

(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2016-516477

(P2016-516477A)

(43) 公表日 平成28年6月9日(2016.6.9)

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)F1
A61B 8/12テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2016-501798 (P2016-501798)
 (86) (22) 出願日 平成26年3月13日 (2014.3.13)
 (85) 翻訳文提出日 平成27年10月15日 (2015.10.15)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2014/025253
 (87) 国際公開番号 W02014/159819
 (87) 国際公開日 平成26年10月2日 (2014.10.2)
 (31) 優先権主張番号 61/778,757
 (32) 優先日 平成25年3月13日 (2013.3.13)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 316004435
 パーク ジンヒョン
 アメリカ合衆国 92130 カリフォル
 ニア州 サン ディエゴ スイート 50
 0 バリー センター ドライブ 372
 1
 (71) 出願人 316004505
 コール ポール ダグラス
 アメリカ合衆国 94306 カリフォル
 ニア州 パロ アルト エル セントロ
 ストリート 3883
 (74) 代理人 110001690
 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 回転式血管内超音波装置から画像を生成するためのシステム及び方法

(57) 【要約】

本発明は、概ね回転式血管内超音波装置から画像を生成するためのシステム及び方法に関する。超音波撮像では、空間解像度及び深度透過度は、画像品質を定量的に評価するための重要なパラメータである。一般に、超音波の中心周波数での波長が空間解像度を決定し、周波数が増大するにつれて解像度が向上する。しかしながら、組織減衰は、通常、周波数の線形関数として増加し、血管内超音波撮像アプリケーションで一般に採用される高い周波数（例えば40MHzより高い周波数）では非線形にさえなって増加する。

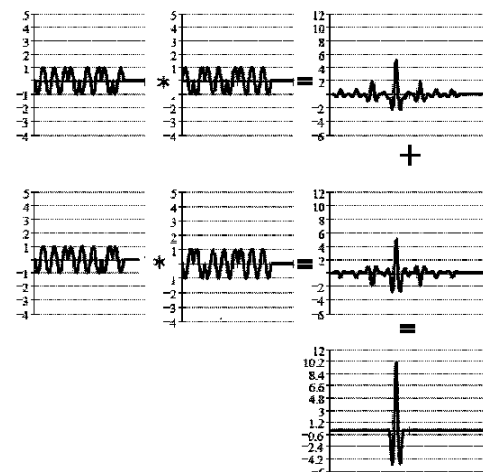


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

回転式血管内超音波装置から画像を生成する方法であって、前記方法は、
相補ゴレイ符号を血管内超音波装置の複数のトランスデューサに交互に送信するステップと、

前記トランスデューサから前記相補符号のエコーを受信するステップと、

前記受信したエコーを重み付けするステップ及び奇数の重み付けされたエコーを合計するステップを含み、中心エコーは 1 . 0 の重み付け値が与えられ、中心エコーの両隣はゴレイ対の相補エコーを構成する、前記エコーのパルス圧縮を実行するステップと、

前記圧縮されたエコーから画像を生成するステップとを含む、方法。

10

【請求項 2】

前記画像を表示するステップをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記ゴレイ符号は、前記ゴレイ符号にわたってバイフェーズ窓を適用することによって作られる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記バイフェーズ窓は、バイフェーズ矩形窓、バイフェーズ・ハミング窓、バイフェーズ・ハニング窓及びバイフェーズ・パートレット窓の一つである、請求項 3 に記載の方法。

20

【請求項 5】

前記方法は、前記相補符号の前記受信したエコーのコンボリューションを計算するステップをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

