

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7076554号

(P7076554)

(45)発行日 令和4年5月27日(2022.5.27)

(24)登録日 令和4年5月19日(2022.5.19)

(51)国際特許分類

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F I

A 6 1 B

8/14

Z D M

請求項の数 15 (全21頁)

(21)出願番号	特願2020-535575(P2020-535575)	(73)特許権者	590000248
(86)(22)出願日	平成30年12月21日(2018.12.21)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65)公表番号	特表2021-508532(P2021-508532		ヴェ
	A)		Koninklijke Philips
(43)公表日	令和3年3月11日(2021.3.11)		N.V.
(86)国際出願番号	PCT/EP2018/086491		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(87)国際公開番号	WO2019/129685		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(87)国際公開日	令和1年7月4日(2019.7.4)	(74)代理人	110001690
審査請求日	令和3年7月6日(2021.7.6)		特許業務法人M&Sパートナーズ
(31)優先権主張番号	62/611,893	(72)発明者	クラーク デイビッド ウェスレー
(32)優先日	平成29年12月29日(2017.12.29)		オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		ドーフエン ハイ テック キャンパス 5
早期審査対象出願		(72)発明者	ヴィニョン フランソワ ガイ ジェラルド
			マリエ
			オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波画像表示のためのダイナミックレンジを適応的に設定するためのシステム及び方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波エコーを検出するように動作可能な超音波プローブと、
前記超音波エコーに基づいて超音波画像を表示するように動作可能なディスプレイユニットと、
前記超音波プローブと前記ディスプレイユニットとに通信可能に結合されたプロセッサとを備える、超音波イメージングシステムであって、
前記プロセッサは、
第1のダイナミックレンジをもつソース画像データを受信することであって、前記ソース画像データが、前記超音波プローブにより検出された前記超音波エコーに基づくログ圧縮エコー強度値を含む、受信することと、
前記ソース画像データの少なくとも一部のヒストグラムを生成することと、
前記ヒストグラムに対する累積密度関数を生成することと、
前記累積密度関数のy軸における第1の点及び第2の点にそれぞれ対応する、黒色ピクセルの所望パーセント、及び、ミッドグレー以下のピクセル値をもつピクセルの所望パーセントの標示を受信することと、
前記少なくとも2つの点に基づいて前記第1のダイナミックレンジより小さい第2のダイナミックレンジを規定することであって、前記第2のダイナミックレンジの最大値及び最小値は、それぞれ前記第1の点及び前記第2の点に基づいて決定される、規定することと、
前記ディスプレイユニットに前記第2のダイナミックレンジに従って表示された前記ソー

ス画像データを表す超音波画像を表示させることと、
を行う、超音波イメージングシステム。

【請求項 2】

前記プロセッサが、前記累積密度関数における前記第 1 の点及び前記第 2 の点の標示を受信することと、前記第 1 のダイナミックレンジの一部を前記第 2 のダイナミックレンジにマッピングするための前記第 1 の点及び前記第 2 の点に基づく線形マッピング関数を規定することとを行う、請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 3】

前記プロセッサが、前記線形マッピング関数を使用して、表示のために 16 ビットソース画像データを 8 ビット画像データにマッピングする、請求項 2 に記載の超音波イメージングシステム。

10

【請求項 4】

前記プロセッサが、黒色ピクセルの所望パーセントに対応した、前記累積密度関数における前記第 1 の点の標示を受信することと、ミッドグレー以下のピクセル値をもつピクセルの所望パーセントに対応した、前記累積密度関数における前記第 2 の点の標示を受信することとを行う、請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 5】

前記プロセッサが、前記第 1 の点に対応した前記累積密度関数の x 軸におけるデータ値に対応したピクセル値に、前記第 2 のダイナミックレンジの最小値を設定することにより、前記第 2 のダイナミックレンジを規定し、前記プロセッサが、前記第 2 の点に対応した前記累積密度関数の x 軸におけるデータ値を特定することと、前記第 2 の点に対応した前記 x 軸におけるデータ値の 2 倍に対応したピクセル値に、前記第 2 のダイナミックレンジの最大値を設定することにより、前記第 2 のダイナミックレンジをさらに規定することとを行う、請求項 4 に記載の超音波イメージングシステム。

20

【請求項 6】

前記黒色ピクセルの所望パーセントと、前記ミッドグレー以下のピクセル値をもつピクセルの所望パーセントとを記憶するメモリをさらに備える、請求項 4 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 7】

前記プロセッサが、前記メモリに記憶された前記黒色ピクセルの所望パーセントと前記ミッドグレー以下のピクセル値をもつピクセルの所望パーセントとに基づいて、複数の時間的に連続した超音波画像の各々に対して前記第 2 のダイナミックレンジを自動的に規定する、請求項 6 に記載の超音波イメージングシステム。

30

【請求項 8】

前記メモリが、前記黒色ピクセルの所望パーセント、及び前記ミッドグレー以下のピクセル値をもつピクセルの所望パーセントに対する値の複数のペアを記憶し、各ペアが、特定の臨床用途、若しくは、前記特定の臨床用途に関連した標準的なビューに関連しており、並びに / 又は、

前記超音波イメージングシステムは、前記黒色ピクセルの所望パーセント、及び、前記ミッドグレー以下のピクセル値をもつピクセルの所望パーセントを調節する 1 つ若しくは複数のユーザー制御部をさらに備える、

40

請求項 6 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 9】

前記プロセッサが、
前記ソース画像データの少なくとも一部を複数の深さバンドに分割することと、
各深さバンドに対する、ヒストグラム及び対応する累積密度関数を生成することと、
各深さバンドに関連した深さに依存した第 2 のダイナミックレンジを規定することと、
をさらに行う、請求項 1 に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項 10】

前記プロセッサが、累積密度関数を使用して、複数の深さに依存した第 2 のダイナミック

50

レンジを規定することと、前記複数の深さに依存した第2のダイナミックレンジの各々に関連した最小値間、及び、前記複数の深さに依存した第2のダイナミックレンジの各々に関連した最大値間を補間して、追加的な深さに依存した第2のダイナミックレンジを導出することとを行う、請求項9に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項11】

前記プロセッサがさらに、前記ログ圧縮エコー強度値に時間利得補償を適用して前記ソース画像データを生成する、請求項1に記載の超音波イメージングシステム。

【請求項12】

前記プロセッサがさらに、前記ヒストグラムを生成する前に、前記ソース画像データを空間的に、時間的に、又は時空間的にフィルタ処理する、請求項1に記載の超音波イメージングシステム。

10

【請求項13】

表示のために超音波イメージングシステムを設定する方法であって、前記方法が、第1のダイナミックレンジをもつソース画像データを受信するステップであって、前記ソース画像データが、超音波プローブにより受信されたエコー信号に基づくログ圧縮エコー強度値を含む、受信するステップと、前記ソース画像データの少なくとも一部のヒストグラムを生成するステップと、前記ヒストグラムに対する累積密度関数を生成するステップと、前記累積密度関数のy軸における第1の点及び第2の点にそれぞれ対応する、黒色ピクセルの所望パーセント、及び、ミッドグレー以下のピクセル値をもつピクセルの所望パーセントの標示を受信するステップと、前記少なくとも2つの点に基づいて前記第1のダイナミックレンジより小さい第2のダイナミックレンジを規定するステップであって、前記第2のダイナミックレンジの最大値及び最小値は、それぞれ前記第1の点及び前記第2の点に基づいて決定される、規定するステップと、

20

表示のために前記ソース画像データを表す超音波画像を生成するステップであって、前記超音波画像が、前記第2のダイナミックレンジに従って前記ソース画像データを表示する、生成するステップと、
を有する、方法。

【請求項14】

30

前記ソース画像データを複数の深さバンドに分割するステップと、
前記複数の深さバンドのうちの各深さバンドに関連した前記ソース画像データのヒストグラム及び累積密度関数を生成するステップと、
前記複数の深さバンドのうちの各深さバンドに対する、深さに依存した低減されたダイナミックレンジを規定するステップと、
をさらに有する、請求項13に記載の方法。

【請求項15】

医療イメージングシステムの1つ又は複数のプロセッサにより実行されたときに、前記1つ又は複数のプロセッサに、請求項13に記載の方法を実施させるプロセッサ実行可能命令を含む、非一時的なコンピュータ可読媒体。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

[001] 本開示は、一般に、例えばBモード及びMモードイメージングのための、超音波画像の表示のためのダイナミックレンジを調節するための超音波システム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

[002] 超音波Bモード(2D又は3D)又はMモードイメージングでは、エコー強度は、概して表示のためにログ圧縮されている。これは、エコー強度比が明度差として表され、利得調節及びスペックル及びノイズ分散がエコー振幅に無関係である、直感的な画像を生

