

(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2019-198429

(P2019-198429A)

(43) 公開日 令和1年11月21日(2019.11.21)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F1

A61B 8/14

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2018-94034(P2018-94034)  
 (22) 出願日 平成30年5月15日(2018.5.15)

(71) 出願人 000001270  
 コニカミノルタ株式会社  
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号  
 (74) 代理人 110002952  
 特許業務法人鷲田国際特許事務所  
 (74) 代理人 100105050  
 弁理士 鷲田 公一  
 (74) 代理人 100155620  
 弁理士 木曾 孝  
 (72) 発明者 武田 義浩  
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ  
 ニカミノルタ株式会社内  
 Fターム(参考) 4C601 BB06 EE01 EE08 EE22 GB06  
 JC06

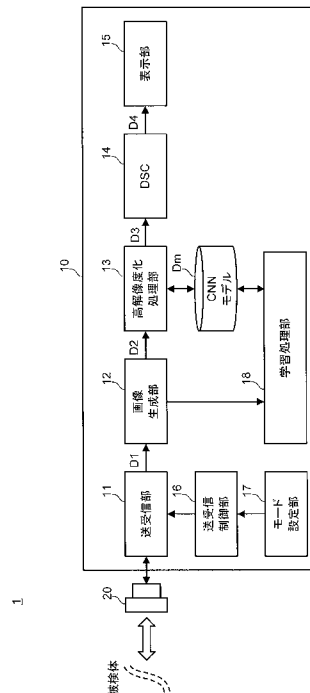
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】フレームレートを低下させることなく、表示部が表示する超音波画像の解像度を高めることを可能とする超音波診断装置を提供する。

【解決手段】受信信号D1に基づく被検体の断面内の各位置のサンプリングデータを画素値に変換し第1の超音波画像D2を生成する画像生成部12と、所定のサンプル数増加倍率に従って第1の超音波画像D2の画像サイズをアップスケーリングしアップスケーリングした第1の超音波画像D2に対して学習済みの畳み込みニューラルネットワークDmを用いた画像処理を施して高解像度化した第2の超音波画像D3を生成する高解像度化処理部13と、第2の超音波画像D3を表示画像D4に変換するデジタルスキャンコンバータ14と、表示画像D4の画像サイズ及びサンプル数増加倍率に基づいて第2の超音波画像D3の画像サイズが表示画像D4の画像サイズ付近となるように送受信部11を制御する送受信制御部16とを備える。

【選択図】 図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波診断装置であって、

被検体内を走査するように、超音波プローブに設けられた複数の超音波振動子それぞれに対して順番に駆動信号を供給すると共に、複数の前記超音波振動子それぞれから出力される受信信号を受信処理する送受信部と、

前記受信信号に基づいて生成される前記被検体内の各位置のサンプリングデータを画素値に変換して、第 1 の超音波画像を生成する画像生成部と、

所定のサンプル数増加倍率に従って前記第 1 の超音波画像をアップスケーリングした後、高解像度化処理を施すことで第 2 の超音波画像を生成する高解像度化処理部と、

前記第 2 の超音波画像を、表示部に表示させる表示画像に変換するデジタルスキャンコンバータと、

前記表示画像の画像サイズ及び前記サンプル数増加倍率に基づいて、前記第 2 の超音波画像の画像サイズが前記表示画像の画像サイズ付近となるように、前記送受信部の送受信条件を制御する送受信制御部と、

を備える超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記高解像度化処理は、学習済みの畳み込みニューラルネットワークを用いた画像処理である

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記送受信条件は、前記第 1 の超音波画像を生成する際のスキャンラインの本数又は密度、及び、一本のスキャンライン中でサンプリングを行う頻度を規定するサンプリング周波数を含む

請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記送受信制御部は、予め設定された複数の前記送受信条件の候補のうち、前記第 2 の超音波画像の画像サイズが前記表示画像の画像サイズ以上で、且つ、前記第 1 の超音波画像が生成されるフレームレートが最大となる前記送受信条件の候補の条件となるように、前記送受信部の前記送受信条件を制御する

請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記表示画像の画像サイズは、前記超音波プローブの種類、前記被検体内の撮像対象の深度、又は、超音波画像の撮像モードに基づいて設定される

請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記畳み込みニューラルネットワークは、

前記画像生成部により生成された前記第 1 の超音波画像を正解値とし、当該第 1 の超音波画像に対して前記サンプル数増加倍率の逆数に従って縮小処理を施した後、再度、前記サンプル数増加倍率に従って拡大処理を施した画像を入力値とする学習データを用いて、学習処理が施されている

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記学習データは、操作者によって画像保存操作がなされた際に生成された前記第 1 の超音波画像である

請求項 6 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記学習処理は、前記第 1 の超音波画像が生成されていない時に実行される

請求項 6 又は 7 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 9】**

10

20

30

40

50

前記高解像度化処理部は、

画像補間処理により、前記サンプル数増加倍率に従って前記第1の超音波画像の画像サイズをアップスケーリングする画像拡大部と、

アップスケーリングした前記第1の超音波画像を複数の画像領域に分割する分割部と、複数の前記画像領域それぞれのテクスチャーを抽出し、複数の前記画像領域それぞれを、当該画像領域のテクスチャーに基づいて分類するテクスチャー分類部と、

複数の前記画像領域それぞれに対して、予め準備された複数の学習済みの前記畳み込みニューラルネットワークのうち、当該画像領域のテクスチャーに応じた学習済みの前記畳み込みニューラルネットワークを用いて画像処理を施して、前記第2の超音波画像を生成するCNN処理部と、を有する

10

請求項6乃至8のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項10】

前記テクスチャー分類部が基準とする前記画像領域のテクスチャーは、前記画像領域の輝度情報又は勾配情報を含む

請求項9に記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記サンプル数増加倍率は、前記被検体内の撮像対象の深度が深いほど、大きくなるように設定される

請求項1乃至10のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項12】

前記サンプル数増加倍率は、操作者の入力操作に基づいて設定される

請求項1乃至11のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

20

【請求項13】

前記サンプル数増加倍率は、2以上の整数である

請求項1乃至12のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

複数の超音波振動子を用いて、被検体内の組織部を撮像する超音波診断装置が知られている。

30

【0003】

この種の超音波診断装置においては、複数の超音波振動子から送信される超音波によって被検体内を走査し、被検体内部において反射された超音波エコーを受信して、当該超音波エコーの強度に基づいて、被検体内の組織部（例えば、内臓や病変組織等）に関する画像情報（以下、超音波画像と称する）を得る。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2008-100068号公報

【特許文献2】特開2010-022817号公報

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】Chao Dong, et al. "Image Super-Resolution Using Deep Convolutional Networks", arXiv:1501.00092v3 [cs.CV], 31 Jul 2015, ("URL:https://arxiv.org/pdf/1501.00092.pdf")

40

【非特許文献2】Yaniv Romano, et al. "RAISR: Rapid and Accurate Image Super Resolution", arXiv:1606.01299v3 [cs.CV], 4 Oct 2016, ("URL:https://arxiv.org/abs/160

50

6.01299")

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、この種の超音波診断装置においては、組織部の構造及び動きの両方を詳細に観察するため、表示部が表示する超音波画像の高解像度化と、当該超音波画像を生成するフレームレート（単位時間当たり生成する超音波画像のフレーム数を表す。以下同じ）の向上の両立が求められている。

【0007】

図1は、1フレームの超音波画像を生成する際の走査態様の一例を示す図である。

10

【0008】

この種の超音波診断装置は、図1に示すように、超音波プローブT内に、アジマス方向に沿って配設された複数の超音波振動子T1を有している。そして、当該複数の超音波振動子T1を、アジマス方向に沿って一方側から他方側に向かって、一個単位又はグループ単位で順番に駆動させ、被検体内を走査するように、超音波の送受信を実行することによって、1フレームの超音波画像を生成する。

【0009】

この種の超音波診断装置において超音波画像の解像度を向上させる際には、通常、1フレームの超音波画像を生成するためのスキャンラインの本数を多くする制御、即ち、スキャンラインの密度を高める制御が行われる。しかしながら、スキャンライン密度が高くなるに伴って、通常、フレームレートが低くなるという問題が生じる。

20

【0010】

一方、この種の超音波診断装置において超音波画像を生成するフレームレートを向上させる際には、通常、スキャンラインの本数を減少させる制御、即ち、1フレームの超音波画像を生成するためのスキャンラインの密度を低下させる制御が行われる。しかしながら、スキャンライン密度が減少するに伴って、通常、生成される超音波画像の解像度が低下するという問題が生じる。

【0011】

このような背景から、フレームレートを低下させることなく、表示部が表示する超音波画像の解像度を高める技術の要請がある。

30

【0012】

例えば、特許文献1には、撮像対象等に応じて、時間分解能に優れた撮像方式と空間分解能に優れた撮像方式とを使い分けることが記載されている。しかしながら、特許文献1に係る従来技術では、フレームレートを低下させることなく、超音波画像の解像度を高めることができない。

【0013】

又、特許文献2には、第1のタイミングにおいてスキャンラインが高密度な条件で撮像した超音波画像に対して、第2のタイミングにおいてスキャンラインが低密度な条件で撮像した超音波画像を、画像合成することが記載されている。しかしながら、特許文献2に係る従来技術では、画像合成に必要な複数の超音波画像を生成する必要があるため、実効的なフレームレート向上の効果は小さい。又、特許文献2に係る従来技術では、フレームレート自体が高まる訳ではないため、組織部の動きに起因して、合成された超音波画像内に不鮮明領域が含まれてしまう。

40

【0014】

本開示は、上記の問題点を鑑みてなされたもので、フレームレートを低下させることなく、表示部が表示する超音波画像の解像度を高めることを可能とする超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0015】

前述した課題を解決する主たる本開示は、

50

超音波診断装置であって、

被検体内を走査するように、超音波プローブに設けられた複数の超音波振動子それぞれに対して順番に駆動信号を供給すると共に、前記複数の超音波振動子それぞれから出力される受信信号を受信処理する送受信部と、

前記受信信号に基づいて生成される前記被検体内の各位置のサンプリングデータを画素値に変換して、第1の超音波画像を生成する画像生成部と、

所定のサンプル数増加倍率に従って前記第1の超音波画像をアップスケーリングした後、高解像度化処理を施すことで第2の超音波画像を生成する高解像度化処理部と、

前記第2の超音波画像を、表示部に表示させる表示画像に変換するデジタルスキャンコンバータと、

前記表示画像の画像サイズ及び前記サンプル数増加倍率に基づいて、前記第2の超音波画像の画像サイズが前記表示画像の画像サイズ付近となるように、前記送受信部の送受信条件を制御する送受信制御部と、

