

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6336089号
(P6336089)

(45) 発行日 平成30年6月6日(2018.6.6)

(24) 登録日 平成30年5月11日(2018.5.11)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/14

請求項の数 15 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2016-543473 (P2016-543473)
 (86) (22) 出願日 平成26年9月10日 (2014.9.10)
 (65) 公表番号 特表2016-530977 (P2016-530977A)
 (43) 公表日 平成28年10月6日 (2016.10.6)
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2014/064360
 (87) 國際公開番号 WO2015/040524
 (87) 國際公開日 平成27年3月26日 (2015.3.26)
 審査請求日 平成29年9月7日 (2017.9.7)
 (31) 優先権主張番号 61/879,781
 (32) 優先日 平成25年9月19日 (2013.9.19)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーネー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波診断イメージングシステムのTGC制御

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

時間利得補償(TGC)をする診断超音波システムであって、
 超音波システム制御パネルと、前記超音波システム制御パネルに配置され、ノミナル位置に設定され、または時間利得補償を制御するために、他の位置に調整されるように構成された複数のTGCコントロールと、を有し、

前記診断超音波システムは、

各々が前記TGCコントロールの一つに配置された複数の発光デバイスと、
 TGCコントロールがノミナル位置に設定されていることに応答し、前記TGCコントロールの少なくとも一つの発光デバイスに結合され、TGCコントロールがノミナル位置に設定されているとき、発光デバイスによる視覚的に区別できる発光を発生するように構成された発光コントローラとを有し、前記ノミナル位置は前記TGCコントロールの中心位置であることを特徴とする

診断超音波システム。

【請求項2】

前記TGCコントロールはスライドスイッチを含む、請求項1に記載の診断超音波システム。

【請求項3】

前記発光デバイスはLEDを含み、

前記スライドスイッチはユーザ操作可能なスライダーを含み、

L E Dは各スライダー上にマウントされている、
請求項2に記載の診断超音波システム。

【請求項4】

各スライダーは横方向の調整範囲に沿って可動であり、
前記ノミナル位置は前記横方向の調整範囲の中心である、
請求項3に記載の診断超音波システム。

【請求項5】

スライダーの調整範囲に沿った動きに応答して、前記スライダーが前記横方向の調整範囲の中心にあることを検知するスライダー位置センサをさらに有する、請求項4に記載の診断超音波システム。 10

【請求項6】

前記発光コントローラは、前記スライダー位置センサに応答する、
請求項5に記載の診断超音波システム。

【請求項7】

前記スライダー位置センサは差動アンプを含む、
請求項6に記載の診断超音波システム。

【請求項8】

前記発光コントローラは、発光の色を変化させることにより前記発光デバイスによる発光を視覚的に区別するように作動する、
請求項1に記載の診断超音波システム。 20

【請求項9】

前記発光コントローラは、発光の色を変化させることにより前記発光デバイスによる発光を視覚的に区別できるように作動する、
請求項1に記載の診断超音波システム。

【請求項10】

前記発光コントローラはパルス幅変調器を含む、
請求項9に記載の診断超音波システム。

【請求項11】

前記発光デバイスはL E Dを含み、
前記パルス幅変調器は、幅が変調されたパルスでL E Dを駆動し、前記L E Dの発光の明るさを低減する、
請求項10に記載の診断超音波システム。 30

【請求項12】

前記発光デバイスはL E Dを含み、
前記発光コントローラは、前記L E Dの色温度を変化させることにより、前記L E Dによる発光の色を変化させるように作動する、
請求項8に記載の診断超音波システム。

【請求項13】

L E Dによる発光の色は、T G Cコントロールがノミナル位置に設定されているとき、
赤色に設定される、請求項12に記載の診断超音波システム。 40

【請求項14】

前記発光デバイスはR G B L E Dを含み、
前記発光コントローラはL E Dカラーコントローラを含む、
請求項8に記載の診断超音波システム。

【請求項15】

前記T G Cコントロールは、ユーザが、イメージングの異なる深さから受信する超音波エコー信号に適用する増幅を調整できるようにすることにより、時間利得補償を制御するように作動する、請求項1に記載の診断超音波システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

