

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5889165号

(P5889165)

(45) 発行日 平成28年3月22日(2016.3.22)

(24) 登録日 平成28年2月26日(2016.2.26)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 6 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2012-250056 (P2012-250056)
(22) 出願日 平成24年11月14日(2012.11.14)
(65) 公開番号 特開2014-97157 (P2014-97157A)
(43) 公開日 平成26年5月29日(2014.5.29)
審査請求日 平成26年10月17日(2014.10.17)

(73) 特許権者 300019238
ジーイー・メディカル・システムズ・グロー
ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
エルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
ュー・ブルバード・ダブリュー・710
・3000
(74) 代理人 100137545
弁理士 荒川 聡志
(72) 発明者 雨宮 慎一
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体を超音波診断する超音波診断装置に接続される超音波プローブであって、
前記被検体に超音波を送信するとともに前記被検体から反射される超音波エコーを受信
するトランスデューサ素子と、

前記トランスデューサ素子に並列に接続されるインダクタと、

前記インダクタに接続され、前記インダクタに流れる電流を所定電流以下に制限する電
流制限器と、

を備え、

前記電流制限器は、一端に前記インダクタが接続され他端にアースが接続されており、
前記インダクタと前記アースの間に接続された第一のダイオード、第二のダイオード、第
三のダイオード及び第四のダイオードを有しており、さらに前記第一のダイオード及び前
記第二のダイオードに対して第一の抵抗を介して接続された第一の電源と、前記第三のダ
イオード及び前記第四のダイオードに対して第二の抵抗を介して接続された第二の電源と
を有しており、

前記第一のダイオード及び前記第二のダイオードは、アノードが前記第一の電源側に接
続されて該第一の電源に対して直列に接続され、なおかつ前記第一のダイオード及び前記
第二のダイオードは互いに並列に接続されて、前記第一のダイオードのカソードが前記イ
ンダクタ側に接続され、前記第二のダイオードのカソードが前記アース側に接続されてお
り、

10

20

前記第三のダイオード及び前記第四のダイオードは、カソードが前記第二の電源側に接続されて該第二の電源に対して直列に接続され、なおかつ前記第三のダイオード及び前記第四のダイオードは互いに並列に接続されて、前記第三のダイオードのアノードが前記インダクタ側に接続され、前記第四のダイオードのアノードが前記アース側に接続されている

超音波プローブ。

【請求項 2】

被検体を超音波診断する超音波診断装置に接続される超音波プローブであって、
前記被検体に超音波を送信するとともに前記被検体から反射される超音波エコーを受信するトランスデューサ素子と、

前記トランスデューサ素子に並列に接続されるインダクタと、

前記インダクタに接続され、前記インダクタに流れる電流を所定電流以下に制限する電流制限器と、

を備え、

前記電流制限器は、一端に前記インダクタが接続され他端にアースが接続されており、前記インダクタと前記アースの間に接続された第一の F E T と第二の F E T とを有しており、前記第一の F E T のドレインが前記インダクタ側に接続され、前記第二の F E T のドレインが前記アース側に接続され、前記第一の F E T のソースと前記第二の F E T のソースが第三の抵抗を介して接続されており、前記第一の F E T のゲートには、前記第三の抵抗と並行に配置された第一のコンデンサが接続され、前記第二の F E T のゲートには、前記第三の抵抗と並行に配置された第二のコンデンサが接続され、前記第一の F E T のゲートには、さらに第四の抵抗を介して第三の電源の一端側も接続され、前記第二の F E T のゲートには、さらに第五の抵抗を介して前記三の電源の一端側も接続され、前記第三の電源の他端側は、前記アース側に接続されている

超音波プローブ。

【請求項 3】

前記インダクタは、前記超音波エコーを調整する請求項 1 又は 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

前記超音波を送信する際には、前記電流制限器は前記インダクタを動作させないようにし、前記超音波を受信する際には、前記電流制限器は前記インダクタを動作させる請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記トランスデューサ素子 T r は、アレイ方向に配置されている又は前記アレイ方向及び前記アレイ方向に直交するエレベーション方向に配置されている請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に記載の超音波プローブと、

前記超音波プローブに接続される超音波診断装置本体と、を備える超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波プローブ、その超音波プローブを備える超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置においては、超音波プローブに設けられた複数のトランスデューサ素子から被検体に対して超音波の送信を行い、各トランスデューサ素子で被検体から反射される超音波エコーを受信する。各トランスデューサ素子は、超音波の周波数を調整するためインダクタが接続されている。

