

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2019-532724
(P2019-532724A)

(43) 公表日 令和1年11月14日(2019.11.14)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 35 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2019-517964 (P2019-517964)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成29年9月29日 (2017. 9. 29)</p> <p>(85) 翻訳文提出日 平成31年3月28日 (2019. 3. 28)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/CA2017/051155</p> <p>(87) 国際公開番号 W02018/058248</p> <p>(87) 国際公開日 平成30年4月5日 (2018. 4. 5)</p> <p>(31) 優先権主張番号 62/401, 350</p> <p>(32) 優先日 平成28年9月29日 (2016. 9. 29)</p> <p>(33) 優先権主張国・地域又は機関 米国 (US)</p>	<p>(71) 出願人 519112483 イグザクト・イメージング・インコーポレイテッド Exact Imaging Inc. カナダ、エル3アール・2エヌ2、オンタリオ、マーカム、ウッドバイン・アベニュー7676番、ユニット15</p> <p>(74) 代理人 100145403 弁理士 山尾 憲人</p> <p>(74) 代理人 100132241 弁理士 岡部 博史</p> <p>(72) 発明者 ブライアン・シー・ウッドリンガー カナダ、エル4ジェイ・8エイ5、オンタリオ、ソーンヒル、マウントバッテン・ロード38番</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像デバイスのための信号処理経路

(57) 【要約】

超音波撮像デバイスのための信号処理経路が提供される。信号処理経路は、1 MHz ~ 40 MHz (境界値を含む) の周波数範囲および - 80 V ~ + 80 V (境界値を含む) の電圧範囲で動作するように構成されている。

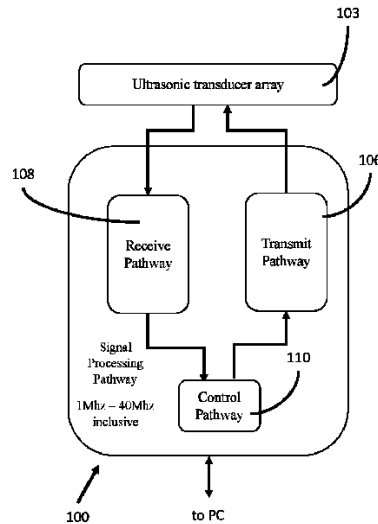


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波撮像デバイス 1000 のための信号処理経路 100 であって、前記信号処理経路 100 が、

超音波トランスデューサアレイ 103 に送信される信号を送信するように構成された送信経路 106 と、

前記超音波トランスデューサアレイ 103 から受信される信号を受信するように構成された受信経路 108 と、

前記送信される信号の送信および前記受信される信号の受信を制御するための制御経路 110 と、を備え、

前記送信経路、受信経路、および制御経路が、1 MHz ~ 40 MHz (境界値を含む) の周波数範囲および -80 V ~ +80 V (境界値を含む) の電圧範囲で動作するように構成されている、信号処理経路 100。

【請求項 2】

前記制御経路 110 であって、

前記送信経路と前記受信経路とを切り替えるための送信/受信スイッチ 214 を備える、前記制御経路 110 と、

前記送信経路 106 であって、

前記送信される信号のタイミングおよび形状を制御するための送信ビーム形成器 200、ならびに

前記送信される信号の電圧を調整するためのパルサ 202、を備える、前記送信経路 106 と、

前記受信経路 108 であって、

少なくとも部分的に前記受信される信号を記憶および転送するための受信ビーム形成器 204、

前記受信される信号を変換するための ADC (アナログ/デジタル変換器) 206、

前記受信される信号の選択された特性を増幅するための VGA (可変利得増幅器) 208、

前記受信される信号のエイリアシングを防止し、ノイズを制限するための AAF (アンチエイリアシングフィルタ) 210、ならびに

前記受信される信号を増幅するための LNA (低ノイズ増幅器) 212、を備える、前記受信経路 108 と、をさらに備える、請求項 1 に記載の信号処理経路 100。

【請求項 3】

前記送信経路内の各チャネルに対して駆動される前記超音波トランスデューサアレイ 103 の中の 1 つ以上の超音波トランスデューサ素子を選択するように構成されたトランスデューサ素子マルチプレクサ 300 をさらに備える、請求項 1 ~ 2 のいずれか一項に記載の信号処理経路 100。

【請求項 4】

2 つ以上の超音波トランスデューサアレイ 103 の間で切り替えるためのトランスデューサスイッチ 400 をさらに備え、前記超音波トランスデューサアレイ 103 の各々が、前記信号処理経路 100 の周波数サブレンジで動作するように構成されている、請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の信号処理経路 100。

【請求項 5】

前記超音波トランスデューサアレイ 103 が、21 MHz (UHR - TRUS) 700、6.5 MHz (TRUS) 702、および 3.5 MHz (腹部) 704 のうちのいずれか 1 つを中心とする周波数帯域を有する、請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の信号処理経路 100。

【請求項 6】

前記超音波トランスデューサアレイ 103 が、ヒトの前立腺をスキャンするように構成された周波数帯域を有する、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の信号処理経路 100。

10

20

30

40

50

【請求項 7】

前記送信経路および前記受信経路が、128個のチャンネルを有し、各チャンネルが、前記超音波トランスデューサアレイ103内の超音波トランスデューサ素子に前記送信される信号を送信し、かつ前記超音波トランスデューサアレイ103の超音波トランスデューサ素子から前記受信される信号を受信するように構成されている、請求項1～6のいずれか一項に記載の信号処理経路100。

【請求項 8】

前記送信経路および前記受信経路が、ある数のチャンネルを有し、前記チャンネルの数が、ヒトの前立腺をスキャンするように動作可能な分解能を維持するように、最高周波数の超音波トランスデューサに比例する、請求項1～6のいずれか一項に記載の信号処理経路。

10

【請求項 9】

前記トランスデューサ素子マルチプレクサ300が、512個の超音波トランスデューサ素子を有する前記超音波トランスデューサアレイ103が128個のチャンネルを有する前記送信経路によって駆動されるような、4:1マルチプレクサである、請求項3～8のいずれか一項に記載の信号処理経路100。

【請求項 10】

前記受信ビーム形成器204がまた、少なくとも部分的に前記受信される信号を遅延、スケールング、および合算もする、請求項2～8のいずれか一項に記載の信号処理経路100。

【請求項 11】

超音波撮像デバイス1000のための信号処理経路100であって、前記信号処理経路100が、

20

超音波トランスデューサアレイ103に送信される信号を送信し、かつ超音波トランスデューサアレイ103から受信される信号を受信するように構成されたチャンネルボード103と、

前記チャンネルボード103を制御するように構成されたビーム形成器制御ボード104と、を備え、

前記チャンネルボード103および前記ビーム形成器制御ボード104が、1MHz～40MHz（境界値を含む）の周波数範囲および-80V～+80V（境界値を含む）の電圧範囲で動作するように構成されている、信号処理経路100。

30

【請求項 12】

前記チャンネルボード103が、

前記送信経路と前記受信経路とを切り替えるための送信/受信スイッチ214と、

前記送信される信号のタイミングおよび形状を制御するための送信ビーム形成器200と、

前記送信される信号の電圧を調整するためのパルサ202と、

少なくとも部分的に前記受信される信号を記憶および転送するための受信ビーム形成器204と、

前記受信される信号を変換するためのADC（アナログ/デジタル変換器）206と

40

、前記受信される信号の選択された特性を増幅するためのVGA（可変利得増幅器）208と、

前記受信される信号のエイリアシングを防止し、ノイズを制限するためのAAF（アンチエイリアシングフィルタ）210と、

前記受信される信号を増幅するためのLNA（低ノイズ増幅器）212と、を備える、請求項11に記載の信号処理経路100。

【請求項 13】

前記送信経路の各チャンネルに対して駆動される前記超音波トランスデューサアレイ103の1つ以上の超音波トランスデューサ素子を選択するように構成されたトランスデューサ素子マルチプレクサ300をさらに備える、請求項11および12のいずれか一項に記

50

載の信号処理経路 1 0 0。

【請求項 1 4】

2 つ以上の超音波トランスデューサアレイ 1 0 3 の間で切り替えるためのトランスデューサスイッチ 4 0 0 をさらに備え、前記超音波トランスデューサアレイ 1 0 3 の各々が、前記信号処理経路 1 0 0 の周波数サブレンジで動作するように構成されている、請求項 1 1 ~ 1 3 のいずれか一項に記載の信号処理経路 1 0 0。

【請求項 1 5】

前記超音波トランスデューサアレイ 1 0 3 が、2 1 M H z (U H R - T R U S) 7 0 0 、 6 . 5 M H z (T R U S) 7 0 2 、 および 3 . 5 M H z (腹部) 7 0 4 のうちのいずれか 1 つを中心とする周波数帯域を有する、請求項 1 1 ~ 1 4 のいずれか一項に記載の信号処理経路 1 0 0。

10

【請求項 1 6】

前記超音波トランスデューサアレイ 1 0 3 が、ヒトの前立腺をスキャンするように構成された周波数帯域を有する、請求項 1 1 ~ 1 5 のいずれか一項に記載の信号処理経路 1 0 0。

【請求項 1 7】

前記送信経路および前記受信経路が、1 2 8 個のチャンネルを有し、各チャンネルが、前記超音波トランスデューサアレイ 1 0 3 内の超音波トランスデューサ素子に前記送信される信号を送信し、かつ前記超音波トランスデューサアレイ 1 0 3 の超音波トランスデューサ素子から前記受信される信号を受信するように構成されている、請求項 1 1 ~ 1 6 のいずれか一項に記載の信号処理経路 1 0 0。

20

【請求項 1 8】

前記送信経路および前記受信経路が、ある数のチャンネルを有し、前記チャンネルの数が、ヒトの前立腺をスキャンするように動作可能な分解能を維持するように、最高周波数の超音波トランスデューサに比例する、請求項 1 1 ~ 1 7 のいずれか一項に記載の信号処理経路。

【請求項 1 9】

前記トランスデューサ素子マルチプレクサ 3 0 0 が、5 1 2 個の超音波トランスデューサ素子を有する前記超音波トランスデューサアレイ 1 0 3 が 1 2 8 個のチャンネルを有する前記送信経路によって駆動されるような、4 : 1 マルチプレクサである、請求項 1 3 ~ 1 8 に記載の信号処理経路 1 0 0。

30

【請求項 2 0】

前記受信ビーム形成器 2 0 4 がまた、少なくとも部分的に前記受信される信号を遅延、スケーリング、および合算もする、請求項 1 1 ~ 1 9 のいずれか一項に記載の信号処理経路 1 0 0。

【請求項 2 1】

前記信号処理経路 1 0 0 が、前記チャンネルボード 1 0 2 から処理デバイスへのデータの高速度転送を可能にするように構成されたデータ帯域幅を有する、請求項 1 ~ 2 0 のいずれか一項に記載の信号処理経路 1 0 0。

【請求項 2 2】

前記信号処理経路が、超音波撮像デバイスのためのドーターボード上に構成されている、請求項 1 ~ 2 1 のいずれか一項に記載の信号処理経路 1 0 0。

40

【請求項 2 3】

前記信号処理経路が、P C のための拡張ボード上に構成されている、請求項 1 ~ 2 1 のいずれか一項に記載の信号処理経路 1 0 0。

【請求項 2 4】

請求項 1 ~ 2 3 のいずれか一項に記載の特徴を有する、超音波撮像デバイス 1 0 0 0。

【請求項 2 5】

請求項 1 ~ 2 3 のいずれか一項に記載の特徴を有する、前記超音波撮像デバイス 1 0 0 を使用するための方法。

50

【請求項 26】

超音波撮像デバイスを動作させるための方法であって、
超音波トランスデューサアレイ 103 に送信される信号を送信するための送信経路 106 を提供することと、
前記超音波トランスデューサアレイ 103 から受信される信号を受信するための受信経路 108 を提供することと、
前記送信される信号の送信および前記受信される信号の受信を制御するための制御経路 110 を提供することと、
前記送信経路、前記受信経路、および前記制御経路を、1 MHz ~ 40 MHz (境界値を含む) の周波数範囲および -80 V ~ +80 V (境界値を含む) の電圧範囲で動作するように構成することと、を含む、方法。

10

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本分野は、超音波撮像デバイスに属する。

【背景技術】**【0002】**

本発明は、超音波診断撮像システムに関する。

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】**

20

【0003】

超音波撮像システムは、典型的には、ある範囲の周波数および電圧にわたる超音波トランスデューサアレイ用に設計されている。超音波撮像システムは、画像を形成するために、身体組織を通る超音波(1 MHz を超える音波)の送信に依存している。超音波の周波数は、画像の分解能に比例し、すなわち、周波数が高いほど高い分解能が可能になる。しかしながら、より高い周波数の波は、組織内でより減衰され、身体の中ほど深くに浸透しない。

【0004】

分解能(より高い周波数)と視野(より低い周波数)のバランスをとるために、様々な周波数が有用である。従来の超音波撮像デバイスでは、1 MHz ~ 最大 15 MHz の周波数範囲が許容されている。例えば、3.5 MHz トランスデューサは、膀胱および腎臓などの深部の腹部構造(皮膚表面から最大 30 cm)を撮像するために使用される場合があり、一方で 6.5 MHz 経直腸トランスデューサは、前立腺(直腸壁から最大で 6 cm)を撮像するために使用される場合がある。

30

【課題を解決するための手段】**【0005】**

前臨床(小動物)撮像に使用される、より新しいマイクロ超音波デバイスでは、15 MHz ~ 50 MHz の周波数範囲が可能である。これらのシステムにより、30 μm までのより高い分解能が可能になるが、視野は、約 3 cm 以下に制限される。

【0006】

40

最近の予備研究によると、前立腺内の微細構造(1 mm 未満)の詳細な表示を提供するために、21 MHz の超高分解能経直腸トランスデューサを使用することが、前立腺癌の診断に有益である可能性があることが示唆されている。本発明は、人体の一般的な超音波撮像にも使用することができる超音波撮像デバイスにおける、これらの小動物撮像システムの分解能の改善を可能にする。

【0007】

一態様では、単一の信号処理経路を使用して超高分解能(30 μm まで)で、人体内の大きい臓器(腎臓など、約 30 cm)および小さい臓器(前立腺など、約 3 cm)の撮像を可能にする超音波診断撮像システムが提供される。

【0008】

50

一態様では、ある範囲のトランスデューサの周波数および電圧レベルをサポートする、超音波診断撮像システムが提供される。

【0009】

別の態様では、様々な超音波トランスデューサアレイに対して単一の信号経路を使用するためのシステムおよび方法が提供される。本明細書で説明される信号経路は、超音波撮像デバイス内のシステムボードを交換する必要なしに、1 MHz ~ 40 MHz の範囲の中心周波数を有する超音波トランスデューサアレイと共に使用することができる。

【0010】

例示的な実施形態では、超音波撮像デバイスのための信号処理経路が提供される。信号処理経路は、超音波トランスデューサアレイに信号を送信するように構成された送信経路を有する。信号処理経路はまた、超音波トランスデューサアレイから受信される信号を受信するように構成された受信経路も有する。信号処理経路はまた、信号の送信および受信される信号の受信を制御するための制御経路も有する。送信経路、受信経路、および制御経路は、1 MHz ~ 40 MHz (境界値を含む) の周波数範囲および - 80 V ~ + 80 V (境界値を含む) の電圧範囲で動作するように構成されている。

10

【0011】

別の例示的な実施形態では、超音波撮像デバイスのための信号処理経路が提供される。信号処理経路は、超音波トランスデューサアレイに信号を送信し、かつ超音波トランスデューサアレイから信号を受信するように構成されたチャンネルボードを含む。信号処理経路はまた、チャンネルボードを制御するように構成されたビーム形成器制御ボードも含む。チャンネルボードおよびビーム形成器制御ボードは、1 MHz ~ 40 MHz (境界値を含む) の周波数範囲および - 80 V ~ + 80 V (境界値を含む) の電圧範囲で動作するように構成されている。