を備える超音波診断装置である。

【発明の効果】

【0016】

本開示に係る超音波診断装置によれば、フレームレートを低下させることなく、表示部が表示する超音波画像の解像度を高めることが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】1フレームの超音波画像を生成する際の走査態様の一例を示す図

【図2】第1の実施形態に係る超音波診断装置の外観を示す図

【図3】第1の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成の一例を示すブロック図

【図4】第1の実施形態に係る超音波プローブが有する超音波振動子の配列構造の一例を示す図

【図5】第1の実施形態に係る超音波診断装置の画像生成部、高解像度化処理部、デジタルスキャンコンバータ、送受信制御部、モード設定部、及び学習処理部のハードウェア構成の一例を示す図

【図6】第1の実施形態に係る高解像度化処理部の構成の一例を示す図

【図7】第1の実施形態に係る高解像度化処理部の処理を模式的に示す図

【図8】第1の実施形態に係る送受信制御部の動作の一例を示すフローチャート

【図9】第1の実施形態に係る学習処理部の動作の一例を示すフローチャート

【図10】第2の実施形態に係る高解像度化処理部の構成の一例を示す図

【図11】第2の実施形態に係る分割部の処理について説明する図

【図12】第2の実施形態に係る高解像度化処理部の処理の一例を示すフローチャート

【図13】第2の実施形態に係る学習処理部の処理の一例を示すフローチャート

【図14】第3の実施形態に係る高解像度化処理部の構成の一例を示す図

【図15】第3の実施形態に係る画像拡大部の処理について説明する図

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下に添付図面を参照しながら、本開示の好適な実施形態について詳細に説明する。尚、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。

【0019】

(第1の実施形態)

[超音波診断装置1の全体構成]

以下、図2～図4を参照して、本実施形態に係る超音波診断装置1の全体構成の一例について説明する。

【0020】

尚、以下では、本実施形態に係る超音波診断装置1がBモード画像を生成する際の制御

10

20

30

40

50

の一例について説明する。

【0021】

図2は、本実施形態に係る超音波診断装置1の外観を示す図である。図3は、本実施形態に係る超音波診断装置1の全体構成の一例を示すブロック図である。図4は、本実施形態に係る超音波プローブ20が有する超音波振動子21の配列構造の一例を示す図である。

【0022】

本実施形態に係る超音波診断装置1は、超音波診断装置1の本体10（以下、「本体10」と略称する）に超音波プローブ20が取り付けられて構成されている。尚、本体10と超音波プローブ20とは、ケーブルCを介して電氣的に接続されている。

10

【0023】

超音波診断装置1の本体10は、送受信部11、画像生成部12、高解像度化処理部13、デジタルスキャンコンバータ14、表示部15、送受信制御部16、モード設定部17、及び、学習処理部18を備えている。又、本体10は、高解像度化処理部13が参照する畳み込みニューラルネットワーク（Convolutional Neural Network）のモデルデータDm（以下、「CNNモデルDm」と称する）を備えている。

【0024】

図3において、D1は送受信部11で生成される受信信号に係るデータを表し、D2は画像生成部12で生成される超音波画像に係るデータ（以下、「第1の超音波画像」と称する）を表し、D3は高解像度化処理部13で生成される超音波画像に係るデータ（以下、「第2の超音波画像」と称する）を表し、D4はデジタルスキャンコンバータ14で生成される表示部15に表示させる画像に係るデータ（以下、「表示画像」と称する）を表す。

20

【0025】

尚、以下では、1フレームの画像内に含まれる画素数を「画像サイズ」と称して説明する。画像サイズは、典型的には、1フレームの画像内の走査方向における画素数と深度方向における画素数に基づいて規定される。

【0026】

超音波プローブ20は、超音波と電気信号との相互変換を行う複数の超音波振動子21（例えば、圧電素子）を含んで構成される。そして、当該複数の超音波振動子21が、個別に、送受信部11で発生された電圧パルスを超音波ビームに変換して被検体内へ送信すると共に、当該超音波ビームが被検体内で反射して発生する超音波エコーを受信して電気信号に変換して送受信部11へ出力する。

30

【0027】

複数の超音波振動子21は、アジマス方向及びエレベーション方向に沿って、マトリクス状に配設されている（図4を参照）。本実施形態においては、例えば、二次元面内でアジマス方向とエレベーション方向にマトリクス状に818個×3個の超音波振動子21が配列されている。

【0028】

尚、複数の超音波振動子21の駆動状態のオンオフは、送受信部11により、個別に又はブロック単位で、アジマス方向に沿って順番に切り替え制御される。これによって、超音波プローブ20において、被検体内を走査するように、超音波の送受信が実行される。

40

【0029】

送受信部11は、超音波プローブ20の超音波振動子21に対して、超音波の送受信を実行させる送受信回路である。

【0030】

送受信部11は、電圧パルス（以下、「駆動信号」と称する）を生成して超音波振動子21に対して送出する送信回路と、超音波振動子21で生成された超音波エコーに係る電気信号（以下、「受信信号」と称する）を受信処理する受信回路とを有している。そして、送信回路及び受信回路は、それぞれ、送受信制御部16の制御のもと、超音波振動子2

50

1 に対して、超音波の送受信を行わせる動作を実行する。

【0031】

尚、送受信部 11 の送信回路は、例えば、超音波振動子 21 毎に設けられた高周波パルス発振器及びパルス設定部等を含んで構成される。当該送信回路は、高周波パルス発振器が生成した電圧パルスを、パルス設定部に設定された電圧振幅、パルス幅及びタイミングに調整して、超音波振動子 21 に送出する。

【0032】

又、送受信部 11 の受信回路は、例えば、プリアンプ、A/Dコンバータ、及び、受信ビームフォーマを含んで構成される。プリアンプとA/Dコンバータは、超音波振動子 21 毎に設けられ、微弱な受信信号を増幅すると共に、増幅した受信信号（アナログ信号）を、デジタル信号に変換する。受信ビームフォーマは、各超音波振動子 21 の受信信号（デジタル信号）を整相加算することで複数の超音波振動子 21 の受信信号 D1 を 1 つにまとめて、画像生成部 12 に出力する。

【0033】

送受信制御部 16 は、送受信部 11 を制御する。送受信制御部 16 は、複数の超音波振動子 21 が走査方向に沿って順に駆動するように、送受信部 11 を制御する。送受信制御部 16 は、例えば、818 個の超音波振動子 21 のうち、互いに隣接する 50 個の超音波振動子 21 のグループを同時に駆動し、アジマス方向に 1 個ずつ又は複数個ずつシフトしながら被検体内を走査する。そして、送受信制御部 16 は、818 個の超音波振動子 21 の一方側から他方側まで、順に、駆動対象とする 50 個の超音波振動子 21 のグループをシフトすることによって、1 フレーム分の走査を終了する。

【0034】

送受信制御部 16 は、超音波画像を連続的に生成するために、1 フレーム分の走査が終了する度に、初期走査位置に戻って、再度、同様の処理を実行する。

【0035】

送受信制御部 16 は、モード設定部 17 に設定される超音波プローブ 20 の種類、被検体内の撮像対象の深度、又は、動作モード（例えば、Bモード、Cモード、又は、Eモード）等に基づいて、送受信部 11 の送受信条件を決定する。

【0036】

尚、「送受信条件」とは、1 フレームの超音波画像を生成する際の走査時のスキャンライン密度、1 スキャンライン中でサンプリングを実行する頻度を規定するサンプリング周波数、及び、深度等である。本実施形態に係る送受信制御部 16 は、第 2 の超音波画像の画像サイズが、表示画像 D4 の画像サイズ以上となり、且つ、第 1 の超音波画像 D2 が生成されるフレームレートが可能な限り大きくなるように、「送受信条件」を決定する（図 8 を参照して後述）。

【0037】

モード設定部 17 は、ユーザの操作入力に基づいて、超音波診断装置 1 を動作させるモードを設定する。モード設定部 17 は、例えば、ユーザの操作入力に基づいて、超音波プローブ 20 の種類、被検体内の撮像対象の深度、又は、撮像モード（例えば、Bモード、Cモード、又は、Eモード）等を設定する。又、モード設定部 17 は、例えば、ユーザの操作入力に基づいて、表示画像 D4 の画像サイズ及び画像形状を設定可能に構成されてもよい。

【0038】

画像生成部 12 は、送受信部 11 から受信信号 D1 を取得して、送受信部 11 から出力される各走査位置における受信信号 D1 をラインメモリに順次蓄積し、フレーム単位となる二次元データを生成する。尚、当該二次元データは、走査方向と深度方向に沿った被検体の断面内の各位置における信号強度情報等によって構成される。

【0039】

そして、画像生成部 12 は、当該二次元データに基づいて、第 1 の超音波画像 D2 を生成する。画像生成部 12 は、例えば、走査方向と深度方向に沿った断面内の各位置にお

10

20

30

40

50

るサンプリングデータ（例えば、受信信号の信号強度）を画素値に変換して、1フレームのBモード表示用の第1の超音波画像D2を生成する。そして、画像生成部12は、例えば、送受信部11が被検体内を走査する度に、かかる第1の超音波画像D2を生成する。

【0040】

尚、画像生成部12は、更に、送受信部11から入力される受信信号に対して、対数増幅、フィルタリング（例えば、低域透過又はスムージング等）、強調処理、又は、ダイナミックレンジの調整等を行ってもよい。

【0041】

高解像度化処理部13は、画像生成部12から第1の超音波画像D2を取得し、第1の超音波画像D2の画像サイズをアップスケーリングすると共に、学習済みのCNNモデルDmを用いて、アップスケーリングした第1の超音波画像D2に対して画像解析処理（例えば、CNNの順伝搬処理）を施す（図7を参照して後述）。換言すると、高解像度化処理部13は、第1の超音波画像D2を高解像度化した第2の超音波画像D3を生成する。

【0042】

尚、CNNモデルDmは、例えば、畳み込みニューラルネットワークの構造データ、及び畳み込みニューラルネットワークのネットワークパラメータ等に関するデータを含んで構成される。

【0043】

デジタルスキャンコンバータ14（Digital Scan Converter）は、高解像度化処理部13から第2の超音波画像D3を取得し、当該第2の超音波画像D3の画像データを、表示部15のテレビジョン信号の走査方式に従う表示用の画像データ（即ち、表示画像D4）に変換する。又、デジタルスキャンコンバータ14は、表示部15が超音波画像を表示する表示サイズにあわせて、第2の超音波画像D3から所定領域を切り出してもよい。又、デジタルスキャンコンバータ14は、更に、第2の超音波画像D3に対して、画素毎の縦横比の調整処理、又は階調処理等を行ってもよい。