【0003】

特許文献1は、低周波数用、中周波数用又は高周波数用の各トランスデューサ素子Trに1つのインダクタを接続し、それらを選択して駆動するスイッチング回路を開示する。また特許文献1は、1つのトランスデューサ素子に低周波数用及び高周波数用の2つのインダクタをトランスデューサ素子に対してそれぞれ直列に接続し、それらを選択して駆動するスイッチング回路を開示する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2003-339700号公報

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、多くのインダクタがトランスデューサ素子に用意されるとインダクタの占める体積（又は面積）が大きくなる。このため、特に送信時に大きな電流を流すようにするとインダクタの定格電流が大きくなってはならず、引用文献1の図4に記載されるように、インダクタは、超音波プローブに内蔵されるのではなく、超音波プローブ外のコネクタ等に配置される。また、近年、操作者が超音波プローブを取り扱い易くするため、超音波プローブの小型化が望まれている。小型化が進む超音波プローブには、ますますインダクタを内蔵することが困難になっている。

【0006】

20

そこで本発明は、電流制限器とインダクタとを使用して、小型の超音波プローブ及びその超音波プローブを使った超音波診断装置を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0007】

第1の観点は、被検体を超音波診断する超音波診断装置に接続される超音波プローブである。超音波プローブは、被検体に超音波を送信するとともに被検体から反射される超音波エコーを受信するトランスデューサ素子Trと、トランスデューサ素子Trに並列に接続されるインダクタと、インダクタに接続され、インダクタに流れる電流を所定電流以下に制限する電流制限器と、を備える。

【0008】

30

インダクタは、超音波エコーの周波数を調整する。また、超音波を送信する際には、電流制限器はインダクタを動作させないようにし、超音波を送信する際には、電流制限器はインダクタを動作させる。

さらに、超音波プローブは、超音波プローブで受信した超音波エコーを超音波診断装置に伝送するケーブルを備え、インダクタ及び電流制限器は、ケーブルの超音波プローブ側又はケーブルの超音波診断装置側に配置される。

また、トランスデューサ素子は、アレイ方向に一次元に配置されている又はアレイ方向及びアレイ方向に直交するエレベーション方向に二次元に配置されている。

【0009】

第2の観点は、超音波プローブと、超音波プローブに接続される超音波診断装置と、を備える超音波診断装置である。

40

【発明の効果】

【0010】

本発明は、電流制限器とインダクタとを使用した小型の超音波プローブを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】超音波画像診断装置の実施の形態の一例を示す概略図である。

【図2】超音波プローブ20を示すブロック図である。

【図3】周波数調整回路10の配置例であり、(a)は第1例、(b)は第2例である。

50

【図４】電流制限回路１８の例を示しており、（ａ）はダイオードを使用した回路であり、（ｂ）はＭＯＳＦＥＴを使用した回路である。

【発明を実施するための形態】

【００１２】

（第１実施形態）

（超音波診断装置の構成）

図１は、第１実施形態の超音波診断装置１００の一例を示す概略図である。図１に示されるように、超音波診断装置１００は、超音波診断装置本体１０１とこの装置本体１０１と接続された超音波プローブ２０とを有している。この超音波プローブ２０は、ケーブル１０３及びコネクタ１０５を介して超音波診断装置本体１０１と接続されている。

10

【００１３】

超音波プローブ２０は、トランスデューサ素子Ｔｒと周波数調整回路１０とが設けられている。トランスデューサ素子Ｔｒは、送信部（不図示）から所定の超音波送信信号を受けて被検体に超音波を送信する。またトランスデューサ素子Ｔｒは、被検体から反射されてきた超音波エコーを受信する。超音波エコーは周波数調整回路１０を経由して受信部（不図示）に送られる。

【００１４】

超音波診断装置本体１０１には、周波数調整回路１０からの超音波エコー信号がケーブル１０３及びコネクタ１０５を介して入力される。超音波エコー信号は、装置本体１０１内の図示しないＡ／Ｄ変換部においてＡ／Ｄ変換される。そして、超音波診断装置１００は、Ａ／Ｄ変換後の超音波エコー信号に基づいて超音波画像を作成し、この超音波画像が超音波診断装置本体１０１の表示部１０７に表示される。