50

成する。概して、表示のダイナミックレンジは、時間利得補償（TGC）後でもエコー信号のフルダイナミックレンジより小さい。表示のダイナミックレンジ内のピクセルは、典型的にはグレーの陰影として示されるが、表示のダイナミックレンジを越えたピクセルは、飽和した白色又は黒色として示される。審美的に魅力的な画像に対して、通常、特に、画像の大きい割合が流体を表す心臓又は産科用途では、ピクセルの非常に大きい割合が黒色であるか、又は非常に暗い。通常、ピクセルの比較的小さい割合が飽和した白色であり、場合によっては飽和した白色がない。表示のダイナミックレンジは、ログ強度データのオフセット（「利得」）、スケーリング（「圧縮」）、及びクリッピングを適用される。ログオフセットは通常、深さに依存し（TGC）、ユーザーにより手動で制御され、又は、システムにおいてアルゴリズムにより自動的に制御され得る。ログスケールは、典型的にはユーザーにより手動で制御され、概して既存のシステムでは適応的ではない。システムノイズは、概して、一貫しており予測可能であり、したがって、システムによる利得（ログオフセット）の自動設定は、ノイズが一次的には望ましくない成分（例えば深い深さ）である状況において適切な働きをし得る。しかし、多くの場合（及び浅い深さ）、カオス的な残響又はサイドローブからのクラッターのかすみは、支配的な望ましくない成分であり、これは患者及びビューに大きく依存する。組織エコーの強度は、さらに患者及びビューに大きく依存する。したがって、超音波システムの設計者及び製造業者は、それに対する、特に、このようなデバイス及びシステムの表示のダイナミックレンジを設定するためのアルゴリズムに対する改善策を探し求め続けている。

10

【発明の概要】

20

【0003】

[003] 本開示は、概して超音波画像の表示のための、例えばBモード及びMモードイメージングのためのダイナミックレンジを設定するための超音波システム及び方法に関する。本明細書における例によると、フルダイナミックレンジを表示のダイナミックレンジにマッピングするための適応的な技術が説明される。

【0004】

[004] 本開示による超音波イメージングシステムは、超音波エコーを検出するように動作可能な超音波プローブ、超音波エコーに基づいて超音波画像を表示するように動作可能なディスプレイユニット、及び、超音波プローブとディスプレイとに通信可能に結合されたプロセッサを含む。プロセッサは、第1のダイナミックレンジをもつソース画像データを受信することであって、ソース画像データが、超音波プローブにより検出された超音波エコーに基づくログ圧縮エコー強度値を含む、受信することと、ソース画像データの少なくとも一部のヒストグラムを生成することと、ヒストグラムに対する累積密度関数を生成することと、累積密度関数（CDF）における少なくとも2つの点の標示を受信することと、ディスプレイユニットに第2のダイナミックレンジに従って表示されたソース画像データを表す超音波画像を表示させることとを行うように構成される。

30

【0005】

[005] いくつかの実施形態において、プロセッサは、2つの点のみの標示を受信することと、2つの点に基づく線形マッピング関数を規定することとをするように構成される。線形マッピング関数は、第1のダイナミックレンジの一部を第2のダイナミックレンジにマッピングするために使用される。例えば、プロセッサは、表示のために16ビットソース画像データを8ビット画像データにマッピングするマッピング関数（例えば、1つ又は複数の入来する超音波画像に関連したCDFに基づく線形マッピング関数）を導出するように構成される。

40

【0006】

[006] いくつかの実施形態において、プロセッサは、黒色ピクセルの所望パーセントに対応した、CDFにおける第1の点の標示を受信することと、ミッドグレー以下のピクセル値をもつピクセルの所望パーセントに対応した、CDFにおける第2の点の標示を受信することとを行うように構成される。第2のダイナミックレンジへのマッピングのための、第1のダイナミックレンジの低クリッピング値及び高クリッピング値は、2つの点から導

50

出される。例えば、低クリッピング値、ひいては第2のダイナミックレンジの最小値は、（例えば、黒色ピクセルの所望パーセントに等しい）第1の点に基づき、高クリッピング値、ひいては第2のダイナミックレンジの最大値は、第2の点から導出される（例えば、パーセントミッドグレーが指定された場合、高クリッピング値は、パーセントミッドグレーに対応したピクセル値を2倍することにより規定される）。

【0007】

[007] いくつかの実施形態において、超音波システムは、ヒストグラムCDF処理に対する入力の中の1つ又は複数を記憶する不揮発性メモリを含む。例えば、メモリは、黒色ピクセルの所望パーセント、及び、ミッドグレー以下のピクセル値をもつピクセルの所望パーセント、又は、特定のピクセル値のピクセルの任意の他の所望パーセンテージを記憶する。

10

【0008】

[008] いくつかの実施形態において、プロセッサは、少なくとも2つの点に対する同じ値に基づいて（例えば、メモリに記憶された、黒色ピクセルの所望パーセント、及びミッドグレー以下のピクセル値をもつピクセルの所望パーセントに対する同じ値に基づいて）複数の時間的に連続した（いくつかの場合において、時間的に絶え間ない）超音波画像の各々に対して、第2の、又は低減されたダイナミックレンジを自動的に規定するように構成される。したがって、所望ピクセルパーセンタイルが（例えば、所与のイメージング用途において、又は、所与のビューに対して）画像ごとに異ならないのに対し、表示は、各画像におけるピクセル値の特定の分布に基づいて各入来画像に対して動的に、又は適応的に調節される。

20

【0009】

[009] いくつかの実施形態において、（例えば超音波システムの）メモリは、黒色ピクセルの所望パーセント、及びミッドグレー以下のピクセル値をもつピクセルの所望パーセントに対する値の複数のペアを記憶し、各ペアは、特定の臨床用途に関連しているか、又は、特定の臨床用途に関連した標準的なビューに関連している。いくつかの実施形態において、システムは、黒色ピクセルの所望パーセント、及び、ミッドグレー以下のピクセル値をもつピクセルの所望パーセントを調節するように構成された（例えば、機械的な、又はソフト的な制御部、例えば、スライダー、ノブ、又はタッチスクリーン制御部の形態をとる）1つ又は複数のユーザー制御部をさらに含む。

30

【0010】

[010] いくつかの実施形態において、プロセッサは、複数の深さバンドのうちの任意の1つに関連した画像データを低減されたダイナミックレンジにマッピングするための、深さに依存したマッピング関数を導出するように構成される。深さに依存した分析を実施するために、プロセッサは、ソース画像データを組織の所与の深さに関連したサンプル集合に分割する。横方向の（又は、横方向に空間的に関連した）サンプル集合とも呼ばれるこれらのサンプル集合は、トランスデューサーの物理的性質（例えば、アレイ、例えば、セクターフェーズドアレイ、湾曲したアレイ、線形アレイなどの形状）に応じて直線又は曲線に沿って位置する。いくつかの実施形態において、プロセッサは、ソース画像データの少なくとも一部を複数の深さバンド（例えば特定の深さにおける横方向サンプル集合）に分割することと、各深さバンドに対する、ヒストグラム及び対応するCDFを生成することと、各深さバンドに関連した深さに依存した第2のダイナミックレンジを規定することとをするように構成される。いくつかの実施形態において、例えばセクターフェーズドアレイ又はカーブドリニアアレイの場合、特定の深さにおける横方向（空間的に関連した）サンプル集合は、1つ又は複数の近接した円弧又はその一部に沿ったエコー強度データを含む。いくつかの例において、例えば、線形（非フェーズド）アレイの場合、横方向サンプル集合は、所与のピクセル線、若しくはピクセル線の複数の行、又はその一部に沿ったピクセルデータを含む。いくつかの例において、ソースデータの幾何学的関連性にかかわらず深さに関連した分析が、ピクセル線に基づいて実施される。

40

【0011】

50

[011] いくつかの実施形態において、プロセッサは、複数の深さに依存した第2のダイナミックレンジを、CDFベースの処理を使用して規定することと、及び複数の深さに依存した第2のダイナミックレンジの各々に関連した最小値間を、及び、複数の深さに依存した第2のダイナミックレンジの各々に関連した最大値間を補間して、追加的な深さに依存した第2のダイナミックレンジを導出することとをできるように構成される。いくつかの実施形態において、プロセッサは、（例えばヒストグラム化の前に）ログ圧縮エコー強度値に時間利得補償を適用してソース画像データを生成するようにさらに構成される。いくつかの実施形態において、プロセッサは、ヒストグラムを生成する前にソース画像データを空間的に、時間的に、又は時空間的にフィルタ処理するようにさらに構成される。

【0012】

[012] 本明細書におけるいくつかの例による方法は、第1のダイナミックレンジをもつソース画像データを受信することと、ソース画像データの少なくとも一部のヒストグラムを生成することとを有する。ソース画像データは、超音波プローブにより受信されたエコー信号に応答して生成されたログ圧縮エコー強度値（すなわち、ログ圧縮後のエコー強度値）を含む。本方法は、ヒストグラムに対する累積密度関数を生成することと、累積密度関数（CDF）における少なくとも2つの点の標示を受信することと、少なくとも2つの点に基づいて第1のダイナミックレンジより小さい第2のダイナミックレンジを規定することと、表示のためにソース画像データを表す超音波画像を生成することとであって、超音波画像が、第2のダイナミックレンジに従ってソース画像データを表示するように構成された、超音波画像を生成することとをさらに有する。

【0013】

[013] いくつかの例において、少なくとも2つの点の標示の受信と第2のダイナミックレンジを規定することとが、第1の点及び第2の点の標示を受信することと、第1の点と第2の点とに基づいて、第1のダイナミックレンジの一部（例えば第1のダイナミックレンジに関連したピクセル値の一部）を、第2のダイナミックレンジに（例えば第2のダイナミックレンジに関連したピクセル値に）マッピングするための線形マッピング関数を規定することとを有する。いくつかの例において、マッピングは、16ビットソース画像データを8ビット画像データにマッピングすることを伴う。いくつかの例において、少なくとも2つの点のうちの第1の点は、黒色ピクセル値を割り当てられるソース画像データにおけるピクセルのパーセンテージに対応し、少なくとも2つの点のうちの第2の点が、ミッドグレイピクセル値以下のピクセル値を割り当てられるソース画像データにおけるピクセルのパーセンテージに対応する。