回転式血管内超音波装置から超音波画像を生成するためのシステムであって、前記システムは、

プロセッサと、

前記プロセッサに結合される複数のビームモジュールであって、各モジュールが、

前記プロセッサからトリガ信号を受信するための受信機と、

ゴレイ符号でプログラミングされた複合プログラマブル論理デバイスと、

高電圧切替送信機と、

超音波トランスデューサと

を含む当該ビームモジュールと

を有する、システム。

30

【請求項 7】

前記プロセッサは、トリガ信号を前記ビームモジュールに交互に送信し、これにより前記ビームモジュールに相補ゴレイ符号を交互に送信させる、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記プロセッサは、前記相補符号のエコーを受信する、請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記プロセッサは、前記エコーのパルス圧縮であって、前記受信したエコーを重み付けするステップ及び奇数の重み付けされたエコーを合計するステップを含み、中心エコーは 1 . 0 の重み付け値が与えられ、中心エコーの両隣はゴレイ対の相補エコーを構成する当該パルス圧縮を実行する、請求項 8 に記載のシステム。

40

【請求項 10】

前記プロセッサは、前記圧縮されたエコーから画像を生成する、請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記プロセッサは表示装置に結合され、前記画像が表示されるようにする、請求項 9 に記載のシステム。

50

【請求項 1 2】

前記ゴレイ符号は、前記ゴレイ符号にわたってバイフェーズ窓を適用することによって作られる、請求項 1 1 に記載のシステム。

【請求項 1 3】

前記バイフェーズ窓は、バイフェーズ矩形窓、バイフェーズ・ハミング窓、バイフェーズ・ハニング窓及びバイフェーズ・パートレット窓の一つである、請求項 1 2 に記載のシステム。

【請求項 1 4】

前記プロセッサは、前記相補符号の前記受信したエコーのコンボリューションを計算する、請求項 1 1 に記載の方法。

10

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本出願は、2013年3月13日に出願された米国仮特許出願第61/778,757号の優先権の利益を主張し、その内容は全体として参照により本明細書に組み込まれる。

【0002】

本発明は、概ね回転式血管内超音波装置から画像を生成するためのシステム及び方法に関する。

【背景技術】**【0003】**

20

超音波撮像では、空間解像度及び深度透過度は、画像品質を定量的に評価するための重要なパラメータである。一般に、超音波の中心周波数での波長が空間解像度を決定し、周波数が増大するにつれて解像度が向上する。しかしながら、組織減衰は、通常、周波数の線形関数として増加し、血管内超音波撮像アプリケーションで一般に採用される高い周波数（例えば40MHzより高い周波数）では非線形にさえなって増加する。高周波数超音波は、近接場における高解像度の撮像を容易にするが、深度透過度が損なわれ得、深部組織構造を識別することを難しくする。

【0004】

空間解像度の損失なしに深度透過度を向上させるためには、より多くの送信エネルギーを撮像対象に供給するために、送信電圧レベルが通常は増加される。しかしながら、このアプローチは、診断医療用超音波の規制によって、並びに、超音波トランスデューサ要素と撮像システム電子機器との間の長いケーブル長及びカテーテルが装着されたトランスデューサと一体化される小さなサイズの電子機器などの血管内超音波撮像環境の性質によっての両方で制限される。

30

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

送信電圧レベルの増加ではなく、伸長された変調送信バーストを用いる符号化励起法が、向上した空間解像度のために動作周波数を増大させながら深度透過度を維持するというジレンマに対処するために、採用されてきた。この方法は、パルス圧縮と呼ばれる。パルス圧縮を用いる超音波撮像装置は、従来の短いパルスの代わりに符号化された長いパルスを採用する。符号化励起法の一つの種類は、ゴレイ（Golay）符号を使用する。ゴレイ符号は、短いバーストで変調されるバイナリコードである。（特定シーケンスの）2つの異なるバイナリコードは、ゴレイ対を構成する。2つの符号が別々に復号されて合計されると、レンジサイドローブは、メインローブのみを残して、完全に除去される。ゴレイ符号のこの特性により、ゴレイ符号を超音波撮像装置に活用するために大いなる試みがなされてきた。

