 1 1 1 は、B / M 処理部 6 1 から出力されて D S C 7 でマッピングすることにより生成された B モードの超音波画像の前後フレームを利用して、粗くサンプルした追跡点の移動を二次元トラッキング法によって推定し、各点に関する移動ベクトルを求める (ステップ S 1)。

10

【 0 0 7 7 】

このステップ S 1 においては、一のフレームの超音波画像において粗いサンプル点を追跡点として設定し、これと連続する前又は後ろフレームの超音波画像とを利用して、その移動を二次元トラッキング法によって推定し、各点に関する移動ベクトルを求める。

【 0 0 7 8 】

ここで、サンプル点の設定は、例えば、一のフレームの超音波画像上に 3 mm 間隔の格子状のマーカを設定し、格子の交点に相当する位置のデータをサンプル点とすることにより、実現することができる。二次元トラッキングとしては、例えば、相互相関法を採用する。

20

【 0 0 7 9 】

相互相関関数 $R(x', y')$ を、例えば次の式 (1) で定義する。

$$R(x', y') = \int [f(x + x', y + y') \cdot g(x, y)] dx dy \quad (1)$$

ここで、 $g(x, y)$ は当該画像における所定領域を表す関数であり、 $f(x, y)$ は、当該画像の次の時相についての画像における所定領域を表す関数である。

【 0 0 8 0 】

この相互相関関数 $R(x', y')$ の値を最大とする (x', y') が、次時相の超音波画像において $f(x, y)$ と最も相互関連性 (類似性) の高い領域であり、移動領域であると推定することができる。この推定を、上記粗くサンプルした全ての追跡点 (又はこれを含む領域) について実行することで、各追跡点のトラッキングを行うことができる。

30

【 0 0 8 1 】

移動ベクトルの大きさは、各サンプル点の移動量によって定義され、そのベクトル方向は各サンプル点の移動方向によって定義される。上記トラッキングによって、各サンプル点の移動量、移動方向を求めることができるから、この二つの物理量によって、各サンプル点についての移動ベクトルを定義する。

【 0 0 8 2 】

この移動ベクトルが示す移動量は、筋肉のサンプル点における伸び量である。この移動量をフレーム間の時間差で除することにより、当該サンプル点における筋肉の伸び又は縮みの速度が求められる。また、この伸び又は縮みの速度を、さらにフレーム間の時間差で除することにより、筋肉の伸び又は縮みの加速度が求められる。

40

【 0 0 8 3 】

なお、相互相関関数としては、例えば次の式 (2) によって定義される最小二乗についての相互相関関数 $R(x', y')$ を採用する構成であってもよい。

$$R(x', y') = \int [f(x + x', y + y') - g(x, y)]^2 dx dy \quad (2)$$

【 0 0 8 4 】

次に、歪み計測部 1 1 1 は、さらに細かいサンプル点に関する移動ベクトルを、補間処理によって求める (ステップ S 2)。

【 0 0 8 5 】

50

ステップ S 2 では、さらに細かいサンプル点に関する移動ベクトルを、補間処理によって求める。なお、さらに細かいサンプル点とは、例えば、本実施形態においては全画素に関するサンプル点を意味する。

【 0 0 8 6 】

補間処理による細かいサンプル点は、ステップ S 1 において求めた粗いサンプル点に関する移動ベクトルに基づいて、各サンプル点の x 座標、y 座標を例えば線形補間等の補間処理を実行することで、求めることができる。

【 0 0 8 7 】

歪み度が伸び量で示される場合には、この各サンプル点における移動ベクトルの移動量を算出するステップ S 1 及び S 2 によって求められる。

10

【 0 0 8 8 】

次に、歪み度を伸び若しくは縮みの速度又は加速度で表す場合には、歪み計測部 1 1 1 は、全画素において、上記ステップ S 2 で求めた移動ベクトルと走査線との角度を用いて、組織ドブラにより別途取得されている速度値を角度補正し、補正速度を求める（ステップ S 3）。

【 0 0 8 9 】

このステップ S 3 では、ステップ S 2 で求めた各サンプル点の移動ベクトルと走査線との角度を用いて、CFM 処理部 6 2 から出力されて D S C 7 でマッピングすることにより得られた組織ドブラの画像である超音波画像のサンプル点に対応する各点の速度値を角度補正し、補正速度を求める。この角度補正は、次の式（3）に従って実行される。

20

【 0 0 9 0 】

$$(\text{補正後の速度}) = (\text{組織ドブラ法で得られた速度}) / \cos \quad (3)$$

ここで、（ドブラ角）は、二次元トラッキングで得られた移動方向と走査線とのなす角である。

【 0 0 9 1 】

歪み度を伸び又は縮みの速度で表す場合には、歪み計測部 1 1 1 は、この補正速度を各サンプル点における歪み度として取得する。また、歪み度を伸び又は縮みの加速度で表す場合には、歪み計測部 1 1 1 は、補正速度をフレーム間の時間差で除する。