【0044】

尚、表示画像D4の画像サイズ及び画像形状は、表示部15に設定された表示レイアウト、使用する超音波プローブ20の種類、及び、撮像対象領域の深度設定等によって設定される。

【0045】

表示部15は、例えば、LCD（Liquid Crystal Display）等のディスプレイである。表示部15は、デジタルスキャンコンバータ14から表示画像D4に係る画像データを取得して、当該画像データを表示する。

【0046】

学習処理部18は、学習データを用いてCNNモデルDmに対して学習処理を施す（図9を参照して後述）。

【0047】

図5は、本実施形態に係る超音波診断装置1の画像生成部12、高解像度化処理部13、デジタルスキャンコンバータ14、送受信制御部16、モード設定部17、及び学習処理部18のハードウェア構成の一例を示す図である。

【0048】

尚、画像生成部12、高解像度化処理部13、デジタルスキャンコンバータ14、送受信制御部16、モード設定部17、及び学習処理部18は、例えば、CPU（Central Processing Unit）101、ROM（Read Only Memory）102、RAM（Random Access Memory）103、外部記憶装置104、及び、通信IF105等によって構成される。そして、上記した各機能は、CPU101がROM102やRAM103に格納された制御プログラムや各種データを参照することによって実現される。但し、上記した各機能の一部又は全部は、ソフトウェアによる処理に限られず、専用のハードウェア回路、又はこれらの組み合わせによっても実現できることは勿論である。又、上記した各機能の一部又は全部は、DSP（Digital Signal Processor）等のデジタル演算処理回路によって構成さ

10

20

30

40

50

れてもよい。

【0049】

[高解像度化処理部の構成]

以下、図6、図7を参照して、高解像度化処理部13の構成の詳細について、説明する。

【0050】

図6は、高解像度化処理部13の構成の一例を示す図である。図7は、高解像度化処理部13の処理を模式的に示す図である。

【0051】

高解像度化処理部13は、例えば、画像拡大部13a、及びCNN処理部13bを含んで構成される。

10

【0052】

画像拡大部13aは、汎用的な画像補間処理（例えば、Bicubic法、又はBilinear法）によって、第1の超音波画像D2の画素間を補間するようにして、第1の超音波画像D2の画像サイズを所定倍にアップスケーリングする（図6中のD2aは、アップスケーリング後の画像を表す）。尚、Bilinear法では、例えば、求めたい画素の周辺の画素の輝度値を参照し、当該周辺の画素の輝度値が直線的に変化するように、当該求めたい画素の輝度値を算出する。

【0053】

画像拡大部13aが第1の超音波画像D2を拡大する倍率（以下、「サンプル数増加倍率」と称する）は、走査方向および深度方向それぞれについて予め設定されており、例えば、 $2 \times 2$ 倍、 $3 \times 3$ 倍、又は $4 \times 4$ 倍等の整数に設定されている。サンプル数増加倍率は、CNNモデルDmの学習効率等の観点から、2以上の整数であることが望ましい。

20

【0054】

尚、サンプル数増加倍率は、より好適には、モード設定部17で設定された被検体内の撮像対象の深度が深いほど、大きくなるように設定される。当該設定は、例えば、コンベックスプローブ又はセクタプローブ、およびリニアプローブにおける台形走査のように放射状にスキャンを行うような場合、深度が深い位置ほど受信ビームの横方向の間隔が広がるため、効果的である。

【0055】

他方、サンプル数増加倍率は、操作者の入力操作に基づいて設定可能としてもよい。

30

【0056】

CNN処理部13bは、学習済みのCNNモデルDmに対して、画像拡大部13aでアップスケーリングされた第1の超音波画像D2aを入力して、当該CNNモデルDmの順伝搬処理を行うことで、アップスケーリングされた第1の超音波画像D2aを再構成した第2の超音波画像D3を生成する。

【0057】

尚、学習済みのCNNモデルDmを通すことは、アップスケーリングされた第1の超音波画像D2a内の高周波成分を推定することと等価である。つまり、高解像度化処理部13は、第1の超音波画像D2を生成した際のサンプリング数から規定されるナイキスト周波数 $f_{n_{beam}}$ を、表示画像D4が表現し得るナイキスト周波数 $f_{n_{disp}}$ （表示画像D4で表現できる細かさであり、解像度に相当する）以上の周波数 $f_{n_{beam}}$ まで引き上げる（図7を参照）。

40

【0058】

CNNモデルDmは、例えば、階層的に接続された複数のフィルター層Na1、Na2、Na3（ここでは、3層のみを示す）を含んで構成される。

【0059】

第1層目のフィルター層Na1は、入力される画像を、ラスタスキャンにより所定サイズ毎に走査する。そして、第1層目のフィルター層Na1は、走査したデータに対して、畳み込み層等による特徴量抽出処理を施すことにより、入力画像に含まれる特徴量を抽出

50

する。第1層目のフィルター層Na1は、例えば、水平方向に延びる線状の特徴量や斜め方向に延びる線状の特徴量等の比較的シンプルな単独の特徴量を抽出する。

【0060】

第2層目のフィルター層Na2は、前階層のフィルター層Na1から入力される画像（以下、「特徴マップ」とも称する）群を、例えば、ラスタスキャンにより所定サイズ毎に走査する。そして、第2層目のフィルター層Na2は、走査したデータに対して、同様に、畳み込み層等による特徴量抽出処理を施すことにより、入力画像に含まれる特徴量を抽出する。尚、第2層目のフィルター層Na2は、第1層目のフィルター層Na1が抽出された複数の特徴量の位置関係などを考慮しながら統合させることで、より高次元の複合的な特徴量を抽出する。

10

【0061】

各フィルター層Na1、Na2において、畳み込み層は、走査した所定サイズの画像の各画素値に対して、重み係数及びバイアスが設定されたカーネルを用いて畳み込み演算を行い、順にマッピングしていく。そして、畳み込み層は、前階層から入力される画像のそれぞれに対して、当該カーネルを用いて畳み込み演算を行い、処理対象の画像領域に対応するマッピング位置に加算していくことによって、一の特徴マップを生成する。

【0062】

尚、各フィルター層Na1、Na2は、典型的には、畳み込み層（Convolution layer）の後段に活性化層（Activation layer）及びプーリング層（Pooling layer）を有している。そして、畳み込み層が生成した特徴マップは、当該活性化層及びプーリング層を通して後段のフィルター層に出力される。

20

【0063】

フィルター層Na1、Na2は、畳み込み層、活性化層及びプーリング層の一連の処理によって、次階層に出力する特徴マップを生成する。そして、フィルター層Na1、Na2は、重みパターンが異なる複数のカーネルを用いて、上記の処理を実行し、当該複数のカーネルの数分の特徴マップ（図5中の $n_1$ 、 $n_2$ は、生成された特徴マップを表す）を生成する。

【0064】

このように、階層的に接続された複数のフィルター層Na1、Na2による特徴抽出処理を繰り返すことで、画像内の被写体の種々の特徴量を高次元に抽出していく。

30

【0065】

最終層のフィルター層Na3は、フィルター層Na1、Na2によって生成された特徴マップ群から、入力される画像を高解像度化した画像を生成する逆畳み込み層（Deconvolution layer）として機能する。フィルター層Na3は、例えば、重み係数及びバイアスが設定された一枚の畳み込み層のカーネルを有し、フィルター層Na1、Na2と同様に、前階層から入力される特徴マップを、ラスタスキャンにより所定サイズ毎に走査する。そして、フィルター層Na3は、特徴マップ内の走査したデータに対して、当該カーネルを用いて畳み込み演算を行い、順にマッピングしていく。そして、最終層のフィルター層Na3は、前階層から入力される特徴マップ群のそれぞれに対して、当該畳み込み層のカーネルを用いて畳み込み演算を行い、処理対象の画像領域に対応するマッピング位置に加算していくことによって、第2の超音波画像D3を生成する。

40

【0066】

最終層のフィルター層Na3の出力は、典型的には、第2の超音波画像D3がアップスケールされた第1の超音波画像D2aと同一の画像サイズとなるように、設定されている。このようにして、アップスケールした第1の超音波画像D2aを高解像度化した第2の超音波画像D3が生成される。尚、第2の超音波画像D3の各画素には、例えば、第1の超音波画像D2と同様の階調域（例えば、0～255）で表現された画素値が出力される。

【0067】

CNNモデルDmは、学習処理部18により学習処理が施されることによって、ネット

50

ワークパラメータ（例えば、畳み込み層の重み係数及びバイアス）が調整され、上記のように機能する。

【0068】

尚、このように、CNNモデルDmを用いて、入力画像から高解像度化する画像処理については、例えば、非特許文献1を参照されたい。

【0069】

本実施形態に係るCNNモデルDmのネットワークパラメータは、例えば、学習段階では、第1の超音波画像D2の原画像と、当該第1の超音波画像D2をBilinear法で縮小した後に再び拡大したボケ画像とを用いて、ボケ画像を入力画像、原画像を正解画像として扱い、最適化されている（詳細は後述）。

【0070】

尚、本実施形態に係るCNNモデルDmは、少なくとも1回の畳み込み演算を行うニューラルネットワークであれば、種々の構造に変更可能である。CNNモデルDmは、例えば、多層パーセプトロンや前処理層を含んで構成されてもよい。又、再帰型ニューラルネットワークを含んで構成されてもよい。

【0071】

[送受信制御部の構成]

送受信制御部16は、表示画像D4の画像サイズ及びサンプル数増加倍率に基づいて、第2の超音波画像D3の画像サイズが表示画像D4の画像サイズ付近となるように、送受信部11の送受信条件を制御する。

【0072】

ここで、「送受信条件」としては、第1の超音波画像D2を生成する際のスキャンラインの本数又はスキャンラインの密度（即ち、1フレームの超音波画像を生成する際の走査方向におけるサンプリング数を表す）、及び、一本のスキャンライン中でサンプリングを行うサンプリング周波数（即ち、深度方向におけるサンプリング数を表す）が含まれる。

【0073】

当該「送受信条件」によって、第1の超音波画像D2の画像サイズ、及び、第1の超音波画像D2が生成されるフレームレートが規定されることになる。例えば、818個の超音波振動子21のうち、同時に駆動する50個の超音波振動子21のグループをアジマス方向に1個ずつシフトした場合、走査方向におけるサンプリング数（即ち画素数）は、768個となる。又、818個の超音波振動子21のうち、同時に駆動する50個の超音波振動子21のグループをアジマス方向に3個ずつシフトした場合、走査方向におけるサンプリング数（即ち画素数）は、256個となる。