40

【0006】

実際には、組織構造内の超音波の非線形伝搬、モーションアーチファクト、及び他の非理想性のために、レンジサイドローブは完全に除去されない。特に回転式血管内超音波で

50

は、連続回転が、ゴレイ対を作るのに使用される隣接する A - スキャンに対してわずかな角度ずれを引き起こし、結果としてレンジサイドローレベルが増大する。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、ゴレイ符号の回転式血管内超音波法 (intravascular ultrasound: I V U S) におけるモーションアーチファクトを抑制するために、短いバースト変調ゴレイ符号をマルチビームアプローチと共に用いる。ゴレイ符号と共に使用するマルチビーム・ストラテジは、相補ゴレイ符号を交互に送信することと、次いで、(1より大きい)奇数の重み付けされて復号された A - スキャンを合計することを含む。

【0008】

ある態様では、本発明は、回転式血管内超音波装置から画像を生成する方法を提供する。本方法は、相補ゴレイ符号を血管内超音波装置の複数のトランスデューサに交互に送信することを含む。加えて、本方法は、トランスデューサから相補符号のエコーを受信し、エコーのパルス圧縮を実行することを含む。パルス圧縮は、受信したエコーを重み付けするステップと、奇数の重み付けされたエコーを合計するステップとを含み、中心エコーは 1.0 の重み付け値が与えられ、中心エコーの両隣はゴレイ対の相補エコーを構成する。画像は圧縮されたエコーから作られ、画像は表示されてもよい。本発明の方法は、さらに、相補符号の受信したエコーのコンボリューションを計算することを含んでもよい。

【0009】

当該技術において知られる任意の技術が、ゴレイ符号を作るために使用されてもよい。ある実施形態では、ゴレイ符号は、ゴレイ符号にわたってバイフェーズ窓を適用することによって作られる。バイフェーズ窓は、バイフェーズ矩形窓、バイフェーズ・ハミング窓、バイフェーズ・ハニング窓及びバイフェーズ・パートレット窓の一つであってもよい。

【0010】

本発明の別の態様は、回転式血管内超音波装置から超音波画像を生成するためのシステムを提供する。本システムは、プロセッサと、該プロセッサに結合される複数のビームモジュールとを含む。各モジュールは、プロセッサからトリガ信号を受信するための受信機と、ゴレイ符号でプログラミングされた複合プログラマブル論理デバイスと、高電圧切替送信機と、超音波トランスデューサとを含む。

【0011】

プロセッサは、トリガ信号をビームモジュールに交互に送信し、これによりビームモジュールに相補ゴレイ符号を交互に送信させる。プロセッサは、相補符号のエコーを受信する。プロセッサは、受信したエコーを重み付けするステップと、奇数の重み付けされたエコーを合計するステップとを含むエコーのパルス圧縮を実行し、該圧縮では、中心エコーは 1.0 の重み付け値が与えられ、中心エコーの両隣はゴレイ対の相補エコーを構成する。プロセッサは、圧縮されたエコーから画像を生成する。プロセッサは表示装置に結合され、画像が表示されるようにする。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】図1は、長さ8のゴレイ相補シーケンスの対を用いるサイドローブのキャンセリングの原理を示す一連のグラフである。

【図2】図2は、本発明のシステムを示す。

【図3】図3は、どのように本発明の方法が実行されるかを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

本発明は、概して回転式血管内超音波 (I V U S) 装置から画像を生成するためのシステム及び方法に関する。本発明のシステム及び方法は、特に回転式 I V U S に有用である。回転式 I V U S カテーテルでは、圧電結晶を有する単一トランスデューサは、電気パルスで断続的に励起されながら、高速回転される (例えば毎分約 1800 回転)。励起パルスは、トランスデューサを、一連の送信パルスを送出するように振動させる。送信パルス

10

20

30

40

50

は、エコー信号の受信のための時間を許容する周波数で送信される。受信信号が散在する送信パルスのシーケンスは、血管の完全な断面画像を再構築するのに必要な超音波データを提供する。