【 0 0 9 2 】

なお、ステップ S 3 での角度補正は、ドブラ角 が大きくなるに従って、その信頼性が低くなる。従って、本実施形態では、ドブラ角 が大きくなるに従って、補正速度による移動量よりもステップ S 2 で求めた移動ベクトルによる移動量を優先させることが、精度の観点から好ましい。

30

【 0 0 9 3 】

すなわち、ステップ S 3 のドブラ速度の補正による補正速度によって求められる移動量を D_{dop} 、ステップ S 1 及び S 2 のトラッキングによって求められる移動量を D_{track} とすると、例えば次の式（4）によって移動ベクトルの移動量 D_{sec} を再定義することができる。

$$D_{sec} = f(\quad) \cdot D_{dop} + (1 - f(\quad)) \cdot D_{track} \quad (4)$$

ここで、 $f(\quad)$ は、 \quad が 90 度から離れる程大きく、90 度に近い程小さくなる $0 < f(\quad) < 1$ を満たす関数である。

40

【 0 0 9 4 】

この処理によって計測された歪み度は、メモリ 1 0 2 に予め記憶されている被検体の国籍、性別、年齢、及び被検体を識別する情報とともにメモリ 1 0 2 に記憶される。歪み計測部は、計測された歪み度を、超音波の送受信制御開始前に操作卓 1 2 0 を用いて患者情報表示画面で入力された被検体の国籍、性別、年齢、及び被検体を識別する情報に関連付けを行いつつ、メモリ 1 0 2 に記憶させる。

【 0 0 9 5 】

次に、発達比較部 1 1 2 による比較処理について説明する。図 1 5 は、発達比較部 1 1 2 の比較処理を示すフローチャートである。

50

【 0 0 9 6 】

まず、発達比較部 1 1 2 は、歪み度を各区分に区分けし、その区分に属するサンプル点の数をカウントする（ステップ S 1 1）。

【 0 0 9 7 】

メモリ 1 0 2 には、予め所定の歪み度が閾値として記憶されている。この閾値は、区分の境界を示す値を有する。ステップ S 1 1 では、発達比較部 1 1 2 は、この閾値を読み出し、メモリ 1 0 2 に記憶された各歪み度と閾値とを比較する。比較の結果、閾値以上であれば、閾値以上の区分に対するサンプル点数を 1 カウントアップする。また、比較の結果、閾値未満であれば、閾値未満の区分に対するサンプル点数を 1 カウントアップする。

【 0 0 9 8 】

次に、発達比較部 1 1 2 は、歪み度における各サンプル点の各区分に属する割合を算出する（ステップ S 1 2）。

【 0 0 9 9 】

このステップ S 1 2 では、発達比較部 1 1 2 は、閾値以上の区分に対するサンプル点数と閾値未満の区分に対するサンプル点数とを総計する。そして、閾値以上の区分に対するサンプル点数の総計に対する割合を算出し、閾値未満の区分に対するサンプル点数の総計に対する割合を算出する。

【 0 1 0 0 】

そして、発達比較部 1 1 2 は、各サンプル点の各区分に属する割合に被検体属性情報を関連付けることで発達度数の作成を終了する（ステップ S 1 3）。

【 0 1 0 1 】

このステップ S 1 3 では、発達比較部 1 1 2 は、閾値以上の区分に対するサンプル点数の総計に対する割合と、閾値未満の区分に対するサンプル点数の総計に対する割合とに、メモリ 1 0 2 に記憶された国籍、性別、年齢、及び被検体を識別する情報を関連付けることで、発達度数を作成し、メモリ 1 0 2 に記憶させる。

【 0 1 0 2 】

計測された歪み度から発達度数が作成されると、発達比較部 1 1 2 は、予め用意された比較対象と発達度数とを並べた画像を作成し、モニタ 9 に表示させる（ステップ S 1 4）。

【 0 1 0 3 】

比較対象となる発達度数は、図 1 6 に示すように、電子辞書形式で予めメモリ 1 0 2 に記憶されている。図 1 6 は、予め記憶された比較対象となる発達度数を示すデータ構造図である。比較対象となる発達度数は、計測された発達度数と同一種類のデータであり、同一被検体の過去に計測された発達度数や、アスリート等の有名人の発達度数である。

【 0 1 0 4 】

この比較対象となる発達度数は、計測された発達度数と同様に、被検体を識別する患者氏名と、閾値以上の区分、例えば歪み度が X mm/sec 以上であったサンプル点の数の総サンプル点数に対する割合を示す数値と、閾値未満の区分、例えば歪み度が X mm/sec 未満であったサンプル点の数の総サンプル点数に対する割合を示す数値とで構成されている。

