

(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2010-131426

(P2010-131426A)

(43) 公開日 平成22年6月17日(2010.6.17)

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

F 1
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求有 請求項の数 7 OL (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2010-27073 (P2010-27073)
 (22) 出願日 平成22年2月10日(2010.2.10)
 (62) 分割の表示 特願2008-228186 (P2008-228186) の分割
 原出願日 平成10年8月20日(1998.8.20)

(71) 出願人 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (72) 発明者 石田 一成
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社日立メディコ内
 Fターム(参考) 4C601 BB02 DD19 DD23 EE04 JB50
 KK02 KK12 KK13 KK24

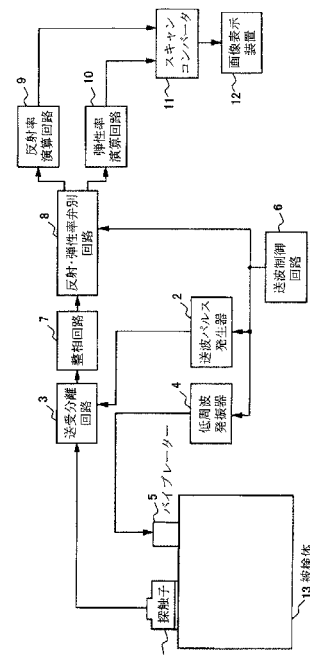
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 診断部位の深さ方向における超音波反射率の大きい部位と弾性率の大きい部位との関係を理解することが可能な超音波装置を提供する。

【解決手段】 反射率演算回路9及び弾性率演算回路10により被検体13内への超音波走査方向における生体組織の超音波反射率と弾性率とを計測し、診断部位の深さ方向を示す深度軸と、前記深度軸に直交する時間軸として、スキャンコンバータ11は順次時間軸方向にスクロールさせて前記深度軸における被検体13内の部位の超音波反射率と弾性率とを画像化して画像表示装置12に表示する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に超音波を送受信する探触子と、
被検体内から受信された反射エコー信号の位相を揃えて加算する整相手段と、
この整相手段からの整相出力信号を入力して被検体内の診断部位の反射率断層像と弾性率画像とを計測するための反射率計測用信号と弾性率計測用信号とに弁別する弁別手段と

、
上記被検体内の診断部位の反射率断層像又は弾性率画像の計測モードに応じて送波タイミングを生成し上記弁別手段に制御信号を送出する送波制御手段と、

上記弁別手段からの反射率計測用信号を入力して生体組織の超音波反射率を演算する反射率演算手段と、

上記弁別手段からの弾性率計測用信号を入力して生体組織の弾性率を演算する弾性率演算手段と、

この整相手段からの整相出力信号を入力して生体組織の超音波反射率を演算する手段と

、
上記整相出力信号を入力して生体組織の弾性率を演算する手段と、

これら各演算手段からの演算出力信号を入力して画像データを作成するスキャンコンバータと、

このスキャンコンバータからの画像データを超音波画像として表示する画像表示装置とを備え、

被検体内への超音波走査方向における生体組織の超音波反射率と弾性率とを計測し、診断部位の深さ方向を示す深度軸と、前記深度軸に直交する時間軸として、順次時間軸方向にスクロールさせて前記深度軸における前記被検体内の部位の超音波反射率と弾性率とを画像化して前記画像表示装置に表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

上記反射率とは時間経過による生体組織の超音波反射率に応じた輝度で、上記弾性率とは生体組織の弾性率に応じた輝度で前記画像表示装置に表示す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】

上記反射率と上記弾性率とは、それぞれ別の色の輝度として前記画像表示装置に表示することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

上記生体組織の超音波反射率に応じた白黒表示の輝度として画像データを作成し、生体組織の弾性率に応じたカラー表示の輝度として画像データを作成して、同一画面上にて両画像データを重ねて前記画像表示装置に表示することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