40

50

【0001】

本発明は、医療用診断超音波システムに関し、特に、受診超音波エコー信号の時間利得補償の制御をする超音波システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波イメージングプローブにより身体に超音波信号が送信されると、波は組織を通っているとき常に減衰し、戻ってくるエコーはトランスデューサに戻るうちにさらに減衰する。結果として、エコーは、それが戻る身体の深さの関数として、遙増的に減衰する。この減衰問題に対する昔ながらの解決策は、受信エコー信号を、それが受信される時間の関数として增幅することである。送信時から遅く戻るエコーは、浅い深さから早く受信されるエコーより、大きく增幅される。この增幅を行う回路は、時間利得補償（TGC）回路として知られ、感度時間調整（STC）とも呼ばれている。しかし、時間と減衰との間の関係は、完全にリニアではない。エコーは、伝わる組織に応じて異なる程度の減衰を経る。例えば、心臓をイメージングするとき、エコーが心腔中の血液を伝わるとき、比較的小さい減衰を受け、エコーが心筋を伝わるとき、より大きな減衰を受ける。従って、TGCの制御は、超音波画像の深さにわたり異なる深さにおいて適用される利得に影響する一連のスイッチである。一般的に、スイッチは、超音波システム制御パネル上の一列に配置されたスライドスイッチである。列の方向は、画像の深さ方向（successively greater depths）に対応していることがすぐに分かる。スイッチは一般的に、中心位置が、対応する画像深度のノミナル利得であるスライドスイッチである。スライドスイッチは、横方向にどちらの向きでも動かして、各深さにおいて、ノミナル利得よりも大きいまたは小さい利得をかけることができる。このように、利得プロファイルを非線形に設定して、イメージングしている身体の領域の人体構造に関して利得を変化させられる。特許文献1に記載されているように、現代の超音波システムでは、具体的なイメージングアプリケーションに対する利得プロファイルを記憶し、呼び出し、適用し、必要に応じてスライドスイッチで調整し、画像の深さにわたり明るさとモノクロ階調が一様な画像を生成できる。

【0003】

超音波検査は、検査者が画像と、画像化されている微妙な構造と機能（例えば、血流）を最も容易に識別できるように、暗い部屋で行われることが多い。検査者がシステム制御パネルのコントロールを容易に見ることができるように、コントロールは見やすいようにバックライトされていることが多い。TGCコントロールは様々な方法で照明できる。しかし、効果的にバックライトをしたとしても、検査者はTGCスイッチの位置を識別できないことが多い。特に、TGCスイッチがそのノミナルな中心位置にセットされているか、異なる利得設定に調整されているか、検査者が見ることは困難なことが多い。したがって、望ましくは、容易に識別でき、暗い検査室でも設定を容易に視認できるTGCコントロールを提供する。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

【特許文献1】米国特許第5,482,045号

【発明の概要】**【0005】**

本発明の原理では、TGCコントロールの個々のスイッチを照明する診断超音波システムを説明する。スイッチがその中心位置にあるとき、照明は、色または明るさを変調または制御して、一意的に制御される。それにより検査者は、容易に、そのオリエンテーションパターンによりスイッチの利得設定を視認（visualize）でき、ノミナルな中心位置に設定されているスイッチをすぐに識別できる。

【図面の簡単な説明】**【0006】**

10

20

30

40

50

【図1】超音波診断イメージングシステムの制御パネルを示す図である。

【図2】本発明の原理により構成された、図1の超音波システムのTGCコントロールを詳細に示す図である。

【図3】TGC回路を含む超音波システムの主要コンポーネントを示すブロック図である。

【図4】図4aと図4bは、暗い部屋で見た、本発明によるTGCコントロールが照明されたところを示す図である。

【図5】図5aと図5bは、TGCコントロール上のLEDのパルス幅変調またはカラー制御による、本発明の実施形態を示す図である。

【発明を実施するための形態】

10

【0007】

まず図1を参照し、超音波システムコントロールパネル28が斜視図に示されている。ユーザは、肝臓のイメージングなど、具体的な超音波検査を行いたい時、制御パネル28上のコントロールを用いて所望の手順を選択する。これには、制御パネル上のトラックボール及び選択ボタンを用いて、ディスプレイメニター62上に示されるパラメータ及び機能選択(*performance choices*)のメニューを操作(*interaction*)して、所望のパラメータを選択することを含む。下記のように、イメージング手順を選択する時、システムは、システムメモリに記憶されたその手順のための最適なTGC特性を選択し、それをTGC回路に適用する。TGC回路は、この最適なTGC特性により、システムの信号経路にあるTGC増幅器の利得を制御する。システムは、画像ディスプレイにグラフィカル情報を提供し、最適なTGC特性の視覚的表示が画像に隣接して画像ディスプレイ62上に表示されるようにする。このTGC曲線は、画像領域の漸進的に深いところから戻ってくるエコーに適用される相対的な利得の大きさを示している。