【0014】

[014] いくつかの例において、本方法は、ソース画像データを複数の深さバンドに分割することと、複数の深さバンドのうちの各バンドに関連したソース画像データのヒストグラム及び累積密度関数（CDF）を生成することと、複数の深さバンドのうちの各バンドに対する、深さに依存した低減されたダイナミックレンジを規定することとを有する。いくつかの例において、複数の深さバンドのうちの各バンドは、所与の深さにおける横方向サンプル集合の集合に対応する。いくつかの実施形態において、横方向集合は、超音波画像のピクセルの曲線（又は円弧）に沿って、又は直線又は行に沿って位置する。他の例において、各バンドは、ピクセルデータの複数の軸方向に近接した線（曲線又は直線）に沿った横方向サンプル集合に対応する。

【0015】

[015] いくつかの例において、少なくとも2つの点は、超音波イメージングシステムのメモリから入手される。いくつかの例において、少なくとも2つの点は、イメージング用途（例えば、心臓、胸部、産科など）に基づいて、又は、特定のビュー（例えば標準的な心臓ビュー）に関連した画像データに基づいて、入力点の複数のペアから入手される。いくつかの例において、本方法は、ログ圧縮エコー強度値に時間利得補償を適用してソース画像データを生成することとをさらに有する。いくつかの例において、本方法は、ヒストグラムを生成する前に、例えば、空間フィルタ、時間フィルタ、又は時空間フィルタを使用し

10

20

30

40

50

て、ソース画像データをフィルタ処理することをさらに有する。

【 0 0 1 6 】

[016] 本明細書において開示されている例のうちの任意の例による方法は、システム（例えば、医療画像を表示及び／又は獲得するように構成されたシステム）により実行されたとき、コンピュータ可読媒体において具現化された処理をシステムに実施させるプロセッサ実行可能命令を含むコンピュータ可読媒体において具現化される。

【 0 0 1 7 】

[017] 開示される実施形態のうちの任意のものからの特徴は、限定されないが、互いに組み合わせて使用される。加えて、本開示の他の特徴及び利点が、以下の詳細な記述及び添付図面の考慮により当業者に明らかになる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 8 】

【図 1 A】[018] フルダイナミックレンジ（例えば 16 ビット）画像データに対するログ圧縮データのヒストグラムを示す図である。

【図 1 B】[019] 低減されたダイナミックレンジ（例えば 8 ビット）におけるものであるが図 1 A のログ圧縮画像データのヒストグラムを示す図である。

【図 2】[020] 医療画像データの表示のためのダイナミックレンジを調節する工程のブロック図である。

【図 3】[021] 本開示の原理による超音波イメージングシステムのブロック図である。

【図 4】[022] 本開示の原理による、出力（調節された DR を使用した表示のための画像データ）を取得するための入力（フル DR を使用したソースデータ）における処置の適用を伴う工程の例を示す図である。

【図 5】[023] フル DR 画像データに適用される処置を決定する工程の例を示す図である。

【図 6】[024] 8 ビット画像データにマッピングされ得る、16 ビット画像データに対する線形マッピングの一例を示す図である。

【図 7 A】[025] 本開示の原理による、表示のためのダイナミックレンジを調節するためのユーザー制御部の例を示す図である。

【図 7 B】本開示の原理による、表示のためのダイナミックレンジを調節するためのユーザー制御部の例を示す図である。

【図 7 C】本開示の原理による、表示のためのダイナミックレンジを調節するためのユーザー制御部の例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 9 】

[026] 特定の例示的な実施形態の以下の説明は、本質的に例示にすぎず、どのような観点からも本開示又は本開示の用途又は使用を限定することを意図したものではない。本システム及び方法の実施形態の以下の詳細な説明において、本出願の一部を構成する添付図面が参照され、説明されるシステム及び方法が実施される特定の実施形態が添付図面において例示として示される。これらの実施形態は、本明細書において開示されているシステム及び方法を当業者が実施することができるよう十分に詳細に説明されており、他の実施形態が利用されること、及び、本システムの趣旨及び範囲から逸脱することなく構造的な、及び理論的な変更がなされることが理解される。さらに、明確であることを目的として、特定の特徴の詳細な記述が当業者に明らかである場合、本システムの説明を不明瞭にしないために、その特定の特征の詳細な記述は説明されない。したがって、以下の詳細な説明は限定的な意味に解釈されず、本システムの範囲は添付の特許請求の範囲によってのみ規定される。

【 0 0 2 0 】

[027] 図 1 A 及び図 1 B に示されるように、表示のダイナミックレンジ 120 は、エコー信号のフルダイナミックレンジ 110 より小さい。図 1 B に示されるように、表示のダイナミックレンジ内のピクセルは、典型的にはグレー（すなわち、0 から 255 の間のピク

10

20

30

40

50

セル値)の陰影として示されるのに対し、表示のダイナミックレンジを越えたピクセルは飽和した白色(すなわち、255のピクセル値)又は黒色(すなわち、0のピクセル値)として示される。審美的に魅力的な画像に対して、特に、画像の大きい割合が流体を表す心臓又は産科用途では、通常、ピクセルの非常に大きい割合が黒色であるか、又は非常に暗い。通常、飽和した白色はピクセルの比較的小さい割合である(場合によっては、飽和した白色がない)。

【0021】

[028] フルダイナミックレンジのログ強度データをクリッピングするように、(例えば、「利得」ノブを介した入力に応じた)オフセット112、及び(「圧縮」入力に応じた)スケール114を適用することにより表示のダイナミックレンジが規定される。図1A及び図1Bに示されるように、16ビット「フルダイナミックレンジ」画像は、指定されたオフセット(利得)及びスケール(圧縮)設定に従った表示のために、8ビット画像にマッピングされる。利得及び圧縮入力は、典型的には深さに依存した利得又はコントラスト調節のための、概して8つのスライダーの形態により提供される時間利得補償(TGC)制御部に無関係である。しかし、既存の超音波システムにおいてこれらの制御部を伴う場合でも、画像は、最適ではない状態で表示され、及び/又は、最適な表示を実現するために、効率的なワークフローに対して所望される調節より多くの、音波検査者による手動による調節を必要とする。

【0022】

[029] 図2は、本開示の原理による、超音波画像の表示のためのダイナミックレンジ(DR)を適応的に調節するための工程のブロック図を示す。工程は、フルダイナミックレンジ画像データ、この例では16ビット画像データを受信すること(ブロック202)により始まる。図2における例は、ソース(生の)画像データとしての16ビット画像データ及び出力画像データとしての8ビット画像データを参照して説明されるが、この例におけるビットサイズが任意であり単に例示のために提供されることが理解される。この技術が、例えば、12ビット、32ビット、36ビット、又は任意の他の整数ベースの、又は非整数(すなわち浮動小数点)ベースの入力及び出力といった、任意のサイズの入力及び出力に同様に適用され得ることが理解される。例は入力と出力との間のビットサイズの低減を示しているが、これは、繰り返すが例示のために提供されるにすぎないことがさらに理解される。他の例において、ソース及び出力データは、どちらも同じサイズ(例えば、16ビット、又は他のサイズの入力/出力)であり、本明細書における例による、画像データのダイナミックレンジを調節するために適用される処置は、入力及び出力のワードサイズを変えることを単に、又は部分的に目的とするのではなく、代わりに概して、例えば、画像データがディスプレイに提示される前に、ソース画像データから不必要なデータ(又はクラッター)を除去するように、画像品質に影響を与えることを目的とする。

【0023】

[030] 本明細書において説明されているように、処置201は、画像における望ましくない、又は不必要な情報、例えばクラッターを減らすように(例えば矢印203により示されるように)ソース画像データに適用される。ソース画像データに適用される処置201の決定は、ソース画像データに基づいて1つ又は複数のヒストグラムを生成することと、各ヒストグラムに対する累積密度関数(CDF)を演算することと、CDFにおける2つ以上の点に基づいて低減されたダイナミックレンジ(本明細書において、表示のためのダイナミックレンジ(DR)とも呼ばれる)に対する最小値及び最大値を規定することとを伴う。図2における例において、(ブロック202における)ソース画像データが、(ブロック208に示されるように)深さバンドに分割され、ヒストグラム及び対応するCDFが、(ブロック204に示されるように)各深さバンドに対して生成される。しかし、本明細書において説明されている工程は、ソース画像データ全体を複数の深さバンドに分割せずに、ソース画像データ全体に対して実施される - すなわち、処置201は、ソース画像データの全体集合に対応した1つの深さバンドを使用して導出されることが理解される。ソース画像データは、完全な超音波画像を生成するために必要な画像データの全体集

10

20

30

40

50

合である必要はないが、その一部、例えば画像における関心領域に関連した部分、画像の中心の周囲の部分、画像の1つ又は複数のスキャンラインに沿った部分、又は、任意の他の部分であることがさらに理解される。表示のダイナミックレンジの最小値及び最大値がCDFに基づいて規定された後、例えばブロック220に示されるように、処置がクリッピングするソース画像データ及びフルダイナミックレンジに適用されて、表示のためのDRを使用して出力画像データを生成する。