20

【００１５】

（超音波プローブの構成）

図２は、超音波プローブ２０を示すブロック図である。超音波プローブ２０は、チャンネル０（ｃｈ０）～チャンネル１９１（ｃｈ１９１）まで設けられた複数のトランスデューサ素子Ｔｒを有している。また各トランスデューサ素子Ｔｒは、並列に配置されたインダクタ１６を有している。そのインダクタ１６は、インダクタ１６に流れる電流を制限する電流制限回路１８がインダクタ１６に直列に接続されている。インダクタ１６は、トランスデューサ素子Ｔｒの共振周波数を調整し、トランスデューサ素子Ｔｒが受信する超音波エコー信号のＳＮ比を向上させる役目を有する。

30

【００１６】

インダクタ１６は、超音波プローブ２０を小型化するために、小型のインダクタ１６を用いる。例えばＳＭＤ（Surface Mounted Device）タイプのインダクタ１６は、約１．８ｍｍ（Ｌ）＊０．８ｍｍ（Ｗ）＊０．８ｍｍ（Ｈ）の大きさである。このような小型のインダクタ１６は、定格電流が例えば０．０１Ａである。

【００１７】

一方、大きな電流をトランスデューサ素子Ｔｒに流した方が大きな超音波を被検体に送信できる。このため被検体に超音波を送信する際に、トランスデューサ素子Ｔｒに並列に配置されたインダクタ１６には、例えば０．６Ａの電流が流れる。このため、定格電流が例えば０．７Ａのインダクタ１６を用意する必要がある。定格電流０．７Ａのインダクタ１６の大きさは、約４．０ｍｍ（Ｌ）＊４．０ｍｍ（Ｗ）＊１．８ｍｍ（Ｈ）の大きさである。この大きさのインダクタ１６が１９２個すべてのチャンネルに設置されると、超音波プローブ２０が非常に大きくなってしまう。

40

【００１８】

本実施形態では、電流制限回路１８が小型のインダクタ１６に直列に接続されている。上述したように、定格電流が０．０１Ａのインダクタ１６の体積は、定格電流０．７Ａのインダクタ１６の体積の約１／２５である。また定格電流が０．０１Ａのインダクタ１６の体積と電流制限回路１８の体積とを含めて比較しても、約１／４～１／３となる。したがって、本実施形態の構成では、超音波プローブ２０が小型化できる。

50

【0019】

本実施形態では、電流制限回路18は、例えば上限値が0.01Aに設定されており、0.01Aより大きな電流がインダクタ16に流れ込むと、インダクタ16からアースへの電流を切断する。したがって、被検体に超音波を送信する際には、送信部（不図示）はトランスデューサ素子Trに例えば0.6Aの電流が流れるが、電流制限回路18は電流を遮断し、インダクタ16を動作させないようにする。このためインダクタ16は過電流から保護される。一方、被検体から反射された超音波エコーを受信する際には、トランスデューサ素子Trからの超音波エコー信号は、その電流が0.01A以下であり、電流制限回路18はインダクタ16を動作させる。そしてインダクタ16は超音波エコー信号のSN比を向上させる。

10

【0020】

本実施形態では、192個のトランスデューサ素子Trが、アレイ方向に整列した例を示している。いわゆる1Dアレイ振動素子である。しかし、本実施形態は1Dアレイ振動素子に限定されない。図示しないが、1.25Dアレイ振動素子に並列に周波数調整回路10（インダクタ16及び電流制限回路18）を配置してもよい。1.25Dアレイ振動素子は、エレベーション方向（アレイ方向に直交する方向）にペアで整列した複数のトランスデューサ素子Trによって構成され、不図示のスイッチ回路のペア選択により、エレベーション方向のペアのトランスデューサ素子Trに信号が供給される振動素子である。図示しないが、1.5Dアレイ振動素子に本実施形態を適用してもよい。1.5Dアレイ振動素子は、エレベーション方向に整列されるトランスデューサ素子Trによって構成され、ペアではなく独立してエレベーション方向にトランスデューサ素子Trが制御される振動素子である。

20

【0021】

（周波数調整回路の構成）

図3は、周波数調整回路10の配置位置を示すブロック図である。図3（a）は、図2で説明した周波数調整回路10の配置例である。図3（b）は、周波数調整回路10の別の配置例である。

