

(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2008-100007
(P2008-100007A)

(43) 公開日 平成20年5月1日(2008.5.1)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F 1
A61B 8/00

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 9 頁)

(21) 出願番号 特願2006-286980 (P2006-286980)
(22) 出願日 平成18年10月20日(2006.10.20)

(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
(74) 代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心電信号検出装置及び超音波診断装置

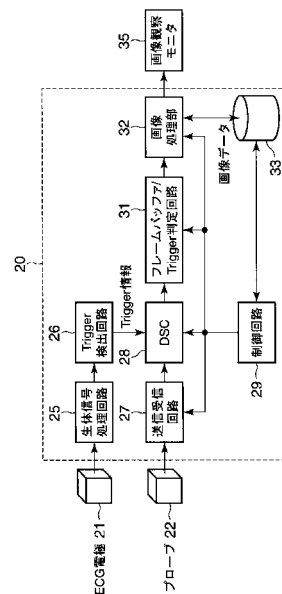
(57) 【要約】

【課題】収集や処理画像と実際のトリガの時相差が発生することなく、異常が発生した場合に検査者にその旨を告知することができる心電信号検出装置及び超音波診断装置を提供することである。

【解決手段】送信受信回路27からプローブ22を介して被検体に対して超音波が送受信されると共に、被検体の心電波形から特定の心電同期信号がトリガ検出回路26で検出される。そして、デジタルスキャンコンバータ28にて、トリガ検出回路26で検出された特定の心電同期信号に基づいて、送信受信回路27からの反射エコー信号が用いられ断層像が得られる。フレームバッファ/トリガ判定回路31では、上記特定の心電同期信号より、その有効性が判定される。その結果、有効であると判定された場合は、得られた断層像に対応した超音波画像が画像処理部32を介して画像観察モニタ35に表示される。

【選択図】 図1

図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内の心電波形から心電同期信号を検出する心電信号検出装置に於いて、
検出された心電同期信号の有効性を判定する判定手段を具備することを特徴とする心電
信号検出装置。

【請求項 2】

上記判定手段は、時間的要素に基づいて上記心電同期信号の有効性の判定を行うことを
特徴とする請求項 1 に記載の心電信号検出装置。

【請求項 3】

上記判定手段は、検出された心電同期信号の基準情報が所定期間に存在するか否かに基
づいて上記心電同期信号の有効性を判定することを特徴とする請求項 2 に記載の心電信号
検出装置。

10

【請求項 4】

被検体内の心電波形から心電同期信号を検出し、この検出された心電同期信号を基に画
像処理を行う機能を備えた超音波診断装置に於いて、

上記検出された心電同期信号の有効性を判定する判定手段を具備することを特徴とする
超音波診断装置。

【請求項 5】

上記判定手段は、時間的要素に基づいて上記心電同期信号の有効性の判定を行うことを
特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 6】

上記判定手段は、検出された心電同期信号の基準情報が所定期間に存在するか否かに基
づいて上記心電同期信号の有効性を判定することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診
断装置。

【請求項 7】

被検体に対して超音波を送受信する送受信手段と、

上記被検体の心電波形から特定の心電同期信号を検出する心電信号検出手段と、

上記心電信号検出手段で検出された特定の心電同期信号に基づいて、上記送受信手段か
らの反射エコー信号を用いて被検体内の断層像を得る画像走査手段と、

上記特定の心電同期信号より、上記心電同期信号の有効性を判定する判定手段と、

30

上記判定手段で有効であると判定された場合に、上記画像走査手段で得られた断層像を
表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

上記判定手段は、時間的要素に基づいて上記心電同期信号の有効性の判定を行うことを
特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

上記判定手段は、検出された心電同期信号の基準情報が所定期間に存在するか否かに基
づいて上記心電同期信号の有効性を判定することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診
断装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は心電信号検出装置及び超音波診断装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置に於いて、心電同期にて超音波走査を行う技術は、心電同期信号が発生
したときのみ超音波断層像を表示する技術や、造影剤を用いる際に超音波走査を行うタ
イミングを心電同期にて行う技術等、様々な技術が知られている。これらの技術を行うた
めの心電同期信号は、R波を基準として設定されている。

50

【0003】

また、超音波診断装置に於いて、例えば、図4に示されるような心電信号のR波を利用した画像処理機能として、例えばストレスエコー等が挙げられる。これらは、心電信号のR波を専用の検出回路を用いてトリガとして、そのまま取り込んだ後、そのとき対象となるフレームを基準として種々の処理を行うことが多い。更に、心電同期技術に於いて得られる超音波診断像の心周期に対する時相の精度を向上させる技術として、例えば下記特許文献1に記載されたような装置が知られている。