【0024】

[031] 図2にさらに示されるように、工程200は、複数の任意選択的なステップを伴う。例えば、(ブロック202における)ソース画像データは、画像をブラーリング又は平滑化するために(ブロック206に示されるように)最初に、空間的に、時間的に、又は時空間的にフィルタ処理される。例えば、スペckル及びノイズによりもたらされる強度のばらつきを減らす(例えばヒストグラムブラーリングを適用する)ために、ヒストグラム化前に、ソース画像データが空間的に低域通過フィルタ処理される。示されるように、図2におけるブロック図に示される任意のこのような空間的な、及び/又は時間的な平滑化は、分析パス205、例えば、適用される処置201を規定することに関連した信号パスに沿ったソースデータにのみ適用される。このフィルタ処理は、画像生成パス207に沿ったソース画像データに適用されないものであり、したがって、最終的に表示される画像に影響を与え(例えばブラーリングし)ないものである。すなわち、低減されたダイナミックレンジ(例えば、表示のためのDR又は表示のDR)が信号パス205の出力において規定された後、処置201(例えば、そのダイナミックレンジへの低減)が、信号パス207を介して供給された事前フィルタ処理されたソース画像データに適用される。いくつかの実施形態において、2つ以上の時間的に連続した(絶え間ないとは限らない)画像フレームに対するヒストグラムは、CDFを演算する前に時間的な変動を低減するために時間的に平均化される。例えば、心臓イメージングの場合、このような時間的な平均化は、心周期変動を低減する。

【0025】

[032] 図2にさらに示されるように、ソース画像データは、ブロック210に示されるように、任意選択的に深さバンド、例えば2、3、4、6、8、10、20、又は任意の他の数の深さバンドに分割される。ブロック204に示されるように、ヒストグラムが、各深さバンドに対して生成され、対応するCDFが、各深さバンドに関連したヒストグラムの各々に対して演算される。CDFは、例えば、0から1まで単調に増加する各ヒストグラムに対するCDFを取得するようにヒストグラムを統合及び正規化することにより、任意の知られた技術を使用して演算される。単調関数、例えばCDFが、変数の逆マッピング - すなわち、x軸における2つの点を取得するy軸に沿った2つの点の選択 - を可能にするように、それぞれのヒストグラムから取得される。他の例において、CDF以外の異なる逆関数が使用される。本例における、2つの所望パーセンテージ値(例えば完全黒色及びミッドグレー)の入力又は選択は、低減されたダイナミックレンジに対する最小値及び最大値をアルゴリズムが決定することを可能にする。例えば、完全黒色及びミッドグレーパーセンテージが指定された場合、アルゴリズムが、y軸からの完全黒色パーセンテージを、x軸における低クリッピング点(又は、最小ピクセル値、すなわち、完全に飽和した黒色と関連付けられるピクセル値)にマッピングし、及び、y軸からのミッドグレーパーセンテージを、対応する中点ピクセル値にさらにマッピングする。低減されたダイナミックレンジの高クリッピング点又は最大ピクセル値が次に、中点ピクセル値を2倍にしたものとして規定され得る。例えば、(D16により表記された)16ビット画像データを(D8により表記された)8ビット画像データにマッピングする場合、及び完全黒色及びミッドグレーに対する所望パーセンタイルが、それぞれB及びGにより表記される場合、出力画像データへの入力画像データの例示的な適応型線形マッピングが次式により表される。

【数1】

10

20

30

40

50

$$D_8 = \max \left(0, \min \left(255, \text{round} \left(128 * \frac{D_{16} - B}{G - B} \right) \right) \right)$$

【 0 0 2 6 】

[033] 2つの入力点の異なるペアが、他の例による線形マッピングに対して使用されてよく、又は、さらに異なるさらなる例において、2つより多い点が非線形又はピースワイズ線形マッピングに対して使用される。理解されるように、線形マッピング関数を使用して、C D Fにおける2つの入力点が、従来のログオフセット（高クリッピング点）及びスケール（低クリッピング点）値を導出するために使用され得るが、異なる画像間のピクセル値の累積分布の違いを理由として、異なるオフセット及びスケール値が異なる画像に適用されるという点で、本明細書において説明されている工程は動的であり、又は適応型である。言い換えると、従来のシステムに当てはまるように、（ユーザーにより手動で調節されない限り）入来画像ごとに表示のD Rに対して同じログオフセット及びスケール値、ひいては同じ範囲のピクセル値を使用する代わりに、本開示によるシステムは、異なる画像間において特定のピクセル値の同じパーセンテージを使用するが、結果として得られる表示のD Rは画像間において異なり、任意の所与の像におけるピクセル値の分布は異なる。

【 0 0 2 7 】

[034] 説明されるように、ヒストグラム及び対応するC D Fは、例えば、所与の深さバンドにおけるピクセルのすべてを分析すること、又はヒストグラム化することにより、複数の深さバンドの各々に対して生成され、画像における各深さに対するログオフセット及びスケール値が、（例えば、分析されたサンプル間の補間により）演算的に取得される。他の例において、（直線であるか曲線であるかに関わらず）各ピクセル線におけるサンプルは、例えば、各深さにおけるヒストグラム及びC D Fを生成することにより独立して分析される。

【 0 0 2 8 】

[035] 図2にさらに示されるように、及び、説明されているように、工程200はC D Fにおける少なくとも2つの点を入力として受信する（例えばブロック222を参照されたい）。いくつかの例において、2つの点は、完全黒色の所望パーセント、及び、所望パーセントミッドグレーピクセルである。すなわち、第1の点は、「黒色」ピクセル値を割り当てられなければならない出力画像におけるピクセルのパーセンテージを選択するように、C D Fにおいて示され、第2の点は、ミッドグレー以下にピクセル値を割り当てられなければならないピクセルのパーセンテージを選択するように、C D Fにおいて示される。2つの入力（例えば、完全黒色及びミッドグレーレベル又はパーセンテージ）が、低減されたD Rの最小値及び最大値を導出するために使用される。例えば、2つの入力（例えば、C D Fにおいて示される2つの点）は、図5を参照してさらに説明されるように、ソース画像のピクセル値パーセンテージを、低減されたD Rに含まれるピクセル値にマッピングするための線形マッピング関数を規定する。いくつかの例において、C D Fにおいて示される2つの点は、完全黒色及びミッドグレーパーセンテージ以外であり、例えば、それらは、2つのグレーレベルパーセンテージ、完全黒色及び完全白色パーセンテージ、ミッドグレー及び完全白色、又は、完全黒色又は完全白色入力のうちのいずれか1つ、及び、どこかの中間位置におけるグレー値入力、中間値、2つの完全に飽和したレベル（黒色又は白色）のいずれかに対応する。さらに異なるさらなる例において、2つより多い点が指定されてよく、非線形又はピースワイズ線形マッピングが、対応するヒストグラムの最小値及び最大値を規定するために使用される。

【 0 0 2 9 】

[036] いくつかの例において、C D Fにおいて指定された2つの点は、（ブロック212に示されるように）この場合は各深さバンドに対して従来のログオフセット及びスケール

に戻すように変換されるが、単一深さバンドの場合、ソースデータの全体集合に対するDRに適用されるログオフセット及びスケールに戻すように変換される。(ブロック214に示されるように)各深さバンドにおけるログオフセット及びスケールは、ソース画像データの各深さにおけるログオフセット及びスケールを規定するように補間される。次に、処置201がソース画像データに適用され、ブロック218に示されるように、フルDRを表示のためのDRにクリッピングし、表示のための出力画像データを生成する(ブロック220)。説明されるように、深さバンドへのソース画像データの分割は、任意選択的であり、いくつかの例において、低減されたDRは、ソース画像データの全体集合において演算することにより規定され、補間が、任意選択的に、1つのヒストグラム及びCDFに基づいて規定されたログオフセット及びスケールから、異なる深さに対するログオフセット及びスケールを規定するために使用される。さらに異なるさらなる例において、工程は、画像データの各深さにおいて実施され、したがって、ブロック212及び214におけるステップを省略して実施されるが、この技術は、より少ない数の深さバンドがヒストグラム化のために使用される例より演算的に大きな負荷がかかる。

【0030】

[037] 例えば図1を参照して説明されるダイナミックレンジ調節方法は、超音波画像の表示に対する適応型DR調節を提供するように超音波システムに組み込まれる。いくつかの例において、超音波システムは、例えば、超音波画像データ獲得のためのハードウェア及び/又はソフトウェアコンポーネントを備えるイメージングシステムである。他の実施形態において、超音波システムは、例えば、超音波画像の表示及び/又は分析のためのハードウェア及び/又はソフトウェアコンポーネントを備える分析ワークステーション、例えば獲得後レビューワークステーションである。本明細書における例は、医療画像を表示するように構成された任意のシステム、例えば、(例えば、超音波、CT、MRIなどの)任意のイメージングモダリティの医療画像を獲得及び/又は表示するように構成された任意のシステムに同様に適用可能である。

