

(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2012-130699

(P2012-130699A)

(43) 公開日 平成24年7月12日(2012.7.12)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/06 (2006.01)F I
A 6 1 B 8/06テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2011-278368 (P2011-278368)
(22) 出願日 平成23年12月20日 (2011.12.20)
(31) 優先権主張番号 10-2010-0130595
(32) 優先日 平成22年12月20日 (2010.12.20)
(33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(71) 出願人 597096909
三星メディソン株式会社
S A M S U N G M E D I S O N C O .
, L T D .
大韓民国 250-870 江原道 洪川
郡 南面陽▲徳▼院里 114
114 Yangdukwon-ri, N
am-myun, Hongchun-gu
n, Kangwon-do 250-87
0, Republic of Korea
(74) 代理人 100137095
弁理士 江部 武史
(74) 代理人 100091627
弁理士 朝比 一夫

最終頁に続く

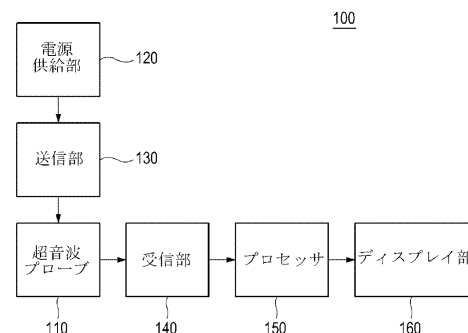
(54) 【発明の名称】 複数の送信電源供給器から提供される電源を制御する超音波システム

(57) 【要約】

【課題】複数の電源供給器から供給される電源を制御する超音波システムを提供すること。

【解決手段】本発明における超音波システムは、超音波信号を対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信する超音波プローブと、前記超音波プローブに印加される送信パルスを形成するために、複数の診断モードに応じて互いに異なる電圧レベルの電源を供給する電源供給部と、前記超音波プローブおよび前記電源供給部に連結され、超音波信号の送信区間に前記電源供給部から提供される前記電源を一定の第1電圧レベルで供給し、前記超音波信号の送信休止区間に前記第1電圧レベルの電源を所定の波形に基づいて第2電圧レベルの電源に変換する送信部とを備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波信号を対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信する超音波プローブと、

前記超音波プローブに印加される送信パルスを形成するために、複数の診断モードに応じて互いに異なる電圧レベルの電源を供給する電源供給部と、

前記超音波プローブおよび前記電源供給部に連結され、前記超音波信号の送信区間に前記電源供給部から提供される前記電源を一定の第 1 電圧レベルで供給し、前記超音波信号の送信休止区間に前記第 1 電圧レベルの電源を所定の波形に基づいて第 2 電圧レベルの電源に変換する送信部と

を備えることを特徴とする超音波システム。

10

【請求項 2】

前記送信部は、前記送信休止区間に前記所定の波形の傾きに沿って前記第 1 電圧レベルを前記第 2 電圧レベルに変換することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波システム。

【請求項 3】

前記所定の波形は、コサイン形態の波形であることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波システム。

【請求項 4】

前記電源供給部は、前記送信部に前記電源を供給する複数の電源供給器を有し、

前記送信部は、

前記複数の電源供給器のいずれか 1 つの電源供給器に連結するスイッチング部と、

前記送信区間に前記スイッチング部に連結された前記電源供給器から提供される前記電源を一定に供給し、前記送信休止区間に前記所定の波形に基づいて前記電源を増加または減少させる電源制御部と

を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の超音波システム。

20

【請求項 5】

前記複数の電源供給器は、

前記第 1 電圧レベルの電源を前記供給部に供給する第 1 電源供給器と、

前記第 2 電圧レベルの電源を前記供給部に供給する第 2 電源供給器と

を備えることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波システム。

30

【請求項 6】

前記超音波エコー信号に基づいて超音波データを形成し、該超音波データを用いて超音波映像を形成するプロセッサをさらに備え、

前記超音波映像は、B モード映像を含む第 1 超音波映像と、カラードップラ映像を含む第 2 超音波映像とを含み、

前記第 1 電圧レベルの電源は、前記第 1 超音波映像を得るための電源であり、

前記第 2 電圧レベルの電源は、前記第 2 超音波映像を得るための電源であることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