【0074】

ここで、表示画像D4は、第2の超音波画像D3から生成されるため、当該表示画像D4の解像度は、第2の超音波画像D3の画像サイズに依拠する。つまり、第2の超音波画像D3の画像サイズを大きくするほど、表示画像D4の解像度を高くすることができる。

【0075】

但し、表示画像D4において表現し得る画像サイズは、表示部15自体の画像サイズ（画素数）による制約がある。そのため、第2の超音波画像D3の画像サイズを必要以上に大きくしても、当該表示画像D4の解像度としては、ナイキストの定理によって当該表示画像D4の画像サイズに律速し、加えて、スキャンラインの本数が多くなるために第1の超音波画像D2が生成されるフレームレートを低下させることにつながるだけである。

【0076】

そこで、本実施形態に係る送受信制御部16は、モード設定部17の設定内容及び高解像度化処理部13（画像拡大部13a）に設定されたサンプル数増加倍率に基づいて、超音波の送受信条件を設定する。具体的には、送受信制御部16は、第2の超音波画像D3の画像サイズが、表示画像D4の画像サイズ以上となり、且つ、第1の超音波画像D2が生成されるフレームレートが可能な限り大きくなるように、超音波の送受信条件を決定する。換言すると、送受信制御部16は、第2の超音波画像D3の画像サイズが表示画像D

10

20

30

40

50

4の画像サイズ付近となるように、送受信部11の送受信条件を制御する。これによって、表示画像D4の高解像度化と、当該表示画像D4を生成するフレームレートの向上の両立を図ることができる。

【0077】

送受信制御部16は、例えば、ROM102等に予め格納された送受信条件の候補（例えば、図8の送受信条件の候補に係るデータテーブルDD）から、第2の超音波画像D3の画像サイズが表示画像D4の画像サイズ付近となるいずれかを選択することによって、上記の条件を充足する超音波の送受信条件を決定する。

【0078】

尚、「第2の超音波画像D3の画像サイズが表示画像D4の画像サイズ付近である状態」としては、理想的には、第2の超音波画像D3の画像サイズと表示画像D4の画像サイズとが合致する状態である。しかしながら、実際には、実施可能な送受信条件の制約があるため、送受信制御部16は、予め格納された送受信条件の候補の中で、第2の超音波画像D3の画像サイズが、表示画像D4の画像サイズよりも大きくなる側又は小さくなる側において、表示画像D4の画像サイズと最も近くなるように、送受信条件を選択する。この際、より好適には、送受信制御部16は、予め格納された送受信条件の候補のうち、第2の超音波画像D3の画像サイズが表示画像D4の画像サイズ以上で、且つ、第1の超音波画像D2が生成されるフレームレートが最大となる送受信条件の候補を選択する。但し、送受信制御部16は、フレームレートへの影響が大きい走査方向に係る送受信条件のみを上記条件を充足するように決定してもよい。

【0079】

尚、「送受信条件」は、通常、モード設定部17に設定された超音波プローブ20の種類、被検体内の撮像対象の深度の設定、及び、動作モード（例えば、Bモード、Cモード、又は、Eモード等）等に応じて異なる条件に設定される。

【0080】

図8は、送受信制御部16の動作の一例を示すフローチャートである。尚、図8には、理解を容易にするため、各フローで設定される設定値の一例を示している。

【0081】

ステップS1において、送受信制御部16は、まず、モード設定部17の設定内容から規定される表示画像D4の画像サイズ、及び高解像度化処理部13におけるサンプル数増加倍率を取得する。尚、ここでは、例えば、表示画像D4の画像サイズが $(X, Y) = (500, 600)$ （但し、 $X$ は走査方向の画素数、 $Y$ は深度方向の画素数を表す）と設定され、高解像度化処理部13の画像拡大部13aにおけるサンプル数増加倍率が $(R_x, R_y) = (2, 2)$ （但し、 $R_x$ は走査方向のサンプル数増加倍率、 $R_y$ は深度方向のサンプル数増加倍率を表す）と設定されているものとする。

【0082】

ステップS2において、送受信制御部16は、第2の超音波画像D3の画素サイズを、表示画像D4の画素サイズ以上とするために、第1の超音波画像D2として必要な画像サイズ（即ち、サンプル数）を算出する。ここでは、第1の超音波画像D2として必要な画素サイズとしては、 $(x, y) = (X / R_x = 250, Y / R_y = 300)$ （但し、 $x$ は走査方向のサンプル数、 $y$ は深度方向のサンプル数を表す）と算出される。

【0083】

ステップS3において、送受信制御部16は、予め装置本体10のROM102等に記憶されている送受信条件候補（図8の送受信条件候補に係るデータテーブルDD）のうち、必要なサンプル数 $(x, y)$ を超え、且つ、フレームレートが最大となる送受信条件候補を、適用する送受信条件として選択する。尚、ここでは、装置本体10には、超音波の送受信条件として、走査方向のサンプル数 $(x')$ としては、128、256、512、768の4通りの送受信条件が記憶され、深度方向のサンプル数 $(y')$ としては、128、256、512、768の4通りの送受信条件が記憶されているものとする。

【0084】

10

20

30

40

50

この場合には、送受信制御部 16 は、ステップ S 2 で算出した必要なサンプル数  $(x, y) = (X / R_x = 250, Y / R_y = 300)$  を超え、且つ、フレームレートが可能な限り大きくなるように、送受信条件候補に係るデータテーブル DD から、 $(x', y') = (256, 512)$  (但し、 $x'$  は走査方向のサンプル数、 $y'$  は深度方向のサンプル数を表す) の送受信条件を選択する。尚、当該送受信条件は、超音波の送受信が 1 フレームの第 1 の超音波画像 D 2 を生成する際に 256 回実行される条件であり、例えば、818 個の超音波振動子 21 のうち、駆動対象とする 50 個の超音波振動子 21 のグループをアジマス方向に 3 個ずつシフトするように、被検体内を走査する条件である。又、当該送受信条件は、1 スキャンライン内でのサンプリング回数が 512 回となるようなサンプリング周波数で超音波の送受信を実行する条件である。

10

## 【0085】

ステップ S 4 において、送受信制御部 16 は、ステップ S 3 で設定された送受信条件にて、送受信部 11 を制御する。これによって、画像生成部 12 において、ステップ S 3 で設定された画像サイズの第 1 の超音波画像 D 2 が生成される。尚、ここでは、例えば、 $(x', y') = (256, 512)$  の画像サイズの第 1 の超音波画像 D 2 が生成されることになる。

## 【0086】

ステップ S 5 において、高解像度化処理部 13 は、画像生成部 12 により生成された第 1 の超音波画像 D 2 に対して、図 6 を参照して説明した画像拡大処理及び CNN による順伝搬処理を施して、第 2 の超音波画像 D 3 を生成する。尚、ここでは、例えば、 $(X', Y') = (x' \times R_x = 512, y' \times R_y = 1024)$  (但し、 $X'$  は走査方向の画素数、 $Y'$  は深度方向の画素数を表す) の画像サイズの第 2 の超音波画像 D 3 が生成されることになる。

20

## 【0087】

ステップ S 6 において、デジタルスキャンコンバータ 14 は、高解像度化処理部 13 により生成された第 2 の超音波画像 D 3 から表示画像 D 4 を生成する。尚、ここでは、デジタルスキャンコンバータ 14 は、例えば、 $(X', Y') = (x' \times R_x = 512, y' \times R_y = 1024)$  の画像サイズの第 2 の超音波画像 D 3 からサイズ変換や座標変換、画像の切り出し等を行って、 $(X, Y) = (500, 600)$  の表示画像 D 4 を生成する。そして、ステップ S 6 の後には、再度、ステップ S 4 に戻って、第 1 の超音波画像 D 2、第 2 の超音波画像 D 3、及び表示画像 D 4 を生成する処理が繰り返し実行されることになる。

30

## 【0088】

本実施形態に係る超音波診断装置 1 は、以上のような一連の処理によって、フレームレートを低下させることなく、高解像度の表示画像 D 4 を生成する。

## 【0089】

## [学習処理部の構成]

学習処理部 18 は、例えば、画像生成部 12 によって生成された第 1 の超音波画像 D 2 から学習データを生成すると共に、当該学習データを用いて CNN モデル D m に対して学習処理を施す。

40

## 【0090】

学習データは、例えば、画像生成部 12 により生成された第 1 の超音波画像 D 2 の原画像を出力側の正解値 (図 6 の出力画像 D 3 に相当) とし、当該第 1 の超音波画像 D 2 を Bilinear 法でサンプル数増加倍率の逆数に従って縮小した後に、再び拡大したボケ画像を入力値 (図 6 の入力画像 D 2 a に相当) とするデータセットである。

## 【0091】

学習データとして用いる第 1 の超音波画像 D 2 としては、できるだけ高解像度のものが望ましく、例えば、表示画像 D 4 の画像サイズ以上の画像サイズとなる条件下で撮像されたものが用いられる。これによって、第 1 の超音波画像 D 2 の原画像を、そのまま、CNN モデル D m に設定する正解値とすることができる。

50

## 【 0 0 9 2 】

又、学習データとして用いる第1の超音波画像D2としては、操作者が保存対象としたものであるのが望ましい。例えば、学習データは、操作者が表示画像D4を画像保存する操作を行ったタイミングにおいて生成された第1の超音波画像D2に基づいて生成される。これによって、比較的鮮明な超音波画像を学習データとすることが可能であり、学習済みのCNNモデルDmの識別精度を向上させることが可能である。

## 【 0 0 9 3 】

図9は、学習処理部18の動作の一例を示すフローチャートである。尚、図9のフローチャートは、画像生成部12によって、連続的に、第1の超音波画像D2が生成されている際に行う処理である。

10

## 【 0 0 9 4 】

ステップS11において、学習処理部18は、操作者によって表示画像D4の保存操作が行われたか否かを判定する。このステップS11において、表示画像D4の保存操作が行われた場合(S11: YES)、ステップS12に進める。一方、このステップS11において、表示画像D4の保存操作が行われていない場合(S11: NO)、特に処理を実行することなく、一連のフローを終了する。

## 【 0 0 9 5 】

次に、ステップS12において、学習処理部18は、保存対象となった表示画像D4に対応する第1の超音波画像D2を、画像生成部12から取得する。そして、ステップS13において、学習処理部18は、当該第1の超音波画像D2の原画像を、学習データの正解値として保存する。