【0004】

図5は、従来の一般的な超音波診断装置を説明するためのブロック構成図である。

【0005】

図5に於いて、超音波診断装置の本体1に接続されたECG電極より図示されない被検者から生体信号が検出され、生体信号処理回路5及びTrigger(トリガ)検出回路6を経て、デジタルスキャンコンバータ(DSC)8に基準情報であるトリガ情報が供給される。また、本体1に接続されたプローブ3から超音波画像用の信号が得られ、送信受信回路7を介してデジタルスキャンコンバータ8に供給される。このデジタルスキャンコンバータ8にて表示用画像に変換された信号は、更に画像処理部10でビデオ信号に変換された後、画像観察モニタ13に超音波画像が表示される。また、画像データは記憶部11に格納される。尚、図中9は各種回路の制御を司る制御回路である。

【特許文献1】特開2001-292993号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、従来よりトリガ検出はアナログ回路により行っている。そして、基本的に、心電波形では、R波の後に現れるT波の検出に関して、図6に示されるように、ある一定の時間及びスレッシュホルレベルにより不感帯(T波不感帯)を設けることで防いでいる。しかしながら、被検者によっては、R波の前に現れるP波で生体信号のトリガを検出することがあった。

【0007】

すなわち、図7に示されるような理想的な処理状態では、R波を基準(トリガ)として、本来フレーム収集または画像処理を実施したい期間 a_1 が設けられている。しかしながら、図8に示されるように、P波がトリガとして検出された場合、期間 a_2 に於いて、誤ってP波が検出されたものの、R波と判別がつかないため、異なる時相のフレーム収集や画像処理が実施されてしまう。

【0008】

この場合、P波だけでなく、次の振幅が大きいR波に対しても検出されてしまい、1心拍中に2回のトリガが発生することになる。ところが、トリガ検出回路6以降の後段の画像処理系ではトリガの種別に関して区別する手段を有していないため、そのまま処理を行ってしまっている。このため、実際に収集や画像処理がなされた画像でも、異なる時相に対する処理がなされたり、1心拍中に2回の処理や、本来期待する動作とならず、検査者が気づかない場合も考えられる。

【0009】

したがって本発明は上記実情に鑑みてなされたものであり、その目的は、収集や処理画像と実際のトリガの時相差が発生することなく、異常が発生した場合に検査者にその旨を告知することのできる心電信号検出装置及び超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

すなわち本発明は、被検体内の心電波形から心電同期信号を検出する心電信号検出装置に於いて、検出された心電同期信号の有効性を判定する判定手段を具備することを特徴とする。

【0011】

10

20

30

40

50

また本発明は、被検体内の心電波形から心電同期信号を検出し、この検出された心電同期信号を基に画像処理を行う機能を備えた超音波診断装置に於いて、上記検出された心電同期信号の有効性を判定する判定手段を具備することを特徴とする。

【0012】

更に本発明は、被検体に対して超音波を送受信する送受信手段と、上記被検体の心電波形から特定の心電同期信号を検出する心電信号検出手段と、上記心電信号検出手段で検出された特定の心電同期信号に基づいて、上記送受信手段からの反射エコー信号を用いて被検体内の断層像を得る画像走査手段と、上記特定の心電同期信号より、上記心電同期信号の有効性を判定する判定手段と、上記判定手段で有効であると判定された場合に、上記画像走査手段で得られた断層像を表示する表示手段と、を具備することを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、前段の検出回路の構成を替えることなく、また、収集や処理画像と実際のトリガの時相差が発生することなく、異常が発生した場合に検査者にその旨を告知することができる心電信号検出装置及び超音波診断装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態について説明する。

【0015】

図1は、本発明の一実施形態による超音波診断装置を説明するためのブロック構成図である。

20

【0016】

図1に於いて、超音波診断装置の本体20には、ECG電極21及び超音波振動子を有するプローブ22が、それぞれ接続されている。ECG電極21には、本体20内の生体信号処理回路25が接続されている。この生体信号処理回路25は、Trigger(トリガ)検出回路26を介してデジタルスキャンコンバータ(DSC)28に接続されている。また、上記プローブ22には、送信受信回路27を介してデジタルスキャンコンバータ28が接続されている。

【0017】

このデジタルスキャンコンバータ28には、フレームバッファ/トリガ判定回路31が接続されている。そして、画像処理部32には、このフレームバッファ/トリガ判定回路31と、記憶部33と、画像観察モニタ35が接続される。また、上記送信受信回路27、デジタルスキャンコンバータ28、フレームバッファ/トリガ判定回路31、画像処理部32は、制御回路29に接続されており、各々の動作が制御される。