【0031】

[038] 図3は、本開示の原理により構築された超音波イメージングシステムのブロック図を示す。図3における超音波イメージングシステム310は、超音波プローブ312と、トランスデューサーアレイ314と、ビーム形成器322と、任意選択的に、マイクロビーム形成器316と、送信/受信(T/R)スイッチ318と、送信制御装置320と、検出されたエコーから超音波画像を生成するための1つ又は複数の処理コンポーネントを含む。例えば、システム310は、信号プロセッサ326、Bモードプロセッサ328、ドップラプロセッサ360、スキャンコンバーター330、多断面リフォーマッタ332、ボリュームレンダラー334、画像プロセッサ336、グラフィックプロセッサ340などを含む。システムは、ユーザーインターフェース324、入力デバイス352、及び出力デバイス338をさらに含む。図3に示されるコンポーネントは、例示にすぎず、コンポーネントを除外すること、コンポーネントを組み合わせること、コンポーネントを再構成すること、及び、コンポーネントを置換することを有する他の変形例がすべて想定される。例えば、画像の獲得後表示のために構成された超音波システム(例えば分析ワークステーション)では、画像データ獲得のために必要なコンポーネントのうちの1つ又は複数の省略され、超音波画像データは、このような場合において、例えば画像保管通信システム(PACS)に関連した記憶サーバーといった記憶デバイスから受信される。

【0032】

[039] 示されるように、超音波イメージングシステム310は、超音波を送信するための、及び、エコー情報を受信するためのトランスデューサーアレイ314を含む超音波プローブ312を含む。例えば線形アレイ、湾曲したアレイ、又はフェーズドアレイといった、様々なトランスデューサーアレイが使用される。トランスデューサーアレイ314は、例えば、2D及び/又は3Dイメージングのためにエレベーションとアジマスとの両方の次元においてスキャンすることが可能なトランスデューサー要素の(示される)二次元アレイを含み得る。トランスデューサーアレイ314は、超音波プローブ312内に位置す

るマイクロビーム形成器 3 1 6 に結合される。マイクロビーム形成器 3 1 6 は、アレイ 3 1 4 におけるトランスデューサー要素による信号の送信と受信とを制御する。示される例において、マイクロビーム形成器 3 1 6 は、送信と受信との間でスイッチングし、高エネルギー送信信号から主ビーム形成器 3 2 2 を保護する送信 / 受信 (T / R) スイッチ 3 1 8 に結合される。いくつかの実施形態において、例えばポータブル超音波システムにおいて、システムにおける T / R スイッチ 3 1 8 及び他の要素は、別々の超音波システム基体内ではなく超音波プローブ 3 1 2 に含まれ得る。超音波システム基体は、典型的には、信号処理及び画像データ生成のための回路とユーザーインターフェースを提供するための実行可能命令とを含む、ソフトウェア及びハードウェアコンポーネントを含む。

【 0 0 3 3 】

[040] マイクロビーム形成器 9 1 6 の制御下におけるトランスデューサーアレイ 3 1 4 からの超音波パルスの送信は、ユーザーインターフェース 3 2 4 のユーザーの操作から入力を受信する、T / R スイッチ 3 1 8 に結合された送信制御装置 3 2 0 及びビーム形成器 3 2 2 により指示される。ユーザーインターフェース 3 2 4 は、1 つ又は複数の機械的制御部 (例えば、ボタン、スライダー、符号化器など)、タッチ感応式制御部 (例えばトラックパッド、タッチスクリーンなど)、及び他の知られた入力デバイスを含む、例えば制御パネル 3 5 2 といった 1 つ又は複数の入力デバイスを含む。例えば、ユーザーインターフェースは、T G C、全体的な利得、及び画像の表示を設定するための他のパラメータを制御するためのユーザー制御部 (ハードウェア又はソフトウェア) を含む。ユーザーインターフェース 9 2 4 は、例えば画像を表示するように構成されたディスプレイ 9 3 8 といった 1 つ又は複数の出力デバイスを含む。

【 0 0 3 4 】

[041] 送信制御装置 3 2 0 により制御される別の機能は、ビームが操縦される方向である。ビームは、トランスデューサーアレイ 3 1 4 からまっすぐに (トランスデューサーアレイ 3 1 4 に直交して)、又は、より幅の広い視野のために異なる角度で操縦される。マイクロビーム形成器 9 1 6 により生成された部分的にビーム形成された信号は主ビーム形成器 3 2 2 に結合されており、主ビーム形成器 3 2 2 において、トランスデューサー要素の個々のパッチから部分的にビーム形成された信号が完全にビーム形成された信号へと組み合わせられる。ビーム形成器及び / 又はマイクロビーム形成器は、ハードウェア、ソフトウェア、又はそれらの組合せにより実施される。

【 0 0 3 5 】

[042] 信号プロセッサ 3 2 6 は、例えば帯域通過フィルタ処理、デシメーション、I 成分と Q 成分との分離、及び高調波信号分離といった様々な手法により、受信されたエコー信号を処理し得る。信号プロセッサ 3 2 6 は、スペckル低減、信号コンパウンディング、及びノイズ除去などの追加的な信号強調をさらに実施する。処理された信号は、B モード画像データを生成するために B モードプロセッサ 3 2 8 に結合される。B モードプロセッサは、体内における構造物のイメージングのために振幅検出を使用し得る。B モードプロセッサ 3 2 8 の出力は、スキャンコンバーター 3 3 0、多断面リフォーマッタ 3 3 2、及び / 又は、ボリュームレンダラー 3 3 4 に結合される。スキャンコンバーター 3 3 0 は、所望の画像形式で、画像データ (例えばエコー強度信号) を、それらが受信された元の空間的關係により構成するように構成されている。例えば、スキャンコンバーター 3 3 0 は、二次元 (2 D) セクター形の形式、又は、ピラミッド形又は別の形状の三次元 (3 D) 形式にエコー強度信号を構成する。多断面リフォーマッタ 3 3 2 は、例えば米国特許第 6, 4 4 3, 8 9 6 号 (D e t m e r) において説明されているように、体のボリュームトリック領域における共通面における点から受信されたエコー強度信号を、共通面の超音波画像 (例えば B モード画像) に変換し得る。ボリュームレンダラー 3 3 4 は、例えば米国特許第 6, 5 3 0, 8 8 5 号 (E n t r e k i n r) において説明されているように、所与の基準点から見られた 3 D データ集合の画像を生成する。

【 0 0 3 6 】

[043] システム 3 1 0 は、ドップラープロセッサ 3 6 0 をさらに含む。信号プロセッサ 3

10

20

30

40

50

26からの信号は、ドップラーシフトを推定するように、及び、ドップラー画像データを生成するように構成されるドップラープロセッサ360に結合される。ドップラー画像データは、表示のためにBモード（又は、グレースケール）画像データに重ね合わされる色データを含む。ドップラープロセッサ360は、知られた技術により速度及びパワーを推定するように構成される。例えば、ドップラープロセッサは、速度（ドップラー周波数）推定がラグ1自己相関関数の偏角に基づき、ドップラーパワー推定がラグ0自己相関関数の大きさに基づく、自動相関器などのドップラー推定器を含む。運動は、知られた位相領域（例えば、パラメトリック周波数推定器例えばMUSIC、ESPRITなど）、又は、時間領域（例えば相互相関）信号処理技術によっても推定され得る。例えば、加速度、又は、時間的な、及び/又は空間的な速度の導関数の推定器といった、速度の時間分布又は空間分布に関連した他の推定器が、速度推定器の代わりに、又は、速度推定器に加えて使用され得る。

10

【0037】

[044] スキャンコンバーター930、多断面リフォーマッタ932、及び/又は、ボリュームレンダラー934からの出力（例えば画像）は、画像ディスプレイ938に表示される前に、さらなる強調、バッファリング、及び、一時的な記憶のために画像プロセッサ936に結合される。いくつかの実施形態において、例えば、2Dリアルタイム超音波データと術前画像データとの画像融合を実施するとき、システムは、術前データ源968を含むか、又は、術前データ源968に通信可能に結合される。スキャンコンバーター930からの2D画像は、まず、組み合わされた画像を融合することと、下流に、例えば、画像プロセッサ及び/又はグラフィックプロセッサに送信することとの前に、運動により誘起された位置ずれをリアルタイムで修正するように構成される重ね合わせ融合プロセッサ964に通される。グラフィックプロセッサ940は、画像との表示のためのグラフィックオーバーレイを生成する。これらのグラフィックオーバーレイは、例えば、標準的な識別情報、例えば、患者名、画像の日時、イメージングパラメータなどを含み得る。これらの目的のために、グラフィックプロセッサは、打ち込まれた患者名又は他の注釈などの、ユーザーインターフェース924からの入力を受信するように構成される。いくつかの実施形態において、システム100は、本明細書において説明されているアルゴリズムのパラメータを設定するために、ユーザーインターフェース924を介してユーザー入力を受信するように構成される。いくつかの実施形態において、グラフィックプロセッサ、画像プロセッサ、ボリュームレンダラー、及び多断面リフォーマッタのうちの少なくとも1つの1つ又は複数の機能が、これらのコンポーネントの各々を参照して説明される特定の機能が別々の処理ユニットにより実施されるのではなく、集積型画像処理回路（その演算は並列に動作する複数のプロセッサ間で分担される）に組み合わされる。さらに、例えばBモード画像又はドップラー画像を生成することを目的とした、エコー信号の処理が、Bモードプロセッサ及びドップラープロセッサを参照しながら説明されるが、これらのプロセッサの機能が単一のプロセッサに統合されることが理解される。