40

【0001】

本発明は、超音波システムに関し、特に、複数の送信電源供給器から供給される電源を制御する超音波システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波システムは、無侵襲および非破壊特性を有しており、生体内部の情報を得るために医療分野で広く用いられている。超音波システムは、対象体を直接切開して観察する外科手術の必要がなく、対象体の内部組織を高解像度の映像で医師に提供することができるため、医療分野で非常に重要なものとして用いられている。

【0003】

50

超音波システムは、超音波プローブを用いて超音波信号を対象体に送信し、対象体から反射される超音波信号（即ち、超音波エコー信号）を受信し、その超音波エコー信号に基づいて超音波映像を形成する。

【 0 0 0 4 】

一方、超音波システムは、超音波映像を形成する診断モードに応じて、異なる電源を供給する複数の電源供給器を備える。送信部は、複数の電源供給器のそれぞれに連結される複数の送信パルサーを備えて、超音波映像モードに応じて送信パルスを形成する。これによって、超音波システムの大きさだけでなく費用が増加するといった問題がある。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

10

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 8 - 2 3 7 2 8 0 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

本発明の課題は、複数の電源供給器から互いに異なる電圧レベルで提供される電源を、超音波信号の送信休止区間に所定の波形に基づいて電源の電圧レベルを増加または減少させて電源を制御する超音波システムを提供することにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

20

本発明における超音波システムは、超音波信号を対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信する超音波プローブと、前記超音波プローブに印加される送信パルスを形成するために、複数の診断モードに応じて互いに異なる電圧レベルの電源を供給する電源供給部と、前記超音波プローブおよび前記電源供給部に連結され、前記超音波信号の送信区間に前記電源供給部から提供される前記電源を一定の第 1 電圧レベルで供給し、前記超音波信号の送信休止区間に前記第 1 電圧レベルの電源を所定の波形に基づいて第 2 電圧レベルの電源に変換する送信部とを備える。

【 発明の効果 】

【 0 0 0 8 】

本発明は、互いに異なる電圧レベルの電源を供給する複数の電源供給器のそれぞれに送信部を備える必要がなく、超音波システムの大きさおよび費用を減少させるだけでなく携帯型の超音波システム（HCU）で効果的に適用することができる。

30

【 0 0 0 9 】

また、本発明は、電圧レベルの変換によるノイズの発生を最小化することができて、より高画質の超音波映像を提供することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 0 】

【 図 1 】 本発明の実施例における超音波システムの構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 本発明の実施例における送信部の構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 本発明の実施例における所定波形の一例を示す例示図である。

40

【 図 4 】 本発明の実施例における所定波形の他の例を示す例示図である。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 1 】

以下、添付した図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【 0 0 1 2 】

図 1 は、本発明の実施例による超音波システムの構成を示すブロック図である。図 1 を参照すると、超音波システム 100 は、超音波プローブ 110、電源（power）供給部 120、送信部 130、受信部 140、プロセッサ 150 およびディスプレイ部 160 を備える。

【 0 0 1 3 】

50

超音波プローブ 110 は、電気的信号と超音波信号を相互変換する複数の電気音響変換素子 (transducer element: 以下単に変換素子と呼ぶ) (図示せず) を備える。超音波プローブ 110 は、超音波信号を対象体に送信し、対象体から反射される超音波信号 (即ち、超音波エコー信号) に応答して電気的信号である受信信号を出力する。受信信号は、アナログ信号である。超音波プローブ 110 は、曲線型 (curved probe)、リニアプローブ (linear probe) などを含む。

【0014】

電源供給部 120 は、超音波システム 100 の複数の診断モードのそれぞれに必要な送信パルス信号を生成するための複数の電圧レベルの電源 (power) を供給する。送信パルスは、超音波プローブ 110 に提供される。本実施例において、電源供給部 120 は、複数の診断モードに対応する超音波映像を得るための複数の電圧レベルの電源をそれぞれ供給する複数の電源 (power) 供給器を備える。超音波映像は、B モード (brightness mode) 映像、パルスドップラ (pulse Doppler) 映像、CW (continuous wave) ドップラ映像、ドップラスペクトル (spectral Doppler) 映像、カラードップラ (color Doppler) 映像、3 次元映像、弾性映像などを含む。

【0015】

一例として、電源供給部 120 は、図 2 に示すように、第 1 超音波映像 (B モード映像、3 次元映像または弾性映像) を得るための第 1 電圧レベル (例えば、80 V) の電源を供給する第 1 電源供給器 121 および第 2 超音波映像 (カラードップラ映像またはパルスドップラ映像) を得るために、第 1 電圧レベルとは異なる第 2 電圧レベル (例えば、60 V) の電源を供給する第 2 電源供給器 122 を備える。