20

【0008】

図2に示したように、制御パネル上のスライドスイッチ20が垂直方向の中心位置36に整列しているとき、所定の最適なTGC特性が表示され、TGC回路の増幅器を制御するのに使われる。臨床医は、ある患者をより良くイメージングするために所定特性からの変更が必要であることが分かると、スライドスイッチを右か左に動かして、TGC利得特性の傾斜部分(*slope segments*)をリセットする。スイッチが動かされると、変更が制御パネル28からTGC回路に伝えられ、TGC回路が所定特性にその変更(*incremental changes*)を適用する。これらの変更の効果は、ディスプレイスクリーン上に表示されたTGC特性に、視覚的变化により示される。臨床医がTGCスイッチ20の調整を終えると、所定特性からの変更(*variation*)は制御パネル上のスイッチの新しい物理的な位置により示され、最後のTGC特性はディスプレイスクリーン上に表示される。全画像深度にわたる一律の利得調整は、利得制御調整26を調整することにより為される。

30

【0009】

図3を参照して、本発明の原理により構成された超音波システムをブロック図に示した。この実施形態では、超音波プローブが二次元アレイトランスデューサ500とマイクロビームフォーマ502とを含む。本発明は、一次元または二次元のトランステューサアレイを利用するプローブで用いてもよい。マイクロビームフォーマは、アレイトランスデューサ500の要素グループ(「パッチ」)に適用される信号を制御し、各グループの要素により受信されるエコー信号の合成を行う回路を含む。プローブにおけるマイクロビームフォーミングは、有利にも、プローブと超音波システムとの間のケーブル503の導体の数を削減でき、米国特許第5,997,479(Savord et al.)及び米国特許第6,436,048(Pesque)に記載されている。

40

【0010】

プローブは超音波システムのスキャナ310に結合している。スキャナは、プローブ選択制御などの制御パネルにおけるユーザ制御に応じて、マイクロビームフォーマ502に制御信号を提供して、所望の画像及び選択されたプローブのために、プローブに送信ビー

50

ムのタイミング、周波数、方向及びフォーカシングに関する命令を出すビームフォームコントローラ 312 を含む。また、ビームフォームコントローラは、受信したエコー信号のビームフォーミングを、それをアナログ・デジタル（A/D）コンバータ 316 とビームフォーマ 116 に結合することにより、制御する。プロープにより受信されたエコー信号は、プリアンプと、TGC（時間利得制御）回路 314 のアンプとにより増幅され、A/D コンバータ 316 によりデジタル化される。デジタル化されたエコー信号は、次に、ビームフォーマ 116 によりビームに整形される。アレイ 500 の個々の要素または要素のパッチからのエコー信号は、画像プロセッサ 318 により処理される。画像プロセッサは、デジタルフィルタリング、B モード検出及び / 又はドップラー処理を行い、ハーモニックセパレーション、周波数コンパウンディングによるスペックル低減、（デジタル TGC を含む）デジタル利得及びその他の所望の画像または信号処理など、他の信号処理も行える。10

【0011】

スキャナ 310 により生成されたエコー信号は、デジタルディスプレイサブシステム 320 に結合される。デジタルディスプレイサブシステム 320 は、所望の画像フォーマットで表示するエコー信号を処理する。信号対雑音比や改善やフロー持続性の改善のため、エコー信号は、エコー信号をサンプリングし、ビームのセグメントを完全なライン信号にスライシングし、ライン信号を平均化できる画像ラインプロセッサ 322 により処理される。各画像の画像ラインは、本技術分野で知られているように、R変換（R-the ta conversion）を行うスキャンコーバー他 324 により、所望の画像フォーマットにスキャン変換される。画像は次いで画像メモリ 328 に格納され、その画像メモリ 328 からディスプレイ 150 に表示される。また、メモリ中の画像は、上記の TGC 特性などの、画像と共に表示されるグラフィックスとオーバーラップされる。グラフィックスは、ユーザ制御に応じて、グラフィックスジェネレータ 330 により生成される。個々の画像フレームまたは画像フレームシーケンスは、画像ループの取得中にシネメモリ 326 に格納できる。20