30

【0018】

このような構成に於いて、この超音波診断装置では、先ず、図示されない被検者の体表にプローブ22が当接される。次いで、制御回路29からの指令に基づいて送信受信回路27から駆動パルスがプローブ22に印加され、該プローブ22に内蔵の図示されない振動子から超音波が計測部位である心臓に照射される。そして、該心臓で発生された反射エコー信号が、プローブ22で受信され、受信された反射エコー信号が送信受信回路27に

40

【0019】

一方、図示されない被検者に接触されたECG電極21からは、心拍を表す生体信号が取得される。取得された生体信号は、生体信号処理回路25より増幅等が行われた後、トリガ検出回路26に供給される。そして、このトリガ検出回路26にて、生体信号の心電波形から心電同期信号を表す基準情報としてトリガ情報が得られる。

【0020】

そして、デジタルスキャンコンバータ28に於いて、送信受信回路27からの断層像がトリガ検出回路26からのトリガ情報に基づいて、表示用の画像に変換される。この変換された表示用の画像は、フレームバッファ/トリガ判定回路31にて、詳細を後述するよ

50

うにして有効な画像であるか否かが判定される。ここで、有効な画像である場合は、その画像が表示用の画像として記憶部 1 1 に格納されると共に、心電波形の時相に同期して画像観察モニタ 3 5 に表示される。

【 0 0 2 1 】

次に、本実施形態の特徴である同期信号の検出と、その有効性の判定について説明する。

【 0 0 2 2 】

図 2 は、正常時の心電波形を検出して基準フレームを判定する場合の、各ブロックの動作を説明するための図である。

【 0 0 2 3 】

E C G 電極 2 1 から取得された生体信号に対して、生体信号処理回路 2 5 を介してトリガ検出回路 2 6 でトリガ情報が得られる。例えば、図 2 (a) に示されるように、トリガ情報が R 波で検出されたとする。すると、デジタルスキャンコンバータ 2 8 では、プローブ 2 2 から送信受信回路 2 7 を経て入力された断層像の信号が表示用画像に変換されると共に、図 2 (b) に示されるように、トリガが検出された T 4 で表される基準となるフレーム (フレームデータ F 4) に仮基準情報が設定される。このとき、正常時では、例えば、P 波や T 波でトリガ情報は検出されていないので、P 波や T 波に相当するフレームには仮基準情報は設定されていない。

【 0 0 2 4 】

フレームバッファ/トリガ判定回路 3 1 では、数フレームから数十フレームの間、F I F O にてバッファリングが行われる。そして、F I F O から出力されるとき、所定期間に仮基準情報が重複しているか否かが確認される。ここで、図 2 (c) に示されるように、判定タイミングである T 4 以降の所定期間 t (T 5 ~ T 9) に仮基準情報が他に存在しない場合は、上記 T 4 の仮基準情報が有効である、すなわち基本情報であると判定されて基準フレームとして画像処理部 3 2 に出力される。これにより、画像処理部 3 2 では、図 2 (d) に示されるように、基準フレームの情報を基に、T 4 以降のある一定期間またはあるフレーム数に対して、フレームデータが処理データとして、得られた断層像に対応した画像がビデオ信号に変換される。その後、ビデオ信号に変換された超音波画像が画像観察モニタ 3 5 に表示されると共に、画像データは記憶部 3 3 に格納される。

【 0 0 2 5 】

次に、図 3 を参照して、P 波を誤検出した時の心電波形を検出して基準フレームを判定する場合の、各ブロックの動作について説明する。

【 0 0 2 6 】

E C G 電極 2 1 から取得された生体信号に対して、生体信号処理回路 2 5 を介してトリガ検出回路 2 6 でトリガ情報が得られる。例えば、図 3 (a) に示されるように、トリガ情報が P 波と R 波で検出されたとする。すると、デジタルスキャンコンバータ 2 8 では、プローブ 2 2 から送信受信回路 2 7 を経て入力された断層像の信号が表示用画像に変換されると共に、図 3 (b) に示されるように、トリガが検出された T 1 で表されるフレーム (フレームデータ F 1) と、T 4 で表されるフレーム (フレームデータ F 4) に、それぞれ仮基準情報が設定される。