【0016】

前述した例では、電源供給部 120 が 2 つの電源供給器 121、122 を備えるものとして説明したが、必ずしもこれに限定されず、必要に応じて電源供給器の数および各電源の電圧レベルを調節することができる。

【0017】

送信部 130 は、変換素子および集束点を考慮して、超音波映像を得るための送信パルスを形成する。送信パルスは、超音波プローブ 110 に提供される。また、送信部 130 は、電源供給部 120 の電源供給を制御する。

【0018】

図 2 は、本発明の実施例における送信部の構成を示すブロック図である。図 2 を参照すると、送信部 130 は、スイッチング部 210、電源 (power) 制御部 220 および送信パルス形成部 230 を備える。

【0019】

スイッチング部 210 は、診断モードに応じて電源供給部 120 に備えた複数の電源供給器のいずれか 1 つを選択する動作を行う。即ち、スイッチング部 210 は、診断モードに応じて電源供給部 120 の複数の電源供給器から提供される電源 (power) のいずれか 1 つを電源制御部 220 に伝達するように動作する。本実施例において、スイッチング部 210 は、複数の電源供給器 (第 1 電源供給器 121、第 2 電源供給器 122) のいずれか 1 つを選択的に電源制御部 220 と連結させるスイッチ (図示せず) と、スイッチの動作を制御するスイッチング制御部 (図示せず) とを備える。

【0020】

PW (pulse wave) 超音波システムは、超音波信号の送信区間と超音波エコー信号の受信区間とに区分して動作することができる。即ち、超音波信号の送信区間は、超音波エコー信号を受信しない受信休止区間であり、超音波エコー信号の受信区間は、超音波信号を送信しない送信休止区間である。

【0021】

電源制御部 220 には、超音波信号の送信区間に電源供給部 120 から供給される電源の電圧レベルが一定に供給される。また、一実施例において、電源制御部 220 は、超音

10

20

30

40

50

波信号の送信休止区間に診断モードに応じて決定される次の送信区間に対応する電源が電源供給部 120 からスイッチング部 210 を通じて提供されると、所定の波形に沿って電源供給部 120 から送信パルス形成部 230 に提供される電源の電圧レベルを増加または減少させて出力する。

【0022】

送信パルス形成部 230 は、電源制御部 220 から提供される電源（電力）を用いて超音波映像を得るための送信パルスを形成する。送信パルス形成部 230 は、複数の送信パルス（図示せず）および送信パルスドライブ（図示せず）を備える。

【0023】

以下、添付した図面を参照して送信部 130 の動作を説明する。

10

【0024】

一例として、診断モードが B モード映像とカラードップラ映像とを同時に提供する B C デュアルモードの場合、図 3 に示すように、超音波信号の送信区間 1 ~ 10 (ms) にスイッチング部 210 により第 1 電源供給部 121 から第 1 電源 (power) (例えば、80V) が提供されると、電源制御部 220 は、第 1 電源を一定の電圧レベルで送信パルス形成部 230 に供給する。従って、送信パルス形成部 230 は、電源制御部 220 から一定の電圧レベルで提供される第 1 電源を用いて B モード映像を得るための第 1 送信パルスを形成する。

【0025】

続いて、電源制御部 220 は、図 3 に示すように、超音波信号の送信休止区間 10 ~ 100 (ms) に電源の電圧レベルを予め設定された傾きに沿って減少させる所定の波形に基づいて、第 1 電源供給器 121 から提供される第 1 電源の電圧レベルを次の送信区間に対応する電圧レベルに減少させる。従って、電圧レベルが急激に変わる供給電源によりノイズが発生することを防止することができる。

20

【0026】

続いて、図 3 に示すように、超音波信号の送信区間 100 ~ 110 (ms) にスイッチング部 210 により第 2 電源供給部 122 から第 2 電源 (power) (例えば、60V) が提供されると、電源制御部 220 は、第 2 電源を一定の電圧レベルで送信パルス形成部 230 に供給する。従って、送信パルス形成部 230 は、電源制御部 220 から一定の電圧レベルの第 2 電源を用いてカラードップラ映像を得るための第 2 送信パルスを形成する。