上記被検体内への一定の超音波走査方向における生体組織の超音波反射率と弾性率とを計測し、時間経過による超音波反射率に応じた輝度と弾性率に応じた輝度で表示す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 6】

上記送波制御手段から送出される駆動信号を入力して振動し上記被検体に対して圧力変化を与える振動発生手段を設け、該振動発生手段が振動していない第 1 の送波タイミングでは反射率の信号を取得し、上記振動発生手段が振動し始めた第 2 の送波タイミングでは振動開始時の弾性率の信号を取得し、上記振動発生手段の振動がピークに至る第 3 の送波タイミングでは振動ピーク時の弾性率の信号を取得することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

上記生体組織の弾性率の演算は、上記振動発生手段の駆動により被検体内に圧力変化を与えて弾性率測定時相に入ったときに計測した弾性率画像信号 $E_2(t)$ と、上記弾性率

10

20

30

40

50

測定時相に入った後の他の弾性率測定時相のときに計測した弾性率画像信号 $E_3(t)$ とから、その両者の変化率 $E(t)$ を次式により求め、

$$E(t) = \{E_2(t) - E_3(t)\} / E_2(t)$$

この変化率 $E(t)$ を弾性率とす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、超音波を利用して被検体内の診断部位について超音波画像を得て表示する超音波診断装置に関し、特に、生体組織の反射率断層像と弾性率画像とを画像表示装置の同一画面上に表示することができる超音波診断装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

従来の超音波診断装置は、超音波を利用して被検体内の生体組織の超音波反射率を計測し、それを輝度とし診断部位の反射率断層像として表示していた。また、近年の超音波診断装置においては、組織性状診断として生体組織の弾性率を計測し、それを輝度とし診断部位の弾性率画像として表示することが行われるようになってきた。この弾性率画像は、診断部位の生体組織が硬いか、軟らかいかを計測して被検体の診断に役立てようとするものである。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0003】

しかし、従来の超音波診断装置においては、診断部位の反射率断層像と弾性率画像とは別々に表示していた。即ち、反射率断層像を表示しているときは弾性率画像は表示されず、弾性率画像を表示しているときは反射率断層像は表示されないものであった。この場合、弾性率画像を表示しているときは反射率断層像が表示されないことから、被検体内部のどの部分の弾性率画像を観察しているのかがわからず、解剖学的にどの部分の生体組織が硬いか、軟らかいかを判断するのが困難であり、診断に十分に役立てることができないことがあった。

【0004】

そこで、本発明は、このような問題点に対処し、診断部位の深さ方向における超音波反射率の大きい部位と弾性率の大きい部位との関係を理解することが可能な超音波装置を提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記目的を達成するために、本発明による超音波診断装置は、被検体内に超音波を送受信する探触子と、被検体内から受信された反射エコー信号の位相を揃えて加算する整相手段と、この整相手段からの整相出力信号を入力して被検体内の診断部位の反射率断層像と弾性率画像とを計測するための反射率計測用信号と弾性率計測用信号とに弁別する弁別手段と、上記被検体内の診断部位の反射率断層像又は弾性率画像の計測モードに応じて送波タイミングを生成し上記弁別手段に制御信号を送出する送波制御手段と、上記弁別手段からの反射率計測用信号を入力して生体組織の超音波反射率を演算する反射率演算手段と、

40

上記弁別手段からの弾性率計測用信号を入力して生体組織の弾性率を演算する弾性率演算手段と、この整相手段からの整相出力信号を入力して生体組織の超音波反射率を演算する手段と、上記整相出力信号を入力して生体組織の弾性率を演算する手段と、これら各演算手段からの演算出力信号を入力して画像データを作成するスキャンコンバータと、このスキャンコンバータからの画像データを超音波画像として表示する画像表示装置とを備え、被検体内への超音波走査方向における生体組織の超音波反射率と弾性率とを計測し、診断部位の深さ方向を示す深度軸と、前記深度軸に直交する時間軸として、順次時間軸方向にスクロールさせて前記深度軸における前記被検体内の部位の超音波反射率と弾性率とを画像化して前記画像表示装置に表示するものである。