20

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】(シート1 / 28シート) 超音波撮像デバイスのための信号処理経路の一実施形態のブロック図である。

【図2A】(シート2 / 28シート) 図1の例示的な構成を示すブロック図である。

【図2B】(シート3 / 28シート) 図1の例示的な構成を示すブロック図である。

【図3】(シート4 / 28シート) 図1の例示的な構成のブロック図であり、信号経路は、超音波トランスデューサアレイ内の2つ以上の超音波トランスデューサ素子を同時に駆動するためのマルチプレクサを有する。

30

【図4】(シート5 / 28シート) 図2Aの例示的な構成のブロック図であり、信号経路は、超音波トランスデューサアレイ内の2つ以上の超音波トランスデューサ素子を同時に駆動するためのマルチプレクサを有する。

【図5】(シート6 / 28シート) 図1の例示的な構成のブロック図であり、信号経路は、N個の超音波トランスデューサアレイと共に動作するように構成されている。

【図6】(シート7 / 28シート) 図2Aの例示的な構成のブロック図であり、信号経路は、N個の超音波トランスデューサアレイ動作するように構成されている。

【図7】(シート8 / 28シート) 図1の例示的な構成のブロック図であり、信号経路は、N個の超音波トランスデューサアレイと共に動作するように構成され、信号経路は、超音波トランスデューサアレイ内の2つ以上の超音波トランスデューサ素子を同時に駆動するためのマルチプレクサを有する。

40

【図8】(シート9 / 28シート) 図2Aの例示的な構成のブロック図であり、信号経路は、N個の超音波トランスデューサアレイと共に動作するように構成され、信号経路は、超音波トランスデューサアレイ内の2つ以上の超音波トランスデューサ素子を同時に駆動するためのマルチプレクサを有する。

【図9】(シート10 / 28シート) 図1の例示的な構成のブロック図であり、信号経路は、腹部(3.5 MHz)、経直腸(6.5 MHz)、および超高分解能経直腸(21 MHz)超音波トランスデューサアレイと共に動作するように構成されている。

50

【図10】(シート11/28シート)図2Aの例示的な構成のブロック図であり、信号経路は、腹部(3.5MHz)、経直腸(6.5MHz)、および超高分解能経直腸(21MHz)超音波トランスデューサアレイと共に動作するように構成されている。

【図11】(シート12/28シート)図1の例示的な構成のブロック図であり、信号経路は、腹部(3.5MHz)、経直腸(6.5MHz)、および超高分解能経直腸(21MHz)超音波トランスデューサアレイと共に動作するように構成され、信号経路は、超音波トランスデューサアレイ内の2つ以上の超音波トランスデューサ素子を同時に駆動するためのマルチプレクサを有する。

【図12】(シート13/28シート)図2Aの例示的な構成のブロック図であり、信号経路は、腹部(3.5MHz)、経直腸(6.5MHz)、および超高分解能経直腸(21MHz)超音波トランスデューサアレイと共に動作するように構成され、信号経路は、超高分解能超音波トランスデューサアレイ内の2つ以上の超音波トランスデューサ素子を同時に駆動するためのマルチプレクサを有する。

10

【図13】(シート14/28シート)信号経路100が、チャンネルボードおよびビーム形成器制御ボードの上に構成されている、実施形態のブロック図である。

【図14】(シート15/28シート)図13の例示的な構成を示すブロック図である。

【図15】(シート16/28シート)図13の例示的な構成のブロック図であり、信号経路は、超音波トランスデューサアレイ内の2つ以上の超音波トランスデューサ素子を同時に駆動するためのマルチプレクサを有する。

【図16】(シート17/28シート)図14の例示的な構成のブロック図であり、信号経路は、超音波トランスデューサアレイ内の2つ以上の超音波トランスデューサ素子を同時に駆動するためのマルチプレクサを有する。

20

【図17】(シート18/28シート)図13の例示的な構成のブロック図であり、信号経路は、N個の超音波トランスデューサアレイと共に動作するように構成されている。

【図18】(シート19/28シート)図14の例示的な構成のブロック図であり、信号経路は、N個の超音波トランスデューサアレイと共に動作するように構成されている。

【図19】(シート20/28シート)図13の例示的な構成のブロック図であり、信号経路は、N個の超音波トランスデューサアレイと共に動作するように構成され、信号経路は、超音波トランスデューサアレイ内の2つ以上の超音波トランスデューサ素子を同時に駆動するためのマルチプレクサを有する。

30

【図20】(シート21/28シート)図14の例示的な構成のブロック図であり、信号経路は、N個の超音波トランスデューサアレイと共に動作するように構成され、信号経路は、超音波トランスデューサアレイ内の2つ以上の超音波トランスデューサ素子を同時に駆動するためのマルチプレクサを有する。

【図21】(シート22/28シート)図13の例示的な構成のブロック図であり、信号経路は、腹部(3.5MHz)、経直腸(6.5MHz)、および超高分解能経直腸(21MHz)超音波トランスデューサアレイと共に動作するように構成されている。

【図22】(シート23/28シート)図14の例示的な構成のブロック図であり、信号経路は、腹部(3.5MHz)、経直腸(6.5MHz)、および超高分解能経直腸(21MHz)超音波トランスデューサアレイと共に動作するように構成されている。

40

【図23】(シート24/28シート)図13の例示的な構成のブロック図であり、信号経路は、腹部(3.5MHz)、経直腸(6.5MHz)、および超高分解能経直腸(21MHz)超音波トランスデューサアレイと共に動作するように構成され、信号経路は、超音波トランスデューサアレイ内の2つ以上の超音波トランスデューサ素子を同時に駆動するためのマルチプレクサを有する。

【図24】(シート25/28シート)図14の例示的な構成のブロック図であり、信号経路は、腹部(3.5MHz)、経直腸(6.5MHz)、および超高分解能経直腸(21MHz)超音波トランスデューサアレイと共に動作するように構成され、信号経路は、超高分解能超音波トランスデューサアレイ内の2つ以上の超音波トランスデューサ素子を同時に駆動するためのマルチプレクサを有する。

50

【図25A】(シート26/28シート) 信号経路およびその関連するデータ帯域幅要件、チャンネルボード間のデータ帯域幅要件、信号処理経路のビーム形成器制御ボード、ならびに超音波撮像デバイスの処理デバイスの例示的な構成のブロック図である。

【図25B】(シート27/28シート) 信号経路およびその関連するデータ帯域幅要件、チャンネルボード間のデータ帯域幅要件、信号処理経路のビーム形成器制御ボード、ならびに超音波撮像デバイスの処理デバイスの代替の構成のブロック図である。

【図26】(シート28/28シート) 超音波撮像デバイスに使用される信号処理経路の例示的な構成のブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

図面は必ずしも縮尺どおりに示されるものではなく、仮想線、図式表現、および部分図で図示される場合がある。場合によっては、実施形態の理解に不要な詳細(および/または他の詳細の把握を困難にするような詳細)が省略される場合がある。

【0014】

対応する参照文字は、図面のいくつかの図を通して対応する構成要素を示す。いくつかの図中の要素は、簡潔さおよび明瞭性のために図示されており、縮尺どおりに示されていない。様々な開示される実施形態を理解しやすくするため、図中の要素のいくつかの寸法は、他の要素に対して誇張されている場合がある。さらに、本開示の様々な実施形態の図をなるべく遮らないようにするために、商業的に実行可能な実施形態において有用または必要である、一般的ではあるが十分理解されている要素は、図示していないことが多い。

【0015】

以下の発明を実施するための形態は単に例示的なものであり、説明される実施形態または説明される実施形態の適用および用途を限定することを意図するものではない。使用される場合、「例示的(exemplary)」または「例示(illustrative)」の語は、「例(example)、实例(instance)、または図示(illustration)としての機能を果たすこと」を意味する。「例示的」または「例示」として本明細書で説明するあらゆる実施は、必ずしも、他の実施よりも好ましいまたは有利であるとして解釈されるものではない。以下に説明する実施はすべて、当業者が本開示の実施形態を製作または使用できるように提供する例示的な実施であり、本開示の範囲を限定することを意図するものではない。本開示の範囲は、特許請求の範囲によって定義される。上記の技術分野、背景技術、概要、または以下の発明を実施するための形態に提示された、いかなる明示または暗示された理論にも制約されることを意図するものではない。添付の図面に図示され、以下の明細書に説明されるデバイスおよび処理は、単に例示的な、添付の特許請求の範囲に定義される、実施形態(実施例)、態様および/または概念であることもまた理解されるべきである。よって、開示される実施形態に関連する寸法および他の物理特性は、特許請求の範囲が明示的に別段の規定をしない限り、限定するものとしてみなされるべきではない。「少なくとも1つの(at least one)」は、「1つの(a)」と同等である。図面に関して、態様(構成、例、変更、修正、選択肢、変形形態、実施形態、およびそれらの任意の均等物)を説明する。当然のことながら、本発明は、特許請求の範囲によって提供される主題に限定されるのであり、かつ本発明は、図示および説明される特定の態様に限定されない。

【0016】

当業者は、送信、受信、および制御経路が、アナログおよび/またはデジタル電子的構成要素を含む電子回路内の信号処理経路であることを理解している。電子的構成要素は、集積回路、FPGA、ASIC、ならびに他の既知のアナログおよび/またはデジタル電子的構成要素であってもよい。FPGA、ASIC、および他の電子的構成要素は、交換可能であってもよいことが理解される。また、それらの構成要素は、ソフトウェアの制御下で、またはソフトウェアと協働して動作してもよい。

【0017】

当業者は、超音波トランスデューサアレイが超音波素子のアレイからなることを理解す

10

20

30

40

50

るであろう。超音波トランスデューサアレイは、超音波トランスデューサ素子アレイと等価である。また、当業者は、超音波プローブが超音波トランスデューサアレイを含むことを理解している。

【0018】

ここで図1を参照すると、超音波撮像デバイス1000のための信号処理経路100が示されている。信号処理経路100は、接続された超音波トランスデューサアレイ103への、および接続された超音波トランスデューサアレイ103からの信号を送信、受信、処理、および制御するように構成されている。

【0019】

図1の信号処理経路100は、送信経路106と、受信経路108と、制御経路110と、を有する。信号処理経路100は、1MHz～40MHz（境界値を含む）の周波数範囲および-80V～+80V（境界値を含む）の電圧範囲で動作するように構成されている。

【0020】

信号処理経路100の送信経路106は、少なくとも部分的に超音波トランスデューサアレイ103への信号を準備および送信するように構成されている。これは、送信信号を（少なくとも部分的に）ビーム形成することと、送信信号をデジタル形式からアナログ形式に変換することと、超音波トランスデューサアレイ103への送信信号をパルス化することと、を含むことができるが、これらに限定されない。

【0021】

信号処理経路100の受信経路108は、超音波トランスデューサアレイ103から信号を受信し、データ処理デバイスに送信するために信号を準備するように構成されている。これは、受信される信号をフィルタリングすることと、受信される信号を増幅することと、受信される信号からノイズを除去することと、受信される信号を（少なくとも部分的に）ビーム形成することと、受信される信号をデジタル化することと、を含むことができるが、これらに限定されない。

【0022】

信号処理経路100の制御経路110は、送信経路106および受信経路108を制御するように構成されている。例えば、制御経路110は、信号経路が送信経路106を介して信号を送信するように、または受信経路108から信号を受信するように指示するように構成されてもよい。制御経路はまた、送信される信号または受信される信号をそれぞれ少なくとも部分的に形成するように、送信ビーム形成器および受信ビーム形成器に指示してもよい。

【0023】

図1に示される例では、信号処理経路100は、超音波トランスデューサアレイ103に通信可能に接続されている。超音波トランスデューサアレイは、少なくとも部分的に1MHz～40MHzの範囲で超音波信号を送信および受信するように構成されている。

【0024】

いくつかの実施形態では、信号処理経路100は、市販の超音波トランスデューサアレイと共に動作するように構成されている。市販の超音波トランスデューサアレイの例として、FUJIFILM VISUALSONICS MX ULTRA-HIGH FREQUENCY LINEAR ARRAY TRANSDUCERS、サイドファイア超高分解能経直腸超音波トランスデューサアレイ、エンドファイア経直腸超音波トランスデューサアレイ、および湾曲線形腹部トランスデューサアレイが挙げられるが、これらに限定されない。

【0025】

しかしながら、当業者は、信号処理経路100がまた、他の種類の超音波トランスデューサアレイと共に使用してもよいことを理解するであろう。例えば、信号処理経路100はまた、とりわけ、フェーズドトランスデューサアレイ、2Dアレイトランスデューサ、および1.5Dアレイトランスデューサとも共に動作するように構成されてもよい。さら

10

20

30

40

50

に、信号処理経路100はまた、特注または独自の超音波トランスデューサアレイとも共に使用されてもよい。

【0026】

信号処理経路100は、全体としてまたは部分的に1MHz~40MHzの範囲(境界値を含む)で動作する、超音波トランスデューサアレイからの信号を送信、受信、および処理するように構成されている。例示的な実施形態では、信号処理経路100は、低周波数(約3.5MHzを中心とする)、中周波数(約6.5MHzを中心とする)、および超高周波数(約21MHz以上を中心とする)の超音波信号を使用してスキャンするように構成されている、超音波トランスデューサアレイ103と共に動作するように構成されている。

10

【0027】

1MHz~40MHzの周波数範囲内で信号を送信、受信、および処理する能力により、同じ信号処理経路100を人体内の大きい対象物と小さい対象物との両方をスキャンするために使用することが可能になる。すなわち、本開示の信号処理経路を有する超音波撮像デバイスは、超音波撮像デバイスのシステムボードを交換する必要なしに、様々な超音波トランスデューサアレイと共に使用可能となることになる。

【0028】

例えば、ヒトの腹腔内の腎臓とヒトの前立腺内の構造体との両方をスキャンするために同じ信号経路100を使用することができる。構造体の例としては、大きさが5mm未満のヒトの前立腺の中の病変が挙げられるが、これに限定されない。

20

【0029】

図1に示される例では、超音波トランスデューサアレイ103は、低周波数、高周波数、または超高周波数の超音波トランスデューサアレイのうちのいずれか1つであってもよい。これらの超音波トランスデューサアレイは、信号処理経路100と互換的に使用されてもよい。例えば、低周波数の超音波トランスデューサアレイ(例えば、3.5MHzを中心とする送信周波数を有し、128個の超音波トランスデューサ素子を有する湾曲した線形腹部トランスデューサアレイ)が、腹部の広域スキャンを提供するために使用されてもよい。オペレータは、次いで、前立腺および膀胱のより詳細なスキャンを得るために、低周波数の超音波トランスデューサを中周波数の超音波トランスデューサ(例えば、約6.5MHzを中心とする送信周波数を有し、128個のトランスデューサ素子を有するエンドファイア経直腸超音波トランスデューサ)と交換してもよい。

30

【0030】

別の実施形態では、超音波トランスデューサアレイ103は、信号処理経路100の周波数および電圧の範囲全体において、信号を送信および受信する能力を有してもよい。すなわち、1MHz~40MHzの範囲でスキャンすることができる単一の超音波トランスデューサアレイ103も使用することができる。

【0031】

当業者は、超音波トランスデューサアレイ103を通して信号を送信するのに必要な電圧範囲は、超音波トランスデューサアレイ103の周波数範囲に比例することを理解するであろう。すなわち、低周波数の超音波トランスデューサアレイを駆動することは、より高周波数の超音波トランスデューサアレイと比較した場合、より高い電圧を必要とする。例えば、3.5MHzの周波数範囲を中心とする腹部超音波トランスデューサは、信号がおよそ-80V~+80Vの電圧範囲を有することを必要とする場合がある。超高周波数の超音波トランスデューサアレイは、信号が著しく低い電圧範囲を有することを必要とする場合がある。例えば、21MHzの周波数範囲内に中心がある超高分解能経直腸超音波トランスデューサは、信号がおよそ-20V~+20Vの電圧範囲を有することを必要とする場合がある。