【 0 0 1 4 】

回転式 I V U S カテーテルの一般的なデザイン及び構造は、例えば Yock の米国特許第 4,794,931 号、第 5,000,185 号及び第 5,313,949 号；Sieben 等の米国特許第 5,243,988 号及び第 5,353,798 号；Crowley 等の米国特許第 4,951,677 号；Pomeranz の米国特許第 5,095,911 号、Griffith 等の米国特許第 4,841,977 号、Maroney 等の米国特許第 5,373,849 号、Born 等の米国特許第 5,176,141 号、Lancee 等の米国特許第 5,240,003 号、Lancee 等の米国特許第 5,375,602 号、Gardineer 等の米国特許第 5,373,845 号、Seward 等の Mayo Clinic Proceedings 71(7):629-635 (1996)、Packer 等の Cardioslim Conference 833 (1994), "Ultrasound Cardioscopy," Eur. J.C.P.E. 4(2):193 (June 1994)、Eberle 等の米国特許第 5,453,575 号、Eberle 等の米国特許第 5,368,037 号、Eberle 等の米国特許第 5,183,048 号、Eberle 等の米国特許第 5,167,233 号、Eberle 等の米国特許第 4,917,097 号、Eberle 等の米国特許第 5,135,486 号、並びに腔内超音波装置及びモダリティに関する技術において良く知られた他の引用文献に示されている。カテーテルは、一般的に近位及び遠位領域を有し、遠位領域に位置付けられるイメージング用先端部を含む。このようなカテーテルは、患者の体内の関心領域に位置付けられると、イメージング用先端部を取り囲むエリアの超音波検査画像を取得する能力を有する。カテーテル及びこれに関連する電子回路は、関心領域で取得された各超音波検査データセットに対してカテーテル軸の位置を規定することができる。

10

20

【 0 0 1 5 】

本発明のシステム及び方法は、グレイ符号を使用する。超音波におけるグレイ符号の使用は、例えば米国特許第 7,535,797 号；第 6,958,042 号；第 6,663,565 号；第 6,638,227 号；第 6,491,631 号；第 6,375,618 号；第 6,350,240 号；第 6,312,384 号；第 6,210,332 号；第 6,186,949 号；及び第 6,146,328 号に説明されており、各々の内容は全体として参照により本明細書に組み込まれる。

【 0 0 1 6 】

グレイ相補シーケンスはバイナリコードの対であり、相補対と呼ばれるより信号の大きなファミリに属し、自己相関関数は、大きさが等しく符号が逆のサイドローブを有する同じ長さ N の 2 つの符号から構成される。これらを合計すると、 $2N$ のピーク及びゼロサイドローブを有する合成自己相関関数になる。図 1 は、各々が 8 ビットに等しい長さの信号の対に対するサイドローブキャンセリングの原理を示す。

30

【 0 0 1 7 】

基本的に、グレイ対を生成するためのいくつかのアルゴリズムが有る。仮に、変数 a_i 及び b_i ($i = 1, 2, \dots, n$) は、 $' + 1 '$ 又は $' - 1 '$ 、 $[3]$ 、のいずれかに等しい 2 つの n 長相補系列の要素であるとする。

【 数 1 】

$$\begin{aligned} A &= a_1, a_2, \dots, a_n; \\ B &= b_1, b_2, \dots, b_n. \end{aligned} \quad (1)$$

40

【 0 0 1 8 】

順序対 $(A; B)$ は、これらの関連する多項式

【 数 2 】

$$\begin{aligned} A(x) &= a_1 + a_2x + \dots + a_nx^{n-1}, \\ B(x) &= b_1 + b_2x + \dots + b_nx^{n-1}, \end{aligned} \quad (2)$$

が、ローラン多項式環 $Z[x, x^{-1}]$ における恒等式

【 数 3 】

$$A(x)A(x^{-1}) + B(x)B(x^{-1}) = 2n \quad (3)$$

50

を満たすとき、且つ、そのときに限り長さ n のグレイシーケンスである。

【 0 0 1 9 】

仮に、シーケンス A 及び B に対応する自動相関関数 N_A 及び N_B は

【 数 4 】

$$\begin{aligned} N_A(j) &= \sum_{i \in \mathbb{Z}} a_i a_{i+j} \\ N_B(j) &= \sum_{i \in \mathbb{Z}} b_i b_{i+j} \end{aligned} \quad (4)$$