20

30

【0038】

[045] いくつかの実施形態において、システム310は、入来画像の表示のためのダイナミックレンジを調節するための機能を実施するように構成されるダイナミックレンジ制御装置364を含む。ダイナミックレンジ調節は、例えば図3における例に示されるように、スキャン変換前に実施され、又は、ダイナミックレンジ調節は、下流で、例えばスキャン変換後だが、表示のための最終画像のさらなる画像及び/又はグラフィックス処理（例えば、注釈の追加、重ね合わせなど）の前に実施される。本開示の原理によると、ダイナミックレンジ制御装置364は、Bモードプロセッサ328からエコー強度データ（Bモード画像データ）を受信し、表示のためのダイナミックレンジを規定するために、1つ又は複数のヒストグラム及び1つ又は複数の累積密度関数を生成する。ダイナミックレンジ制御装置364により受信されたエコー強度データは、以前にログ圧縮されたものであり、及び、時間利得補償されたものである。代替的に、時間利得補償は、後で、及び/又は、ダイナミックレンジ制御装置364により実施されるDRに対するどの調節とも無関係

40

50

に適用される。

【 0 0 3 9 】

[046] ダイナミックレンジ制御装置 3 6 4 は、表示のための入来画像に対する処置を適応的に規定するように、及び動的に適用するように構成される。例えば、ダイナミックレンジ制御装置 3 6 4 は、図 2 を参照して説明される工程を実施するように構成される（ハードワイヤードであり、又はメモリに記憶された実行可能命令にตอบสนองしてプログラムされる）。いくつかの例において、ダイナミックレンジ制御装置 3 6 4 は、ヒストグラム生成モジュール（例えばヒストグラムユニット 3 6 6 ）及びマッピングモジュール（例えばマッピングユニット 3 6 8 ）を含む。図 4 ~ 図 6 をさらに参照すると、ヒストグラム生成モジュールは、（生画像データ若しくはソース画像データ、又は、生ピクセルデータ若しくはソースピクセルデータとも呼ばれる）ログ圧縮エコー強度データである入力データに基づいて、少なくとも 1 つのヒストグラムを生成するように構成される。したがって、ヒストグラム生成モジュールの出力は、ソース画像データの少なくとも 1 つのヒストグラム 4 0 1 である。いくつかの例において、ヒストグラム生成モジュールは、各画像に対して複数のヒストグラムを生成する。例えば、任意の所与の画像に関連したソース画像データは、複数の深さバンドに分割され、ヒストグラムは、各深さバンドに対して生成される。ヒストグラム生成モジュールは、例えば図 5 に示される C D F 5 0 2 といった、各ヒストグラムに関連した累積密度関数を演算するようにさらに構成される。マッピングモジュールは、出力データ（例えば低減された D R 画像データ）を生成するために入力データに適用される処置 4 0 3 を規定するように構成され、出力データのヒストグラム 4 0 5 が図 4 に例として示される。

【 0 0 4 0 】

[047] ダイナミックレンジ制御装置 3 6 4 は、例えば図 5 に示される入力を受信するように構成される。入力、C D F における少なくとも 2 つの点の標示（例えば 5 0 4 及び 5 0 6 ）を含む。いくつかの例において、入力は、2 つのグレースケール値の所望パーセンタイル、例えば、完全黒色ピクセル値に関連したピクセルのパーセント、及び、ミッドグレーピクセル値以下のピクセル値に関連したピクセルのパーセントに対応する。少なくとも 2 つの点の標示は、ユーザー入力（例えば、ユーザーがユーザーインターフェース 3 2 4 を介して所望完全黒色及びミッドグレーレベルを指定すること）にตอบสนองして受信され、又は、少なくとも 2 つの点の標示は、システムプリセット（例えば、メモリ 3 4 4 に記憶された所望パーセンテージ）にตอบสนองして受信される。いくつかの例において、システムは、例えば、心臓イメージング、胎児超音波のための、又は、特定のタイプの組織又は臓器、例えば、腎臓、肝臓、胸部、又は他のものをイメージングするための、特定の臨床用途に各々が関連した複数のプリセットを記憶する。プリセット（2 つ以上の所望パーセンテージの各々に対して予め記憶された値）は、任意の所与の臨床用途のための、又は、さらには所与の臨床用途における特定のビューのための画像を表示する最適な手法に関する臨床専門家からの入力を考慮する最適化に基づいて導出される。言い換えると、例示的なシステムにおいて、多くのプリセットが、異なる可能な臨床用途（例えば、母体胎児スキャン、胸部検査、肺超音波など）のために、さらには、特定のビュー（例えば、所与の用途における任意の標準的なビュー例えば、傍胸骨の長軸又は短軸ビュー、又はカルジオグラフィにおける心尖部四腔ビュー）のために記憶され、結果として、システムがその特定の臨床用途においてイメージングするために、又は標準的なビューを取得するために使用されるとき、適切なプリセットがダイナミックレンジ制御装置により適用される。単なる例として、及び、限定されないが、心臓イメージングの場合、所与のシステムにおける所望完全黒色パーセンテージは約 4 0 % に設定され、ミッドグレーレベルは約 8 5 % に設定される。同様の値が産科イメージングに使用されるのに対し、より均一な組織がイメージングされる用途（例えば、肝臓、胸部、肺超音波）では、より小さいパーセンテージの黒色が望ましいものである。他のプリセット値が他の例に使用される。本明細書における例は関連するピクセル値をもつ 2 D 画像のコンテキストにおいて説明されているが、本明細書における技術は、3 D 画像データ及び対応するボクセル値に同様に適用可能であること

10

20

30

40

50

がさらに理解され、したがって、ピクセルという用語は、概して、３Ｄイメージングに関するコンテキストにおいてボクセルを包含すると理解される。いくつかの例において、３Ｄ画像データを獲得及び表示するように動作可能な超音波システムのダイナミックレンジ制御装置は、３Ｄ画像データの任意の部分、例えば、画像データのフレームにより表されたポリュメトリック領域内における関心領域に関連した部分に対してヒストグラム及び対応するＣＤＦを生成するように、及び、本発明の原理による表示のために、フルダイナミックレンジソースデータを低減されたダイナミックレンジの出力データにマッピングするように構成される。本明細書において説明されている技術は、３Ｄデータ集合（例えばＭＰＲビュー）から抽出されたＢモード画像に対するピクセルレベルを調節するために使用され、又は、本明細書において説明されている技術は、本明細書において説明されているように３Ｄ不透過性が２Ｄ画像グレーレベルに対応する３Ｄレンダリングに適用される。

10

【００４１】

[048] 図６は、図５を参照して説明される工程と同様だが、より具体的には、１６ビット画像データが８ビット画像データにマッピングされる例に対する工程を示す。図６では、１６ビットソース画像データ（又は、そのある部分又はある深さバンド）に関連した任意の所与のヒストグラムに対して生成された累積密度関数６０２が図の上部に示される。線形マッピング関数は、２つの入力（例えば、ＣＤＦにおいて６０４により示される所望パーセント黒色ピクセル、及び、ＣＤＦにおいて６０６により示されるミッドグレー以下のピクセルの所望パーセント）に基づいて規定される。黒色及びミッドグレーパーセンテージに対する値が、フルＤＲの最小値（又は、６１２により示される低クリッピング点）、及び、最大値（又は、６１４により示される高クリッピング点）を規定するために使用され、次に、低クリッピング点と高クリッピング点との間におけるフルＤＲ内におけるピクセル値が、（例えば８ビット画像を生成するように）低減されたＤＲのピクセル値にマッピングされる（例えば均一に分布させられる）。図６における画像の下部は、ログオフセット及びスケールという良く理解された用語の観点から、フル（１６ビット）ＤＲ画像のこのクリッピングを示す。結果として得られるクリッピングされたＤＲに対して、低クリッピング点未満のフルＤＲ値に関連したピクセルは、すべて黒色にマッピングされ（すなわち、黒色ピクセル値に対応した値、又はこの場合には０を割り当てられ）、高クリッピング点より高いフルＤＲ値に関連したピクセルは、白色にマッピングされ（すなわち、白色ピクセル値に対応した値、又はこの場合には２５５を割り当てられ）、間にある残りのピクセル値は、低減されたＤＲにおいて取り得る値の範囲に沿って均一に分布させられ、この場合には０～２５５に分布させられる。

20

30

【００４２】

[049] いくつかの実施形態において、システムは、適切なプリセットを自動的に適用するように構成される（例えば、ユーザーは、オンボタンをトグルさせて自動ダイナミックレンジ調節を作動させ、各画像がプリセットに基づいて自動的に改善され、オフへのボタンのトグルが、ダイナミックレンジ制御装置の機能をオフに切り替える）。いくつかの実施形態において、システムは、追加的に、又は代替的に、ダイナミックレンジ制御装置に入力を提供するための１つ又は複数のユーザー制御部を備える。例えば、ユーザーインターフェースは、ＣＤＦにおける少なくとも２つの点のうちの１つ又は複数をユーザーが指定することを可能にするために、１つ又は複数のユーザー制御部（例えば、例えばタッチスクリーン実施型制御部を介したソフト的な制御部、又は機械的制御部、例えば、ノブ、ダイヤル、ボタン、スライダーなど）を含むように構成される。

40

【００４３】

[050] 例えば、図７Ａ～図７Ｃに示されるように、ユーザーインターフェースは、所望の完全黒色及びミッドグレーレベルを調節するための１つ又は複数のスライダーを含む。図７Ａは、超音波システムのディスプレイに心臓超音波画像７１０と制御エリア７２０とを示すグラフィカルユーザーインターフェースを示す。図７Ａにおける心臓画像７１０は、基準画像、例えば、任意の処置の適用前に表示される画像として見られる。図７Ｂは、同じ心臓画像が制御エリア７２０におけるスライダー７２１のうちのいくつかの操作を介し