【 0 0 2 7 】

すると、フレームバッファ/トリガ判定回路 3 1 では、基本情報が F I F O 中に於いて F 1 の他にも存在しているため、上記 T 1 の仮基準情報が無効であると判定される。つまり、図 3 (c) に示されるように、判定タイミングであるフレーム F 1 以降の所定期間 t (F 2 ~ F 6) のうちフレーム F 4 に仮基準情報が存在する場合は、所定期間内に連続したトリガ情報が検出されるのは疑わしいため、上記フレーム F 1 の基準情報は無効であると判定される。このため、画像処理部 3 2 では、T 1 より後の T 4 が最終基準情報であるとされて画像の収集処理のみが実行される。つまり、その心拍 (1 心拍) の間は画像処理は行われなくなる。或いは、基準情報が無効である場合は、時相が無効である旨の警告を、画像観察モニタ 3 5 にメッセージとして表示するようにしてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 8 】

このように、本実施形態によれば、P波及びR波で検出した場合に、その心拍での画像処理は行われなくなる。或いは、トリガ検出に異常がある場合には、検査者にその旨を告知する等、注意を促すことができる。

【 0 0 2 9 】

尚、上述した実施形態では、R波のトリガを基準情報として検出するように説明したが、これに限られるものではない。例えば、連続的にP波、或いはT波で検出することができればこれらを基準情報としてもよい。要は、特定の波形を定期的に検出して、異なる時相のフレーム収集や画像処理が実施されないようにすれば、何れの波形をトリガとして検出してもよいものである。

10

【 0 0 3 0 】

また、上述した実施形態では、超音波診断装置に用いられる心電同期信号について説明したが、これに限られるものではない。

【 0 0 3 1 】

以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明は上述した実施形態以外にも、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の変形実施が可能である。

【 0 0 3 2 】

更に、上述した実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件の適当な組合せにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成も発明として抽出され得る。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 3 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態による超音波診断装置を説明するためのブロック構成図である。

【 図 2 】 正常時の心電波形を検出して基準フレームを判定する場合の、各ブロックの動作を説明するための図である。

【 図 3 】 P波を誤検出した時の心電波形を検出して基準フレームを判定する場合の、各ブロックの動作について説明するための図である。

30

【 図 4 】 一般的な心電波形の例を示した図である。

【 図 5 】 従来の一一般的な超音波診断装置を説明するためのブロック構成図である。

【 図 6 】 T波不感帯処理について説明するための図である。

【 図 7 】 R波検出による心電波形の理想的な処理状態について説明するための図である。

【 図 8 】 P波検出による心電波形の処理状態について説明するための図である。

【 符号の説明 】

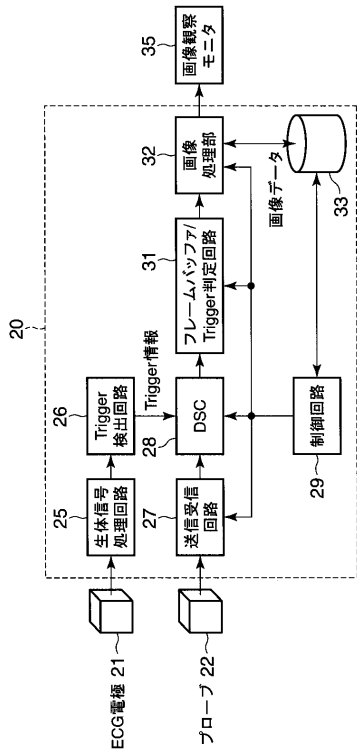
【 0 0 3 4 】

20 ... 超音波診断装置、 21 ... ECG電極、 22 ... プローブ、 25 ... 生体信号処理回路、 26 ... T r i g g e r (トリガ)検出回路、 27 ... 送信受信回路、 28 ... デジタルスキャンコンバータ(DSC)、 29 ... 制御回路、 31 ... フレームバッファ/T r i g g e r (トリガ)判定回路、 32 ... 画像処理部、 33 ... 記憶部、 35 ... 画像観察モニタ。