によってそれぞれ規定されたとし、ここで、 k が $(1 \dots n)$ に属さない場合、 $a_k = 0$ と設定する。ここで、条件式 (3) は、和 $N_A + N_B$ 、及び

【 数 5 】

$$N_A(j) + N_B(j) = \begin{cases} 2N, & j=0 \\ 0, & j \neq 0 \end{cases} \quad (5)$$

によって表現することができる。両方の自己相関関数の和は、 $j = 0$ において $2N$ であり、そうでなければゼロになる。

【 0 0 2 0 】

グレイシーケンスを構築するための第2の再帰的方法が以下に示される。仮に、変数 $a(i)$ 及び $b(i)$ は、長さ 2^n の要素 $+1$ 、 -1 を有する2つの相補シーケンスの要素 ($i = 0, 1, 2, \dots, 2^n - 1$) であるとし、

【 数 6 】

$$\begin{aligned} a_0(i) &= \delta(i) \\ b_0(i) &= \delta(i) \end{aligned} \quad (6)$$

【 数 7 】

$$\begin{aligned} a_n(i) &= a_{n-1}(i) + b_{n-1}(i - 2^{n-1}) \\ b_n(i) &= a_{n-1}(i) - b_{n-1}(i - 2^{n-1}) \end{aligned} \quad (7)$$

ここで、 $\delta(i)$ はクロネッカーのデルタ関数である。

【 0 0 2 1 】

式7は、各ステップにおいて、シーケンスの新しい要素は、長さ n の要素 $a_n(i)$ 及び $b_n(i)$ の連結によって作られることを示す。

例：

仮に $n = 1$ とすると、 i は値 0 及び 1 をとる。

【 数 8 】

$$\begin{aligned} a_1(0) &= a_0(0) + b_0(-1) = 1; \\ b_1(0) &= a_0(0) - b_0(-1) = 1; \\ a_1(1) &= a_0(1) + b_0(0) = 1; \\ b_1(1) &= a_0(1) - b_0(0) = -1. \end{aligned} \quad 40$$

最終的な結果として、長さ 2^n の2つの相補シーケンスを得る：

【 数 9 】

$$\begin{aligned} a_1 &= \{1, 1\}; \\ b_1 &= \{1, -1\}. \end{aligned}$$

ひとたびこれらの動作が $n = 2, 3, 4, \dots$ に対して再帰的に実行されると、下記の相補シーケンスが得られる：

【数 1 0】

$$a_2 = \{1, 1, 1, -1\};$$

$$b_2 = \{1, 1, -1, 1\}.$$

$$a_3 = \{1, 1, 1, -1, 1, 1, -1, 1\};$$

$$b_3 = \{1, 1, 1, -1, -1, -1, 1, -1\}.$$

$$a_4 = \{1, 1, 1, -1, 1, 1, -1, 1, 1, 1, -1, -1, -1, 1, -1\};$$

$$b_4 = \{1, 1, 1, -1, 1, 1, -1, 1, -1, -1, -1, 1, 1, 1, -1, 1\}.$$

10

適用される数学的形式のみが異なる相補符号対を生成する同様のやり方は、Mendieta等によって説明されており (Complementary sequence correlations with applications to reflectometry studies, Instrumentation and Development, 3, 6, 1996)、その内容は全体として参照により本明細書に組み込まれる。

【0 0 2 2】

図 2 及び図 3 は、本発明のシステム及び方法を示す。本システムは、プロセッサと、該プロセッサに結合される複数のビームモジュールとを含む。各モジュールは、プロセッサからのトリガ信号を受信するための受信機と、ゴレイ符号でプログラミングされた複合プログラマブル論理デバイスと、高電圧切替送信機と、超音波トランスデューサとを含む。

