

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6085251号
(P6085251)

(45) 発行日 平成29年2月22日(2017.2.22)

(24) 登録日 平成29年2月3日(2017.2.3)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 14 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2013-539376 (P2013-539376)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成23年11月14日(2011.11.14)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2014-505498 (P2014-505498A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成26年3月6日(2014.3.6)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/IB2011/055066		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02012/066462		
(87) 国際公開日	平成24年5月24日(2012.5.24)	(74) 代理人	100107766
審査請求日	平成26年11月11日(2014.11.11)		弁理士 伊東 忠重
(31) 優先権主張番号	10191687.2	(74) 代理人	100070150
(32) 優先日	平成22年11月18日(2010.11.18)		弁理士 伊東 忠彦
(33) 優先権主張国	欧州特許庁(EP)		
(31) 優先権主張番号	11163905.0		
(32) 優先日	平成23年4月27日(2011.4.27)		
(33) 優先権主張国	欧州特許庁(EP)		
前置審査		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 超音波信号をフィルタリングするフィルタリング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波信号をフィルタリングするフィルタリング装置であって、

前記超音波信号は、電気ユニットにより影響され、オブジェクトから前記超音波信号が受信される前記オブジェクトに関する情報を含む第一の部分と、前記オブジェクトに関する情報を含まない第二の部分とを含み、

当該フィルタリング装置は、

前記超音波信号の前記第二の部分から、前記超音波信号への前記電気ユニットの影響を示す補正信号を決定する補正信号決定手段と、

前記超音波信号から前記電気ユニットの影響をフィルタリングするため、決定された補正信号に基づいて前記超音波信号の前記第一の部分を補正する補正ユニットと、

を備えることを特徴とするフィルタリング装置。

【請求項 2】

前記補正ユニットは、前記超音波信号の前記第一の部分から前記決定された補正信号を差し引き、

請求項 1 記載のフィルタリング装置。

【請求項 3】

当該フィルタリング装置は、前記電気ユニットによる影響に関する基本周波数を供給する基本周波数供給手段を備え、

前記補正信号決定手段は、供給される基本周波数に依存して、前記電気ユニットによる

10

20

影響の少なくとも 1 サイクルに対応する、前記超音波信号の前記第二の部分のサブ部分を決定し、前記超音波信号の前記第二の部分の決定されたサブ部分に依存して前記補正信号を決定する、

請求項 2 記載のフィルタリング装置。

【請求項 4】

前記基本周波数供給手段は、前記超音波信号の前記第二の部分の 2 つの連続するサブ部分の相互相関を計算することで、前記基本周波数を決定する、

請求項 3 記載のフィルタリング装置。

【請求項 5】

前記補正信号決定手段は、前記第二の部分のサブ部分をアップサンプルする、

10

請求項 3 記載のフィルタリング装置。

【請求項 6】

前記補正信号決定手段は、前記第二の部分のアップサンプルされたサブ部分に、無限インパルス応答 (IIR) フィルタを適用する、

請求項 5 記載のフィルタリング装置。

【請求項 7】

前記補正信号決定手段は、前記第二の部分のサブ部分に、バイレシプロカル IIR フィルタを適用する、

請求項 5 記載のフィルタリング装置。

【請求項 8】

20

前記補正信号決定手段は、ファクタ 2 により前記第二の部分のサブ部分をアップサンプルすること、前記第二の部分のアップサンプルされたサブ部分に IIR フィルタを適用すること、を数回にわたり行う、

請求項 5 記載のフィルタリング装置。

【請求項 9】

時間に依存する増幅は、前記超音波信号に適用され、

前記補正信号決定手段は、前記時間に依存する増幅を前記補正信号に適用する、

請求項 1 記載のフィルタリング装置。

【請求項 10】

オブジェクトを感知する超音波感知装置であって、

30

前記オブジェクトから受けた超音波に依存する超音波信号を生成する超音波手段と、電気ユニットである更なる手段とを含むカテーテルであって、前記超音波手段及び前記電気ユニットは、同時に動作し、生成された超音波信号は、前記電気ユニットにより影響され、オブジェクトから前記超音波信号が受信された前記オブジェクトに関する情報を含む第一の部分と、前記オブジェクトに関する情報を含まない第二の部分とを含む、カテーテルと、

請求項 1 記載のフィルタリング装置であって、前記補正信号決定手段は、前記超音波信号の前記第二の部分から、生成された超音波信号への前記電気ユニットへの影響を示す補正信号を決定し、前記補正ユニットは、前記超音波信号の前記第一の部分から前記電気ユニットの影響をフィルタリングするため、決定された補正信号に基づいて前記超音波信号の前記第一の部分を補正する、フィルタリング装置と、を備える、