50

【 0 0 0 6 】

例えば、反射率断層像と弾性率画像を、診断部位の深さを画面の縦軸方向にとり、時間軸を横軸方向にとって、順次時間軸方向にスクロールさせて診断部位の深さ方向における超音波反射率の大きい部位と弾性率の大きい部位を画像化して、画像表示装置に表示することができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 0 7 】

本発明によれば、診断部位の深さ方向における超音波反射率の大きい部位と弾性率の大きい部位との関係が理解できる。

【 図面の簡単な説明 】

10

【 0 0 0 8 】

【 図 1 】 本発明による超音波診断装置の実施の形態を示すブロック図

【 図 2 】 上記超音波診断装置の送波制御回路により、反射率測定時相と弾性率測定時相とに応じて送波のタイミングが生成される状態を示す説明図

【 図 3 】 画像表示装置の同一画面上に表示される診断部位の反射率断層像と弾性率画像とを示す説明図

【 図 4 】 画像表示装置に対する反射率断層像と弾性率画像の表示の他の実施形態を示す説明図

【 図 5 】 画像表示装置に対する反射率断層像と弾性率画像の表示の更に他の実施形態を示す説明図

20

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 0 9 】

以下、本発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

図1は本発明による超音波診断装置の実施の形態を示すブロック図である。この超音波診断装置は、超音波を利用して被検体内の診断部位について超音波画像を得て表示するもので、特に、生体組織の反射率断層像と弾性率画像とを画像表示装置の同一画面上に表示するもので、図1に示すように、探触子1と、送波パルス発生器2と、送受分離回路3と、低周波発振器4と、パイプレータ5と、送波制御回路6と、整相回路7と、反射・弾性率弁別回路8と、反射率演算回路9と、弾性率演算回路10と、スキャンコンバータ11と、画像表示装置12とを備えてなる。

30

【 0 0 1 0 】

上記探触子1は、被検体13内に超音波を送受信するもので、図示省略したがその内部には、超音波を打ち出すと共に反射エコーを受信する複数の振動子が内蔵されている。送波パルス発生器2は、上記探触子1を駆動して超音波を送信するための送波パルス信号を発生するものである。また、送受分離回路3は、上記送波パルス発生器2からの送波パルス信号を探触子1より超音波を送信することができるように増幅して該探触子1に与え、その後信号線を切り換えることにより探触子1からの受信信号のみを整相回路7側に送るものである。

【 0 0 1 1 】

低周波発振器4は、被検体13に低周波振動を与えるために低周波信号を発生するものである。パイプレータ5は、上記低周波発振器4で発生された低周波信号を入力して振動し、被検体13に対して圧力変化を与えるものである。また、送波制御回路6は、上記送波パルス発生器2及び低周波発振器4を制御するもので、被検体13内の診断部位の反射率断層像又は弾性率画像の計測のモードに応じて送波のタイミングを生成するようになっている。

40

【 0 0 1 2 】

整相回路7は、被検体13内からの反射エコー信号を受信して遅延処理を行い位相を揃えて加算する整相手段となるもので、その内部には、上記探触子1の各振動子で受信した反射エコー信号を増幅する受波増幅器と、この受信した各反射エコー信号の位相を揃えて加算し受波の超音波ビームを形成する受波遅延回路及び加算器などから成る。

【 0 0 1 3 】

50

反射・弾性率弁別回路8は、上記整相回路7からの整相出力信号を入力して、送波制御回路6で生成される反射率断層像又は弾性率画像の計測のモードに応じた送波のタイミングに合わせて、反射率計測用信号と弾性率計測用信号とに弁別するものである。そして、反射率演算回路9は、上記反射・弾性率弁別回路8からの反射率計測用信号を入力して生体組織の超音波反射率を演算する手段となるものである。また、弾性率演算回路10は、上記反射・弾性率弁別回路8からの弾性率計測用信号を入力して生体組織の弾性率を演算する手段となるものである。