20

## 【 0 0 9 6 】

次に、ステップS14において、ステップS13と並列に、学習処理部18は、サンプル数増加倍率の逆数に従って、Bilinear法を用いて、ステップS12で取得した第1の超音波画像D2を縮小する。そして、ステップS15において、学習処理部18は、サンプル数増加倍率に従って、Bilinear法を用いて、ステップS14で縮小した第1の超音波画像D2を拡大する。そして、ステップS16において、学習処理部18は、ステップS14、S15により生成された原画像と同一の画像サイズを有する第1の超音波画像D2のボケ画像を、学習データの入力値として保存する。

## 【 0 0 9 7 】

次に、ステップS17において、学習処理部18は、ステップS12～S16で生成された学習データ(正解値及び入力値)を用いて、CNNモデルDmに対して学習処理を施す。尚、このステップS17においては、学習処理部18は、例えば、二乗誤差を損失関数として用いて、公知の誤差逆伝播法等によって、損失関数が最小化するように、CNNモデルDmのネットワークパラメータ(重み係数、及びバイアス等)の最適化を行う。かかる学習処理は、公知の処理と同様であるため、ここでの詳細な説明は省略する。

30

## 【 0 0 9 8 】

以上のような一連の処理によって、CNNモデルDmのネットワークパラメータを最適化する。

## 【 0 0 9 9 】

尚、上記フローチャートでは、学習データが生成される度に、CNNモデルDmに対して学習処理を施す態様を示した。但し、学習処理部16の処理を実行するタイミングは、好適には、非スキャン状態の時とする。これによって、学習処理部16の処理と高解像度処理部13の処理のバッティングを防止することができる。

40

## 【 0 1 0 0 】

## 〔 効果 〕

以上のように、本実施形態に係る超音波診断装置1においては、送受信部11が、被検体内を走査するように、超音波プローブ20に設けられた複数の超音波振動子21それぞれに対して順番に駆動信号を供給すると共に、複数の超音波振動子21それぞれから出力される受信信号D1を受信処理する。そして、画像生成部12が、受信信号D1に基づい

50

て生成される被検体の断面内の各位置のサンプリングデータを画素値に変換して、第1の超音波画像D2を生成する。そして、高解像度化処理部13が、所定のサンプル数増加倍率に従って第1の超音波画像D2の画像サイズをアップスケーリングすると共に、アップスケーリングした第1の超音波画像D2に対して学習済みの畳み込みニューラルネットワークDmを用いた画像処理を施して、アップスケーリングした第1の超音波画像D2を高解像度化した第2の超音波画像D3を生成する。そして、デジタルスキャンコンバータ14が、第2の超音波画像D3を、表示部15に表示させる表示画像D4に変換する。そして、送受信制御部16が、表示画像D4の画像サイズ及びサンプル数増加倍率に基づいて、第2の超音波画像D3の画像サイズが表示画像D4の画像サイズ付近となるように、送受信部11の送受信条件を制御する。

10

#### 【0101】

従って、本実施形態に係る超音波診断装置1によれば、1フレームを生成するためのスキャンラインの密度(本数)等を低下させた条件下で第1の超音波画像D2を生成しつつ、高解像度な表示画像D4を生成することができる。これによって、高いフレームレートで超音波画像を生成しつつ、高解像度の超音波画像を表示部15に表示することができる。

#### 【0102】

特に、本実施形態に係る超音波診断装置1によれば、モード設定部17に設定される内容(例えば、超音波プローブ20の種類、被検体内の撮像対象の深度の設定、動作モード、又は、表示画像D4の画像サイズ)が変更された場合であっても、送受信部11の送受信条件を、当該設定内容に対応させつつ、表示画像D4の高フレームレート化及び高解像度化を実現できる点で、有用である。

20

#### 【0103】

(第2の実施形態)

次に、図10~図12を参照して、第2の実施形態に係る超音波診断装置1について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置1は、高解像度化処理部13の構成の点で、第1の実施形態と相違する。尚、第1の実施形態と共通する構成については、説明を省略する。

#### 【0104】

図10は、本実施形態に係る高解像度化処理部13の構成の一例を示す図である。図11は、本実施形態に係る分割部13cの処理について説明する図である。

30

#### 【0105】

本実施形態に係る高解像度化処理部13は、画像拡大部13a、分割部13c、テクスチャー分類部13d、及びCNN処理部13bを備えている。尚、図10中の矢印は、データの流れを表す。

#### 【0106】

画像拡大部13aは、設定されたサンプリング増加倍率に従って、汎用的な補間処理(例えば、Bicubic法、又はBilinear法)を用いて、第1の超音波画像の画像サイズを拡大する。画像拡大部13aが画像サイズを拡大する手法は、第1の実施形態に係る画像拡大部と同様である。

40

#### 【0107】

分割部13cは、画像拡大部13aによってアップスケーリングされた第1の超音波画像D2aを、複数(ここでは、36個)の小画像領域R1~R36に分割する(図11を参照)。分割部13cが設定する小画像領域R1~R36の画像サイズは、本発明では特に限定されないが、CNN処理部13bによって処理を行う際に適したサイズとなるように、例えば、11画素×11画素の画素領域に設定される。

#### 【0108】

テクスチャー分類部13dは、分割部13cによって分割された複数の小画像領域R1~R36それぞれに対して、テクスチャー分類処理を施す。テクスチャー分類部13dは、例えば、複数の小画像領域R1~R36それぞれに対して公知の勾配推定処理、エッジ

50

検出処理等を施すことによって、複数の小画像領域 R 1 ~ R 3 6 それぞれのテクスチャー（例えば、輝度情報や勾配情報）を抽出する。そして、テクスチャー分類部 1 3 d は、当該小画像領域のテクスチャーに応じて、複数の小画像領域 R 1 ~ R 3 6 それぞれに対して、テクスチャー分類符号を付与する。尚、分類対象のテクスチャーは、例えば、予め R O M 1 0 2 等に記憶されている。

【 0 1 0 9 】

尚、テクスチャー分類部 1 3 d が小画像領域のテクスチャーを分類する手法は、ルールベースであってもよいし、主成分分析、判別分析器、サポートベクトルマシン、ニューラルネット、又は汎用的なヘシアン行列を用いた分類器等を用いたものであってもよい。

【 0 1 1 0 】

このように、本実施形態に係る高解像度化処理部 1 3 は、テクスチャー分類部 1 3 d により、CNNモデル D m による処理を行う対象の画像領域（分割部 1 3 c で分割された小画像領域 R 1 ~ R 3 6 ）を、予め、当該画像領域のテクスチャーに応じて分類する。そして、本実施形態に係る高解像度化処理部 1 3 は、後段の CNN 処理部 1 3 b により、当該画像領域のテクスチャー毎に異なる CNN モデル D m を用いて画像解析処理を施す。これによって、個々の CNN モデル D m の小規模化（例えば、フィルター層数の低減）を図ることが可能であり、CNN 処理の高速化を図ることができる。

【 0 1 1 1 】

このような構成を実現するため、本実施形態に係る CNN モデル D m は、テクスチャー分類符号と関連付けて、複数設けられている。換言すると、本実施形態に係る超音波診断装置 1 には、テクスチャー分類符号毎に、別個の CNN モデル D m が設けられている。

【 0 1 1 2 】

CNN 処理部 1 3 b は、分割部 1 3 c で分割された小画像領域 R 1 ~ R 3 6 毎に、CNN を用いた処理を実行する。但し、本実施形態に係る CNN 処理部 1 3 b は、小画像領域 R 1 ~ R 3 6 に付されたテクスチャー分類符号に基づいて、対応する CNN モデル D m を用いて、当該小画像領域 R 1 ~ R 3 6 の画像処理を実行する。尚、CNN 処理部 1 3 b で実行される CNN モデル D m を用いた画像処理自体は、第 1 の実施形態と同様である。

【 0 1 1 3 】

そして、CNN 処理部 1 3 b は、複数の小画像領域 R 1 ~ R 3 6 それぞれを高解像度化した画像を、複数の小画像領域 R 1 ~ R 3 6 それぞれに対応する位置にマッピングしていく。これによって、第 2 の超音波画像 D 3 が生成されることになる。

【 0 1 1 4 】

尚、テクスチャー分類に応じた高解像度化処理の手法自体は、公知の手法と同様であるため、ここでの詳細な説明は省略する（例えば、非特許文献 2 を参照）。

【 0 1 1 5 】

図 1 2 は、本実施形態に係る高解像度化処理部 1 3 の処理の一例を示すフローチャートである。図 1 2 のフローチャートは、例えば、画像生成部 1 2 が第 1 の超音波画像 D 2 を生成している際に、所定間隔（例えば、第 1 の超音波画像 D 2 が生成されるフレームレートの間隔）で、高解像度化処理部 1 3 がコンピュータプログラムに従って実行する処理である。

【 0 1 1 6 】

ステップ S 2 1 において、高解像度化処理部 1 3 は、第 1 の超音波画像 D 2 を取得する。

【 0 1 1 7 】

ステップ S 2 2 において、高解像度化処理部 1 3（画像拡大部 1 3 a）は、汎用補間処理によって第 1 の超音波画像 D 2 をアップスケーリングする。

【 0 1 1 8 】

ステップ S 2 3 において、高解像度化処理部 1 3（分割部 1 3 c）は、図 1 1 を参照して説明したように、拡大した第 1 の超音波画像 D 2 を複数の小画像領域 R 1 ~ R 3 6 に分割するように、拡大した第 1 の超音波画像 D 2 に対して小画像領域 R 1 ~ R 3 6 を設定す

10

20

30

40

50

る。

【0119】

ステップS24において、高解像度化処理部13（テクスチャー分類部13d）は、ステップS23において設定された小画像領域のテクスチャー分類を決定する。尚、この際、高解像度化処理部13（テクスチャー分類部13d）は、小画像領域に対して公知の勾配推定処理、エッジ検出処理等を施すことによって、当該小画像領域のテクスチャーを抽出し、当該小画像領域に対して当該小画像領域のテクスチャーに応じたテクスチャー分類符号を付与する。

【0120】

ステップS25において、高解像度化処理部13（CNN処理部13b）は、テクスチャー分類符号と関連付けて記憶された複数のCNNモデルDmから、ステップS23において設定した小画像領域の画像に対して適用するCNNモデルDmを選択する。

10

【0121】

ステップS26において、高解像度化処理部13（CNN処理部13b）は、ステップS23において設定した小画像領域の画像に対して、ステップS25において選択したCNNモデルDmを用いた高解像度化処理を実施する。