30

【0027】

続いて、電源制御部 220 は、図 3 に示すように、超音波信号の送信休止区間 110 ~ 200 (ms) に電源供給部 120 から供給される電源の電圧レベルを予め設定された傾きに沿って増加させる所定の波形に基づいて、第 2 電源供給器 122 から提供される第 2 電源の電圧レベルを次の送信区間に対応する電圧レベルに増加させる。従って、急激に変わる供給電源によりノイズが発生することを防止することができる。

【0028】

他の例として、診断モードが B モード映像とカラードップラ映像を同時に提供する B C デュアルモードの場合、図 4 に示すように、超音波信号の送信区間 1 ~ 10 (ms) にスイッチング部 210 により第 1 電源供給部 121 から第 1 電源 (例えば、80V) が提供されると、電源制御部 220 は、第 1 電源を一定の電圧レベルで送信パルス形成部 230 に供給する。従って、送信パルス形成部 230 は、電源制御部 220 から一定の電圧レベルで提供される第 1 電源を用いて B モード映像を得るための第 1 送信パルスを形成する。

40

【0029】

続いて、電源制御部 220 は、図 4 に示すように、超音波信号の送信休止区間 10 ~ 100 (ms) に第 1 電源のレベルを所定の波形、例えばコサイン波形形態で減少させる所定の波形に基づいて、第 1 電源供給器 121 から提供される第 1 電源を減少させる。従って、急激に変わる供給電源によりノイズが発生することを防止することができる。

【0030】

50

続いて、図 4 に示すように、超音波信号の送信区間 1 0 0 ~ 1 1 0 (m s) にスイッチング部 2 1 0 により第 2 電源供給部 1 2 2 から第 2 電源 (例えば、6 0 V) が提供されると、電源制御部 2 2 0 は、第 2 電源の電圧レベルを一定の電圧レベルで送信パルス形成部 2 3 0 に供給する。従って、送信パルス形成部 2 3 0 は、電源制御部 2 2 0 から一定の電圧レベルで提供される第 2 電源を用いてカラードブラ映像を得るための第 2 送信パルスを形成する。

【 0 0 3 1 】

続いて、電源制御部 2 2 0 は、図 4 に示すように、超音波信号の送信休止区間 1 1 0 ~ 2 0 0 (m s) に電源のレベルを所定の波形、例えばコサイン波形形態に増加させる所定の波形に基づいて、第 2 電源供給器 1 2 2 から提供される第 2 電源の電圧レベルを次の送信区間に対応する電圧レベルに増加させる。従って、急激に変わる供給電源によりノイズが発生することを防止することができる。

【 0 0 3 2 】

前述した例では、診断モードが B C デュアルモードであるものとして説明したが、必ずしもこれに限定されず、当業者ならば必要に応じて診断モードが変更されるのが十分に分かるはずである。

【 0 0 3 3 】

再び図 1 を参照すると、受信部 1 4 0 は、超音波プローブ 1 1 0 から提供される受信信号をアナログデジタル変換する。また、受信部 1 4 0 は、変換素子および集束点を考慮して、デジタル変換された信号を受信集束させて受信集束信号を形成する。

【 0 0 3 4 】

プロセッサ 1 5 0 は、受信部 1 4 0 から提供される受信集束信号を用いて、超音波映像に対応する超音波データを形成する。超音波データは、R F (r a d i o f r e q u e n c y) データまたは I Q (i n - p h a s e / q u a d r a t u r e) データを含む。しかし、超音波データは、必ずしもこれに限定されない。また、プロセッサ 1 5 0 は、超音波データを用いて超音波映像を形成する。超音波映像は、スキャン変換 (s c a n c o n v e r s i o n) またはレンダリング (r e n d e r i n g) を用いて形成される。

【 0 0 3 5 】

ディスプレイ部 1 6 0 は、プロセッサ 1 5 0 で形成された超音波映像を表示する。ディスプレイ部 1 6 0 は、C R T (c a t h o d e r a y t u b e)、L C D (l i q u i d c r y s t a l d i s p l a y)、O L E D (o r g a n i c l i g h t e m i t t i n g d i o d e s) などを含む。

【 0 0 3 6 】

本発明は、望ましい実施例によって説明および例示をしたが、当業者であれば添付した特許請求の範囲の事項および範疇を逸脱することなく、様々な変形および変更が可能である。