40

【0032】

信号処理経路100は、この広範囲の電圧を扱うように構成されている。いくつかの例示的な実施形態では、信号経路100で使用される構成要素は、必要とされる周波数の範

50

囲および電圧の範囲を扱うことができるように選択される。他の実施形態では、信号経路はまた、過電流状況を管理するための電力監視サブシステムも含む場合がある。

【0033】

例えば、図1に示される例では、信号処理経路は、広範囲の超音波トランスデューサアレイを扱うように構成されている。これらは、腹部超音波トランスデューサアレイ（3.5 MHzを中心とする）と、エンドファイア経直腸超音波トランスデューサアレイ（6.5 MHzを中心とする）と、超高分解能サイドファイア経直腸超音波トランスデューサアレイ（21 MHzを中心とする）と、を含むことができるが、これらに限定されない。図1に示される例では、信号経路100およびその関連する構成要素は、1 MHz ~ 40 MHzの超音波トランスデューサアレイ103を動作させるのに必要な広い電圧範囲を扱うように構成されている。この例示的な実施形態では、信号経路100およびその関連する構成要素は、少なくとも - 80 V ~ + 80 V（境界値を含む）の電圧範囲を扱うように構成されている。

10

【0034】

信号処理経路100は、使用することができる様々な超音波トランスデューサアレイとインピーダンス整合するように、さらに構成されている。異なる中心周波数で動作するトランスデューサアレイ103内の素子は、異なる特性インピーダンスを有することが知られている。例えば、低周波数の超音波トランスデューサアレイは、より高周波数の超音波トランスデューサアレイと比較したとき、比較的高いインピーダンスを有することになる。送信経路106および受信経路108は、システムで使用される超音波トランスデューサアレイ103の異なる特性インピーダンスに対応するように構成されている。当業者は、様々なインピーダンス整合の解決策は、感度、分解能、および/または帯域幅、あるいは送信または受信される信号に関連する他の要因を代償とする場合があることを理解するであろう。

20

【0035】

信号処理経路100はまた、データ処理デバイスにも通信可能に接続されている。例示的な実施形態では、データ処理デバイスは、超音波撮像デバイス1000で使用するために設計された任意の処理デバイスであってもよい。処理デバイスは、例えば、信号経路100を介して超音波トランスデューサアレイ103から収集されたデータから人間が使用可能な画像および動画を生成するように構成されてもよい。データ処理デバイスはまた、未加工の未処理データを別のインターフェースでさらに処理するために複製またはシャントすることもできる場合がある。

30

【0036】

別の例では、データ処理デバイスは、汎用コンピュータ（PC）であってもよい。PCの例としては、以下の仕様、すなわち、INTEL CORE i7プロセッサ、16 GBのランダムアクセスメモリ、Wi-Fi、1 Gbpsイーサネット、USB 3.0ポート、およびハードドライブまたはソリッドステートドライブなどの大容量記憶デバイスを有する汎用コンピュータが挙げられるが、これらに限定されない。

【0037】

信号処理経路100は、PCへと接続することができる周辺デバイス、拡張カード、またはドーターボードの上に構成されてもよい。接続は、外部接続（例えば、USB 3.0、THUNDERBOLTなど）、PCへの内部接続（例えば、拡張スロットもしくはバスを介して）、または超音波撮像デバイスのマザーボード上に直接集積された集積回路のうちのいずれか1つであってもよい。

40

【0038】

ここで図2Aを参照すると、図1の例示的な実施形態を示すブロック図が示されている。この例示的な構成では、信号処理経路は、送信および受信スイッチ214を有する。送信および受信スイッチ214は、送信経路106と受信経路108とを切り替えるために提供される。この例では、送信および受信スイッチ214は、制御経路によって制御される。超音波トランスデューサアレイ103からの信号を送信することが所望される場合、

50

送信および受信スイッチ 214 は、送信経路 106 を作動させるように、制御経路 110 を介して命令される。同様に、超音波トランスデューサアレイ 103 から信号を受信することが所望される場合、送信および受信スイッチ 214 は、受信経路 108 を作動させるように、制御経路 110 を介して命令される。

【0039】

送信/受信スイッチ 214 の商業的な例としては、TEXAS INSTRUMENTS TX810 プログラブル送信/受信スイッチ、および MICROCHIP MD0105 高電圧保護送信/受信スイッチが挙げられるが、これらに限定されない。当業者は、本開示の範囲から逸脱することなく他の好適な送信/受信スイッチを使用できることを理解するであろう。

10

【0040】

図 2A に提供される例では、送信経路 106 は、パルサ 202 と、送信ビーム形成器 200 と、を含む。

【0041】

送信ビーム形成器 200 は、他のものの中でもとりわけ、超音波トランスデューサアレイ 103 内の超音波トランスデューサ素子に印加されることになる送信信号を、少なくとも部分的に生成するように構成されている。

【0042】

送信ビーム形成器を介して超音波トランスデューサアレイ 103 への送信信号を調整することによって、送信信号を所望の場所に向かって方向付けることができることが知られている。すなわち、送信ビーム形成器を使用して、スキャン深度、F 値、およびステアリング角など（ただし、これに限定されない）、送信信号の特性を、調整することができる。送信ビーム形成器 200 は、送信信号をトランスデューサアレイからの特定された方向および深さで集束できるように波形を調整する。非限定的な例として、超音波波面を 15 mm の深さの小さい領域に方向付けるために、送信信号を特異的に遅延させ、かつ/またはアポダイズすることができる。

20

【0043】

パルサ 202 は、送信信号の電圧が超音波トランスデューサアレイ 103 内の超音波トランスデューサを適切に駆動できるように、波形の電圧範囲を調整するように構成されている。例えば、パルサ 202 は、ビーム形成された信号を腹部超音波トランスデューサアレイと共に使用できるように、ビーム形成された送信信号の電圧範囲を + / - 80 V へと高めてもよい。当業者はまた、パルサ 202 が、送信経路 106 内の各チャンネルに対して提供されることも理解するであろう。

30

【0044】

ビーム形成された送信信号が超音波トランスデューサアレイ 103 から送信されると、制御信号は、制御経路 110 を介して、受信経路 108 へと切り替えるように、送信および受信スイッチ 214 に指示する。撮像されている組織からの信号は、組織内の音速に基づいて超音波トランスデューサアレイ 103 に反射して戻される。反射された信号は、超音波トランスデューサアレイ 103 によって受信され、次いで処理のために受信経路 108 へと送信される。

40

【0045】

図 2A に提供される例では、受信経路は、低ノイズ増幅器 (LNA) 212 と、可変利得増幅器 (VGA) 208 と、アンチエイリアシングフィルタ (AAF) 210 と、アナログ-デジタル変換器 (ADC) 206 と、を含む。当業者は、これらのデバイスが、さらなる処理のために超音波トランスデューサアレイから受信された信号を変換し、クリーンにし、かつ増幅するように構成されていることを理解するであろう。当業者はまた、これらのデバイスが、受信経路 108 内の各チャンネルに対して提供されることになることも理解するであろう。

【0046】

ここで図 2B を参照すると、示される例では、LNA 212、VGA 208、AAF 2

50

10、およびADC206は、アナログフロントエンド(AFE)の中へと集積されてもよい。このAFEは、LNA212、VGA208、AAF210、およびADC206の機能性を有する集積回路であってもよい。

【0047】

図2Aに提供される例では、受信経路108は、受信ビーム形成器204をさらに含む。受信ビーム形成器204は、少なくとも部分的に受信される信号を処理する(またはビーム形成する)ように構成されている。これは、受信される信号を特異的に遅延させること、アポダイズすること、および合算すること(ただし、これに限定されない)の任意の組み合わせを含むことができる。

【0048】

別の実施形態では、受信ビーム形成器は、ビーム形成をPC、GPU、および/またはデータプロセッサ上で完了することができるように、受信される信号を合算しない。また、受信ビーム形成器は、任意選択で受信される信号を遅延させず、かつ/またはアポダイズしない。

【0049】

受信される信号が受信ビーム形成器204によって処理されると、信号は、データバスを介して追加的な処理のためにデータ処理デバイスへと送信される。

【0050】

当然のことながら、一般に、超音波トランスデューサアレイ103内の各超音波トランスデューサ素子は、信号処理経路100内に関連するチャンネルを有する。すなわち、信号処理経路100は、一般に、超音波トランスデューサアレイ103内の超音波トランスデューサ素子と同数のチャンネルを有する。例えば、64個の超音波トランスデューサ素子を有する超音波トランスデューサアレイと共に動作するために、信号処理経路100は、64個のチャンネルを有するべきである。

【0051】

超音波スキャンデバイスのスキャン視野(FOV)は、少なくとも部分的には超音波トランスデューサアレイ103の素子の数に比例することが、さらに理解される。したがって、信号処理経路100は、スキャンされている対象物に対して使用可能な視野を維持するのに十分な数のチャンネルを有するべきである。例えば、ヒトの前立腺の場合、128個のチャンネルを有する信号処理経路100が、経直腸超音波トランスデューサアレイ103のための使用可能な視野をスキャンおよび維持するために、湾曲した線形エンドファイア6.5MHzトランスデューサにとって十分であることが分かった。当業者は、異なる中心周波数で動作するトランスデューサが、より少ないかまたは追加のチャンネルを必要とする場合があることを理解するであろう。例えば、21MHzのサイドファイアトランスデューサは、使用可能な視野を維持するために、追加のチャンネルを必要とする場合がある。使用可能な視野が経直腸前立腺検査のためのものである非限定的な例では、信号処理経路は、例えば、512個のチャンネルを必要とする場合がある。

【0052】

一般に、超音波トランスデューサアレイ103の分解能は、超音波トランスデューサアレイ103のスキャン周波数に関連している。すなわち、スキャン周波数が高いほど、分解能が高い。しかしながら、超音波トランスデューサアレイ103に対するFOVは、スキャン周波数が増加するにつれて小さくなるという代償を払う。より高周波数の超音波トランスデューサアレイ103の視野を広げるための1つの考えられる方法は、送信している超音波トランスデューサ素子の数を増加させることである。

【0053】

超音波トランスデューサアレイ103内で駆動されている超音波トランスデューサ素子の数を増加させる1つの方法は、信号処理経路100内のチャンネルの数を増加させることである。これは、一般に、チャンネルが超音波トランスデューサ素子アレイ103内の対応する超音波トランスデューサ素子に割り当てられているためである。

【0054】

10

20

30

40

50

しかしながら、コスト、スペース、電力、または他の制限のために、所望の分解能を達成するために十分な数のチャンネルを信号処理経路100に提供することは可能ではない場合がある。これらの状況では、FOVを大きくするために、信号処理経路チャンネルごとに駆動される超音波トランスデューサ素子の数を増加させるという他の方法を企図することができる。例えば、例示的な実施形態では、信号処理経路100に存在するチャンネルよりも多くの超音波トランスデューサ素子を駆動するためにトランスデューサ素子マルチプレクサ300を使用することができる。

【0055】

ここで図1および図2Aのそれぞれの実施形態である図3および図4を参照すると、少なくとも部分的に信号処理経路100内に存在するチャンネルよりも多くの超音波トランスデューサ素子を駆動する問題を軽減するために、トランスデューサ素子マルチプレクサ300が信号経路100上に提供される。

10

【0056】

トランスデューサ素子マルチプレクサ300は、超音波トランスデューサ素子アレイ103内の2つ以上の超音波トランスデューサ素子を信号経路100内の各チャンネルに対して駆動することを可能にする。これにより、信号経路100内のチャンネル数を増加させる必要なく、所望の分解能を維持しながら、超音波トランスデューサアレイ103に対するFOVの増加が可能になる。

【0057】

マルチプレクサ300は、アレイに沿った異なる空間位置からの素子を使用してラインを取得することができるように、超音波画像の中の各超音波ライン間でどの素子がアクティブであるかを切り替える。例えば、撮像視野の左端部のラインについては、その端部に最も近い素子が選択される場合があり、一方で撮像視野の右端部のラインについては、その端部に最も近い素子が選択される場合がある。取得されているラインに近い素子を使用することは、ビームステアリングに起因するアーチファクトおよび信号損失を回避するのに有用であり、より大きいFOVを捕捉することを可能にする。これは、N個の超音波トランスデューサ素子アレイを互いに並べて積み重ね、各々に別々に画像を生成し、次いでそれらの画像を組み合わせることに等価である。

20

【0058】

2つ以上の超音波トランスデューサ素子を同時に駆動するという状況では、同時にとは、取得のフレームレートに実質的な影響を与えることなく、1つの超音波画像取得期間内に個々の超音波トランスデューサ素子または超音波トランスデューサ素子のグループを切り替える能力を指す。

30

【0059】

図3および図4に示される例では、トランスデューサ素子マルチプレクサ300は、信号処理経路100のチャンネルを通して送信されている送信信号を少なくとも部分的に選択する。次に、これらの複製された信号は、超音波トランスデューサ素子アレイ103内の超音波トランスデューサ素子に送信される。すなわち、超音波トランスデューサアレイ103内の2つ以上の超音波トランスデューサ素子を作動させるために、信号処理経路100の単一のチャンネルを通して送信された信号を使用してもよい。

40

【0060】

反射された信号が受信されると、トランスデューサ素子マルチプレクサ300は、選択される反射された信号を信号処理経路100内の単一のチャンネルに送ることができるように、少なくとも部分的に個々のトランスデューサ素子の組のうちの1つからの反射された信号を選択してもまたよい。

【0061】

例えば、いくつかの例では、超高分解能経直腸超音波トランスデューサアレイのために使用可能な視野を維持するために、4:1トランスデューサ素子マルチプレクサ300を使用してもよい。信号経路100が128個のチャンネルを有する場合、4:1トランスデューサ素子マルチプレクサ300は、超高分解能経直腸超音波トランスデューサアレイ内

50

の512(128×4)個の超音波トランスデューサ素子を駆動することができることになる。同様に、超高分解能経直腸超音波トランスデューサアレイ内の512個の超音波トランスデューサ素子が反射された信号を受信するとき、4:1トランスデューサ素子マルチプレクサ300は、128個の素子のグループで、512個の個々のトランスデューサ素子から受信されるデータを選択して、信号処理経路100の128個のチャンネルを介して送信するための128個の信号(512÷4)とするように構成される。

【0062】

別の例では、トランスデューサ素子マルチプレクサ300は、選択可能なマルチプレクサを可能にする場合がある。例えば、トランスデューサ素子マルチプレクサ300は、信号処理経路100内の各チャンネルに対して4個、3個、または2個の超音波トランスデューサ素子(例えば、選択可能な4:1、3:1、および2:1トランスデューサ素子マルチプレクサ)を選択可能に駆動できるようにする場合がある。これにより、超音波トランスデューサアレイ103に対して複数の視野が可能になることになる。

10

【0063】

ここで図5、図6、図7、および図8を参照すると、いくつかの実施形態では、信号処理経路100は、2つ以上の超音波トランスデューサアレイ103と共に動作可能である。これらの実施形態では、トランスデューサスイッチ400が提供される。トランスデューサスイッチ400は、複数の超音波トランスデューサアレイ103を選択可能に切り替えるように構成されている。

20

【0064】

いくつかの例では、超音波撮像デバイス1000は、制御経路110を介して、スキャンされる対象物の寸法に基づいて適切な超音波トランスデューサアレイ103を自動的に選択してもよい。例えば、ユーザが生検のための標的前立腺構造に対するスキャンパラメータを選択した場合、超音波撮像デバイス1000は、生検のための標的前立腺構造のスキャンに適切な超高分解能超音波トランスデューサアレイ103に切り替えるように、制御経路110を介してトランスデューサスイッチ400へとコマンドを発することになる。生検のための標的前立腺構造の例としては、5mmより小さい前立腺における病変が挙げられるが、これに限定されない。

【0065】

あるいは、トランスデューサスイッチ400は、手動スイッチであってもよく、それによってユーザはどの超音波トランスデューサアレイ103を使用するかを手動で選択することができる。