50

て調節された後の、同じ心臓画像を示す。図 7 B では、画像 7 1 0 ' は、図 7 A における画像 7 1 0 に比べてより黒色を含み、これは、すべての深さにおける黒色ピクセルのパーセントを上げるスライダー 7 2 2 - 1、7 2 2 - 2、7 2 2 - 3、及び 7 2 2 - 4 の操作により達成されたものである。図 7 C は、基準画像が制御エリア 7 2 0 におけるスライダー 7 2 1 のうちのいくつかの操作を介して調節された後の、基準画像と同じ心臓画像を示す。この場合において、図 7 C における画像 7 1 0 " は、図 7 A における基準画像 7 1 0 に比べてより少ない白色を含み、これは、すべての深さにおけるミッドグレーのパーセンタイルを大きくするスライダー 7 2 4 - 1、7 2 4 - 2、7 2 4 - 3 及び 7 2 4 - 4 の操作により達成されている。図 7 における例において、4 つのスライダーセット（各々が黒色レベル及びミッドグレーレベルスライダーを含む）が、画像の 4 つの深さバンドの各々に対して示される。しかし、他の数の深さバンドが使用されること、又は、1 つのバンドに関連して調節が行われることが理解される。他の例において、異なる数又はタイプのユーザー制御部が使用される（又は使用されない）。一例において、クラッターを減らすように動作するユーザー制御部（例えばスライダー又はノブ）、及び、組織フィリングを調節するように動作する別のユーザー制御部が使用される。クラッター低減量を増やすことに対応した方向にクラッター低減制御部を操作することは、C D F におけるパーセント黒色レベルを高くするのに対し、組織フィリングを高めることに対応した方向に組織フィリングノブを操作することは、C D F におけるミッドグレーのレベル又はパーセントを下げる。他の例において、（例えば完全黒色及びノ又はミッドグレーといった）C D F マッピング関数への入力の中の 1 つ又は複数は、例えば従来の超音波システムにおける利得ノブ及び T G C ノブといった、既存の表示制御部の操作により少なくとも部分的に制御される。

【 0 0 4 4 】

[051] 図 5 を再度参照すると、線形マッピング関数が、C D F において選択された点に基づいて、プロット 5 1 0 により示されるようにログ圧縮画像データのヒストグラムをクリッピングするための、表示のダイナミックレンジに対するオフセット及びスケールを規定するために使用される。示されるように、白色にマッピングされるピクセルのパーセンテージは、ミッドグレーレベルに対応した（横軸における）入力データ値の広がりを 2 倍にすること、ひいては高クリッピング点又はオフセットを規定することにより規定される。特定の一例において、黒色及びミッドグレーに対する入力は、4 0 % 及び 8 5 % であり、これは、2 倍にされたときに完全白色未満におおむね約 9 8 % のピクセルを提供する広がりに対応する。他の例において、黒色及びミッドグレー値に対する異なるパーセンテージが使用される。

【 0 0 4 5 】

[052] 指定された完全黒色レベル未満に該当するフルダイナミックレンジにおけるピクセルのパーセンテージに関連したピクセル値が黒色にマッピングされ、ひいては低クリッピング点又はスケールを規定する。高クリッピング点及び低クリッピング点は、低減された D R（又は表示のための D R）を規定するダイナミックレンジの最大値及び最小値とも言い換えられる。ヒストグラムを生成し、ヒストグラムに対する C D F を演算し、入力点に基づいて表示の D R の境界を規定するこの工程は、複数の深さバンドの各々において反復され、補間、所与の画像に関連した各深さに対する低減された D R を導出するために使用される。次に、低減された D R が、表示のための超音波画像を生成するためにソース画像データに適用されて、結果として、表示された画像は、低減されたダイナミックレンジ内のみのピクセル値をもつ。ダイナミックレンジ制御装置 3 6 4 は、表示される各画像に対するバックグラウンドにおいてこの分析（ヒストグラム生成及び D R 調節）を実施し、処置は、画像を表示する前に画像に適用される。この意味で、この工程は、ユーザーにより知覚不能である。

【 0 0 4 6 】

[053] 任意の到来画像に対して、ヒストグラムの形状は、異なり（すなわち、任意の所与の画像におけるピクセル値の分布の違いを反映し）、したがって、（例えば所望パーセントの黒色、ミッドグレー、白色、又は、任意の他のピクセルレベルに基づく）線形（又は

10

20

30

40

50

非線形)マッピング関数に比べて、2つ以上の入力点に基づく低減されたDRへのマッピングは、したがって、画像データのより最適な表示を提供するように、各画像を適応的に調節する。したがって、本開示の例によると、Bモード超音波イメージングにおいて、フルダイナミックレンジログデータがヒストグラム化され、所望パーセンタイルが、例えば完全黒色又はミッドグレイといった、表示されたグレースケール範囲の特定の点にマッピングされる。説明されるように、データは、スペックル、ノイズ、又は心拍に起因したばらつきを減らすように、ヒストグラム化する前に空間的に、及び/又は時間的に低域通過フィルタ処理され得る。ヒストグラム化及び/又は所望パーセンタイルは、例えば、複数の深さバンドに対してヒストグラムが生成される例において、深さに依存し、(深さバンド間で異なる)対応する所望パーセンタイルが各深さバンドに適用される。利得及びダイナミックレンジのヒストグラムベースの適応性は、従来の非適応型制御より高い一貫性及びロバスト性を提供する。いくつかの例において、このヒストグラムベースのダイナミックレンジ調節の後に、特定のグレイレベルにおけるピクセルのパーセンタイルが、例えば、スキャン変換、適応型空間フィルタ処理、パーシステンス、又はグレイマッピングといった下流の処理により修正される。代替的に、これらの処理ステップは、例えば、ヒストグラムベースのダイナミックレンジ調節の前に、ソース画像データに上流において適用される。説明されるように、所望ピクセルパーセンタイルは、システムに事前設定され、又は事前にプログラムされ、この手法は、自動ビュー認識(例えば、AP4、PLAX、PSAXなど)、ユーザー入力、又は機械学習に基づいて値を設定する。追加的に、又は代替的に、所望パーセンタイルは、(例えば、1つ又は複数のノブ、スライダー、テキスト入力、又は他のユーザー制御部を介して)ユーザーにより選択可能であり、又は調節可能であり、所与のシステムの事前にプログラムされた設定(例えば所望パーセントレベル)は、機械学習に基づいて経時的にさらに改善される。

【0047】

[054] 本開示の観点から、本明細書において説明されている様々な方法及びデバイスがハードウェア、ソフトウェア、及びファームウェアにおいて実施され得ることに留意されたい。さらに、様々な方法及びパラメータは単なる例示として含まれるのであり、何らかの限定的な意味で含まれるわけではない。本開示の観点から、当業者は、本教示独自の技術、及び、これらの技術に影響を与えるために必要とされる機器を決定する際に、本開示の範囲内に留まりながら、本教示を実施し得る。本明細書において説明されているプロセッサのうちの1つ又は複数のものの機能は、より少ない数の、又は単一の処理ユニット(例えばCPU又はGPU)に組み込まれ、又は、代替的に、本明細書において説明されているプロセッサのうちの1つ又は複数のものの機能は、より多数の処理ユニット間で分散され、特定用途向け集積回路(ASIC)、又は、本明細書において説明されている機能を実施する実行可能命令にตอบสนองするようにプログラムされた汎用処理回路を使用して実施される。コンピュータプログラム(例えば実行可能命令)は、他のハードウェアと一体的に、又は他のハードウェアの一部として供給される光記憶媒体又はソリッドステート媒体などの任意の適切なコンピュータ可読媒体に記憶される/任意の適切なコンピュータ可読媒体にのせて配布されるが、例えばインターネット又は他の有線又は無線電気通信システムを介して他の形態で配布される。

【0048】

[055] 本明細書において説明されている例、実施形態、又は工程のうちの任意のものが、本システム、デバイス、及び方法に従って、1つ又は複数の他の例、実施形態、及び/又は工程と組み合わせられ、又は、別々のデバイス又はデバイスの部分の間で分離及び/又は実施されることが理解される。最後に、上述の説明は本システムの例示にすぎないことを意図したものであり、添付の特許請求の範囲を任意の特定の実施形態又は一群の実施形態に限定すると解釈されてはならない。したがって、本システムは例示的な実施形態を参照しながら特に詳細に説明されているが、後述の特許請求の範囲に記載された本システムのより広い及び意図される趣旨及び範囲から逸脱することなく、多くの変更例及び代替的な実施形態が当業者により考えられることも理解されなければならない。したがって、本明