【 符号の説明 】

【 0 0 3 7 】

1 0 0 超音波システム
 1 1 0 超音波プローブ
 1 2 0 電源供給部
 1 2 1 第 1 電源供給器
 1 2 2 第 2 電源供給器
 1 3 0 送信部
 1 4 0 受信部
 1 5 0 プロセッサ
 1 6 0 ディスプレイ部
 2 1 0 スwitchング部
 2 2 0 電源制御部
 2 3 0 送信パルス形成部

10

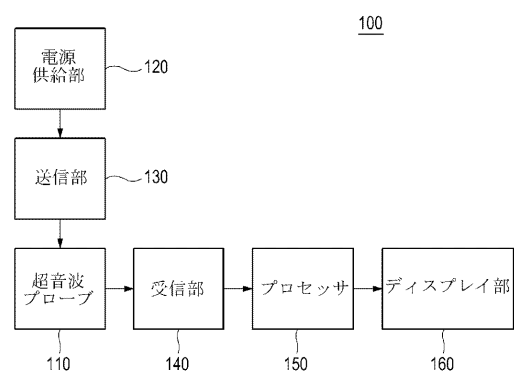
20

30

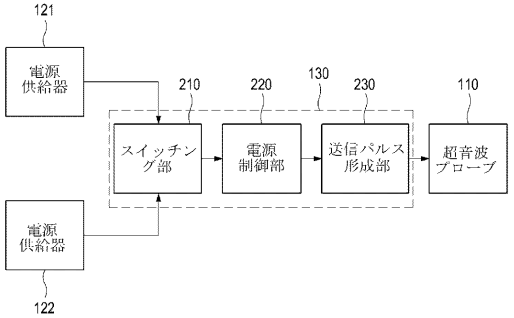
40

50

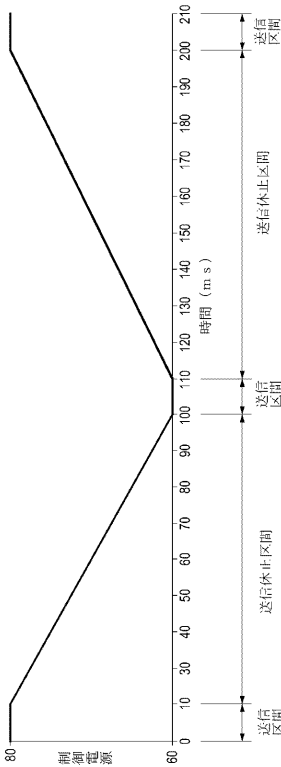
【 図 1 】



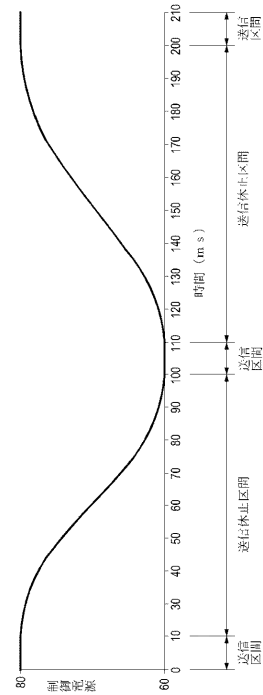
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

(72)発明者 キム, チル ス

大韓民国, ソウル特別市江南区大峙洞 1 0 0 3, メディソンビル, 3階, 三星メディソン
株式会社 R & D センター

F ターム(参考) 4C601 DD03 DE03 DE04 EE02 EE13 EE14 HH05 HH14 KK12 KK19
LL26

专利名称(译)	一种用于控制从多个传输电源装置提供的电源的超声波系统		
公开(公告)号	JP2012130699A	公开(公告)日	2012-07-12
申请号	JP2011278368	申请日	2011-12-20
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星メディソン株式会社		
[标]发明人	キムチルス		
发明人	キム, チル ス		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/56 A61B8/00 B06B1/0215 G01S7/52019 G01S7/52096		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE02 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/HH05 4C601/HH14 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/LL26		
优先权	1020100130595 2010-12-20 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声系统，用于控制从多个电源设备提供的电源。根据本发明的超声系统将超声信号发送到目标体，接收从目标体反射的超声回波信号，并且将传输应用于超声探头。电源单元，超声波探头和电源单元以及超声波信号发送部中的电源单元，其被配置为根据多个诊断模式提供具有不同电压电平的电力以形成脉冲。从供应单元提供的电源以恒定的第一电压电平被供应，并且在超声信号的传输暂停时段期间，基于预定波形将具有第一电压电平的电源转换为具有第二电压电平的电源。以及一个用于 [选型图]图1