【0012】

本発明の原理によると、TGC 制御の各スライダースイッチ 22 は、図 2 に示すように、スイッチのスライダー上に取り付けられた LED 10 で照明される。各スライダーは、それに沿ってスライダーを横方向に動かせる制御パネル中のカットアウト 24 の範囲により決まる制御範囲を有する。このように、（最も浅いところに対応する）一番上のスライダーが左に動かされると、他のスイッチの LED 列の左側に現れる。検査者は、一目で、最も浅いところで、利得設定が低くなっていること、より深いところの利得は、すべてノミナル利得設定であることが分かる。スイッチスライダー上の点灯された LED により、暗い部屋でもこれが分かりやすくなる。30

【0013】

本発明の別の態様によれば、各 LED 10 は、ノミナルな中心位置 36 に設定されているとき、特徴的な光り方（distinguishing illumination）をする。異なるさまざまな発光方法を用いることができる。一つは、スライダー 22 が中心位置にある時は、LED を明るく点灯し、スライダーが中心位置からはずれた時は、暗く点灯することである。図 5a は、スライダーアーム 14 を有する TGC スライダースイッチのポテンショメータ 12 を示す図である。スライダーが中心にある時、差動増幅器 16 が低出力に切り替わり、パルス幅変調器 17 の入力をディスエーブルする。このヌル状態では、LED 10 は一定電圧で駆動され、明るく点灯する。しかし、スライダーアーム 14 が中心からずれると、差動増幅器 16 は、高出力に切り替わり、パルス幅変調器 17 をイネーブルする。パルス幅変調器 17 は、パルス幅が変調されたパルストレイン（pulse train）で LED 10 を駆動する。LED の光り方（LED illumination）はより暗くなる。40

【0014】

様々な光り方への他の取り組みは、スライダー 22 が中心位置にある時、LED の光り50

の色を変更することである。図 5 b では、スライダーアーム 14 が中心にある時、差動増幅器 16 により、LED は、赤色など所定の色で光る。これは、RGB LED の色を選択するカラーコントローラ 17 で、または LED 10 の色温度を変更することにより、行える。スライダーアームが中心から動くと、カラーコントローラ 17 は、RGB LED の異なる色（例えば、白でなく赤）を選択し、または中心位置で使われるのとは異なる色温度に変更する。

【 0 0 1 5 】

各 TGC コントロールは、その設定に応じた（デジタルまたはアナログの）値を生成する。この値は、照明コントローラに結合される。照明コントローラ（*lumination controller*）は、デジタル値を、中心位置設定の既知の値と比較する。二つの値が等しくなければ、差分値を用いて、パルス幅変調のデューティサイクル及び / 又は周波数を制御して、照明を暗くする。カラー変調の実施形態の場合、独立な三つのパルス幅変調器を用いて、RGB LED の各色のデューティサイクルまたは周波数を制御して、実際上、所望の色を作る。

10

【 0 0 1 6 】

図 4 a と図 4 b は、かかる色変調の効果を示している。図 4 a は、8 個の TGC スライダーの一連のライトを示す。設定は、最も上のスライダーによる浅いところにおける、（中心の左に設定された）低い利得から、最も深いところにおける、ノミナルな利得より大きい利得（最も下のスライダーが右に動かされていることから分かる）までの範囲にある。白色 LED のこの曲線パターンでは、どのスライダーが操作されておらず、ノミナルな利得位置にあるのか、ほとんど分からない。しかし、図 4 b の例では、3 番目、5 番目及び 6 番目のスライダー 26、27 及び 28 の LED が変調され、赤い色となっており（ドット状のパターンで示した）、他の白色の LED に対して明らかに目立っている。検査者（*sonographer*）には、これらの深さではノミナルな利得に対する調整は行われていないことが、一目で分かる。

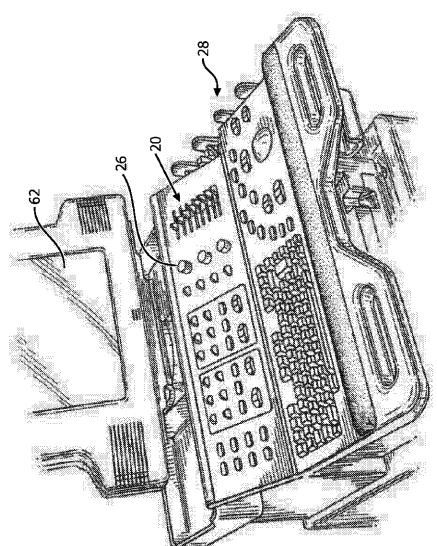
20

【 0 0 1 7 】

当業者は、容易に、この他の照明方式に想到することができるだろう。LED は、例えば、より高い利得設定に（右側に）動かされた時は赤く、より低い利得設定に（左側に）動かされた時は青く、ノミナルな中心位置に設定されている時は白く光るようにしてもよい。他の代替手段としては、パルス幅変調器を用いて LED を点滅させ、その点滅により中心位置にあるもの又は動かされたものを示す。