【0122】

ステップS27において、高解像度化処理部13（分割部13c）は、アップスケールした第1の超音波画像D2aの全領域の処理が終了したか否かを判定する。全領域の処理が終了した場合（S27：YES）、高解像度化処理部13（分割部13c）は、続くステップ28に処理を進める。一方、全領域の処理が終了していない場合（S27：NO）、高解像度化処理部13（分割部13c）は、再度、ステップS23に戻って、拡大した第1の超音波画像内において、現在設定している小画像領域からシフトして、続く処理対象の小画像領域の画像領域を設定する。

20

【0123】

このように、ステップS23～S27を繰り返し実行することで、高解像度化処理部13は、拡大した第1の超音波画像D2の全領域をラスタスキャンするように、処理対象の小画像領域を順番に設定していく。そして、高解像度化処理部13は、複数の小画像領域R1～R36それぞれを高解像度化した画像を、複数の小画像領域R1～R36それぞれに対応する位置にマッピングしていく。これによって、第2の超音波画像D3が生成されることになる。

30

【0124】

図13は、本実施形態に係る学習処理部18の処理の一例を示すフローチャートである。尚、図13のフローチャートは、画像生成部12によって、連続的に、第1の超音波画像D2が生成されている際に実行する処理である。

【0125】

図13のフローチャートにおいて、学習データを生成するための処理（S31、S32、S35、S36）は、図9のフローチャートで説明した内容（S11、S12、S14、S15）と同様である。

【0126】

但し、本実施形態に係るCNNモデルのデータDmは、テクスチャー分類符号と関連付けて、複数設けられている。そこで、本実施形態に係る学習処理部18は、複数のCNNモデルのデータDmそれぞれに対して、各別に、学習処理を実行する。

40

【0127】

ステップS31において、学習処理部18は、操作者によって表示画像D4の保存操作が行われたか否かを判定する。このステップS31において、表示画像D4の保存操作が行われた場合（S31：YES）、ステップS32に処理を進める。一方、このステップS31において、表示画像D4の保存操作が行われていない場合（S31：NO）、特に処理を実行することなく、一連のフローを終了する。

【0128】

50

ステップS 3 2において、学習処理部 1 8は、保存対象となった表示画像 D 4に対応する第 1の超音波画像 D 2を、画像生成部 1 2から取得する。

【 0 1 2 9 】

ステップS 3 3において、学習処理部 1 8は、当該第 1の超音波画像 D 2の原画像に小画像領域 R 1 ~ R 3 6を設定する。つまり、学習処理部 1 8は、上記した分割部 1 3 cと同様に、当該第 1の超音波画像 D 2の原画像を複数の小画像領域 R 1 ~ R 3 6に分割する。そして、ステップS 3 4において、学習処理部 1 8は、ステップS 3 3で設定した小画像領域 R 1 ~ R 3 6と関連付けて、当該第 1の超音波画像 D 2の原画像を学習データの正解値として保存する。

【 0 1 3 0 】

ステップS 3 5において、ステップS 3 3と並列に、学習処理部 1 8は、サンプル数増加倍率の逆数に従って、Bilinear法を用いて、ステップS 3 2で取得した第 1の超音波画像 D 2を縮小する。そして、ステップS 3 6において、学習処理部 1 8は、サンプル数増加倍率に従って、Bilinear法を用いて、ステップS 3 5で縮小した第 1の超音波画像 D 2を拡大して、当該第 1の超音波画像 D 2のボケ画像を生成する。

【 0 1 3 1 】

ステップS 3 7において、学習処理部 1 8は、ステップS 3 3と同様に、第 1の超音波画像 D 2のボケ画像に小画像領域を設定する。ステップS 3 8において、学習処理部 1 8は、ステップS 3 7で設定した小画像領域と関連付けて、当該第 1の超音波画像 D 2のボケ画像を学習データの入力値として保存する。

【 0 1 3 2 】

ステップS 3 9において、学習処理部 1 8は、ステップS 3 7で設定した小画像領域の画像それぞれに対して、テクスチャー分類処理を施して、小画像領域の画像にテクスチャー分類符号を付与する。尚、当該テクスチャー分類処理は、高解像度化処理部 1 3のテクスチャー分類部 1 3 dと同様の処理である。そして、ステップS 4 0において、学習処理部 1 8は、ステップS 3 9で付与したテクスチャー分類符号に基づいて、複数のCNNモデル D mのうち、学習対象のCNNモデル D mを選択する。

【 0 1 3 3 】

ステップS 4 1において、学習処理部 1 8は、ステップS 3 4及びステップS 3 8で生成された学習データ（正解値及び入力値）を用いて、ステップS 4 0で選択されたCNNモデル D mに対して学習処理を施す。尚、このステップS 4 1においては、学習処理部 1 8は、例えば、二乗誤差を損失関数として用いて、公知の誤差逆伝播法等によって、損失関数が最小化するように、CNNモデル D mのネットワークパラメータ（重み係数、及びバイアス等）の最適化を行う。

【 0 1 3 4 】

以上のような一連の処理によって、CNNモデル D mのネットワークパラメータを、それぞれ最適化する。

【 0 1 3 5 】

以上のように、本実施形態に係る超音波診断装置 1によれば、テクスチャー毎に学習済みのCNNモデル D mを用意しておき、第 2の超音波画像 D 3を生成する際には、当該テクスチャーに応じたCNNモデル D mを用いて畳み込み処理を実行する。従って、より短時間で、且つ、高精度な超解像度処理を実現することができる。

【 0 1 3 6 】

（第 3の実施形態）

次に、図 1 4 ~ 図 1 5を参照して、第 3の実施形態に係る超音波診断装置 1について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置 1は、高解像度化処理部 1 3の構成の点で、第 2の実施形態と相違する。

【 0 1 3 7 】

図 1 4は、本実施形態に係る高解像度化処理部 1 3の構成の一例を示す図である。図 1 5は、本実施形態に係る画像拡大部 1 3 aの処理について説明する図である。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 3 8 】

本実施形態に係る高解像度化処理部 1 3 は、画像拡大部 1 3 a、分割部 1 3 c、テクスチャー分類部 1 3 d、CNN 処理部 1 3 b、及び統合処理部 1 3 e を備えている。尚、図 1 4 中の矢印は、データの流れを表す。

## 【 0 1 3 9 】

画像拡大部 1 3 a が画像サイズを拡大する手法は、第 1 の実施形態に係る画像拡大部と同様である。

## 【 0 1 4 0 】

本実施形態に係る画像拡大部 1 3 a は、第 1 の超音波画像 D 2 の画像サイズを拡大した際、拡大して生成された各画素に対して、生成された位置に対応する位置識別符号を付与する（図 1 5 を参照）。図 1 5 は、画像拡大部 1 3 a が、第 1 の超音波画像 D 2 の画像サイズを 2 × 2 倍に拡大した際に各画素に付与する位置識別符号を示している。画像拡大部 1 3 a は、例えば、拡大前の 1 画素を 2 × 2 倍に拡大して生成された 4 画素の画素領域のうち、左上の画素には P 1 の位置識別符号を付し、左下の画素には P 2 の位置識別符号を付し、右上の画素には P 3 の位置識別符号を付し、右下の画素には P 4 の位置識別符号を付すことを表している。図 1 5 では、1 画素についてのみ示しているが、画像拡大部 1 3 a は、同様のルールに従って、かかる位置識別符号 P 1 ~ P 4 を全画素に対して付与する。つまり、第 1 の超音波画像 D 2 をアップスケーリングして生成した複数の画素それぞれには、自身を生成する際に参照された画素との位置関係に基づいて識別符号が設定されている。

10

20

## 【 0 1 4 1 】

分割部 1 3 c、テクスチャー分類部 1 3 d の構成は、第 2 の実施形態と同様である。

## 【 0 1 4 2 】

かかる構成とするため、本実施形態に係る CNN モデル D m は、位置識別符号 P 1 ~ P 4 及びテクスチャー分類符号と関連付けて、複数設けられている。換言すると、本実施形態に係る超音波診断装置 1 は、位置識別符号及びテクスチャー分類符号毎に、異なる CNN モデルのデータ D m が設けられている。

## 【 0 1 4 3 】

つまり、CNN モデルのデータ D m としては、位置識別符号 P 1 が付与された画像のみを処理対象とする第 1 の CNN モデル D m、位置識別符号 P 2 が付与された画像のみを処理対象とする第 2 の CNN モデル D m、位置識別符号 P 3 が付与された画像のみを処理対象とする第 3 の CNN モデル D m、及び、位置識別符号 P 4 が付与された画像のみを処理対象とする第 4 の CNN モデル D m を有している。そして、第 1 乃至第 4 の CNN モデル D m は、それぞれ、テクスチャー分類符号毎に、異なる CNN モデル D m を有している。

30

## 【 0 1 4 4 】

CNN 処理部 1 3 b は、第 1 の CNN 処理部 1 3 b 1、第 2 の CNN 処理部 1 3 b 2、第 3 の CNN 処理部 1 3 b 3、及び第 4 の CNN 処理部 1 3 b 4 を有している。

## 【 0 1 4 5 】

ここで、第 1 の CNN 処理部 1 3 b 1 は、位置識別符号 P 1 が付与された画像に対して、位置識別符号 P 1 が関連付けられた CNN モデル D m を用いた高解像度化処理を実行して、第 1 の高解像度画像を生成する。又、第 2 の CNN 処理部 1 3 b 2 は、位置識別符号 P 2 が付与された画像に対して、位置識別符号 P 2 が関連付けられた CNN モデル D m を用いた高解像度化処理を実行して、第 2 の高解像度画像を生成する。又、第 3 の CNN 処理部 1 3 b 3 は、位置識別符号 P 3 が付与された画像に対して、CNN モデル D m を用いた高解像度化処理を実行して、第 3 の高解像度画像を生成する。又、第 4 の CNN 処理部 1 3 b 4 は、位置識別符号 P 4 が付与された画像に対して、位置識別符号 P 4 が関連付けられた CNN モデル D m を用いた高解像度化処理を実行して、第 4 の高解像度画像を生成する。

40

## 【 0 1 4 6 】

つまり、本実施形態に係る CNN 処理部 1 3 b は、位置識別符号 P 1 が付与された位置

50

の画像、位置識別符号 P 2 が付与された位置の画像、位置識別符号 P 3 が付与された位置の画像、及び位置識別符号 P 4 が付与された位置の画像の 4 枚に分割して、第 1 の CNN 処理部 1 3 b 1、第 2 の CNN 処理部 1 3 b 2、第 3 の CNN 処理部 1 3 b 3、及び第 4 の CNN 処理部 1 3 b 4 それぞれに入力する。