【 0 1 0 5 】

ステップ S 1 4 では、発達比較部 1 1 2 は、予め比較対象を選択させる画面をモニタ 9 に表示させる。この画面には、例えば、電子辞書化された比較対象の発達度数から被検体属性情報を取得して表示する。この画面に基づき操作卓 1 2 0 を用いて一の比較対象が選択されると、その選択された比較対象と同一の国籍、性別、年齢、又は被検体を識別する情報と関連付けられた発達度数の電子辞書をメモリ 1 0 2 から読み出し、計測された発達度数と並べた画像を作成して表示させる。この比較対象の選択処理では、例えば、同一被検体の過去に計測された発達度数との比較表を作成する場合には、超音波画像を撮影した被検体を識別する情報と同一の情報が関連付けられた発達度数をメモリ 1 0 2 から読み出す。

【 0 1 0 6 】

10

20

30

40

50

次に、発達予測処理部 113 による筋肉の今後の発達予測処理について説明する。図 17 は、この発達予測処理部 113 による発達予測処理を示すフローチャートである。

【0107】

まず、発達予測処理部 113 は、予め用意されている年齢毎の一般的な歪み度平均から、被検体の年齢から所定年数後の予測増減率を算出する（ステップ S21）。

【0108】

図 17 は、予め用意されている年齢毎の一般的な歪み度平均を示す図である。図 17 に示すように、メモリ 102 には、予め国籍、性別、及び年齢毎の一般的な歪み度平均が記憶されている。歪み度平均は、各サンプル点から取得された各歪み度の平均である。発達予測処理部 113 は、被検体の国籍及び性別に関連付けられた一般的な歪み度平均のうち、被検体の年齢とその年齢から所定年数後の年齢に関連付けられた一般的な歪み度平均をそれぞれメモリ 102 から選び出す。そして、被検体の年齢に関連付けられた一般的な歪み度平均の値を所定年数後の年齢に関連付けられた一般的な歪み度平均で除する。所定年数としては、例えば 1 年後である。その他、操作卓 120 で入力された数値に対応する年数後であってもよい。

10

【0109】

予測増減率を算出すると、発達予測処理部 113 は、被検体の歪み度平均を算出し（ステップ S22）、被検体の歪み度平均に予測増減率を乗じることによって歪み度平均の予測値を求める（ステップ S23）。被検体の歪み度平均は、計測された各サンプル点の歪み度の平均を求めることで算出される。

20

【0110】

歪み度平均の予測値を算出すると、発達予測処理部 113 は、この予測値を配置した画面を作成し、モニター 9 に表示させる（ステップ S24）。

【0111】

以上のように、本実施形態に係る超音波診断装置では、低周波により、筋肉を意識とは関係なる運動させる機構を有するため、病理等で筋肉を意識的に動かさない場合を含めて、安定した筋肉の運動を映像化することができる。また、この安定した筋肉の運動が映像化できることにより、環境や体調に左右されない比較対象の筋肉の歪み度をサンプリングすることができ、精度の高い比較や発達予測が可能となる。

【0112】

また、配列されている複数の正電極 14 と負電極 15 に対して、選択的にパルス信号を印加することにより、低周波の電流を各種指向性及び各種幅をもって発信できる。従って、超音波画像を参照することで、筋肉の繊維がどのような方向に伸びていようとも、どのような幅を有していようとも、繊維単位で所望の電気刺激を与えることができる。

30

【0113】

尚、本実施形態では、低周波の電流を直流電流を前提にして説明したが、交流電流でもよく、交流電流の場合は、どの電極も正電極 14 と負電極 15 とになりうる。

【図面の簡単な説明】

【0114】

【図 1】第 1 の具体例に係る低周波発信機構付超音波プローブの外観を示す模式図であり、(a) は、側面図、(b) は、ヘッド側から見た正面図である。

40

【図 2】第 2 の具体例に係る低周波発信機構付超音波プローブの外観を示す模式図である。

【図 3】第 2 の具体例に係る低周波発信機構付超音波プローブの内部構成を示す模式図である。

【図 4】パルスを印加する正電極と負電極とを切り替える構成を示す図である。

【図 5】第 1 の具体例に係る低周波発信機構付超音波プローブの装着例を示す模式図である。

【図 6】第 2 の具体例に係る低周波発信機構付超音波プローブの装着例を示す模式図である。

50

- 【図 7】超音波診断装置本体の構成を示すブロック図である。
- 【図 8】コントローラのさらに詳細な構成を示すブロック図である。
- 【図 9】第 1 の具体例に係る低周波発信機構付超音波プローブが超音波診断装置本体に接続されている場合の方向及び範囲を入力する操作を支援する画面を示す模式図である。
- 【図 10】第 2 の具体例に係る低周波発信機構付超音波プローブが超音波診断装置本体に接続されている場合の方向及び範囲を入力する操作を支援する画面を示す模式図である。
- 【図 11】第 2 の具体例に係る低周波発信機構付超音波プローブに配置された正電極及び負電極にパルス信号を印加する第 1 の具体例を示す模式図である。
- 【図 12】第 2 の具体例に係る低周波発信機構付超音波プローブに配置された正電極及び負電極にパルス信号を印加する第 2 の具体例を示す模式図である。
- 【図 13】第 2 の具体例に係る低周波発信機構付超音波プローブに配置された正電極及び負電極にパルス信号を印加する第 3 の具体例を示す模式図である。
- 【図 14】歪み度の計測処理を示すフローチャートである。
- 【図 15】比較処理を示すフローチャートである。
- 【図 16】比較対象となる発達度数を示すデータ構造図である。
- 【図 17】発達予測処理を示すフローチャートである。
- 【図 18】予め用意されている年齢毎の一般的な歪み度平均を示す図である。