40

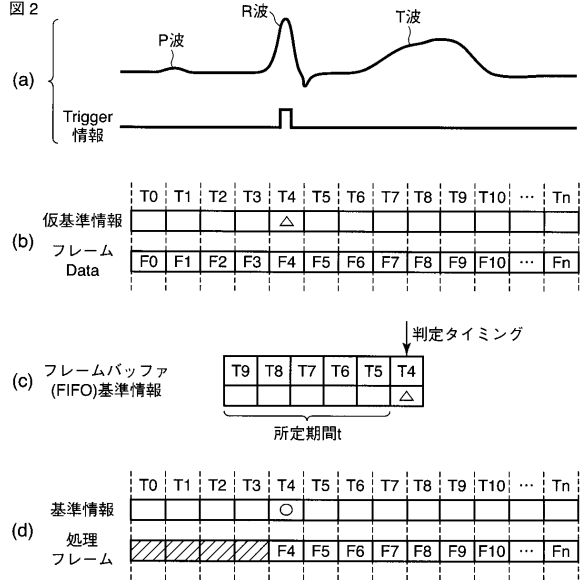
【 図 1 】

図 1



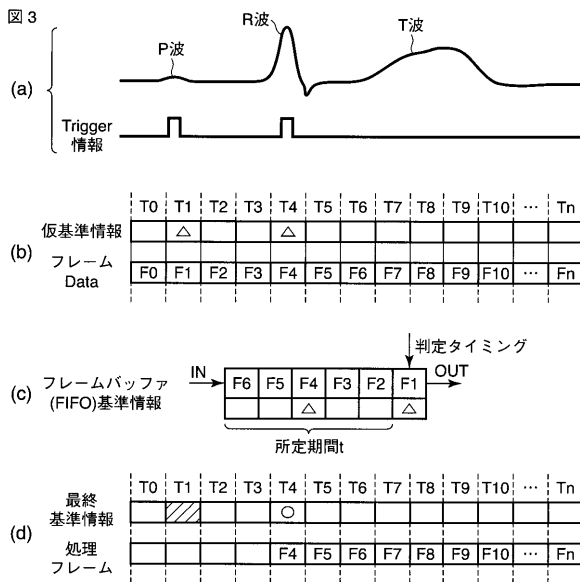
【 図 2 】

図 2



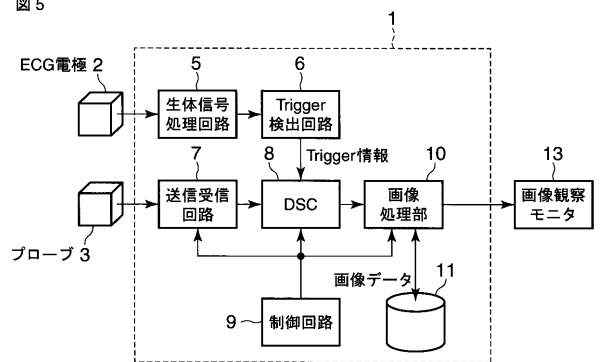
【 図 3 】

図 3



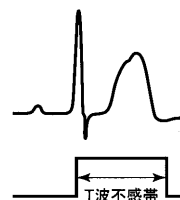
【 図 5 】

図 5



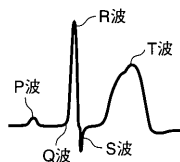
【 図 6 】

図 6



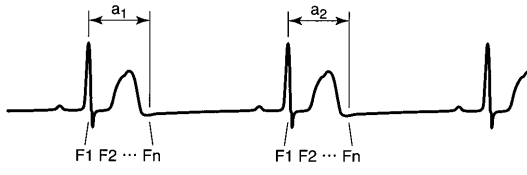
【 図 4 】

図 4



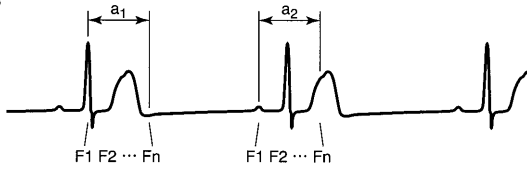
【 図 7 】

図 7



【 図 8 】

図 8



フロントページの続き

- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (72)発明者 宇南山 憲一
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 岩間 信行
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 倉俣 勝輝
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 中田 一人
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 深澤 雄志
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- Fターム(参考) 4C601 EE10 FF08

专利名称(译)	心电信号检测装置和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2008100007A	公开(公告)日	2008-05-01
申请号	JP2006286980	申请日	2006-10-20
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	宇南山 憲一 岩間 信行 倉俣 勝輝 中田 一人 深澤 雄志		
发明人	宇南山 憲一 岩間 信行 倉俣 勝輝 中田 一人 深澤 雄志		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE10 4C601/FF08		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种心电图信号检测装置和超声波诊断装置，其能够在不引起所收集或处理的图像与实际触发之间的时间差的情况下通知检查者异常状态。就是那个 解决方案：超声波通过探头22通过发射/接收电路27传输到对象并从对象接收信号，触发检测电路26从对象的心电波形中检测出特定的心电同步信号。然后，在数字扫描转换器28中，基于由触发检测电路26检测到的特定心电图同步信号，通过使用来自发送/接收电路27的反射回波信号来获得断层图像。帧缓冲器/触发确定电路31确定特定心电图同步信号的有效性。结果，当确定有效时，与所获得的断层图像相对应的超声图像经由图像处理单元32显示在图像观察监视器35上。 [选型图]图1

52 1