20

【0 0 2 3】

プロセッサは、トリガ信号をビームモジュールに交互に送信し、これによりビームモジュールに相補ゴレイ符号を交互に送信させる。超音波透過の第 1 の時点では、トランスデューサアレイの奇数トランスデューサが、第 1 符号シーケンス (ゴレイ符号 1 (G 1)) に対応する超音波パルス信号を送信する。トランスデューサアレイの偶数トランスデューサが、第 2 符号シーケンス (ゴレイ符号 2 (G 2)) に対応する超音波パルス信号を送信する。人間の身体などの関心対象への超音波パルス信号の送信と、関心対象からの反射された信号の受信とが同時に起こる。第 1 及び第 2 の超音波透過における対応するゴレイ符号に対するトランスデューサアレイの偶数トランスデューサと奇数トランスデューサとの間の切り替えは、グレーティングローブを低減する。グレーティングローブは、超音波信号が望まないやり方で補完される場合に生成されるビームパターンのピークである。

30

【0 0 2 4】

プロセッサは相補符号のエコーを受信する。プロセッサは、受信したエコーを重み付けするステップと、奇数の重み付けされたエコーを合計するステップとを含むエコーのパルス圧縮を実行し、該圧縮では、中心エコーは 1 . 0 の重み付け値が与えられ、中心エコーの両隣の重み付けされた合計はゴレイ対の相補エコーを構成する。例えば、図 3 は、3 つのビームが、1 つの複合ゴレイ符号化励起走査線を生成するのに使用されることを示す。図は、各送信信号がゴレイ符号のメンバーと対になることを示す。システムは、対が交互である (G 1、G 2、G 1、G 2、G 1、G 2 等) ように設定される。例として一番上の 3 つのビームを見る。第 1 走査線は、ゴレイ符号 2 からの対の 1 つのメンバーと、ゴレイ符号 1 の対の両方のメンバーを合計することによって作られる。ゴレイ符号 2 の対のメンバーは、ゴレイ符号 2 の対のメンバーと隣接するゴレイ符号 1 の対の中心線である。中心ビーム (ゴレイ符号 2) のための重み付けは 1 . 0 であり、一方で、隣接するビーム (ゴレイ符号対 G 1 及び G 1) は各々 0 . 5 である。このやり方では、ゴレイ符号 1 からの対は互いにキャンセリングされ、ゴレイ符号 2 のメンバーの中心線ビームのみが残り、これにより、走査線 1 に対するサイドローブを除去し、この走査線に対するアーチファクトを取り除く。

40

【0 0 2 5】

50

該プロセスは、その後各走査線に対して繰り返され、画像が走査線から組み立てられる。プロセッサは表示装置に結合され、画像が表示されるようにする。

【 0 0 2 6 】

特許、特許出願、特許公報、雑誌、書籍、ウェブコンテンツなど他の書類の参照及び引用が、この開示を通して行われてきた。全てのこのような文書は、ここで全ての目的に対して全体として参照により本明細書に組み込まれる。

【 0 0 2 7 】

ここに示された及び説明されたものに加えて、本発明のさまざまな変更形態及び多くの他の実施形態は、ここに引用された科学及び特許文献への参照を含むこの文書の全ての内容から当業者に明らかになるだろう。本明細書の内容は、さまざまな実施形態及びこれらと同等のものにおける本発明の実施に適合され得る重要な情報、例示並びにガイダンスを含む。