10

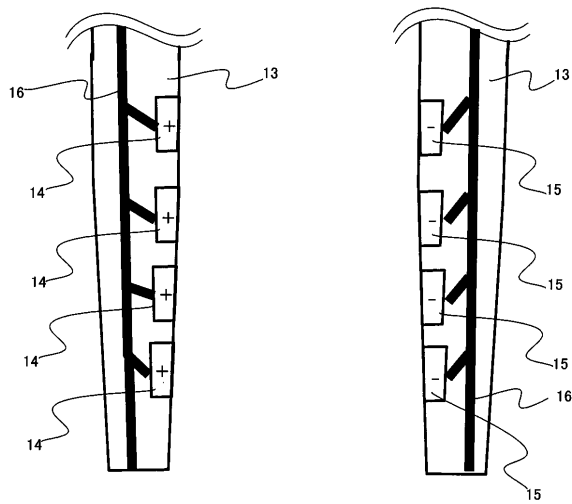
【符号の説明】

【 0 1 1 5 】

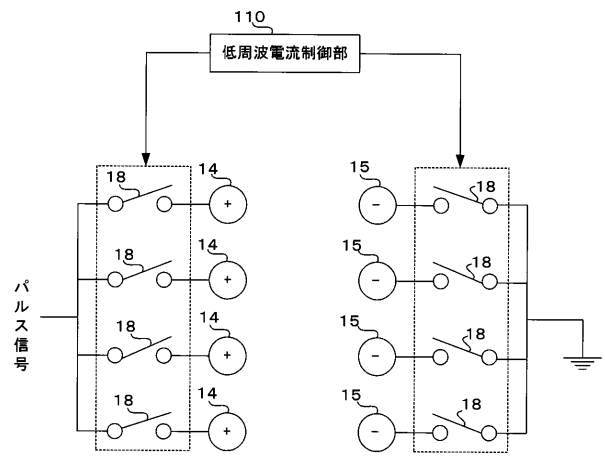
- 1, 1 a, 1 b 低周波発信機構付超音波プローブ 20
- 1 1 ヘッド
- 1 2 貼着パッド
- 1 3 穿刺針
- 1 4 正電極
- 1 5 負電極
- 1 6 リード線
- 1 7 コード
- 1 8 スイッチ
- 2 超音波診断装置本体
- 3 低周波用パルス信号送信部 30
- 4 超音波用パルス信号送信部
- 4 1 パルス発生器
- 4 2 遅延回路
- 4 3 高出力回路
- 5 受信部
- 6 1 B / M 処理部
- 6 2 C F M 処理部
- 7 D S C
- 8 ビデオ I / F
- 9 モニタ 40
- 9 1 第 1 の画像
- 9 2 第 2 の画像
- 9 3 電極マーク
- 9 4 低周波発信方向マーク
- 9 5 カーソル
- 9 6 穿刺針マーク
- 1 0 0 コントローラ
- 1 0 1 C P U
- 1 0 2 メモリ
- 1 1 0 低周波電流制御部 50