30

【0066】

さらに別の例では、トランスデューサスイッチ400は、ユーザが必要に応じて超音波トランスデューサアレイ103を抜き差しすることを可能にするホットスワップ機構の一部であってもよい。これにより、異なる超音波トランスデューサアレイ103を同じ信号処理経路100で使用することが可能になる。例えば、図5～図12に示される実施形態では、取り付けられた超音波トランスデューサアレイ103、700、702、704は、トランスデューサIDを使用して識別されてもよい。トランスデューサIDを有する超音波トランスデューサアレイがホットスワップシステムへと挿入されると、トランスデューサスイッチ400は、超音波撮像システム1000で使用するために超音波トランスデューサアレイ103を初期化することができる。

40

【0067】

別の例示的な実施形態では、トランスデューサスイッチ400は、超音波トランスデューサアレイ103の各々のためにコネクタを有してもよい。トランスデューサスイッチ400はまた、システムが1つ以上の超音波トランスデューサアレイ103を切り替えることを可能にするために、1つ以上のラッチングリレーも含んでもよい。ラッチングリレー(およびデジタル信号のための他のソリッドステートスイッチ)の制御は、制御経路を通すことになる。

【0068】

50

超音波トランスデューサアレイ 103 (各々がそれぞれの電圧および周波数の範囲を有する) は、信号処理経路 100 の周波数および電圧の範囲内で動作すべきであることは明らかであるはずである。いくつかの実施形態では、超音波撮像デバイス 1000 は、信号処理経路 100 と適合しない超音波トランスデューサアレイ 103 が取り付けられているときに警告を発することになる。この警告は、誤って挿入された超音波トランスデューサアレイについてユーザに警告することを含むことができるが、これに限定されない。

【0069】

ここで図 9、図 10、図 11、および図 12 を参照すると、これらの図は、本明細書に記載の特徴の組み合わせを有する様々な信号経路 100 を示している。

【0070】

典型的には、個々の超音波トランスデューサアレイ 103 は、それらの周波数スキャン範囲において制限されている。例えば、ヒトの腹腔の大きい部分をスキャンするように構成された超音波トランスデューサアレイ 103 (すなわち、腹部超音波トランスデューサアレイ) は、一般に、3.5 MHz の範囲で動作する。特定の臓器または臓器の一部などのより小さい対象物をスキャンすることは、より高周波数の超音波トランスデューサアレイを必要とする。例えば、ヒトの前立腺をスキャンすることは、典型的には、6.5 MHz の範囲で典型的に動作する経直腸超音波トランスデューサを必要とする。ヒトの前立腺内の構造的詳細 (例えば、尿道、射精管、5 mm より小さい病変) を見るためには、21 MHz 範囲で動作する超高周波数の経直腸超音波トランスデューサが必要とされる場合がある。

【0071】

信号経路 100 は、1 MHz ~ 40 MHz の範囲の送信周波数および + / - 80 V の電圧範囲を有する、超音波トランスデューサアレイ 103 と共に動作可能であるように構成されている。この周波数範囲は、腹部超音波トランスデューサアレイ、経直腸超音波トランスデューサアレイ、および超高周波数の経直腸超音波トランスデューサアレイの任意の組み合わせの周波数範囲を含む。

【0072】

ここで図 13 および図 14 を参照すると、図 1 および図 2 A の代替の実施形態が示されている。これらの例では、信号処理経路 100 は、チャンネルボード 102 と、ビーム形成器制御ボード 104 と、を備える。すなわち、図 1 および図 2 A の送信経路 106 および受信経路 108 の両方と制御経路 110 とが、少なくとも部分的に、チャンネルボード 102 およびビーム形成器制御ボード 104 の上に実装されている。

【0073】

チャンネルボード 102 は、超音波トランスデューサアレイ 103 への送信信号を生成するように構成されている。次いで、これらの信号は、超音波トランスデューサアレイ 103 によって身体を超音波スキャンするために使用される。例として、超音波トランスデューサアレイ 103 へと送信される信号は、電気信号からアナログの超音波信号に変換され、超音波信号は身体に送信される。

【0074】

チャンネルボード 102 はまた、超音波トランスデューサアレイ 103 からスキャンされたデータを受信するように構成されている。例として、超音波トランスデューサアレイ 103 は、反射される超音波信号を受信または取得する。次いで、これらの超音波信号は電気信号に変換され、次いで、電気信号は制御ボードに送信される。その後、制御ボードは、受信される信号を少なくとも部分的に処理する。処理された受信される信号は、次いで、さらなる処理のためにビーム形成器制御ボード 104 に送信される。

【0075】

超音波撮像デバイス 1000 は、2 つ以上のチャンネルボード 102 を有することができる。空間、熱、帯域幅、または他の考慮事項は、超音波撮像デバイス 1000 に対して 2 つ以上のチャンネルボード 102 が提供されることを必要とすることがある。例示的な一実施形態では、128 個のチャンネルを有する信号経路 100 は、2 つの同一のチャンネルボー

10

20

30

40

50

ド 1 0 2 からできており、各チャンネルボードは 6 4 個のチャンネルを有する。別の構成では、単一のチャンネルボード 1 0 2 は、1 2 8 個すべてのチャンネルを含む場合がある。

【 0 0 7 6 】

図 1 3 および図 1 4 に示される実施形態では、ビーム形成器制御ボード 1 0 4 は、少なくとも部分的に超音波トランスデューサアレイ 1 0 3 に送信される信号と、超音波トランスデューサアレイ 1 0 3 から受信される信号と、の両方を処理するように構成されている。

【 0 0 7 7 】

いくつかの実施形態では、ビーム形成器制御ボードは、主なデータアップリンクを PC またはデータプロセッサに提供する。ビーム形成器制御ボード 1 0 4 はまた、少なくとも部分的に受信される信号を PC またはデータプロセッサに送信する前に処理してもよい。例えば、ビーム形成器制御ボード 1 0 4 は、受信される信号データを、PC またはデータプロセッサに送信する前に部分的に合算してもよい。

【 0 0 7 8 】

いくつかの実施形態では、制御経路 1 1 0 は、少なくとも部分的にチャンネルボード 1 0 2 とビーム形成器制御ボード 1 0 4 との任意の組み合わせで実装されてもよい。図 1 3 および図 1 4 に提供される例では、データプロセッサからのコマンドは、ビーム形成器制御ボード 1 0 4 およびチャンネルボード 1 0 2 を通して渡されてもよい。これらのコマンドは、適切な超音波トランスデューサアレイ 1 0 3 を選択すること、特定のビーム形成されたパターンを送信もしくは受信される信号に適用するようにビーム形成器制御ボード 1 0 4 に指示すること、またはトランスデューサマルチプレクサ 3 0 0 を作動させて、超音波トランスデューサアレイ 1 0 3 に対する FOV を変更することを含むことができるが、これらに限定されない。

【 0 0 7 9 】

ここで図 1 5 および図 1 6 を参照すると、信号処理チャンネルよりも多くの超音波トランスデューサ素子を作動させるという問題を少なくとも部分的に軽減するために、トランスデューサ素子マルチプレクサ 3 0 0 が信号経路 1 0 0 上に提供されている。トランスデューサ素子マルチプレクサ 3 0 0 は、図 3 および図 4 と同じ役割を有する。

【 0 0 8 0 】

前述のように、トランスデューサ素子マルチプレクサ 3 0 0 は、超音波トランスデューサ素子アレイ 1 0 3 内の 2 つ以上の超音波トランスデューサ素子を信号経路 1 0 0 内の各チャンネルに対して作動させることを可能にする。これにより、所望の分解能を維持しながら、超音波トランスデューサアレイ 1 0 3 に対する視野を大きくすることが可能になる。

【 0 0 8 1 】

ここで図 1 7、図 1 8、図 1 9、および図 2 0 を参照すると、いくつかの実施形態では、信号処理経路 1 0 0 は、2 つ以上の超音波トランスデューサアレイ 1 0 3 と共に動作可能である。これらの実施形態では、トランスデューサスイッチ 4 0 0 が提供される。トランスデューサスイッチ 4 0 0 は、2 つ以上の超音波トランスデューサアレイ 1 0 3 を選択的に切り替えるように構成されている。トランスデューサスイッチ 4 0 0 のこの役割は、図 5、図 6、図 7、および図 8 について説明したものと同一である。

【 0 0 8 2 】

ここで図 2 1、図 2 2、図 2 3、および図 2 4 を参照すると、これらの図は、前述の特徴の組み合わせを有する様々な信号経路 1 0 0 を示している。なお、その組み合わせは、図 9、図 1 0、図 1 1、および図 1 2 で説明したものと同様であることが留意される。

【 0 0 8 3 】

以下のデータ帯域幅要件は、合算されていないかまたはビーム形成されていない受信ビーム形成器の実施形態には適用されない。

【 0 0 8 4 】

ここで図 2 5 A を参照すると、1 2 8 個のチャンネルを有する例示的な信号処理経路 1 0 0 のためのデータ帯域幅要件が提供されている。当業者は、信号処理経路 1 0 0 に対する

10

20

30

40

50

データ帯域幅要件が、取られるサンプルの数、信号処理経路チャンネルの数、および受信されるデータをデータプロセッサに向けて送信する前に実施されたビーム形成の量などの（ただし、これらに限定されない）、様々な要因に依存することを理解するであろう。

【0085】

図25Aに提供される例では、チャンネルボード102からビーム形成器ボード104までの間のデータ帯域幅要件は以下のように決定される。

【0086】

各ラインに対して生成されるサンプル数は、次の式で与えられる。

【数1】

$$N_{\text{サンプル/ライン}} = \frac{\text{深さ}}{\text{速度}} f_s \cdot N_{\text{Aperature}}$$

10

【0087】

この値がチャンネルボード上のチャンネル数にわたって部分的にビーム形成されている場合、最終的なビット数は次のようになる。

【数2】

$$D_{\text{サンプル/ライン}} = \frac{\text{深さ}}{\text{速度}} f_s \cdot N_{\text{ビット}}$$

20

【0088】

このデータは、最悪でもラインを取得するのにかかる時間（深度/速度）でビーム形成器制御ボードに送信されなければならない。したがって、データ転送速度は少なくとも次のようになる必要がある。

【数3】

$$\text{速度}_{\text{CB} \rightarrow \text{BCB}} = f_s \cdot N_{\text{ビット}}$$

30

【0089】

16ビットの分解能で（元々、12ビットであり、部分ビーム形成中に16ビットに変換される）80MSPSのサンプリングレートを仮定すると、システムは少なくとも1.28Gbpsをサポートする必要がある。マルチラインビーム形成が必要とされるので、このレートは、 $N_{\text{マルチライン}} = 4$ を乗じなければならず、これは同時に受信されるラインの数であり、合計5.12Gbpsである。

【0090】

ビーム形成器制御ボードとデータプロセッサ/PCとの間のデータ帯域幅は、ビーム形成器制御ボードとチャンネルボードとの間のデータ帯域幅より小さくてもよいことが留意されるべきである。これは、帯域幅要件を軽減するように受信される信号を圧縮することを含めて処理するように、ビーム形成器ボードを構成することができるためである。

40

【0091】

ここで図25Bを参照すると、128個のチャンネルを有する代替の信号処理経路100（図25Aと比較して）に対するデータ帯域幅要件が提供されている。当業者は、信号処理経路100に対するデータ帯域幅要件が、取られるサンプルの数、信号処理経路チャンネルの数、および受信されるデータをデータプロセッサに向けて送信する前に実施されたビーム形成の量など（ただし、これに限定されない）の、様々な要因に依存することになることを理解するであろう。

【0092】

この実施形態では、図25Aと比較すると、かなりより多くの処理がデータプロセッサ

50

／PCによって実施される。この実施形態では、ビーム形成器制御ボードは、未加工データをデータプロセッサに直接送信する。次いで、データプロセッサは、図25Aではビーム形成器制御ボード上で実施されることになる変換および／または処理を実施する。データプロセッサに依存することによりビーム形成器制御ボードが単純化され、これはコストおよび／または電力節約につながる場合がある。さらに、データプロセッサをアップグレードすることにより、ビーム形成器制御ボードを交換する必要なしに、データ処理性能の改善がもたらされる場合がある。

【0093】

ここで図26を参照すると、本開示の信号制御経路100を有する例示的な超音波撮像デバイス1000が示されている。この例では、信号制御経路100は、各々が64個のチャンネル（合計128個のチャンネル）を有する2つのチャンネル制御ボード103を有する。信号処理経路100は、3つの超音波トランスデューサアレイ、すなわち腹部トランスデューサアレイ、経直腸超音波トランスデューサアレイ、および超高分解能超音波トランスデューサアレイを切り替え可能に動作可能であるように構成されている。この例では、経直腸超音波トランスデューサアレイ、および超高分解能超音波トランスデューサアレイはまた、生検ガイドも有する。超高分解能超音波トランスデューサアレイはまた、トランスデューサアレイの運動を追跡するための運動追跡装置も含む。当業者は、本開示の範囲から逸脱することなく、他のトランスデューサアレイ付属品を使用することができることを理解するであろう。

10

【0094】

信号処理経路100は、より大きい超音波撮像デバイス1000の一部である。超音波撮像デバイス1000は、信号処理経路100を通して超音波トランスデューサアレイから超音波撮像データを取得および処理するように構成されている。この例では、コンピュータは、ユーザがユーザインターフェースパネルを通して超音波撮像データを取得および処理することを可能にするように構成されている。

20

【0095】

信号処理経路100は、より大きい超音波撮像デバイス1000の一部になることが理解されるであろう。現在開示されているような信号処理経路100を有する超音波撮像デバイス1000を使用する方法の一例は、以下の工程を含むが、これらに限定されない。

a) ユーザインターフェース、スイッチ、または選択デバイスを介して、人体内の対象物をスキャンするために使用されることになる超音波トランスデューサアレイ103を選択する工程。

30

b) 選択された超音波トランスデューサアレイ103を作動させて、対象物に関するデータを取得する工程。

c) 対象物に関するデータを処理する工程。

d) データを対人可読形式で提示する工程。

【0096】

当然のことながら、本開示の範囲内になることになる超音波撮像デバイス1000および信号処理経路100を使用するための他の方法を企図することができる。例としては、未処理のデータを第2のインターフェースに出力すること、対人可読データをオフサイトの場所に送信すること、または対人可読データを印刷することが挙げられるが、これらに限定されない。

40

【0097】

一例では、本書に開示されているような信号処理経路100を有する超音波撮像デバイス1000を使用する方法は以下のとおりである。超音波撮像デバイスのオペレータは、被験者の前立腺の位置を特定し、それを撮像するために、被験者の腹部をスキャンするための低周波数の超音波トランスデューサアレイ（3.5MHz、腹部）を選択する。被験者の前立腺の位置が特定されると、経直腸超音波トランスデューサアレイ（6.5MHz、TRUS）を選択して被験者の前立腺をスキャンし、前立腺の体積を測定し、かつ前立腺内のゾーンの位置を特定してもよい。例えば、経直腸超音波トランスデューサアレイ（

50

6.5 MHz、TRUS)を使用して、系統的6カ所生検が実施されてもよい。

【0098】

超高分解能の経直腸超音波トランスデューサアレイ(21MHz)は、5mmより小さい前立腺内の位置を特定し、構造を識別するために選択されてもよい。この例では、医師は、標的生検サンプルを得るために、前立腺内の疑わしい領域に向かってニードルをガイドしてもよい。いくつかの例では、ニードルヘッドはまた、超高分解能の経直腸超音波トランスデューサアレイ(21MHz)によっても検出されてもよい。これは、生検を実施する人に、前立腺内の疑わしい領域に向かってニードルヘッドを少なくとも部分的にガイドするのを支援するうえで有用である。