30

【図1】



【図2】

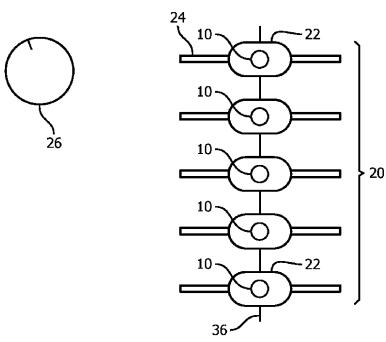
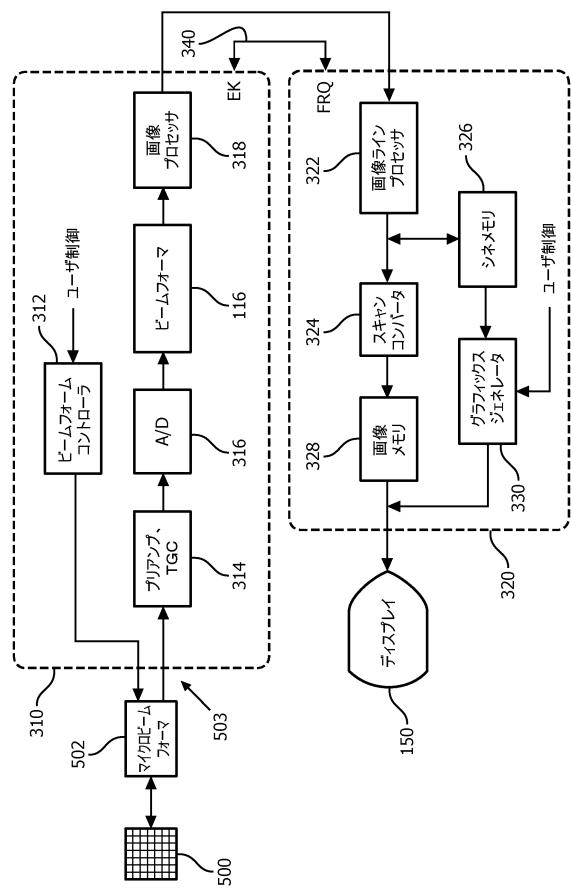


FIG. 2

【図3】



【図4a】

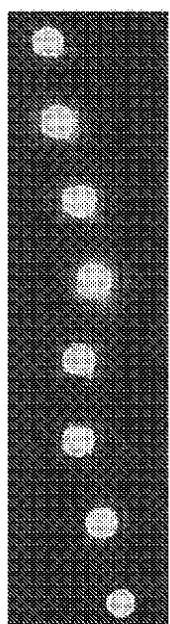
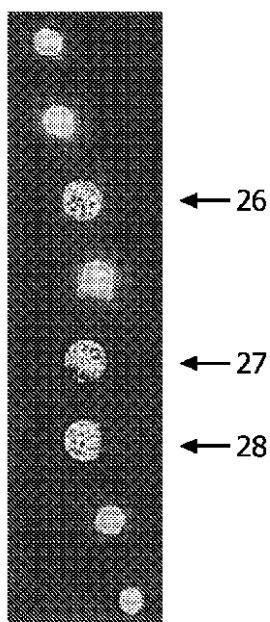


FIG. 4a

【図 4 b】



【図 5】

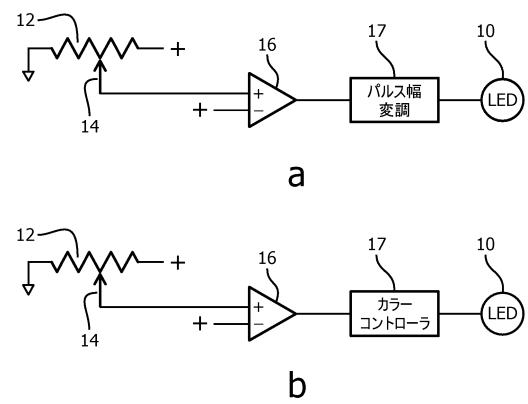


FIG. 4b

フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 マツムラ,トワ

オランダ国, 5656 アーエー アインドーフェン,ハイ・テク・キャンパス・ビルディング

5

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開昭63-197438(JP,A)

特開2009-078083(JP,A)

米国特許第05482045(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15