- 1 1 1 歪み計測部
- 1 1 2 発達比較部
- 1 1 3 発達予測処理部
- 1 2 0 操作卓

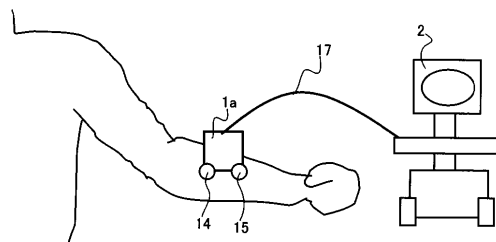
【 図 3 】



【 図 4 】



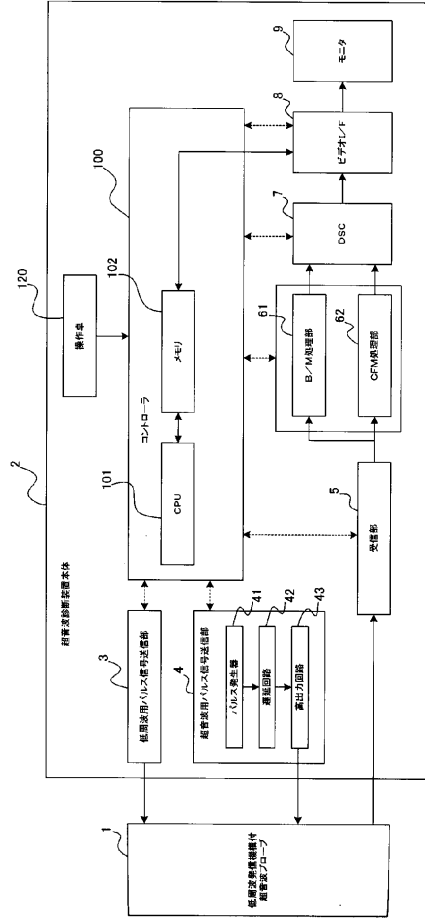
【 図 5 】



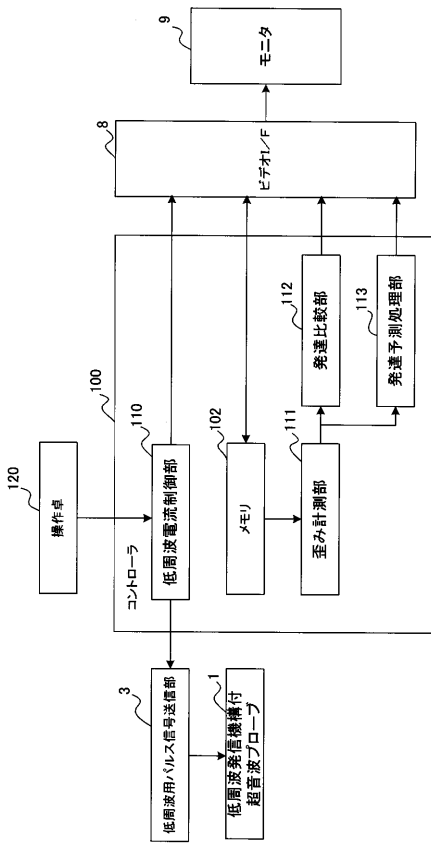
【図 6】



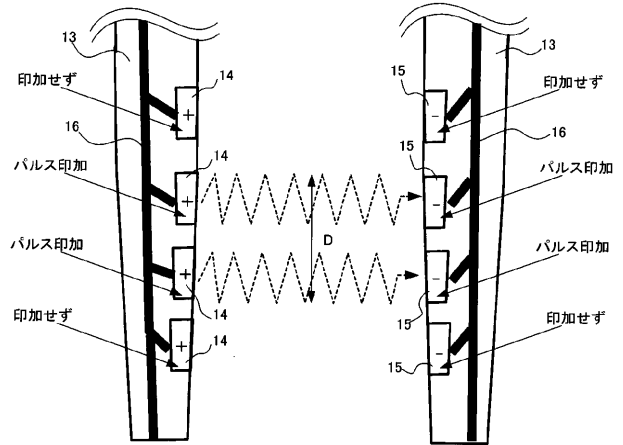
【図 7】



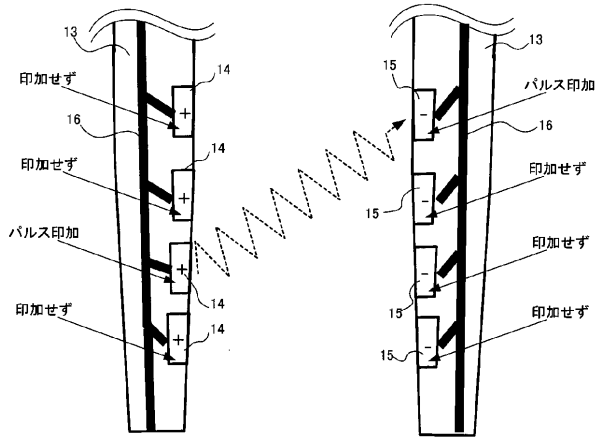
【図 8】



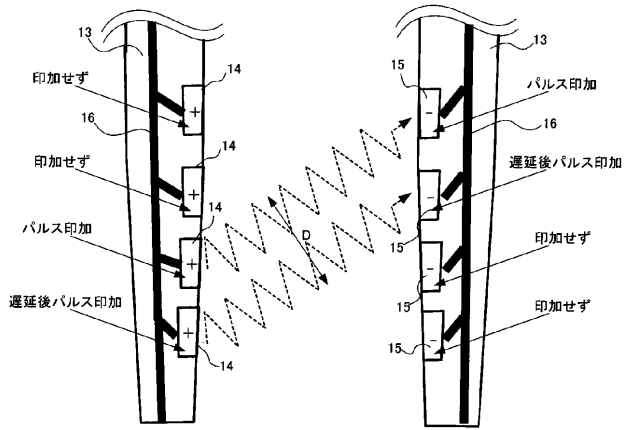
【図 11】