【0022】

図3（a）では、周波数調整回路10が超音波プローブ20に内蔵されている。そして、超音波エコー信号は、ケーブル103及びコネクタ105を介して装置本体101に接続される。コネクタ105内は、配線のみで周波数調整回路10が内蔵されていない。

30

【0023】

一方、図3（b）では、周波数調整回路10がコネクタ105に内蔵されている。トランスデューサ素子Trで受信した超音波エコー信号は、ケーブル103を介してコネクタ105に送られる。そして、コネクタ105内の周波数調整回路10で、超音波エコーがSN比を向上させる。超音波プローブ20は、インダクタ16及び電流制限回路18を有さないで、さらに超音波プローブ20が小型化される。

【0024】

（電流制限回路の構成）

図4は、電流制限回路18を示すブロック図である。図4（a）は、ダイオードを使った電流制限回路18aの例である。図4（b）は、MOSFET（Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor）を使った電流制限回路18bの例である。電流制限回路18a及び電流制限回路18bは、ともにインダクタ16に過電流が流れる際に、電流を遮断する機能を有する。

40

【0025】

図4（a）に示される電流制限回路18aは、一端にインダクタ16を接続し他端にアースを接続する。また、直流電源DC1及びDC2が設けられており、直流電源DC1の+側に直列接続された抵抗R1が、PN接続ダイオードD1及びD2のアノードに接続される。PN接続ダイオードD1及びD2は並列に配置され、PN接続ダイオードD1のカソードがインダクタ16に接続され、PN接続ダイオードD2のカソードがアースに接続

50

されている。また、直流電源DC2の+側に直列接続された抵抗R2が、PN接続ダイオードD3及びD4のカソードに接続される。PN接続ダイオードD3及びD4は並列に配置され、PN接続ダイオードD3のアノードがインダクタ16に接続され、PN接続ダイオードD4のアノードがアースに接続されている。

【0026】

抵抗R1及びR2並びに直流電源DC1及びDC2の設定により、所定以上の電流がインダクタ16に流れる際に、電流の流れを遮断する。

【0027】

図4(b)に示される電流制限回路18bは、2つのMOSFET(MF1及びMF2)を有しており、MOSFET(MF1)のドレインにインダクタ16を接続しMOSFET(MF2)のドレインにアースを接続する。また、MOSFET(MF1)のソースとMOSFET(MF2)のソースとは、抵抗R3で接続されている。抵抗R3に並行に、MOSFET(MF1)のゲートに接続されたコンデンサC1が配置され、さらにMOSFET(MF2)のゲートに接続されたコンデンサC2が配置されている。また、MOSFET(MF1)のゲートは、抵抗R4を経由して直流電源DC3に接続され、MOSFET(MF2)のゲートは、抵抗R5を経由して直流電源DC3に接続される。

【符号の説明】

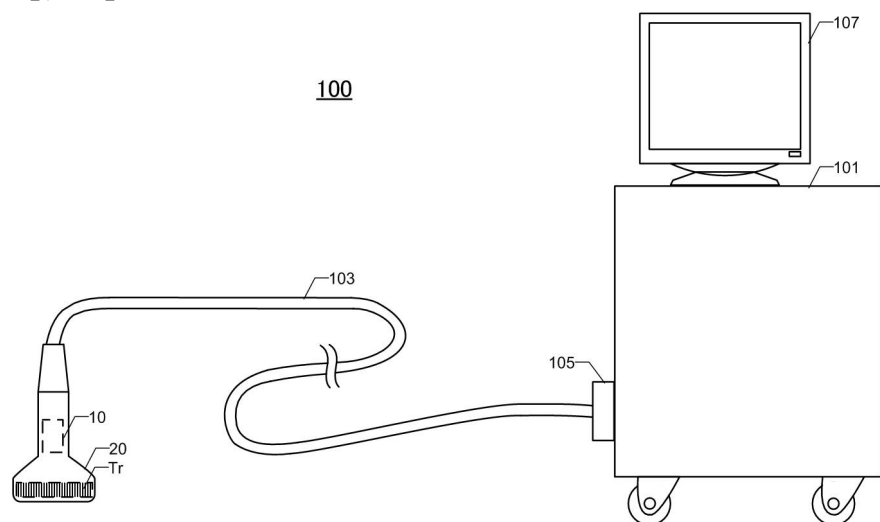
【0028】

10 … 周波数調整回路
16 … インダクタ
18 … 電流制限回路
20 … 超音波プローブ
100 … 超音波診断装置
101 … 超音波診断装置本体
103 … ケーブル
105 … コネクタ
107 … 表示部
Tr … トランスデューサ素子