【0014】

スキャンコンバータ11は、上記反射率演算回路9又は弾性率演算回路10からの超音波反射率又は弾性率の演算出力信号を入力して画像データを作成するものである。さらに、画像表示装置12は、上記スキャンコンバータ11からの画像データを超音波画像として表示するもので、例えばカラーのテレビモニタから成る。

10

【0015】

そして、本発明においては、上記反射・弾性率弁別回路8及び反射率演算回路9並びに弾性率演算回路10の動作により、被検体13内の診断部位の反射率断層像と弾性率画像とを同時に、或いは交互に計測し、それらを画像表示装置12の同一画面上に表示するようになっている。

【0016】

次に、このように構成された超音波診断装置において診断部位の反射率断層像と弾性率画像とを得て表示する動作について、図2及び図3を参照して説明する。まず、図1に示す送波制御回路6により、図2に示すように、反射率断層像を計測する反射率測定時相と弾性率画像を計測する弾性率測定時相とに応じて送波のタイミングT1、T2、T3を生成する。この生成された送波タイミングT1、T2、T3は送波パルス発生器2及び低周波発振器4に送られ、それらの動作を制御する。

20

【0017】

まず、送波タイミングT1の時には、反射率測定時相であり、送波パルス発生器2は、タイミングT1に合わせて例えば周波数3.5MHz、3波数の正弦波を発生させ、送受分離回路3を介して探触子1に送波パルス信号を供給する。これにより、探触子1が駆動され、該探触子1から被検体13内に超音波が送信されると共に、反射エコー信号が受信される。このときは、低周波発振器4は動作しておらず、被検体13内には圧力変化が与えられていないので、通常の反射率断層像(Bモード像)を計測するモードとなる。そして、反射・弾性率弁別回路8は、整相回路7からの整相出力信号を反射率計測用信号と弁別し、反射率演算回路9へ上記整相出力信号を送る。この場合、反射率演算回路9では、通常の反射率断層像の信号処理を行い、生体組織の超音波反射率を演算する。

30

【0018】

次に、送波タイミングT2の時には、弾性率測定時相に入り、低周波発振器4は、図2に示すような出力信号をパイプ5に送出し、該パイプ5は振動して上記出力信号の振幅に応じた圧力を被検体13に与える。この状態でも、送波パルス発生器2は送受分離回路3を介して探触子1に送波パルス信号を供給する。これにより、探触子1から被検体13内に超音波が送信されると共に、反射エコー信号が受信される。このときは、被検体13内に圧力変化が与えられた状態で計測するので、弾性率画像を計測するモードとなる。そして、反射・弾性率弁別回路8は、整相回路7からの整相出力信号を弾性率計測用信号と弁別し、弾性率演算回路10へ上記整相出力信号を送る。この場合、弾性率演算回路10では、弾性率画像の信号処理を行い、そのときの信号を例えばE2(t)として記憶する。

40

【0019】

次に、送波タイミングT3の時には、引き続き弾性率測定時相であり、上記と同様にパイプ5によって被検体13に圧力変化が与えられ、探触子1により上記圧力変化が与えられた被検体13内に超音波が送信されると共に、反射エコー信号が受信される。このとき、圧力変化を受けた被検体13の内部の微小な反射体は、その生体組織の弾性率の違いによって位置の変化の度合いが変わるため、超音波反射波の振幅の変化を起こす。このときも、上

50

記と同様に弾性率画像を計測するモードとなる。そして、反射・弾性率弁別回路8は、整相回路7からの整相出力信号を弾性率計測用信号と弁別し、弾性率演算回路10へ上記整相出力信号を送る。この場合、弾性率演算回路10では、弾性率画像の信号処理を行い、そのときの信号を例えばE3(t)として記憶する。