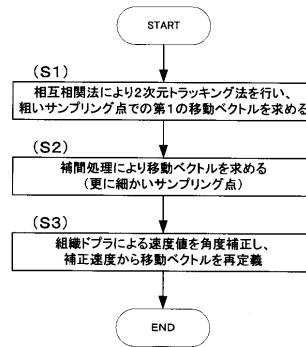
【 図 1 2 】



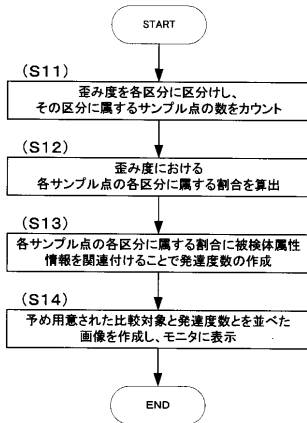
【 図 1 3 】



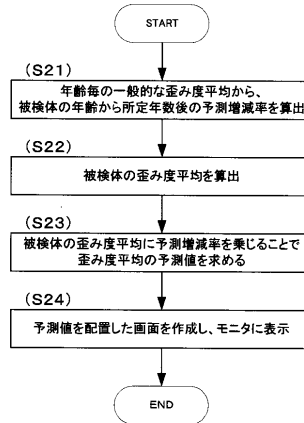
【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



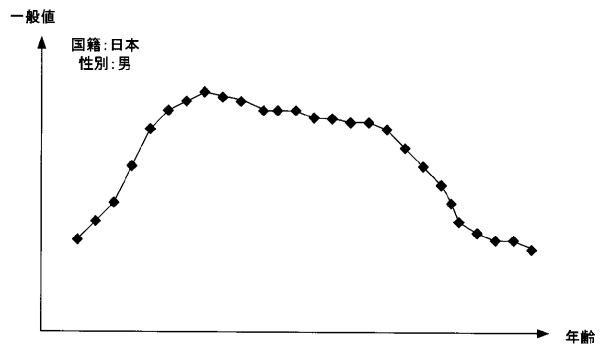
【 図 1 7 】



【 図 1 6 】

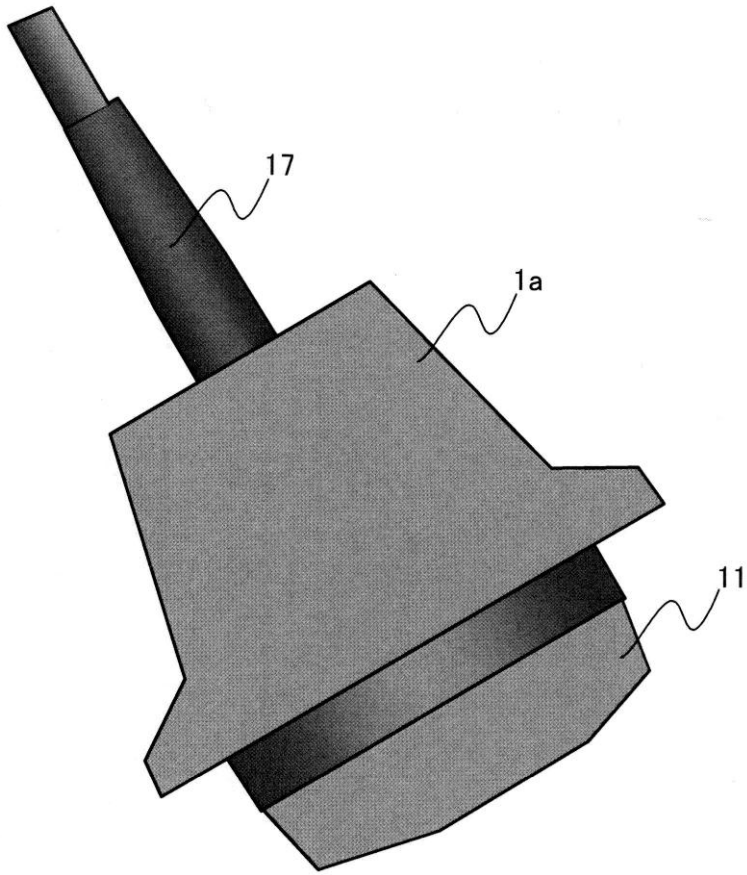
	〇〇さん	××さん	△△さん
歪み度がx mm/sec以上の割合	70%	30%	50%
歪み度がx mm/sec未満の割合	30%	70%	50%