10

20

30

40

50

細書及び図面は例示的な手法で考慮されるのであり、添付の請求項の範囲を限定することを意図したものではない。

【圖面】

【 図 1 A 】

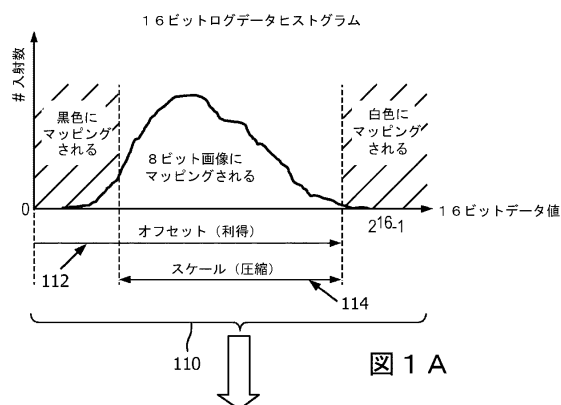


图 1 A

【 ㊦ 1 B 】

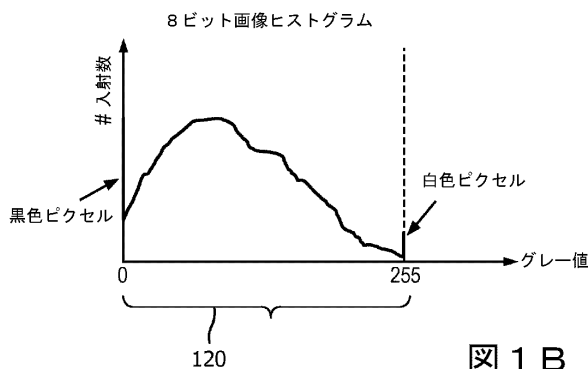
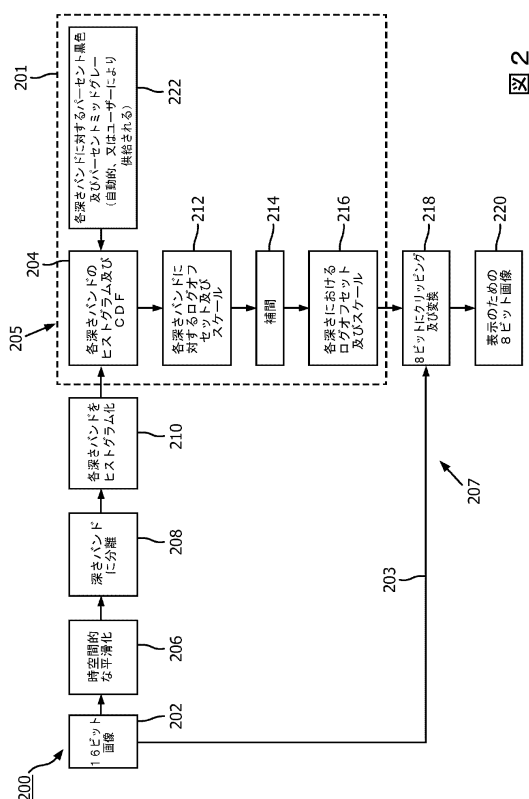


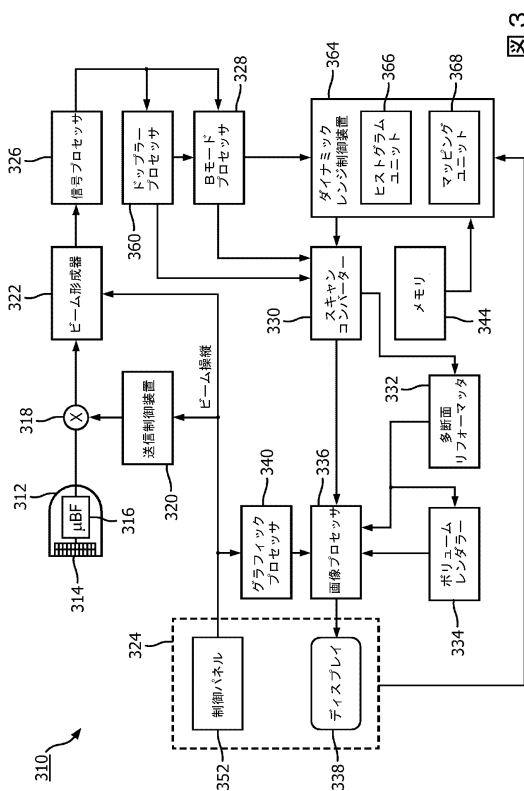
图 1 B

【圖 2】



2
✕

【图 3】



3
✕

【図 4】

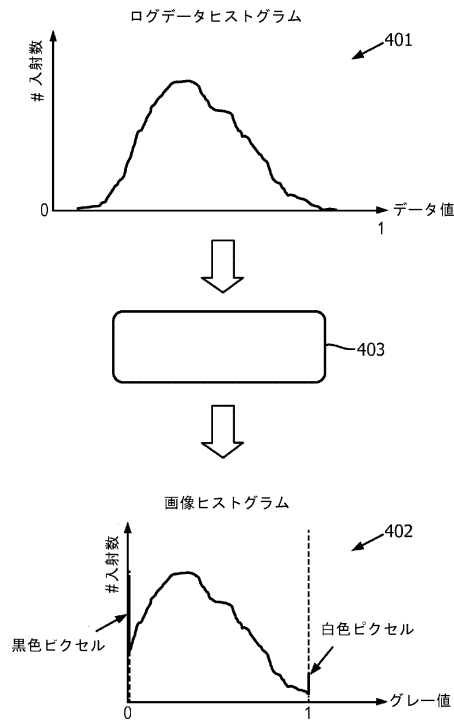


図 4

【図 5】

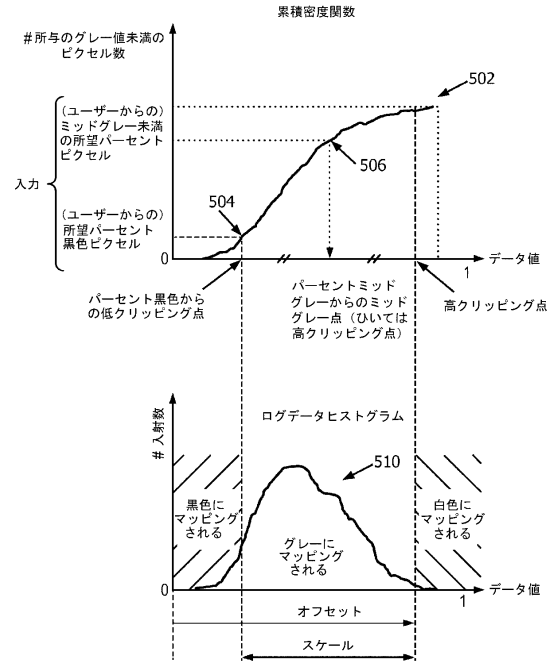


図 5

【図 6】

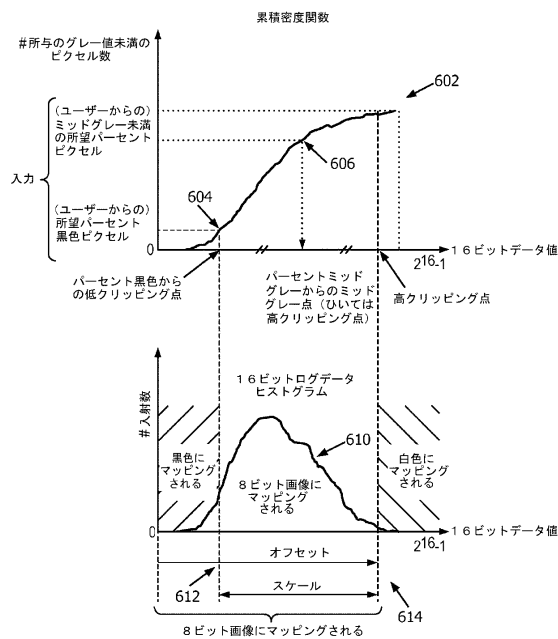


図 6

【図 7 A】

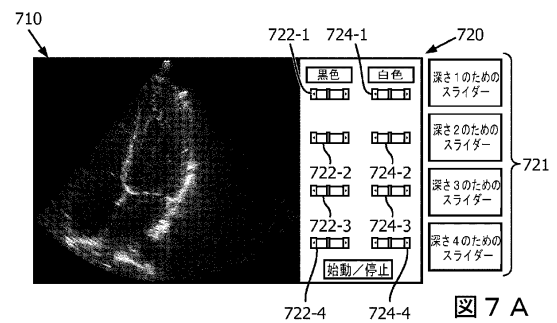


図 7 A

10

20

30

40

50

【図 7 B】

710'

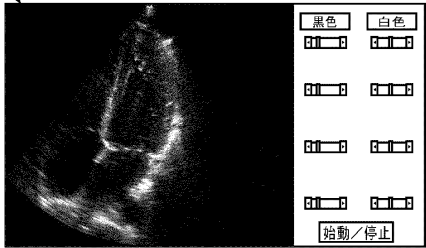


図 7 B

【図 7 C】

710''

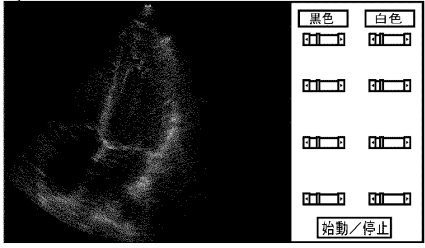


図 7 C

10

20

30

40

50

フロントページの続き

- ドーフェン ハイ テック キャンパス 5
(72)発明者 アダムズ ダーウィン フィリップ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5
(72)発明者 シヴレイ ロイ アラン
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5
(72)発明者 ラーダークリシュナン キルティ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5
審査官 門田 宏
(56)参考文献 国際公開第 2 0 1 5 / 1 8 4 3 0 0 (W O , A 1)
米国特許出願公開第 2 0 1 5 / 0 3 4 8 2 4 7 (U S , A 1)
(58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5