【0020】

そして、上記弾性率演算回路10では、記憶した二つの信号E2(t), E3(t)からその変化率E(t)を次式により求め、生体組織の弾性率を演算する。

【0021】

$$E(t) = \{E2(t) - E3(t)\} / E2(t)$$

これを上記被検体13の内部の微小な反射体の弾性率として出力する。

10

【0022】

上記反射率演算回路9から出力された生体組織の超音波反射率の信号、及び弾性率演算回路10から出力された生体組織の弾性率の信号は、スキャンコンバータ11に入力し、該スキャンコンバータ11により、生体組織の超音波反射率に応じた白黒の輝度として画像データを作成し、生体組織の弾性率に応じて赤や青その他の色の輝度として画像データを作成する。これを走査線を順次移動させ、走査線毎に画像データを作成していく。

【0023】

上記スキャンコンバータ11で作成された画像データは、画像表示装置12へ入力されて表示される。このとき、図3に示すように、画像表示装置12の表示画面を例えば左右或いは上下に二分割し、一方側に生体組織の超音波反射率の大きい部位(臓器)Aを画像化した反射率断層像I1を表示し、他方側に生体組織の弾性率の大きい部位(臓器)Bを画像化した弾性率画像I2を表示する。これにより、被検体13内の診断部位の反射率断層像I1と弾性率画像I2とを画像表示装置12の同一画面上に表示することができる。

20

【0024】

なお、図2においては、送波タイミングT1とT2とを異なる時相としたが、これに限らず、上記送波タイミングT1とT2とを同一時相としてもよい。この場合は、反射率測定時相と弾性率測定時相とが重なり、診断部位の反射率断層像I1と弾性率画像I2とを同時に計測して、同一画面上に表示することができる。

【0025】

図4は、画像表示装置12に対する反射率断層像と弾性率画像の表示の他の実施形態を示す説明図である。この実施形態は、上記画像表示装置12に表示する反射率断層像I1と弾性率画像I2とを、それぞれ別の色の輝度とし、同一画面上にて両画像を重ねて表示するようにしたものである。例えば、生体組織の超音波反射率の大きい部位Aを画像化した反射率断層像I1を超音波反射率に応じた白黒の輝度とし、生体組織の弾性率の大きい部位Bを画像化した弾性率画像I2を弾性率に応じて赤や青その他の色の輝度として、両画像を重ねて表示する。このようにすると、被検体13内部のどの部分の弾性率画像I2を観察しているのかが一目瞭然に理解でき、解剖学的にどの部分の生体組織が硬いか、軟らかいかを判断するのが容易となる。

30

【0026】

図5は、画像表示装置12に対する反射率断層像と弾性率画像の表示の更に他の実施形態を示す説明図である。この実施形態は、被検体13内への超音波走査方向を一定とし、その走査線14の方向における生体組織の超音波反射率と弾性率とを計測し、時間経過による超音波反射率に応じた輝度と弾性率に応じた輝度で表示するようにしたものである。このときは、図1に示すスキャンコンバータ11の動作を変え、通常のMモード像と同様の表示を行う。即ち、被検体13内の診断部位に対し走査線14の方向を固定し、例えば、診断部位の深さを画面の縦軸方向にとり、時間軸を横軸方向にとって、順次時間軸方向にスクロールさせて診断部位の深さ方向における超音波反射率の大きい部位Aと弾性率の大きい部位Bを画像化して、同一画面上に表示する。この場合は、診断部位の深さ方向における超音波反射率の大きい部位Aと弾性率の大きい部位Bとの関係が理解できる。