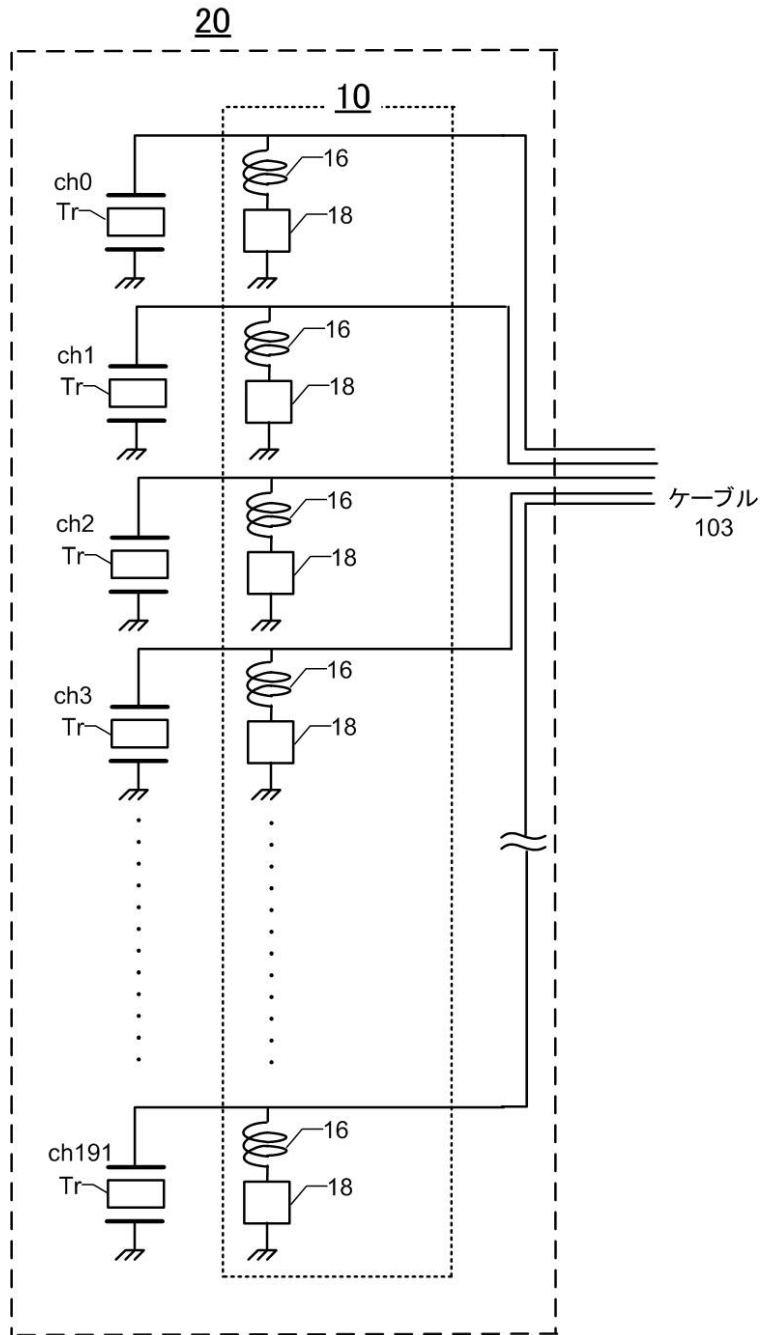
10

20

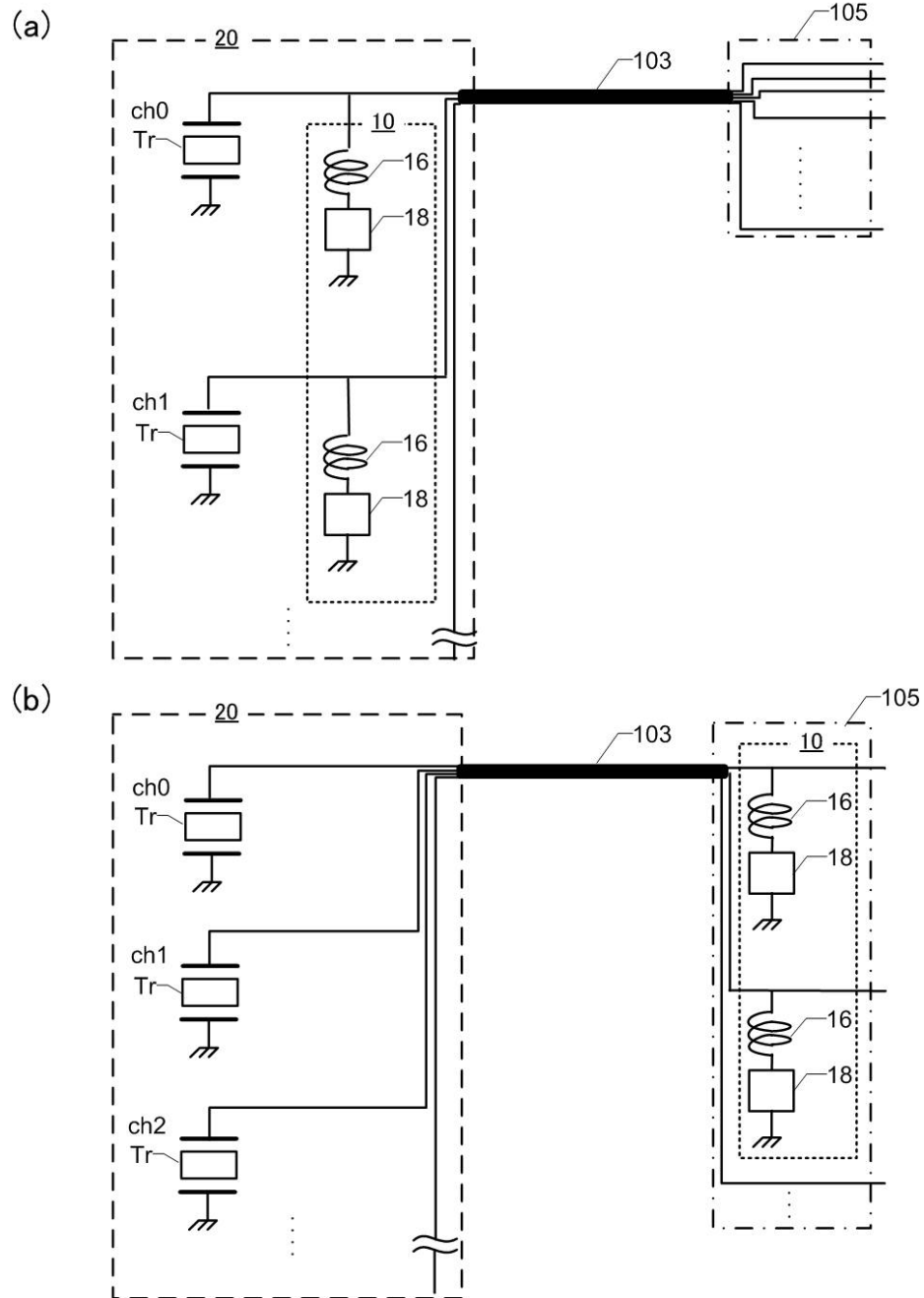
【図 1】



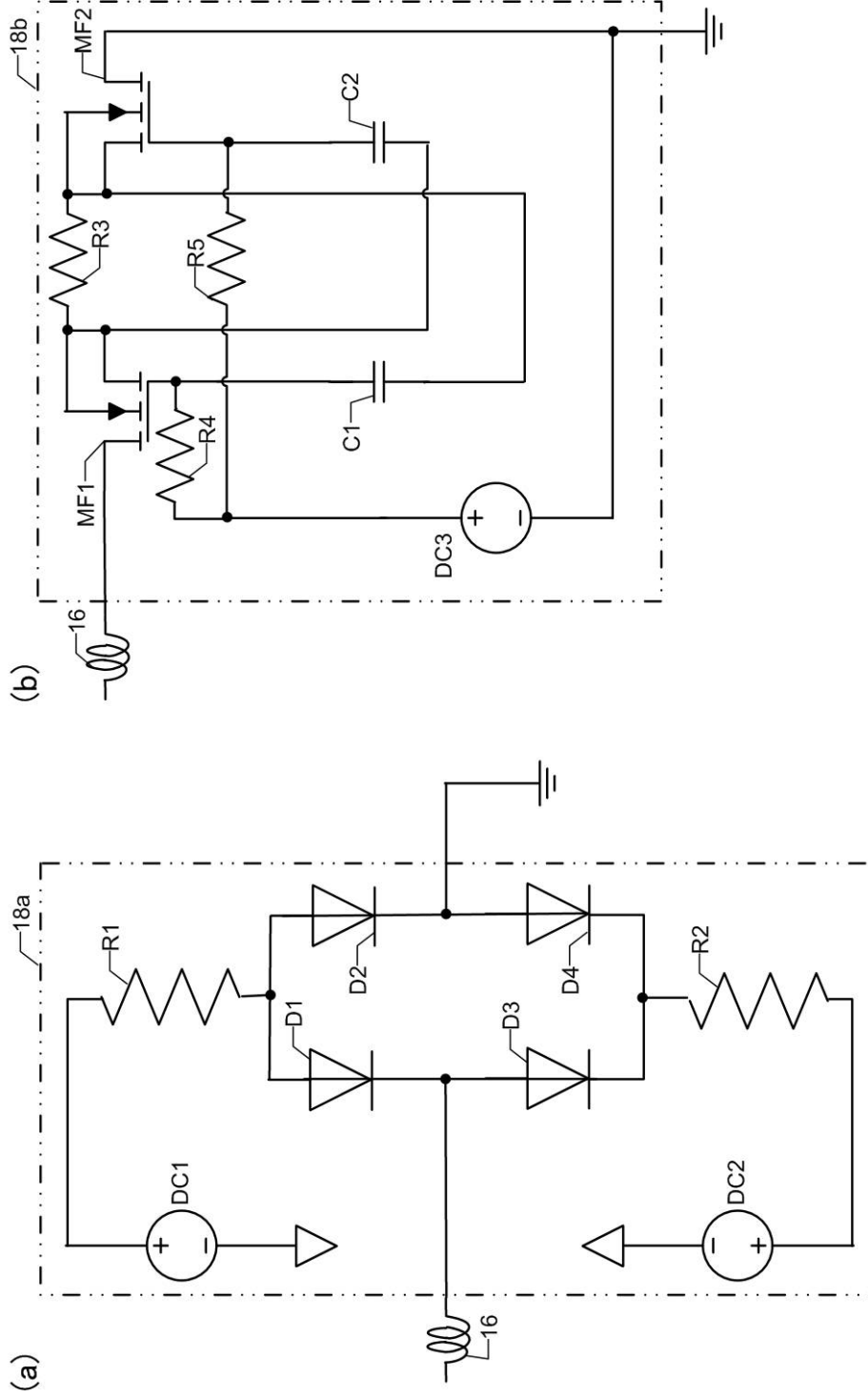
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(72)発明者 津田 理樹

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開平02-036850 (JP, A)

特開平08-280681 (JP, A)

特開2004-173831 (JP, A)

米国特許第5641908 (US, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

G01N 29/00 - 29/52

H01L 41/00 - 41/47

H04R 1/00 - 31/00