【 0 1 4 7 】

そして、第 1 の CNN 処理部 1 3 b 1 において、位置識別符号 P 1 が付与された位置の画像に対して、小画像領域 R 1 ~ R 3 6 毎に、CNN モデル D m を用いた処理を実行する。第 2 の CNN 処理部 1 3 b 2 において、位置識別符号 P 2 が付与された位置の画像に対して、小画像領域 R 1 ~ R 3 6 毎に、CNN モデル D m を用いた処理を実行する。第 3 の CNN 処理部 1 3 b 3 において、位置識別符号 P 3 が付与された位置の画像に対して、小画像領域 R 1 ~ R 3 6 毎に、CNN モデル D m を用いた処理を実行する。第 4 の CNN 処理部 1 3 b 4 において、位置識別符号 P 4 が付与された位置の画像に対して、小画像領域 R 1 ~ R 3 6 毎に、CNN モデル D m を用いた処理を実行する。

10

【 0 1 4 8 】

尚、第 1 の CNN 処理部 1 3 b 1、第 2 の CNN 処理部 1 3 b 2、第 3 の CNN 処理部 1 3 b 3、及び第 4 の CNN 処理部 1 3 b 4 それぞれで実行される CNN モデル D m を用いた画像処理自体は、第 1 の実施形態と同様である。

【 0 1 4 9 】

統合処理部 1 3 e は、CNN 処理部 1 3 b により生成された第 1 乃至第 4 の高解像度画像を、統合する。ここでは、第 1 乃至第 4 の高解像度画像は、それぞれ、入力される画像と同一の画像サイズの画像である。統合処理部 1 3 e は、例えば、第 1 の高解像度画像を位置識別符号 P 1 が付与される画素の位置に対応するようにマッピングし、第 2 の高解像度画像を位置識別符号 P 2 が付与される画素の位置に対応するようにマッピングし、第 3 の高解像度画像を位置識別符号 P 3 が付与される画素の位置に対応するようにマッピングし、第 4 の高解像度画像を位置識別符号 P 4 が付与される画素の位置に対応するようにマッピングする。これによって、第 1 乃至第 4 の高解像度画像が統合され、第 2 の超音波画像 D 3 が生成される。

20

【 0 1 5 0 】

尚、当該高解像度化処理の手法自体は、公知の手法と同様であるため、ここでの詳細な説明は省略する（例えば、非特許文献 2 を参照）。

30

【 0 1 5 1 】

以上のように、本実施形態に係る高解像度化処理部 1 3 によれば、第 1 の超音波画像 D 2 をアップスケーリングして生成された画素の位置毎に、異なる CNN モデル D m を用いた画像処理を実行する。従って、より高精度な超解像度処理を実現することができる。

【 0 1 5 2 】

（その他の実施形態）

本発明は、上記実施形態に限らず、種々に変形態様が考えられる。

【 0 1 5 3 】

上記実施形態では、高解像度化処理部 1 3 の一例として、異なる超音波プローブ 2 0 の種類又は撮像モードに対して、同一の CNN モデル D m を適用する態様を示した。しかしながら、第 1 の超音波画像 D 2 のテクスチャーは、超音波プローブ 2 0 の種類又は撮像モード（例えば、B モード、C モード、又は、E モード）に応じて、大きく変化する。かかる観点から、高解像度化処理部 1 3 は、超音波プローブ 2 0 の種類又は撮像モードに応じて、異なる CNN モデル D m を用いてもよい。

40

【 0 1 5 4 】

又、上記実施形態では、送受信制御部 1 6 の一例として、互いに隣接する 5 0 個の超音波振動子 2 1 のグループにおいて同時に超音波の送受信を実行させる態様を示した。但し、送受信制御部 1 6 が超音波振動子 2 1 を駆動させる態様は、任意であり、例えば、駆動対象とする一群の超音波振動子 2 1 から同時に送信される超音波の位相をずらして超音波ビームを形成してもよいし、駆動対象とする一群の超音波振動子 2 1 から同時に送信され

50

る超音波の位相を揃えるように超音波ビームを形成してもよい。又、送受信制御部 16 は、アジマス方向に沿って配設された複数の超音波振動子 21 を一個ずつ駆動させてもよい。

【0155】

又、上記実施形態では、超音波診断装置 1 の構成の一例として、画像生成部 12、高解像度化処理部 13、デジタルスキャンコンバータ 14、送受信制御部 16、モード設定部 17、及び学習処理部 18 が一のコンピュータによって実現されるものとして記載した。しかしながら、これらの構成は、複数のコンピュータによって実現されてもよいのは勿論である。

【0156】

又、上記実施形態では、超音波診断装置 1 の動作の一例として、画像生成部 12、高解像度化処理部 13 及びデジタルスキャンコンバータ 14 が一連のフローの中で実行されるものとして示したが、これらの処理の一部又は全部が並列で実行されるものとしてもよいのは勿論である。

【0157】

又、上記実施形態では、超音波診断装置 1 の一例として、Bモード画像を生成する態様を示した。しかしながら、本発明に係る超音波診断装置 1 は、カラードブラ画像、弾性画像、三次元超音波画像、又はMモード画像等を生成するものであってよい。又、同様に、超音波プローブ 20 としては、コンベックスプローブ、リニアプローブ、セクタプローブ、又は三次元プローブ等の任意のものを用いることができる。

【0158】

以上、本発明の具体例を詳細に説明したが、これらは例示にすぎず、請求の範囲を限定するものではない。請求の範囲に記載の技術には、以上に例示した具体例を様々に変形、変更したものが含まれる。

【産業上の利用可能性】

【0159】

本開示に係る超音波診断装置によれば、フレームレートを低下させることなく、表示部が表示する超音波画像の解像度を高めることが可能である。

【符号の説明】

【0160】

- 1 超音波診断装置
- 11 送受信部
- 12 画像生成部
- 13 高解像度化処理部
- 14 デジタルスキャンコンバータ
- 15 表示部
- 16 送受信制御部
- 17 モード設定部
- 18 学習処理部
- 20 超音波プローブ
- 21 超音波振動子
- D1 受信信号
- D2 第1の超音波画像
- D3 第2の超音波画像
- D4 表示画像
- Dm 畳み込みニューラルネットワークのモデルデータ