【0099】

以下の節は、装置の例のさらなる説明として提供される。以下の節のうちのいずれか1つ以上は、以下の節のうちの任意の別の1つ以上および/または任意の他の節の任意の小区分もしくは部分(複数可)および/または節の組み合わせおよび順列と組み合わせられてもよい。以下の節のうちのいずれか1つは、任意の他の節または任意の他の節のいずれかの部分と組み合わせる必要なしに、それ自体の利点に基づく場合がある。節1.本段落内のいずれかの節に記載の装置であって、超音波撮像デバイス1000のための信号処理経路100であって、信号処理経路100が、超音波トランスデューサアレイ103に送信される信号を送信するように構成された送信経路106と、超音波トランスデューサアレイ103から受信される信号を受信するように構成された受信経路108と、送信される信号の送信および受信される信号の受信を制御するための制御経路110と、を備え、送信経路、受信経路、および制御経路が、1MHz~40MHz(境界値を含む)の周波数範囲および-80V~+80V(境界値を含む)の電圧範囲で動作するように構成されている、信号処理経路100をさらに備える(所望される場合)、装置。節2.本段落のいずれかの節に記載の装置であって、送信経路と受信経路とを切り替えるための送信/受信スイッチ214を備える、制御経路110と、送信される信号のタイミングおよび形状を制御するための送信ビーム形成器200、ならびに送信される信号の電圧を調整するためのパルス202、を備える、送信経路106と、少なくとも部分的に受信される信号を記憶および転送するための受信ビーム形成器204、受信される信号を変換するためのADC(アナログ/デジタル変換器)206、受信される信号の選択された特性を増幅するためのVGA(可変利得増幅器)208、受信される信号のエイリアシングを防止し、かつノイズを制限するためのAAF(アンチエイリアシングフィルタ)210、ならびに受信される信号を増幅するためのLNA(低ノイズ増幅器)212、を備える、受信経路108と、をさらに備える、請求項1に記載の信号処理経路100、をさらに備える(所望される場合)、装置。節3.本段落のいずれかの節に記載の装置であって、送信経路内の各チャンネルに対して駆動される超音波トランスデューサアレイ103内の1つ以上の超音波トランスデューサ素子を選択するように構成されたトランスデューサ素子マルチプレクサ300をさらに備える、請求項1~2のいずれか1つに記載の信号処理経路100をさらに備える(所望される場合)、装置。節4.本段落のいずれかの節に記載の装置であって、2つ以上の超音波トランスデューサアレイ103の間で切り替えるためのトランスデューサスイッチ400をさらに備え、超音波トランスデューサアレイ103の各々が、信号処理経路100の周波数サブレンジで動作するように構成されている、請求項1~3のいずれか1つに記載の信号処理経路100をさらに備える(所望される場合)、装置。節5.本段落のいずれかの節に記載の装置であって、超音波トランスデューサアレイ103が、21MHz(UHR-TRUS)700、6.5MHz(TRUS)702、および3.5MHz(腹部)704のうちのいずれか1つを中心とする周波数帯域を有する、請求項1~4のいずれか1つに記載の信号処理経路100をさらに備える(所望される場合)、装置。節6.本段落のいずれかの節に記載の装置であって、超音波トランスデューサアレイ103が、ヒトの前立腺をスキャンするように構成された周波数帯域を有する、請求項1~5のいずれか1つに記載の信号処理経路100をさらに備える(所望される場合)、装置。節7.本段落のいずれかの節に記載の装置であって、送信経路および受信経路

10

20

30

40

50

が、128個のチャンネルを有し、各チャンネルが、超音波トランスデューサアレイ103の超音波トランスデューサ素子へ送信される信号を送信し、かつ超音波トランスデューサアレイ103の超音波トランスデューサ素子から受信される信号を受信するように構成されている、請求項1～6のいずれか1つに記載の信号処理経路100をさらに備える（所望される場合）、装置。節8．本段落のいずれかの節に記載の装置であって、送信経路および受信経路が、ある数のチャンネルを有し、チャンネルの数が、ヒトの前立腺をスキャンするように動作可能な分解能を維持するように、最高周波数の超音波トランスデューサに比例する、請求項1～6のいずれか1つに記載の信号処理経路をさらに備える（所望される場合）、装置。節9．本段落のいずれかの節に記載の装置であって、トランスデューサ素子マルチプレクサ300が、512個の超音波トランスデューサ素子を有する超音波トランスデューサアレイ103が128個のチャンネルを有する送信経路によって駆動されるような、4：1マルチプレクサである、請求項3～8のいずれか1つに記載の信号処理経路100をさらに備える（所望される場合）、装置。節10．本段落のいずれかの節に記載の装置であって、受信ビーム形成器204がまた、少なくとも部分的に受信される信号を遅延させ、スケーリングし、かつ合算する、節2～8のいずれか1つに記載の信号処理経路100をさらに備える（所望される場合）、装置。節11．本段落のいずれかの節に記載の装置であって、信号処理経路100が、超音波トランスデューサアレイ103に送信される信号を送信し、かつ超音波トランスデューサアレイ103から受信される信号を受信するように構成されたチャンネルボード103と、チャンネルボード103を制御するように構成されたビーム形成器制御ボード104と、を備え、チャンネルボード103およびビーム形成器制御ボード104が、1MHz～40MHz（境界値を含む）の周波数範囲および-80V～+80V（境界値を含む）の電圧範囲で動作するように構成されている、超音波撮像デバイス1000のための信号処理経路100をさらに備える（所望される場合）、装置。節12．本段落のいずれかの節に記載の装置であって、チャンネルボード103が、送信経路と受信経路とを切り替えるための送信/受信スイッチ214と、送信される信号のタイミングおよび形状を制御するための送信ビーム形成器200と、送信される信号の電圧を調整するためのパルサ202と、少なくとも部分的に受信される信号を記憶および転送するための受信ビーム形成器204と、受信される信号を変換するためのADC（アナログ/デジタル変換器）206と、受信される信号の選択された特性を増幅するためのVGA（可変利得増幅器）208と、受信される信号のエイリアシングを防止し、ノイズを制限するためのAAF（アンチエイリアシングフィルタ）210と、受信される信号を増幅するためのLNA（低ノイズ増幅器）212と、を備える、請求項11に記載の信号処理経路100をさらに備える（所望される場合）、装置。節13．本段落のいずれかの節に記載の装置であって、送信経路内の各チャンネルに対して駆動される超音波トランスデューサアレイ103内の1つ以上の超音波トランスデューサ素子を選択するために構成されたトランスデューサ素子マルチプレクサ300をさらに備える、請求項11～12のいずれか1つに記載の信号処理経路100をさらに備える（所望される場合）、装置。節14．本段落のいずれかの節に記載の装置であって、2つ以上の超音波トランスデューサアレイ103の間で切り替えるためのトランスデューサスイッチ400をさらに備え、超音波トランスデューサアレイ103の各々が、信号処理経路100の周波数サブレンジ（ubrange）で動作するように構成されている、請求項11～13のいずれか1つに記載の信号処理経路100をさらに備える（所望される場合）、装置。節15．本段落のいずれかの節に記載の装置であって、超音波トランスデューサアレイ103が、21MHz（UHR-TRUS）700、6.5MHz（TRUS）702、および3.5MHz（腹部）704のうちのいずれか1つを中心とする周波数帯域を有する、請求項11～14のいずれか1つに記載の信号処理経路100をさらに備える（所望される場合）、装置。節16．本段落のいずれかの節に記載の装置であって、超音波トランスデューサアレイ103が、ヒトの前立腺をスキャンするように構成された周波数帯域を有する、請求項11～15のいずれか1つに記載の信号処理経路100をさらに備える（所望される場合）、装置。節17．本段落のいずれかの節に記載の装置であって、送信経路および受信経

10

20

30

40

50

路が、128個のチャンネルを有し、各チャンネルが、超音波トランスデューサアレイ103の超音波トランスデューサ素子に送信される信号を送信し、かつ超音波トランスデューサアレイ103の超音波トランスデューサ素子から受信される信号を受信するように構成されている、請求項11～16のいずれか1つに記載の信号処理経路100をさらに備える（所望される場合）、装置。節18．本段落のいずれかの節に記載の装置であって、送信経路および受信経路が、ある数のチャンネルを有し、チャンネルの数が、ヒトの前立腺をスキャンするように動作可能な分解能を維持するように、最高周波数の超音波トランスデューサに比例する、請求項11～17のいずれか1つに記載の信号処理経路をさらに備える（所望される場合）、装置。節19．本段落のいずれかの節に記載の装置であって、トランスデューサ素子マルチプレクサ300が、512個の超音波トランスデューサ素子を有する超音波トランスデューサアレイ103が128個のチャンネルを有する送信経路によって駆動されるような、4：1マルチプレクサである、請求項13～18に記載の信号処理経路100をさらに備える（所望される場合）、装置。節20．本段落のいずれかの節に記載の装置であって、受信ビーム形成器204がまた、少なくとも部分的に受信される信号を遅延、スケーリング、および合算もする、請求項11～19のいずれか1つに記載の信号処理経路100をさらに備える（所望される場合）、装置。節21．本段落のいずれかの節に記載の装置であって、信号処理経路100が、チャンネルボード102から処理デバイスへのデータの高速転送を可能にするように構成されたデータ帯域幅を有する、請求項1～20のいずれか1つに記載の信号処理経路100をさらに備える（所望される場合）、装置。節22．本段落のいずれかの節に記載の装置であって、信号処理経路が、超音波撮像デバイスのためのドーターボード上に構成されている、節1～21のいずれか1つに記載の信号処理経路100をさらに備える（所望される場合）、装置。節23．本段落のいずれかの節に記載の装置であって、信号処理経路が、PCのための拡張ボード上に構成されている、請求項1～21のいずれか1つに記載の信号処理経路100をさらに備える（所望される場合）、装置。節24．本段落のいずれかの節に記載の特徴を有する超音波撮像デバイス1000。節25．本段落のいずれかの節に記載の特徴を有する、超音波撮像デバイス100を使用するための方法。節26．超音波撮像デバイスを動作させるための方法であって、超音波トランスデューサアレイ103に送信される信号を送信するための送信経路106を提供することと、超音波トランスデューサアレイ103から受信される信号を受信するための受信経路108を提供することと、送信される信号の送信および受信される信号の受信を制御するための制御経路110を提供することと、送信経路、受信経路、および制御経路を、1MHz～40MHz（境界値を含む）の周波数範囲および-80V～+80V（境界値を含む）の電圧範囲で動作するように構成することと、を含む、方法。

【0100】

説明が明示的な用語および/または非明示的な用語によって信号処理経路100の選択肢および/または変形形態を識別するかどうかにかかわらず、説明は信号処理経路100の選択肢および/または変形形態を識別および説明することが理解されよう。本段落で識別されるような信号処理経路100の他の選択肢は、特定の技術的目的および/または技術的特徴に適合するために必要とされ、かつ/または所望される場合があるように、発明を実施するための形態で識別されるような技術的特徴（アセンブリ、構成要素、品目、デバイスなど）の任意の組み合わせおよび/または順列を含む場合がある。可能であれば、信号処理経路100の技術的特徴のうちのいずれか1つ以上および/または技術的特徴のうちのいずれか1つ以上の区分を、主力製品100の技術的特徴のうちの任意の他の1つ以上および/または技術的特徴のうちの任意の他の1つ以上の区分と、任意の組み合わせおよび/または順列で、組み合わせてもよいことが理解されるであろう。信号処理経路100の技術的特徴のうちのいずれか1つ以上および/または技術的特徴のうちのいずれか1つ以上の区分は、別の技術的特徴と組み合わせられる必要なしに、それ自体の利点に基づく場合がある。当業者は、各実施形態の技術的特徴が上記のように明示的に述べられていなくても（可能な場合には）、他の実施形態において展開される場合があると知ること

10

20

30

40

50

なることが理解されるであろう。当業者は、信号処理経路100の構成要素の構成に対して（所望される場合）、製造要件へと調整するために他の選択肢が可能になることがあり、また依然として少なくとも1つ以上の特許請求の範囲に記載されているような本発明の範囲内にあると知ることになることが理解されるであろう。この記述された説明は、最良の形態を含め、本発明を開示するために、また当業者が本発明を作製および使用することを可能にするためにも実施例を使用する。本発明の特許性のある範囲は、特許請求の範囲によって定義され、当業者が想到する他の実施例を含む場合がある。このような他の実施例は、それらが本特許請求の範囲の文言と異なる構造的要素を含む場合、または本特許請求の範囲の文言と実質的な差異を有さない等価の構造的要素を含む場合、本特許請求の範囲にある。前述のアセンブリおよびモジュールが、当業者が明示的な言葉で1つ1つ説明せずにそのような組み合わせおよび順列を作製する範囲内にある所望の機能および課題を実施するために、必要に応じて互いに接続されてもよいことが理解されるであろう。当業者が入手できる均等物のいずれにも勝る場合がある特定のアセンブリ、または構成要素は存在しない。機能が実施され得る限り、他の実施形態よりも優れる、開示された主題を実施する特定の形態は存在しない。開示された主題のすべての重要な態様を本文書に提供したと考えている。本発明の範囲は、独立請求項（複数可）によって提供される範囲に限定されるものとし、また、本発明の範囲は、(i)従属請求項、(ii)非限定的な実施形態の詳細な説明、(iii)発明の概要、(iv)要約書、および/または(v)本明細書以外（つまり、出願時、手続き遂行時、および/または登録時の本願以外）で提供された説明に限定されないものとするともまた理解される。本文書では、「i n c l u d e s（含む）」の表現は、「c o m p r i s i n g（含む、備える）」の語と均等であることが理解される。上記は、非限定的な実施形態（実施例）の概要である。説明は、特定の非限定的な実施形態（実施例）に関してなされている。非限定的な実施形態は、例としての例示にすぎないことが理解される。

10

20

【符号の説明】

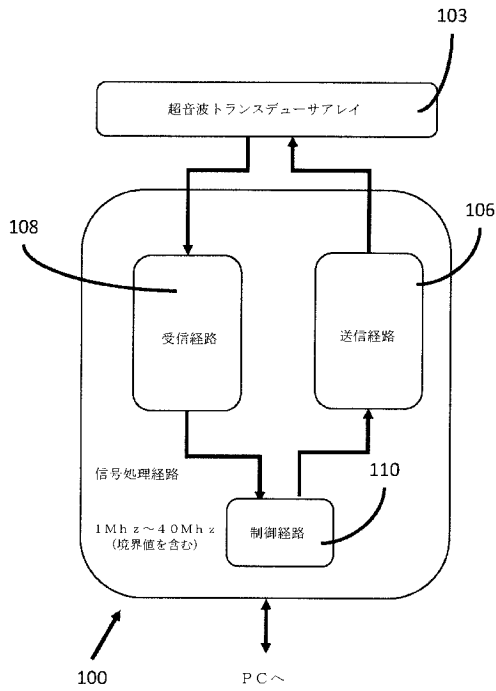
【0101】

- 100 信号処理経路
- 1000 超音波撮像デバイス
- 103 超音波トランスデューサアレイ
- 102 チャンネルボード
- 104 ビーム形成器制御ボード
- 106 送信(Tx)経路
- 108 受信(Rx)経路
- 110 制御経路
- 200 送信(Tx)ビーム形成器
- 202 パルサ
- 204 受信(Rx)ビーム形成器
- 206 アナログ/デジタル変換器(ADC)
- 208 可変利得増幅器(VGA)
- 210 アンチエイリアシングフィルタ(AAF)
- 212 低ノイズ増幅器(LNA)
- 214 T/Rスイッチ
- 216 アナログフロントエンド(AFE)
- 300 トランスデューサ素子マルチプレクサ
- 400 トランスデューサスイッチボード
- 700 21MHz UHR-TRUS
- 702 6.5MHz TRUS
- 704 3.5MHz 腹部