40

超音波感知装置。

【請求項 11】

前記電気ユニットは、前記オブジェクトに電気エネルギーを印加する電極である、

請求項 10 記載の超音波感知装置。

【請求項 12】

超音波信号をフィルタリングするフィルタリング装置の作動方法であって、

前記超音波信号は、電気ユニットにより影響され、オブジェクトから前記超音波信号が受信される前記オブジェクトに関する情報を含む第一の部分と、前記オブジェクトに関する情報を含まない第二の部分とを含み、

50

当該フィルタリング装置の作動方法は、

補正信号決定手段により、前記超音波信号の前記第二の部分から、前記超音波信号への前記電気ユニットへの影響を示す補正信号を決定する段階と、

補正ユニットにより、前記超音波信号から前記電気ユニットの影響をフィルタリングするため、決定された補正信号に基づいて前記超音波信号の前記第一の部分を補正する段階と、

を含むことを特徴とするフィルタリング装置の作動方法。

【請求項 13】

超音波信号をフィルタリングするためのフィルタリングコンピュータプログラムであって、

前記フィルタリングコンピュータプログラムがコンピュータで実行されたとき、請求項 12 記載のフィルタリング装置の作動方法の各段階を実行させるコンピュータプログラムを含む、

ことを特徴とするフィルタリングコンピュータプログラム。

【請求項 14】

オブジェクトを感知する超音波感知コンピュータプログラムであって、

前記超音波感知コンピュータプログラムがコンピュータで実行されたとき、請求項 12 記載のフィルタリング装置の作動方法のフィルタリング装置の作動方法の各

段階を実行させる、

ことを特徴とする超音波感知コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波信号をフィルタリングするフィルタリング装置、フィルタリング方法及びフィルタリングコンピュータプログラムに関する。

さらに、本発明は、オブジェクトを感知する超音波感知装置、超音波感知方法及び超音波感知コンピュータプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

US5,409,000は、超音波トランスデューサ及びアブレーション電極をもつアブレーションカテーテルを開示している。超音波波形は、心臓組織に結合され、心臓組織から戻る超音波エコーは、超音波トランスデューサにより取得され、スクリーン上に可視化される。アブレーション手術を行う医師は、超音波画像に依存してアブレーション手術を行うため、スクリーン上で結果として得られる超音波画像を観察することができる。アブレーション手術は、アブレーションカテーテルの先端に位置されるアブレーション電極に、無線周波（RF）電流を印加することで行われる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

同じカテーテル内部で超音波画像形成と一緒に RF アブレーションを行う問題点は、超音波トランスデューサにより生成され、超音波画像を形成するために使用される超音波信号への RF 信号の容量性及び導電性結合である。これは、超音波信号の品質を低下させ、従ってアブレーション手術をモニタするために使用される超音波画像の品質を低下させる。

【0004】

本発明の目的は、超音波信号をフィルタリングするためのフィルタリング装置、フィルタリング方法及びフィルタリングコンピュータプログラムを提供することにある、RF アブレーション電極のような電気ユニットの影響を低減させることができる。

【0005】

本発明の更なる目的は、フィルタリング装置を有する、オブジェクトを感知するための

10

20

30

40

50

超音波感知装置、オブジェクトを感知するための対応する超音波感知方法及び超音波感知コンピュータプログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の第一の態様では、超音波信号をフィルタリングするフィルタリング装置が提供され、超音波信号は、電気ユニットにより影響され、超音波信号が受信されたオブジェクトに関する情報を含む第一の部分と、オブジェクトに関する情報を含まない第二の部分を含む。フィルタリング装置は、以下を有する。超音波信号の第二の部分から、超音波信号への電気ユニットの影響を示す補正信号を決定する補正信号決定ユニット。超音波信号から電気ユニットの影響をフィルタリングするため、決定された補正信号に基づいて超音波信号の第一の部分を補正する補正ユニット。

10

【0007】

補正信号決定ユニットは、オブジェクトに関する情報を含まない第二の部分からの超音波信号への、例えばアブレーション電極である電気ユニットの影響を示す補正信号を決定するので、補正信号は、超音波信号への電気ユニットからの電気信号の容量性結合及び／又は導電結合のような望まれない作用により生じる。超音波信号の第一の部分は、オブジェクトに関する情報と、容量性及び／又は導電性結合のような望まれない作用に関する情報の両者を含む。超音波信号から電気ユニットの影響をフィルタリングするため、決定された補正信号に基づいて超音波信号の第一の部分を補正することで、オブジェクトに関する所望の情報は、更に明確にされ、超音波信号の第一の部分から容易に取得される。従って、超音波信号の品質が改善される。