【 図 1 8 】

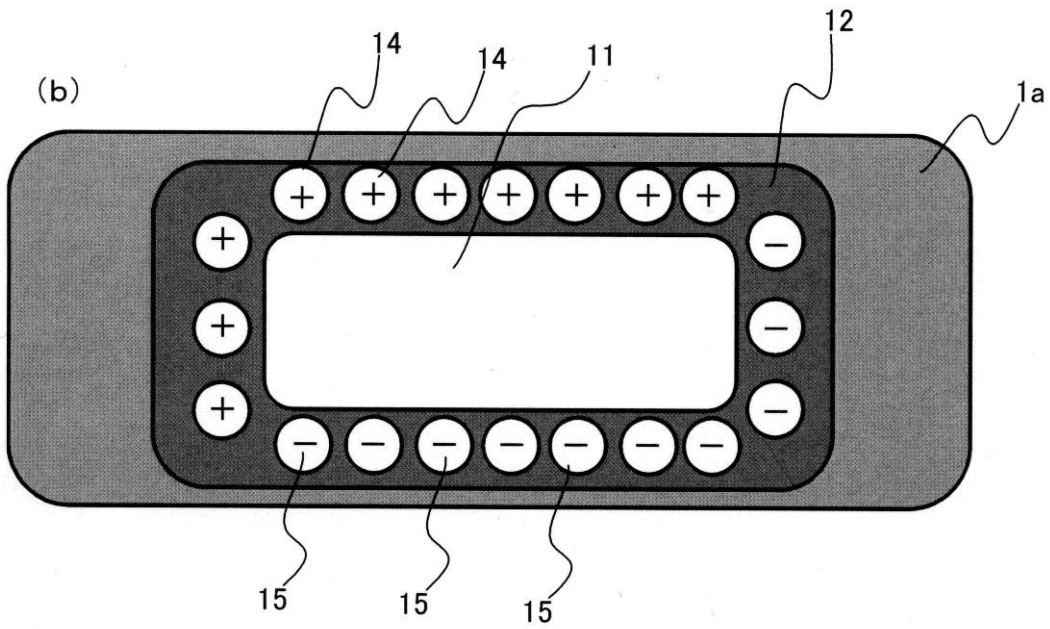


【図 1】

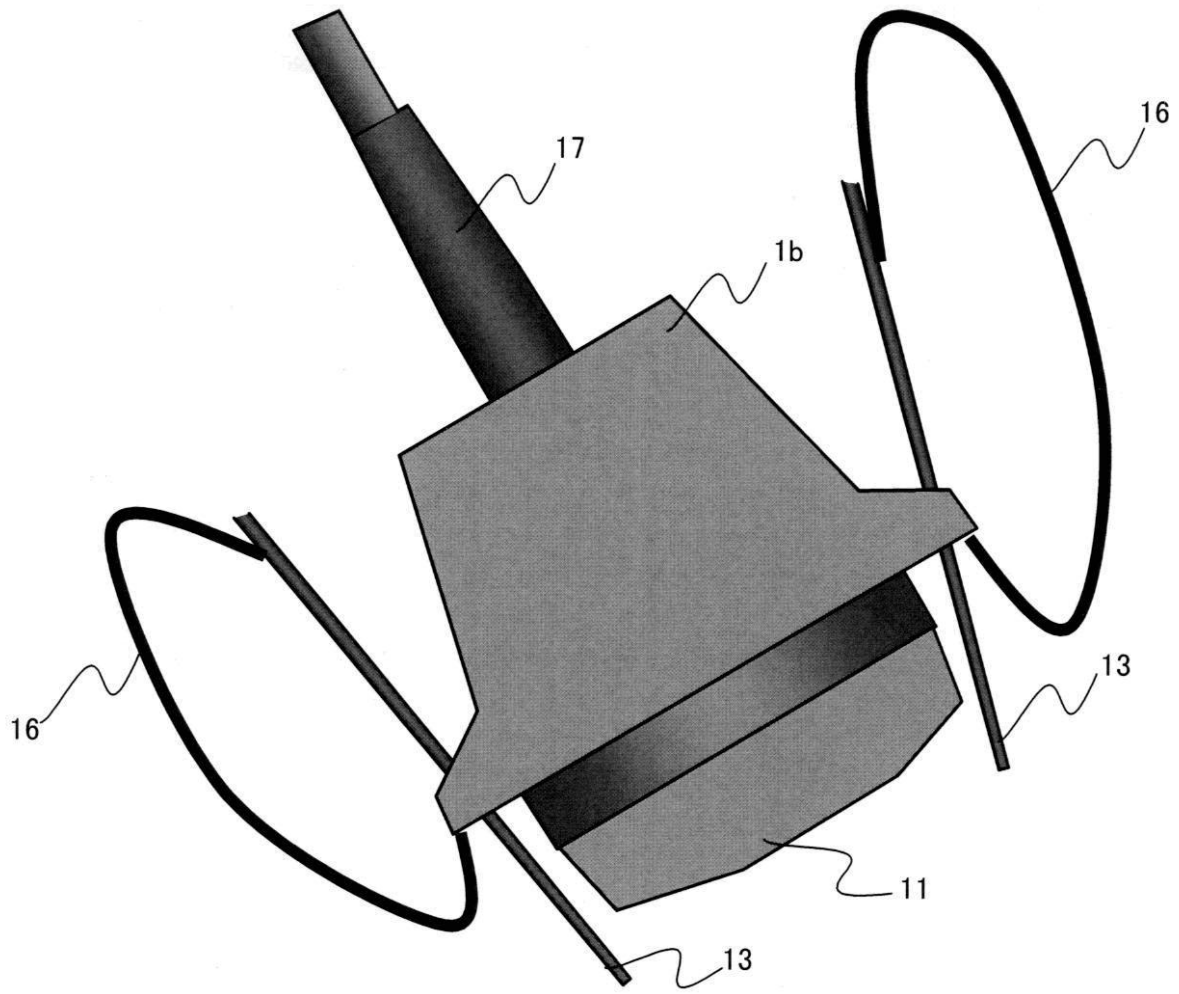
(a)