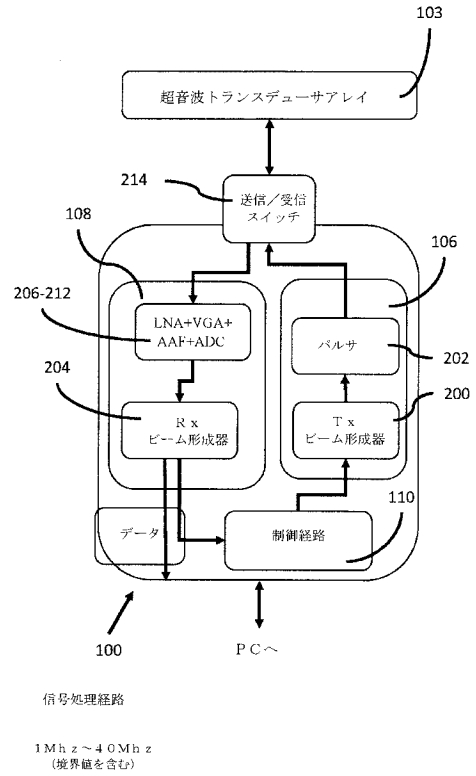
30

40

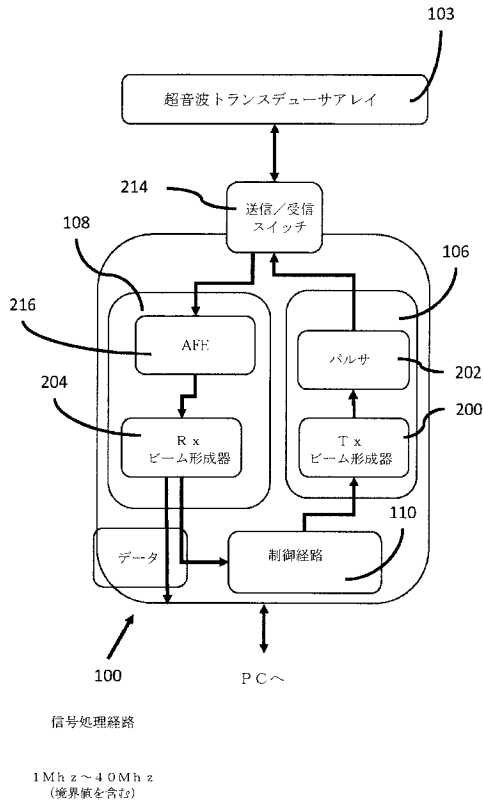
【図1】



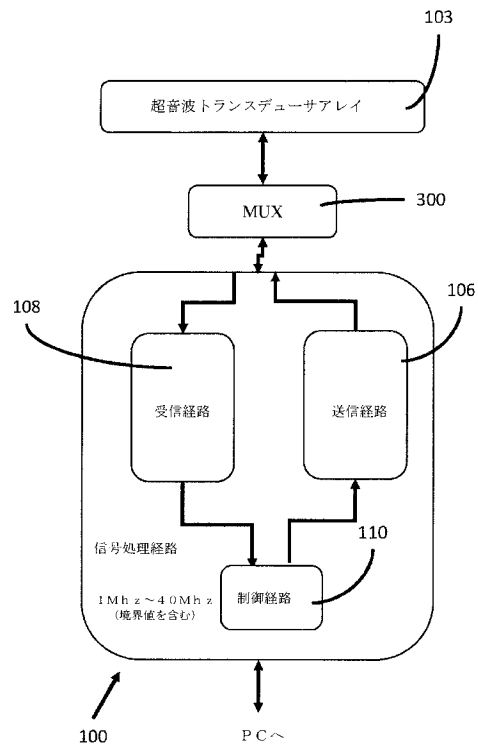
【図2A】



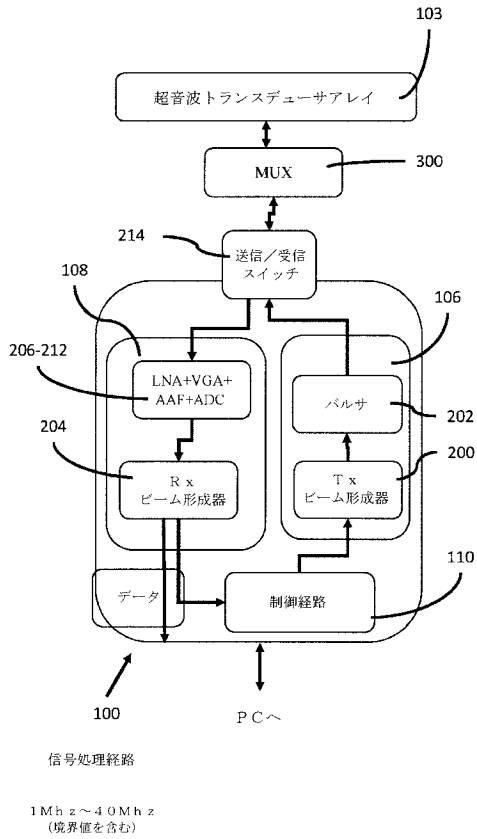
【図2B】



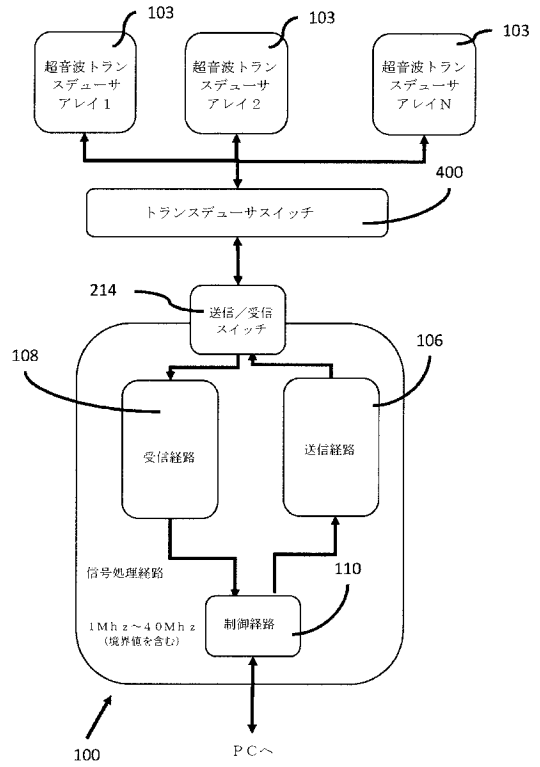
【図3】



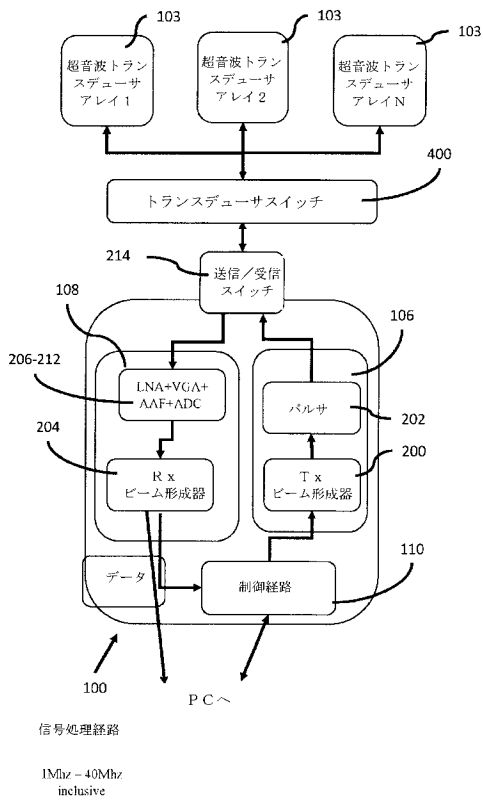
【 図 4 】



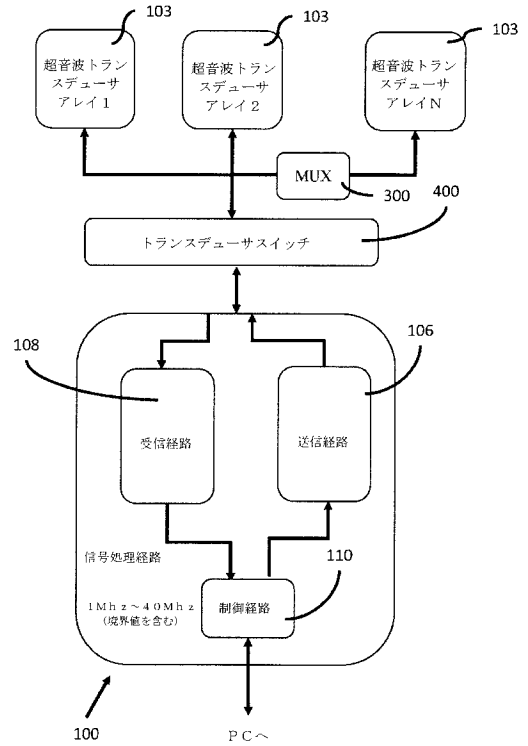
【 図 5 】



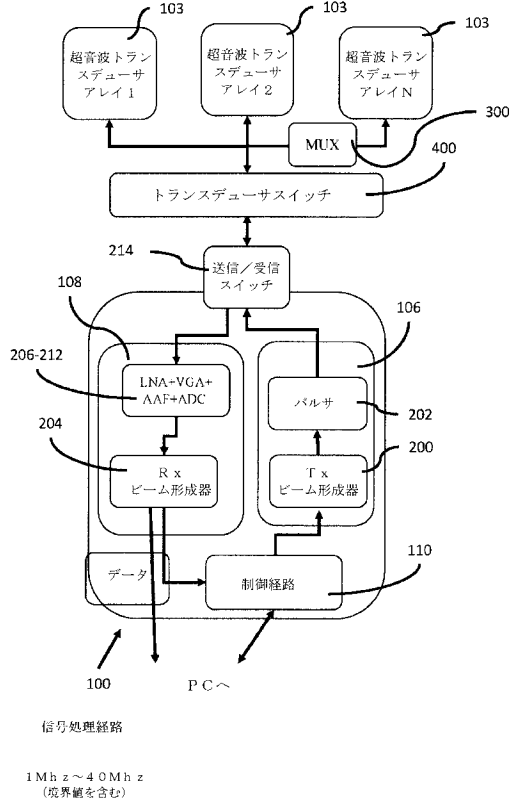
【 図 6 】



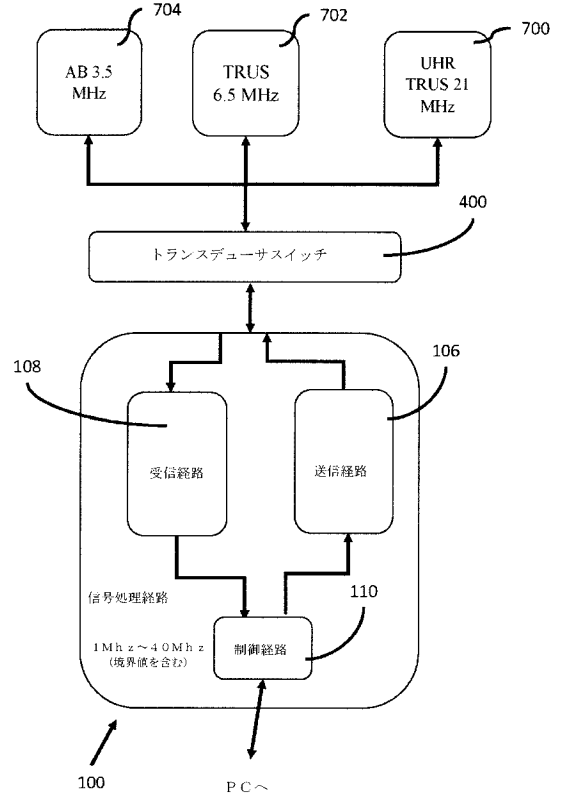
【 図 7 】



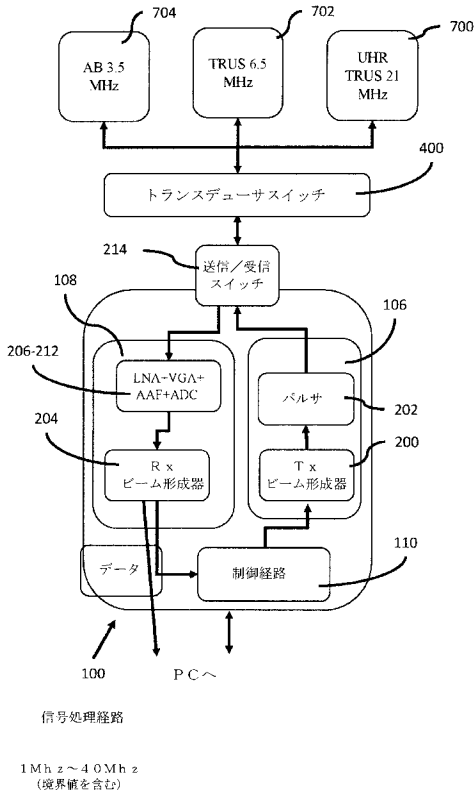
【 図 8 】



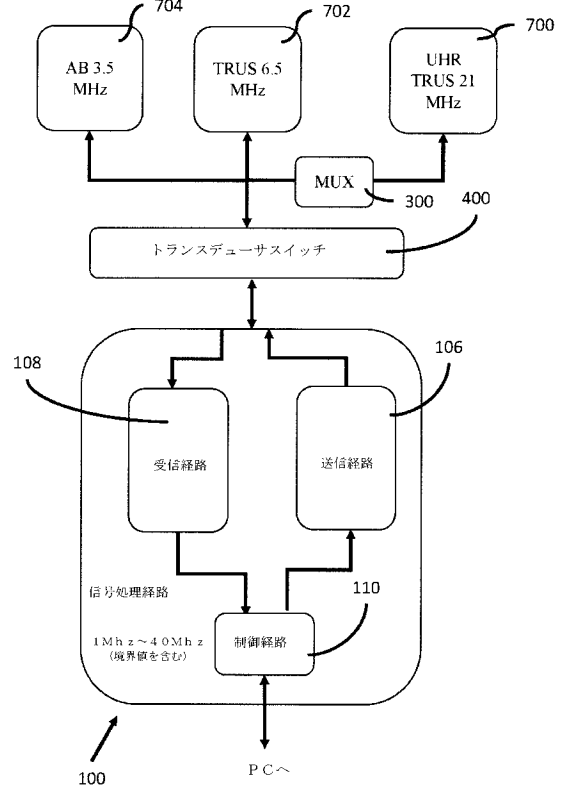
【 図 9 】



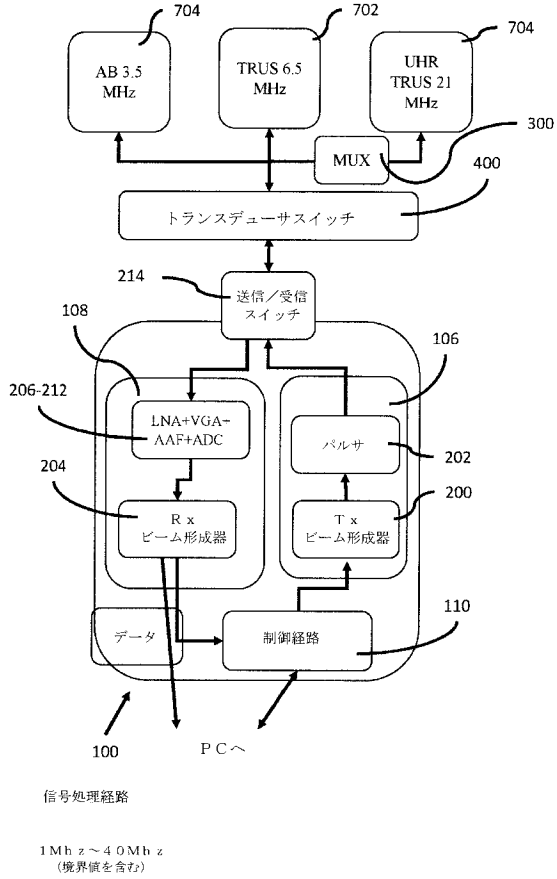
【 図 10 】



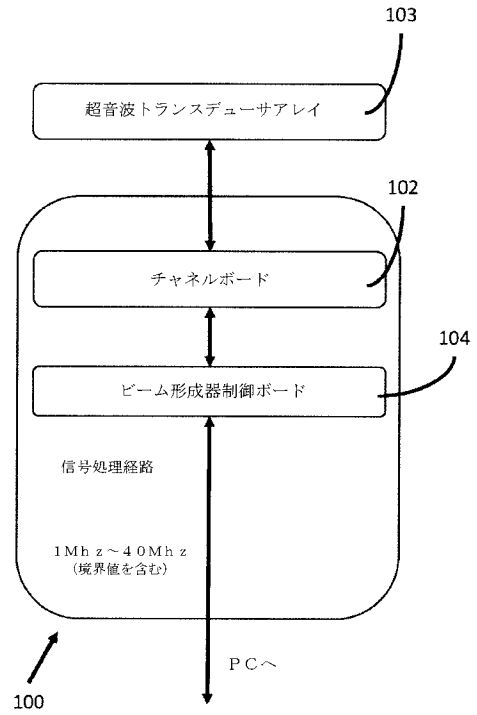
【 図 11 】



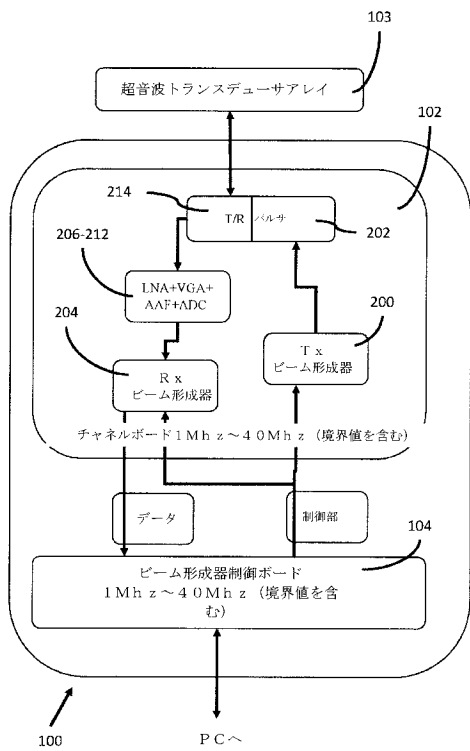
【図 1 2】



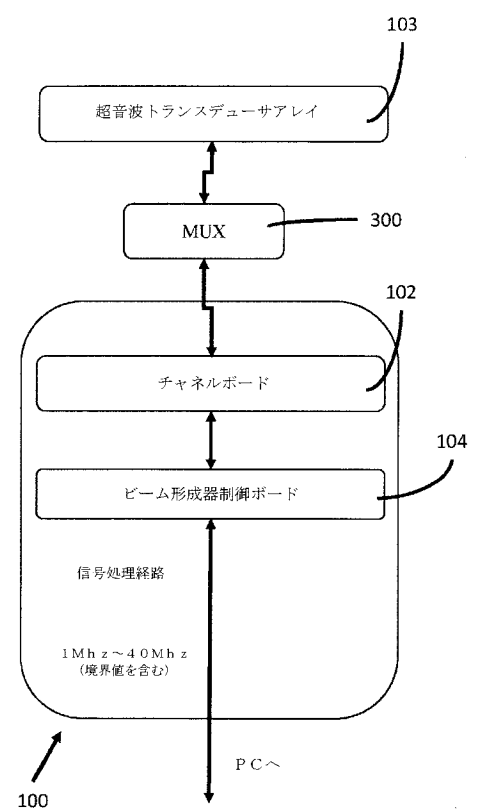
【図 1 3】



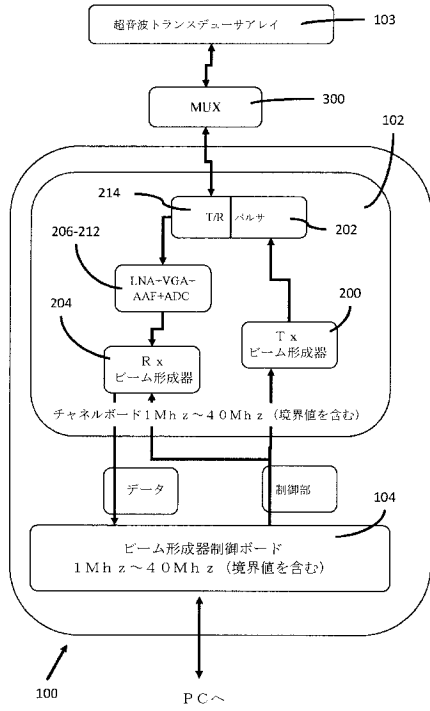
【図 1 4】



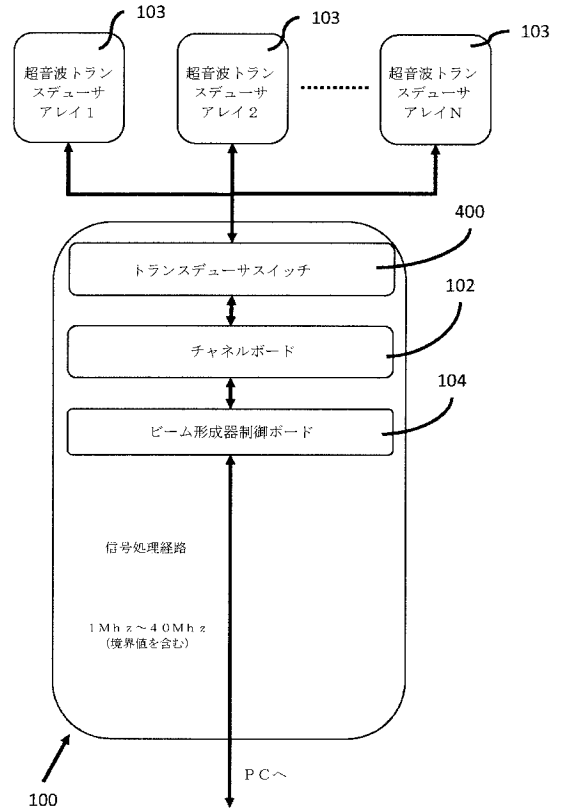
【図 1 5】



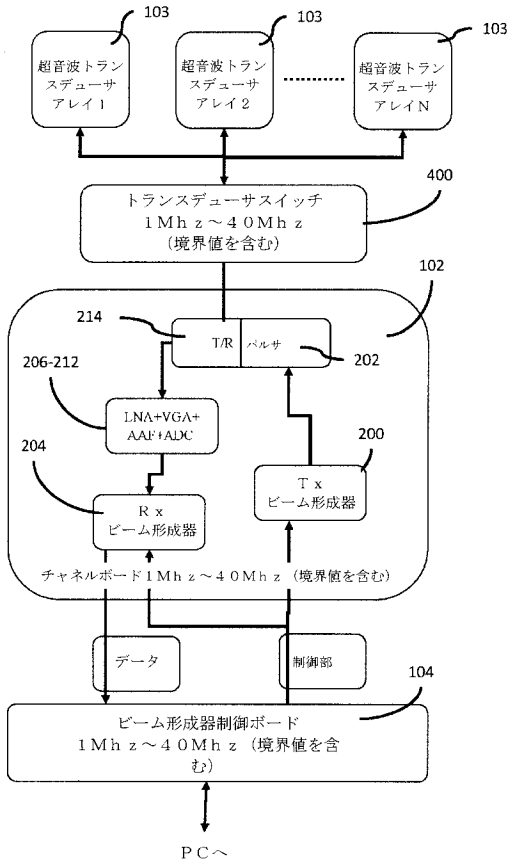
【図16】



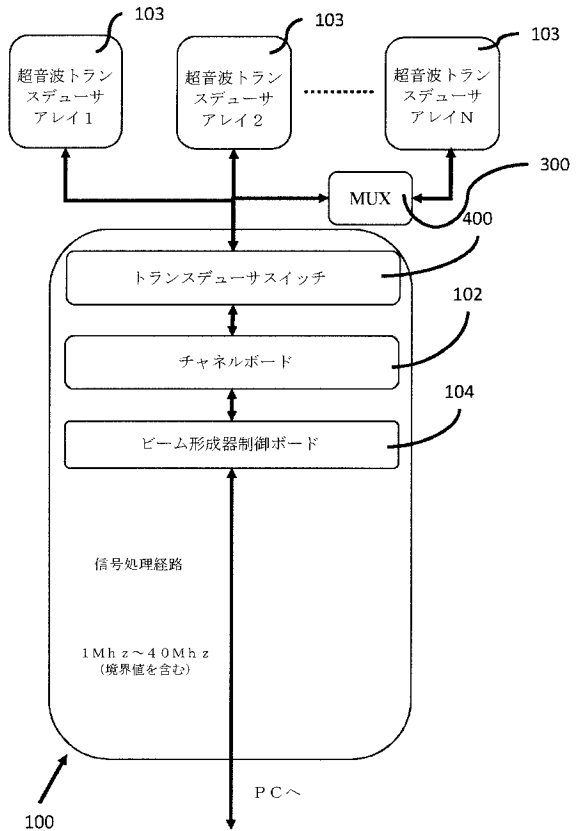
【図17】



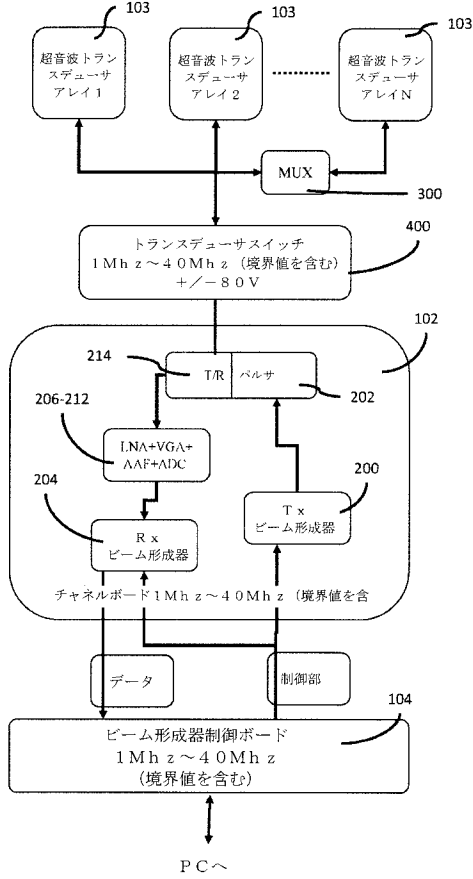
【図18】



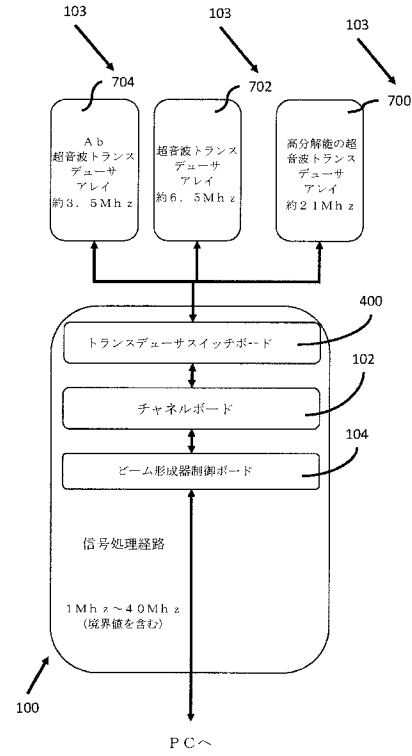
【図19】



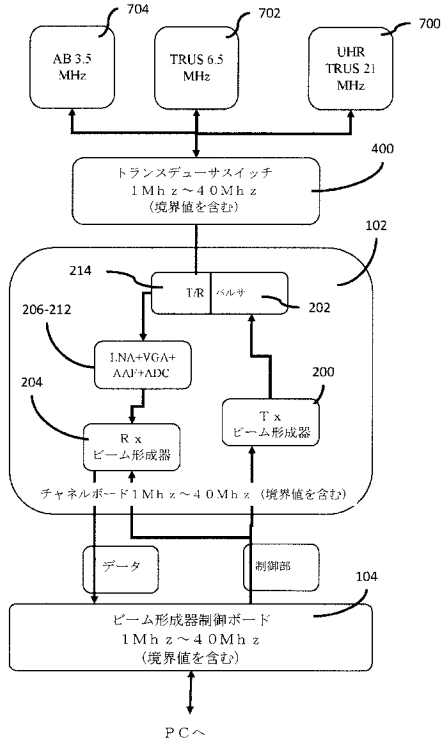
【図 20】



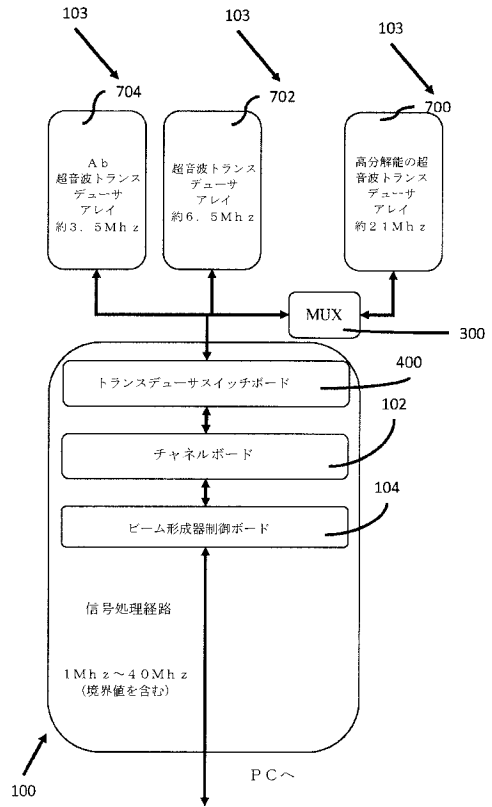
【図 21】



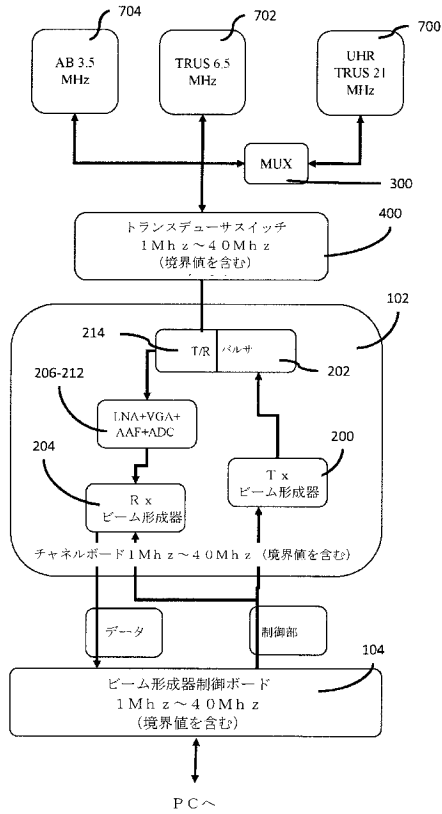
【図 22】



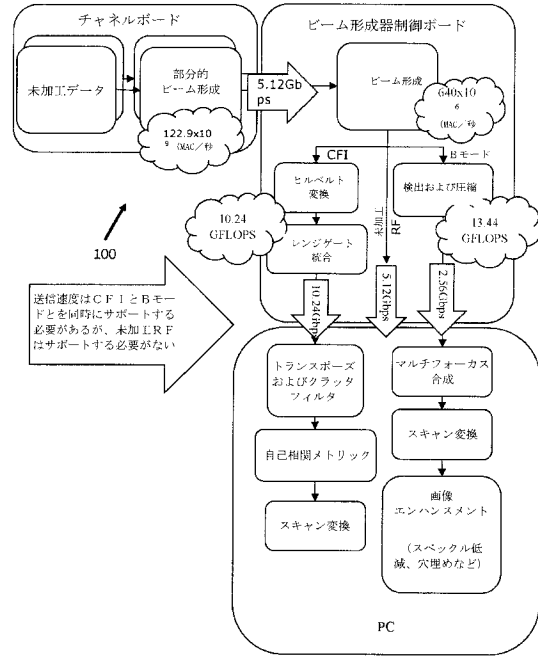
【図 23】



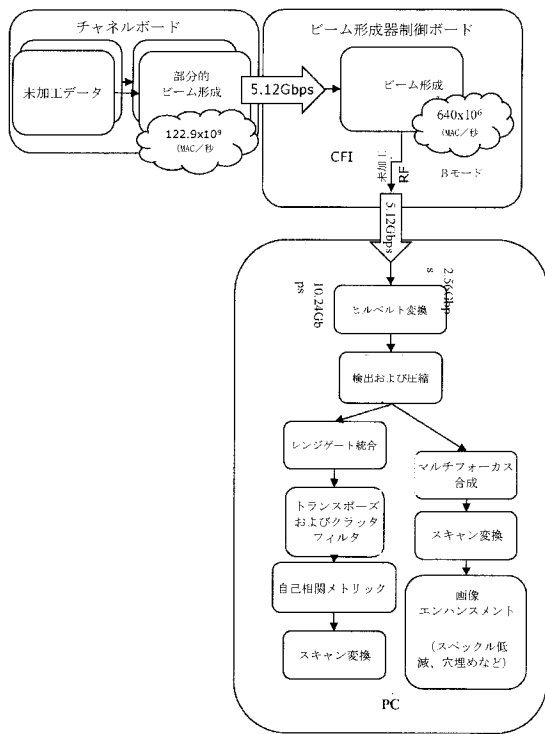
【図24】



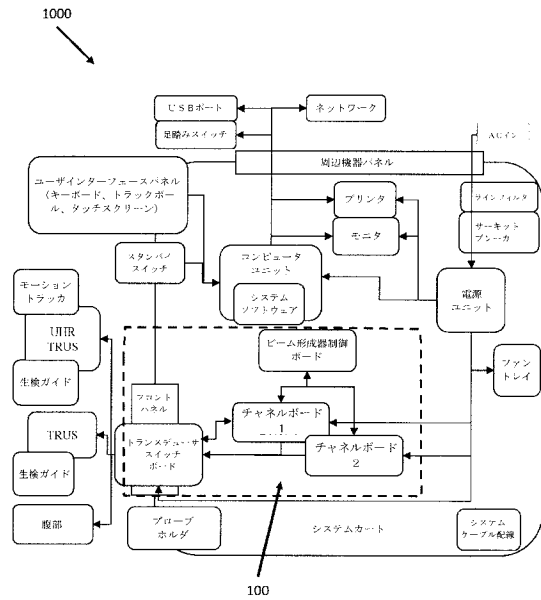
【図25A】



【図25B】



【図26】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/CA2017/051155
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC: <i>A61B 8/13</i> (2006.01), <i>A61B 8/14</i> (2006.01)		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC (2006): A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic database(s) consulted during the international search (name of database(s) and, where practicable, search terms used) Database: Canadian Patent Database (Intellect), Questel Orbit, USPTO West Keywords: ultrasound, image, signal processing, frequency range, voltage, switch, beamforming, receive, multiplexer, transducer, array, channels		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2007/0239001 (MEHI et al.) 11 October 2007 (11-10-2007)	1-5, 7, 9-15, 17 and 19-26
—	* Paragraphs [0092], [0094], [0095], [0141], [0144], [0149]-[0156], [0166], [0168]-[0170], [0181], [0214]-[0217], [0228], [0266], [0330]; figures 16, 18a, 18b, 23 and 24; TABLE 3 *	—
Y	US 5581517 (GEE et al.) 03 December 1996 (03-12-2996)	6, 8, 16 and 18
Y	* Column 12, line 66 to column 13, line 18 *	6, 8, 16 and 18
A	US 2016/0074016 (PARK et al.) 17 March 2016 (17-03-2016)	1-26
A	US 2008/0042519 (MARSHALL et al.) 21 February 2008 (21-02-2008)	1-26
A	US 2008/0294046 (CHIANG et al.) 27 November 2008 (27-11-2008)	1-26
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family	
Date of the actual completion of the international search 02 January 2018 (02-01-2018)		Date of mailing of the international search report 08 January 2018 (08-01-2018)
Name and mailing address of the ISA/CA Canadian Intellectual Property Office Place du Portage I, C114 - 1st Floor, Box PCT 50 Victoria Street Gatineau, Quebec K1A 0C9 Facsimile No.: 819-953-2476		Authorized officer Alan Chan (819) 639-2473

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CA2017/051155

Patent Document Cited in Search Report	Publication Date	Patent Family Member(s)	Publication Date
US2007239001A1	11 October 2007 (11-10-2007)	US2007239001A1	11 October 2007 (11-10-2007)
		US7901358B2	08 March 2011 (08-03-2011)
		CA2627927A1	14 June 2007 (14-06-2007)
		CA2628100A1	18 May 2007 (18-05-2007)
		CA2628100C	23 August 2016 (23-08-2016)
		CA2935422A1	18 May 2007 (18-05-2007)
		CN101351724A	21 January 2009 (21-01-2009)
		CN101351724B	20 March 2013 (20-03-2013)
		CN101405090A	08 April 2009 (08-04-2009)
		EP1951445A2	06 August 2008 (06-08-2008)