20

【0008】

好ましくは、電気ユニットは、特にRFエネルギーである電気エネルギーをオブジェクトに印加する電極であり、超音波信号への影響は、容量性及び／又は導電性結合により引き起こされる。好適な実施の形態では、電気ユニットは、RFアブレーション電極である。オブジェクトは、特に心壁である、好ましくは人の心臓であるか又は動物の心臓であり、オブジェクトに関する情報は、好ましくは心臓組織に関する情報である。

【0009】

超音波信号は、好ましくはAライン信号であり、Aラインの第一の部分は、オブジェクトに関する情報を含み、Aラインの第二の部分は、オブジェクトに関する情報を含まない。補正ユニットは、超音波信号の第一の部分を補正するため、超音波信号の第一の部分から決定された補正信号を差し引くことが好ましい。

30

【0010】

フィルタリング装置は、電気ユニットによる影響に関する基本周波数を提供する基本周波数提供ユニットを有することが更に好ましい。補正信号決定ユニットは、提供された基本周波数に依存して、電気ユニットによる影響の少なくとも1サイクルに対応する、超音波信号の第二の部分のサブ部分を決定し、超音波信号の第二の部分の決定されたサブ部分に依存して、補正信号を決定することが好ましい。補正ユニットは、第一の部分を補正するため、超音波信号の第一の部分から補正信号を差し引く。超音波信号の第一の部分の係る補正は、第一の部分を補正する品質を更に改善する。更に、超音波信号の第二の部分の決定されたサブ部分のシーケンスは、補正信号として決定される。

40

【0011】

好適な実施の形態では、基本周波数ユニットは、超音波信号の第二の部分の2つの連続するサブ部分の相互相関を計算することで、基本周波数を決定する。特に、基本周波数供給ユニットは、好ましくは、放物線関数を相互相関にフィットさせ、フィットされた放物線関数の最大値に依存して、基本周波数を決定する。これは、比較的シンプルなやり方で、特に現在のAラインについて、現在の超音波信号の基本周波数を決定するのを可能にする。別の実施の形態では、基本周波数供給ユニットは、電気ユニットを制御する制御ユニットから基本周波数を受け、受けた基本周波数を補正信号決定ユニットに供給する。

【0012】

50

好適な実施の形態では、補正信号決定ユニットは、第二の部分のサブ部分をアップサンプルする。好ましくは、補正信号決定ユニットは、ファクタ2で第二の部分のサブ部分をアップサンプルする。更に好ましくは、補正信号決定ユニットは、第二の部分のアップサンプルされたサブ部分に無限インパルス応答フィルタ(IIR)を適用する。特に、補正信号決定ユニットは、第二の部分のアップサンプルされたサブ部分にバイレシプロカル(bi-reciprocal) IIRフィルタを適用する。

【0013】

補正信号決定ユニットは、以下のステップを数回にわたり実行することが好ましい。a)ファクタ2で第二の部分のサブ部分をアップサンプリングする段階、及びb)第二の部分のアップサンプルされたサブ部分にIIRフィルタを適用する段階。IIRフィルタのアップサンプリング及び適用は、4回にわたり行われることが好ましいが、4回を超えて実行することもできる。第二の部分のサブ部分のアップサンプリング及び例えばバイレシプロカルIIRフィルタの適用は、エリアシングが生じないように、第二の部分のサブ部分が影響されないように、第二の部分のアップサンプルされたサブ部分を生成するのを可能にする。アップサンプリング段階当たり好適なファクタ2は、オンチップの計算を統合するとき有効である、デジタルシグナルプロセッサでの容易な実現を可能にする。

【0014】

時間に依存する増幅が超音波信号に適用されることが好ましく、補正信号決定ユニットは、補正信号に時間に依存する増幅を適用する。時間に依存する増幅(Time-Gain-Control又はTGC)は、オブジェクト内での減衰のため、超音波パルスの強度における損失を補償するのを可能にする。この補償は、超音波信号の品質を改善し、従って、アブレーション手術をモニタするため、特に切除されたオブジェクト内の切除の深さを決定するために使用される、最終的にフィルタリングされた信号の品質を改善する。

【0015】

本発明の更なる態様では、オブジェクトを感知する超音波感知装置が提供され、超音波感知装置は、以下を有する。オブジェクトから受信された超音波に依存する超音波信号を生成する超音波ユニット、電気ユニットである更なるユニットとを含むカテーテル。超音波ユニット及び電気ユニットは、同時に動作し、生成された超音波信号は、電気ユニットにより影響され、超音波信号が受信されるオブジェクトに関する情報を含む第一の部分と、オブジェクトに関する情報を含まない第二の部分とを含む。請求項1で定義されるフィルタリング装置。補正信号決定ユニットは、超音波信号の第二の部分から、生成された超音波信号への電気ユニットの影響を示す補正信号を決定する。補正信号は、超音波信号の第一の部分から電気ユニットの影響をフィルタリングするため、決定された補正信号に基づいて超音波信号の第一の部分を補正する。