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP5889165B2	公开(公告)日	2016-03-22
申请号	JP2012250056	申请日	2012-11-14
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	雨宮 慎一 津田 理樹		
发明人	雨宮 慎一 津田 理樹		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4444 A61B8/4405 A61B8/56 G01S7/52017 Y10T29/49005		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE03 4C601/EE13 4C601/GB03 4C601/GB50		
其他公开文献	JP2014097157A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：通过使用限流器和电感器来提供尺寸减小的超声波探头。解决方案：超声波探头（20）连接到超声波诊断装置（101），用于对分析物进行超声波诊断。超声波探头包括：换能器元件（Tr），用于将超声波发射到分析物，并接收从分析物反射的超声回波；电感器（16），与换能器元件并联连接，用于调节超声回波的频率；电流限制器（18）连接到电感器，用于将流过电感器的电流限制到预定电流或更小。

(21) 出願番号	特願2012-250056 (P2012-250056)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成24年11月14日 (2012.11.14)		
(65) 公開番号	特開2014-97157 (P2014-97157A)		
(43) 公開日	平成26年5月29日 (2014.5.29)		
審査請求日	平成26年10月17日 (2014.10.17)		
		(74) 代理人	100137545 弁理士 荒川 聡志
		(72) 発明者	雨宮 慎一 東京都目黒区山手1-1-1 7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

最終頁に続く