40

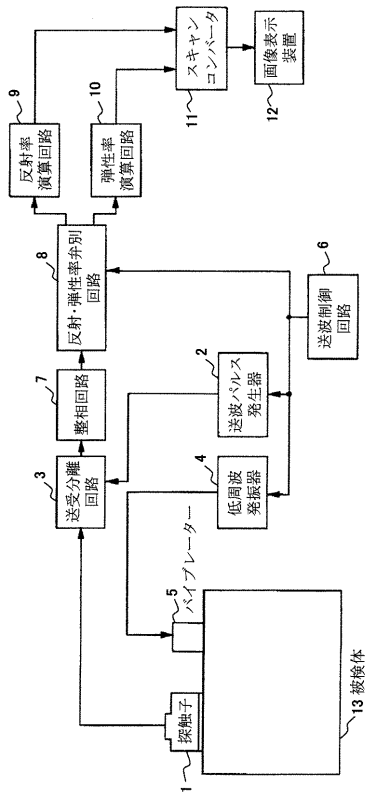
【符号の説明】

50

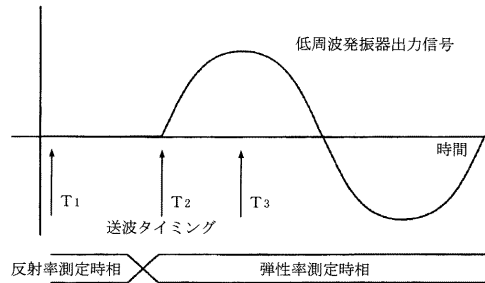
【 0 0 2 7 】

1 探触子、2 送波パルス発生器、3 送受分離回路、4 低周波発振器、5 パイプ
 レータ、6 送波制御回路、7 整相回路、8 反射・弾性率弁別回路、9 反射率演算回路、
 10 弾性率演算回路、11 スキャンコンバータ、12 画像表示装置、13 被検体、14 走
 査線、A 反射率の大きい部位、B 弾性率の大きい部位

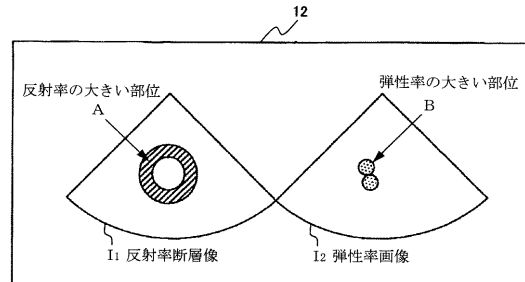
【 図 1 】



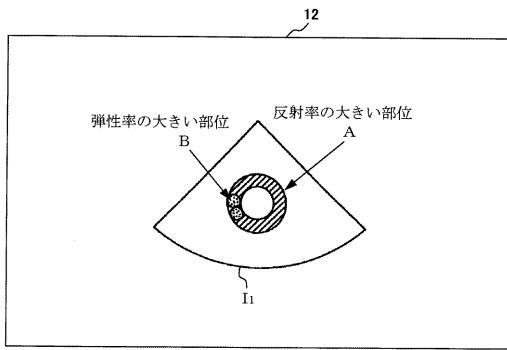
【 図 2 】



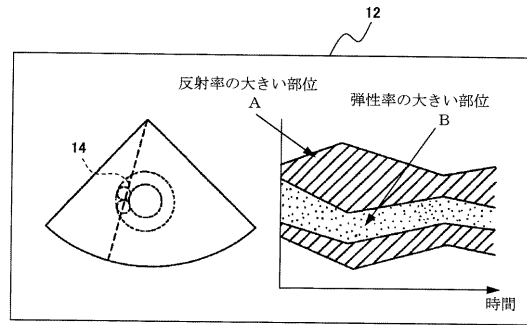
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2010131426A	公开(公告)日	2010-06-17
申请号	JP2010027073	申请日	2010-02-10
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	石田一成		
发明人	石田 一成		
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/EE04 4C601/JB50 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK24		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声装置，其能够理解在诊断区域的深度方向上具有大超声反射率的区域与具有大弹性模量的区域之间的关系。

SOLUTION：反射率计算电路9和弹性计算电路10在进入被检体13的超声扫描方向上测量活体组织的超声反射率和弹性模量，并指示诊断部位的深度方向。深度轴作为与深度轴正交的时间轴，在时间轴方向上依次滚动扫描转换器11，以在深度轴上成像对象13中的区域的超声反射率和弹性模量。它显示在显示设备12上。[选型图]图1