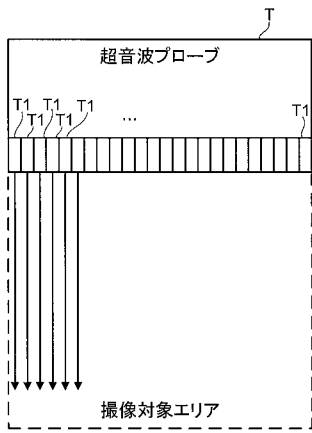
10

20

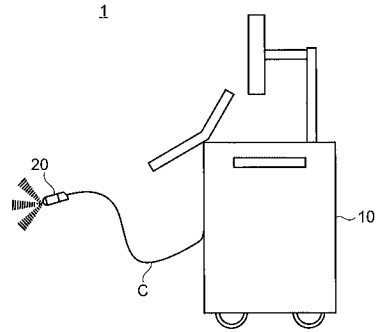
30

40

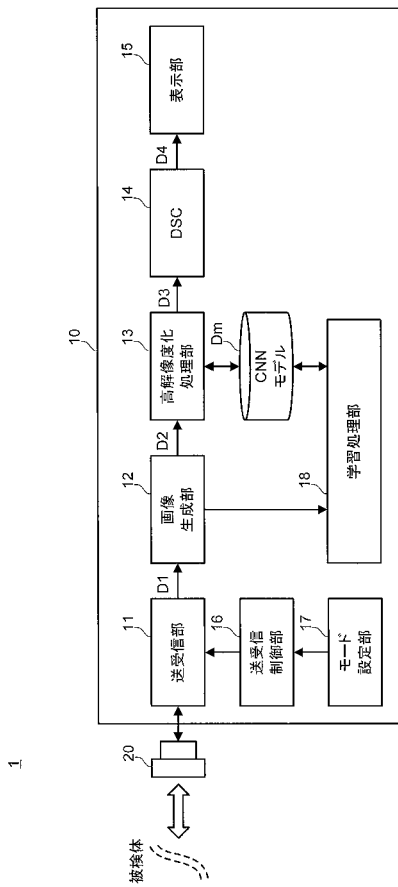
【 図 1 】



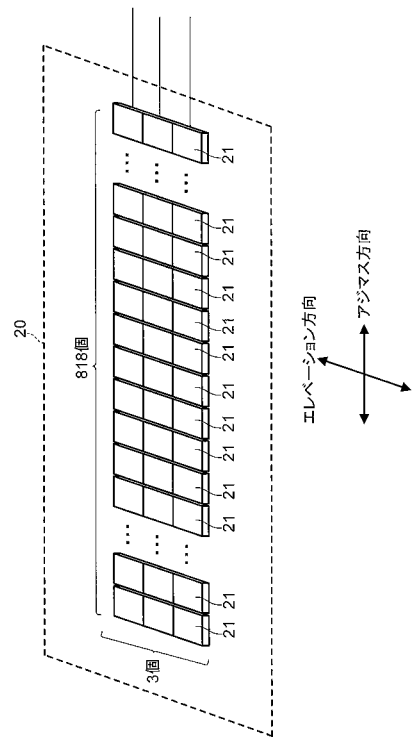
【 図 2 】



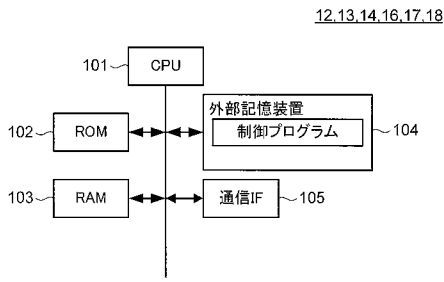
【 図 3 】



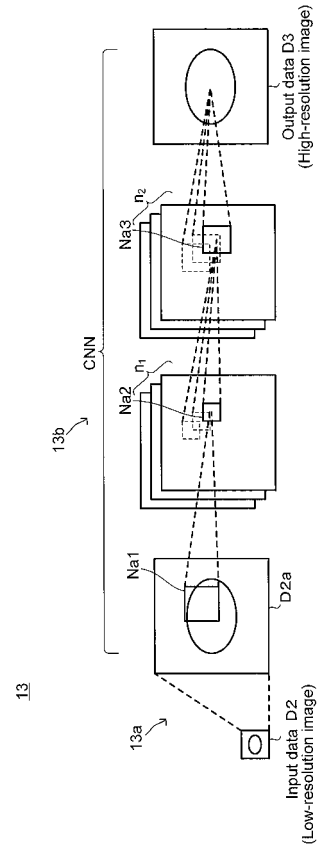
【 図 4 】



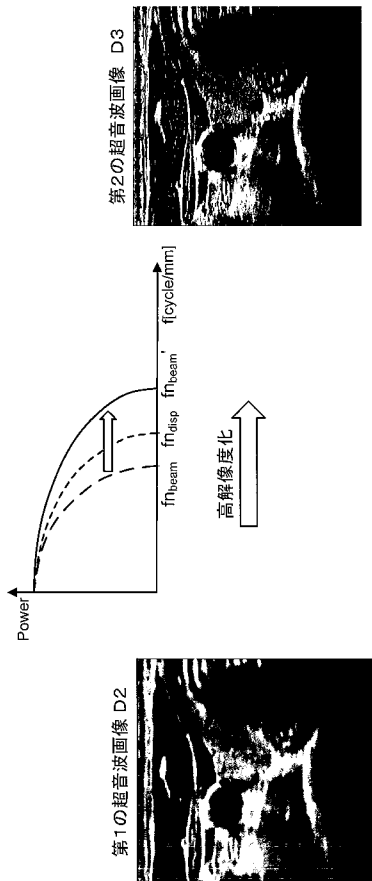
【 図 5 】



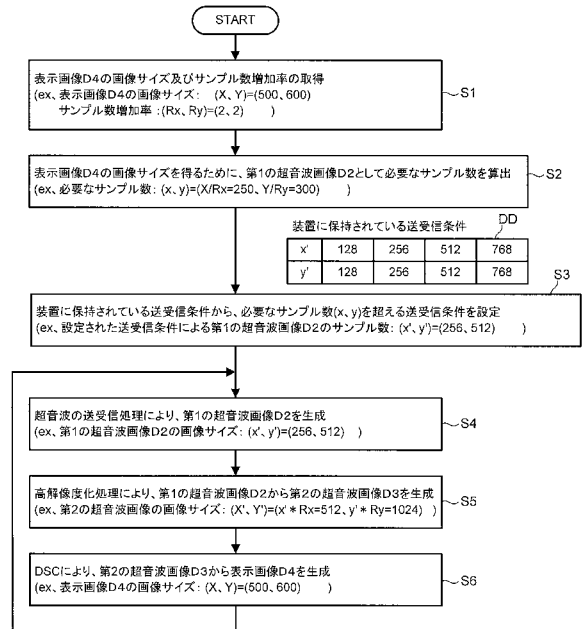
【 図 6 】



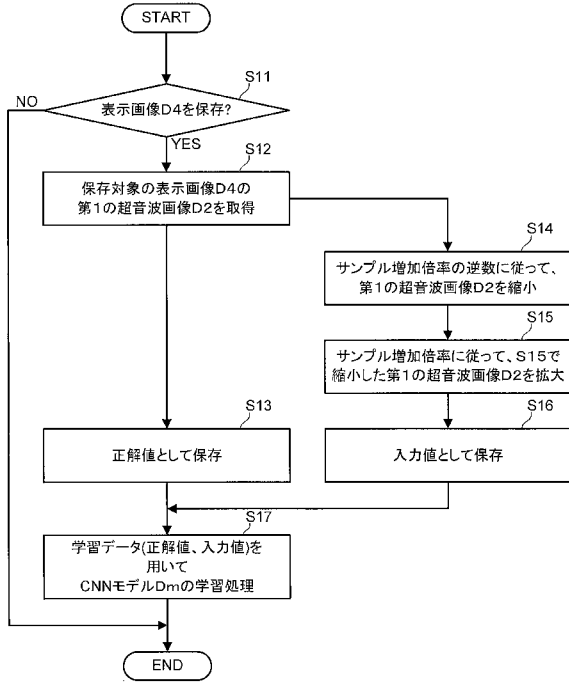
【 図 7 】



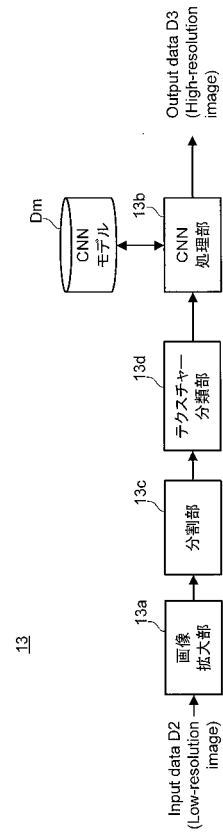
【 図 8 】



【 図 9 】



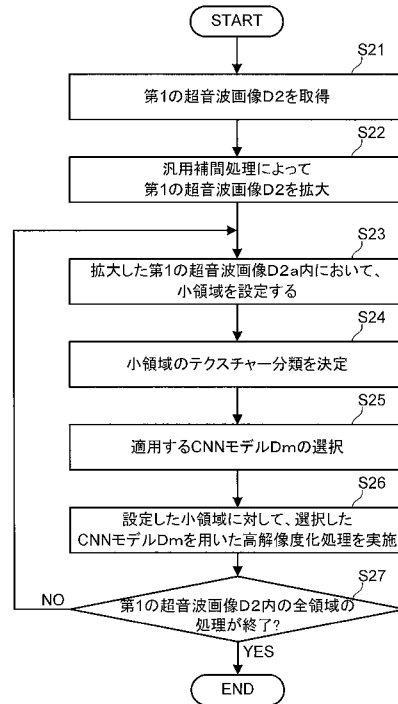
【 図 10 】



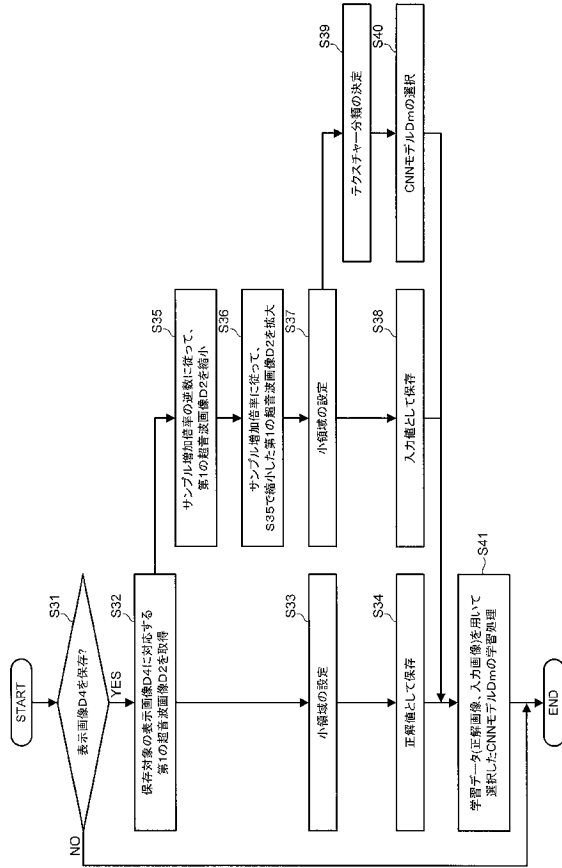
【 図 11 】



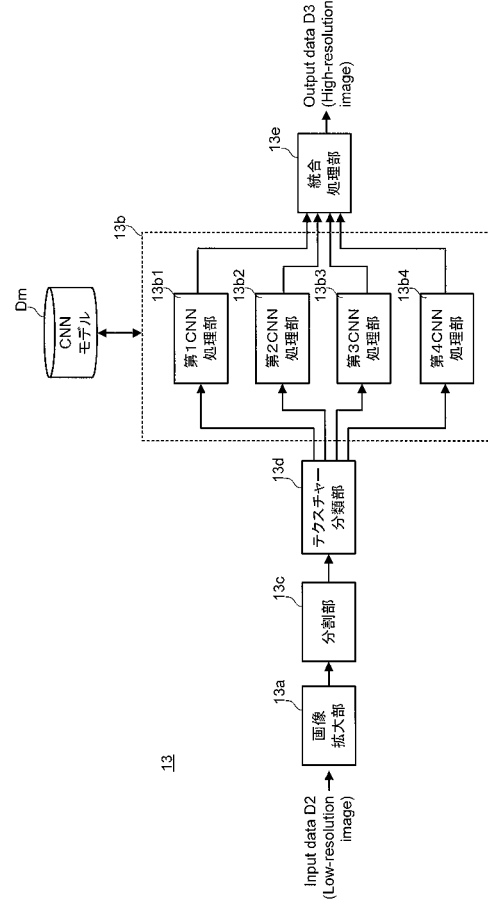
【 図 12 】



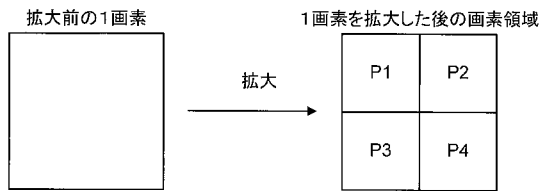
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



专利名称(译)	超声波诊断仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP2019198429A</a>	公开(公告)日	2019-11-21
申请号	JP2018094034	申请日	2018-05-15
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	武田 義浩		
发明人	武田 義浩		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B5/7267 A61B8/5207 A61B8/54 G06T3/4053 G16H50/70 G06T3/4007 G06T7/40 G06T2207/10132 G06T2207/20081 G06T2207/20084 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE01 4C601/EE08 4C601/EE22 4C601/GB06 4C601/JC06		
代理人(译)	木曾隆		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备能够在不降低帧频的情况下提高显示单元显示的超声图像的分辨率。解决方案：超声诊断设备包括：图像生成单元12，用于将图像中每个位置的采样数据转换为图像。根据接收到的信号D1将被摄体的横截面转换为像素值，并生成第一超声图像D2；分辨率增强处理单元13根据预定的样本数增加乘法因子对第一超声图像D2的图像尺寸进行放大，并通过使用学习的卷积神经网络进行图像处理来生成分辨率增强的第二超声图像D3 Dm对经过放大的第一超声图像D2；数字扫描转换器14，用于将第二超声图像D3转换为显示图像D4；发射/接收控制单元16，用于控制发射器-接收器11，使得第二超声图像D3的图像尺寸基于图像尺寸和样本数量的增加而变为显示图像D4的图像尺寸及其附近。显示图像D4的倍增因子。选择的绘图：图3