10

【 図 1 】

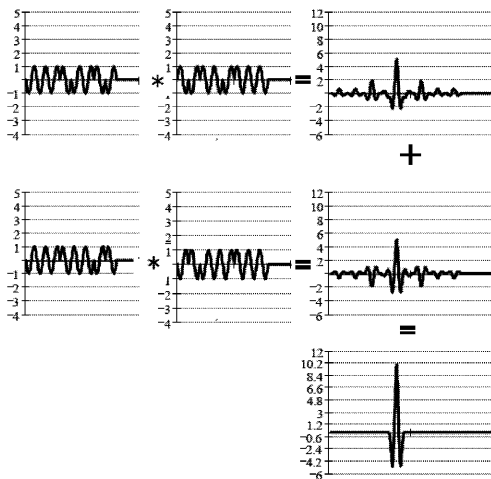


FIG. 1

【 図 2 】

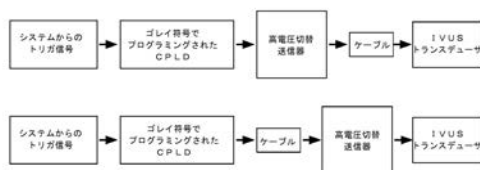


図 2

【 図 3 】

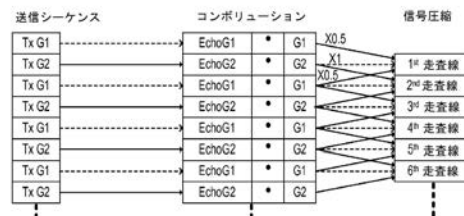


図 3

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2014/025253

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(8) - A61B 8/00 (2014.01) USPC - 600/443 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(8) - A61B 8/00, 8/06, 8/12; A61N 3/02; G01S 3/80 (2014.01) USPC - 73/625, 627, 628; 128/918; 367/11; 600/437, 443, 444, 445, 447, 449 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched CPC - A61B 8/06, 8/0891, 8/12; A61N 7/00, 2007/0052 (2014.06) Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) PatBase, Google Scholar, PubMed		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6,210,332 B1 (CHIAO et al) 03 April 2001 (03.04.2001) entire document	1-3, 5-12, 14
Y		4, 13
Y	US 6,350,240 B1 (SONG et al) 26 February 2002 (26.02.2002) entire document.	4, 13
A	TROTS et al. 'Coded Transmission in Synthetic Transmit Aperture Ultrasound Imaging Method' World Academy of Science, Engineering and Technology; 24 March 2012; Vol. 6, pgs. 1-6	1-14
A	US 6,638,227 B2 (BAE) 28 October 2003 (28.10.2003) entire document	1-14
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐		
* 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 29 June 2014		Date of mailing of the international search report 18 JUL 2014
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. 571-273-3201		Authorized officer: Blaine R. Copenheaver PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, 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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 パーク ジンヒョン

アメリカ合衆国 9 2 1 3 0 カリフォルニア州 サン ディエゴ スイート 5 0 0 バリー
センター ドライブ 3 7 2 1

(72)発明者 コール ポール ダグラス

アメリカ合衆国 9 4 3 0 6 カリフォルニア州 パロ アルト エル セントロ ストリート
3 8 8 3

Fターム(参考) 4C601 BB14 DD14 EE04 GB14 HH11 JB44 JB45 JB47

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2016516477A5	公开(公告)日	2017-04-13
申请号	JP2016501798	申请日	2014-03-13
[标]申请(专利权)人(译)	公园琴酒 科尔保罗道格拉斯		
申请(专利权)人(译)	公园Jinhyon 呼叫保罗·道格拉斯		
[标]发明人	パークジンヒョン コールポールダグラス		
发明人	パーク ジンヒョン コール ポール ダグラス		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/5207 A61B8/5276 G01S15/8956 G01S15/8961		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB14 4C601/DD14 4C601/EE04 4C601/GB14 4C601/HH11 4C601/JB44 4C601/JB45 4C601/JB47		
优先权	61/778757 2013-03-13 US		
其他公开文献	JP6339170B2 JP2016516477A		

摘要(译)

本发明总体上涉及用于从旋转的血管内超声设备产生图像的系统和方法。在超声成像中，空间分辨率和深度透明性是定量评估图像质量的重要参数。通常，超声波的中心频率处的波长确定空间分辨率，并且分辨率随着频率的增加而提高。然而，组织衰减通常作为频率的线性函数而增加，并且甚至在血管内超声成像应用中通常采用的较高频率（例如，高于40 MHz的频率）下甚至非线性地增加。