		EP1952175A2	06 August 2008 (06-08-2008)
		EP1952175B1	09 January 2013 (09-01-2013)
		ES2402741T3	08 May 2013 (08-05-2013)
		HK1129243A1	30 August 2013 (30-08-2013)
		JP2009515439A	09 April 2009 (09-04-2009)
		JP4807761B2	02 November 2011 (02-11-2011)
		JP2009514600A	09 April 2009 (09-04-2009)
		JP5630958B2	26 November 2014 (26-11-2014)
		JP2014000465A	09 January 2014 (09-01-2014)
		JP5690900B2	25 March 2015 (25-03-2015)
		JP2014210201A	13 November 2014 (13-11-2014)
		JP2017036528A	16 February 2017 (16-02-2017)
		USRE46185E	25 October 2016 (25-10-2016)
		WO2007056104A2	18 May 2007 (18-05-2007)
		WO2007056104A9	12 July 2007 (12-07-2007)
		WO2007056104A3	30 August 2007 (30-08-2007)
		WO2007067282A2	14 June 2007 (14-06-2007)
		WO2007067282A3	16 August 2007 (16-08-2007)
		WO2007067282A8	02 October 2008 (02-10-2008)
		US5581517A	03 December 1996 (03-12-1996)
US2016074016A1	17 March 2016 (17-03-2016)	US2016074016A1	17 March 2016 (17-03-2016)
		KR20160030763A	21 March 2016 (21-03-2016)
US2008042519A1	21 February 2008 (21-02-2008)	US2008042519A1	21 February 2008 (21-02-2008)
		US8946972B2	03 February 2015 (03-02-2015)
		CN101528364A	09 September 2009 (09-09-2009)
		CN101528364B	13 November 2013 (13-11-2013)
		DE112007001920T5	25 June 2009 (25-06-2009)
		DE112007001920B4	28 January 2016 (28-01-2016)
		JP2010500850A	07 January 2010 (07-01-2010)
		JP4991857B2	01 August 2012 (01-08-2012)
		KR20090042319A	29 April 2009 (29-04-2009)
		KR101142678B1	11 May 2012 (11-05-2012)
		WO2008021325A2	21 February 2008 (21-02-2008)
		WO2008021325A3	26 February 2009 (26-02-2009)
US2008294046A1	27 November 2008 (27-11-2008)	US2008294046A1	27 November 2008 (27-11-2008)
		US8628474B2	14 January 2014 (14-01-2014)
		AT245056T	15 August 2003 (15-08-2003)
		AU6344696A	30 January 1997 (30-01-1997)
		AU700274B2	24 December 1998 (24-12-1998)
		AU7097698A	17 July 1998 (17-07-1998)
		AU741952B2	13 December 2001 (13-12-2001)
		AU6937398A	25 August 1998 (25-08-1998)
		AU743355B2	24 January 2002 (24-01-2002)
		AU5633100A	09 January 2001 (09-01-2001)
		AU2002327270A1	03 March 2003 (03-03-2003)
		AU2003233395A1	29 September 2003 (29-09-2003)
		AU2003233395A8	29 September 2003 (29-09-2003)
		CA2225622A1	16 January 1997 (16-01-1997)
		CA2275577A1	02 July 1998 (02-07-1998)
CA2279291A1	06 August 1998 (06-08-1998)		
CA2375525A1	28 December 2000 (28-12-2000)		

Continued in Supplemental Box

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CA2017/051155

Continuation of patent family members

CN1260070A	12 July 2000 (12-07-2000)
CN1361871A	31 July 2002 (31-07-2002)
DE69723578D1	21 August 2003 (21-08-2003)
DE69723578T2	15 April 2004 (15-04-2004)
EP0835458A2	15 April 1998 (15-04-1998)
EP0949976A2	20 October 1999 (20-10-1999)
EP0949976B1	16 July 2003 (16-07-2003)
EP0956811A2	17 November 1999 (17-11-1999)
EP1194791A1	10 April 2002 (10-04-2002)
EP1353195A2	15 October 2003 (15-10-2003)
EP1353195A3	14 April 2004 (14-04-2004)
EP1370888A2	17 December 2003 (17-12-2003)
JP2011087948A	06 May 2011 (06-05-2011)
JP5443326B2	19 March 2014 (19-03-2014)
JP2011087949A	06 May 2011 (06-05-2011)
JP5496865B2	21 May 2014 (21-05-2014)
JP2012110740A	14 June 2012 (14-06-2012)
JP5705148B2	22 April 2015 (22-04-2015)
JPH11508461A	27 July 1999 (27-07-1999)
JP2001507794A	12 June 2001 (12-06-2001)
JP2001511250A	07 August 2001 (07-08-2001)
JP2003506172A	18 February 2003 (18-02-2003)
JP2004530463A	07 October 2004 (07-10-2004)
JP2007325937A	20 December 2007 (20-12-2007)
JP2009183720A	20 August 2009 (20-08-2009)
JP2014087698A	15 May 2014 (15-05-2014)
JP2014087700A	15 May 2014 (15-05-2014)
KR20000069707A	25 November 2000 (25-11-2000)
KR100508276B1	17 August 2005 (17-08-2005)
KR20000070742A	25 November 2000 (25-11-2000)
TW381226B	01 February 2000 (01-02-2000)
TW426805B	21 March 2001 (21-03-2001)
TW447215B	21 July 2001 (21-07-2001)