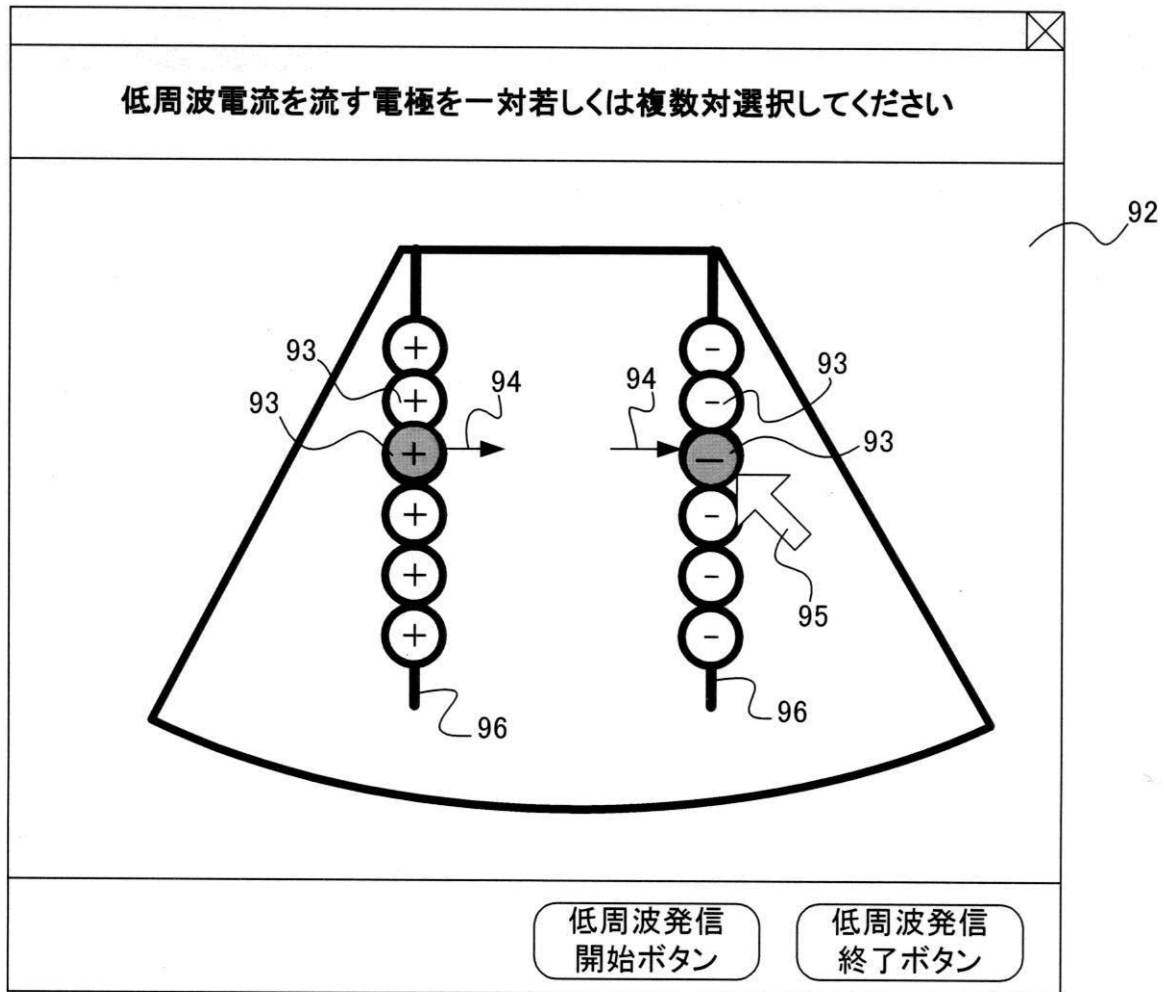
(b)



【 図 2 】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 小役丸 貴士

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 DD19 DD23 DD26 DE01 EE10 FF05 FF06 GA01 GA40

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2009160336A	公开(公告)日	2009-07-23
申请号	JP2008003221	申请日	2008-01-10
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	小役丸貴士		
发明人	小役丸 貴士		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/DD26 4C601/DE01 4C601/EE10 4C601/FF05 4C601/FF06 4C601/GA01 4C601/GA40		
其他公开文献	JP5159326B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过移动与受试者意图无关的肌肉，提供超声诊断设备成像或可视化稳定移动的肌肉。解决方案：在作为超声波发送/接收面的头部的两侧的超声波探头上设置正电极和负电极接收低频脉冲施加并对生物体施加电刺激。该装置将脉冲施加到电极对以电刺激活体并基于发送/接收超声波捕获电刺激的活体的图像。该装置基于电刺激的生物体的超声图像测量表示由于电刺激引起的生物体的应变的值。 Z