TW521522B	21 February 2003 (21-02-2003)
TW537885B	21 June 2003 (21-06-2003)
TW544301B	01 August 2003 (01-08-2003)
TW200401114A	16 January 2004 (16-01-2004)
US5590658A	07 January 1997 (07-01-1997)
US5690114A	25 November 1997 (25-11-1997)
US5839442A	24 November 1998 (24-11-1998)
US5904652A	18 May 1999 (18-05-1999)
US5957846A	28 September 1999 (28-09-1999)
US5964709A	12 October 1999 (12-10-1999)
US6106472A	22 August 2000 (22-08-2000)
US6111816A	29 August 2000 (29-08-2000)
US6248073B1	19 June 2001 (19-06-2001)
US6292433B1	18 September 2001 (18-09-2001)
US6379304B1	30 April 2002 (30-04-2002)
US6530887B1	11 March 2003 (11-03-2003)
US2002064093A1	30 May 2002 (30-05-2002)
US6552964B2	22 April 2003 (22-04-2003)
US2002067359A1	06 June 2002 (06-06-2002)
US6669633B2	30 December 2003 (30-12-2003)
US2002012289A1	31 January 2002 (31-01-2002)
US6671227B2	30 December 2003 (30-12-2003)
US2002080683A1	27 June 2002 (27-06-2002)
US6721235B2	13 April 2004 (13-04-2004)
US2002120193A1	29 August 2002 (29-08-2002)
US6783493B2	31 August 2004 (31-08-2004)
US2002071345A1	13 June 2002 (13-06-2002)
US6842401B2	11 January 2005 (11-01-2005)
US2003176787A1	18 September 2003 (18-09-2003)
US6869401B2	22 March 2005 (22-03-2005)
US2003073894A1	17 April 2003 (17-04-2003)
US6969352B2	29 November 2005 (29-11-2005)
US7500952B1	10 March 2009 (10-03-2009)
US2009112091A1	30 April 2009 (30-04-2009)

Continued in Supplemental Box

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CA2017/051155

Continuation of patent family members

US8241217B2	14 August 2012 (14-08-2012)
US2008300490A1	04 December 2008 (04-12-2008)
US8489893B2	25 June 2013 (25-06-2013)
US9402601B1	02 August 2016 (02-08-2016)
US2003028113A1	06 February 2003 (06-02-2003)
US2004015079A1	22 January 2004 (22-01-2004)
US2005018540A1	27 January 2005 (27-01-2005)
US2013281863A1	24 October 2013 (24-10-2013)
US2014051984A1	20 February 2014 (20-02-2014)
US2014128740A1	08 May 2014 (08-05-2014)
US2016338676A1	24 November 2016 (24-11-2016)
US2017105706A1	20 April 2017 (20-04-2017)
WO0079300A1	28 December 2000 (28-12-2000)
WO9701768A2	16 January 1997 (16-01-1997)
WO9701768A3	30 January 1997 (30-01-1997)
WO9828631A2	02 July 1998 (02-07-1998)
WO9828631A3	10 December 1998 (10-12-1998)
WO9834294A2	06 August 1998 (06-08-1998)
WO9834294A3	29 October 1998 (29-10-1998)
WO02068992A2	06 September 2002 (06-09-2002)
WO02068992A3	17 April 2003 (17-04-2003)
WO03009276A2	30 January 2003 (30-01-2003)
WO03009276A3	31 July 2003 (31-07-2003)
WO03079038A2	25 September 2003 (25-09-2003)
WO03079038A3	26 February 2004 (26-02-2004)
ZA9605568B	29 January 1997 (29-01-1997)
ZA9711640B	08 September 1998 (08-09-1998)
ZA9800862B	19 August 1998 (19-08-1998)

フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1 . T H U N D E R B O L T

(72)発明者 ジェロルド・ウェン

カナダ、エル3ティ・5ジェイ9、オンタリオ、マーカム、ライラック・アベニュー16番

(72)発明者 ザーラ・トーベイシャン

カナダ、エム4ジー・0エイ2、オンタリオ、トロント、21パークブルック・プレイス313番

(72)発明者 シンプソン・ラム

カナダ、エル3アール・4イー3、オンタリオ、マーカム、スパンハウス・クレセント50番

Fターム(参考) 4C601 EE01 EE06 FE07 GB03 GB20 HH01 HH21 HH25 JB11 JB19

JB28

专利名称(译)	超声成像设备的信号处理路径		
公开(公告)号	JP2019532724A	公开(公告)日	2019-11-14
申请号	JP2019517964	申请日	2017-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	EXACT IMAGING公司		
发明人	ブライアン・シー・ウッドリンガー ジェロルド・ウェン ザーラ・トーベイシャン シンプソン・ラム		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/4477 G01S7/52082 G01S15/8915 G01S15/8952 G01S15/8956 A61B8/085 A61B8/4488 A61B8/5269 A61B8/56 G01S7/52095		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE01 4C601/EE06 4C601/FE07 4C601/GB03 4C601/GB20 4C601/HH01 4C601/HH21 4C601/HH25 4C601/JB11 4C601/JB19 4C601/JB28		
代理人(译)	阿依鸭毛		
优先权	62/401350 2016-09-29 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种用于超声成像设备的信号处理路径。信号处理路径配置为在1 MHz至40 MHz的频率范围(包括边界值)和-80 V至+80 V的电压范围(包括边界值)中操作。

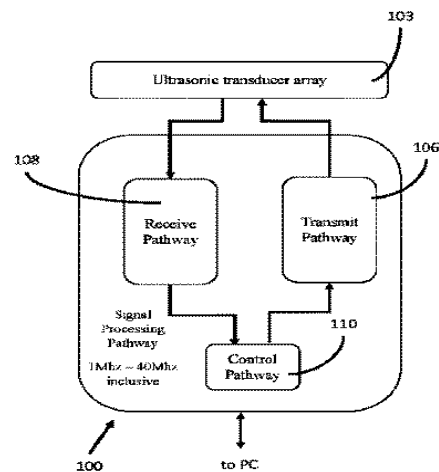


FIG. 1