【0016】

本発明の更なる態様では、超音波信号をフィルタリングするフィルタリング方法が提示され、超音波信号は、電気ユニットにより影響され、超音波信号が受信されるオブジェクトに関する情報を含む第一の部分と、オブジェクトに関する情報を含まない第二の部分とを含む。フィルタリング方法は、以下の段階を含む。補正信号決定ユニットにより超音波信号の第二の部分から、超音波信号への電気ユニットの影響を示す補正信号を決定する段階。補正ユニットにより超音波信号から電気ユニットの影響をフィルタリングするため、決定された補正信号に基づいて超音波信号の第一の部分を補正する段階。

【0017】

本発明の更なる態様では、オブジェクトを感知する超音波感知方法が提供され、超音波感知方法は、以下の段階を含む。超音波ユニットによりオブジェクトから受信された超音波に依存する超音波信号を生成する段階。超音波ユニット及び電気ユニットである更なるユニットは、カテーテルに含まれており、超音波ユニット及び電気ユニットは、同時に動作し、生成された超音波信号は、電気ユニットにより影響され、超音波信号が受信されたオブジェクトに関する情報を含む第一の部分と、オブジェクトに関する情報を含まない第二の部分とを含む。請求項12で定義されたフィルタリング方法のフィルタリング段

階。補正信号決定ユニットは、超音波信号の第二の部分から、生成された超音波信号への電気ユニットへの影響を示す補正信号を決定し、補正ユニットは、超音波信号の第一の部分から電気ユニットへの影響をフィルタリングするため、決定された補正信号に基づいて超音波信号の第一の部分を補正する。

【0018】

本発明の更なる態様では、超音波信号をフィルタリングするフィルタリングコンピュータプログラムが提示され、フィルタリングコンピュータプログラムは、フィルタリングコンピュータプログラムがフィルタリング装置を制御するコンピュータで実行されたとき、請求項1で定義されたフィルタリング装置に請求項12で定義されたフィルタリング方法の段階を実行させるプログラムコードを含む。

10

【0019】

本発明の更なる態様では、オブジェクトを感知する超音波感知コンピュータプログラムが定義され、超音波感知コンピュータプログラムは、超音波感知コンピュータプログラムが超音波感知装置を制御するコンピュータで実行されるとき、請求項10で定義された超音波感知装置に超音波感知方法の段階を実行させるプログラムコードを含む。

【0020】

請求項1のフィルタリング装置、請求項10の超音波感知装置、請求項12のフィルタリング方法、超音波感知方法、請求項13のフィルタリングコンピュータプログラム、及び請求項14の超音波感知コンピュータプログラムは、従属の請求項で定義されるように類似及び/又は同じ好適な実施の形態を有することを理解されたい。

20

【0021】

本発明の好適な実施の形態は、従属の請求項とそれぞれの独立の請求項との組み合わせとすることができることを理解されたい。

【0022】

本発明のこれらの態様及び他の態様は、以下に記載される実施の形態を参照して明らかとなるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】オブジェクトを感知する超音波感知装置の実施の形態を概略的且つ例示的に示す図である。

30

【図2】超音波感知装置のカテーテルの先端を概略的且つ例示的に示す図である。

【図3】組織の深さに依存して超音波エネルギーの依存度及び対応する超音波信号を概略的且つ例示的に示す図である。

【図4】フィルタリングされていないAラインを概略的且つ例示的に示す図である。

【図5】アップサンプリング及びフィルタリングの影響を例示する図である。

【図6】補正信号を概略的且つ例示的に示す図である。

【図7】補正されたAラインを概略的且つ例示的に示す図である。

【図8】補正されていないAラインからなる超音波Mモード画像を示す図である。

【図9】補正されたAラインからなる超音波M画像を示す図である。

【図10】超音波信号をフィルタリングするフィルタリング方法の実施の形態を例示するフローチャートである。

40

【図11】オブジェクトを感知する超音波感知方法の実施の形態を例示するフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0024】

図1は、オブジェクト4を感知する超音波感知装置1を概略的且つ例示的に示す。この実施の形態では、オブジェクト4は、テーブル60に位置される人13の心臓である。特に、オブジェクトは、心臓4の壁の心臓組織である。超音波感知装置1は、カテーテルの先端40をもつカテーテル12を有しており、カテーテルの先端40は、図2において概略的且つ例示的に示される。

50

【0025】

カテーテルの先端40は、オブジェクト4から受けた超音波に依存する超音波信号を生成する超音波ユニット32を有する。カテーテルの先端40は、電気ユニットである更なるユニット31を更に有する。電気ユニット31は、心臓組織に電気エネルギーを印加する。

【0026】

超音波ユニット32は、超音波制御ユニット5により制御され、超音波ユニット32及び超音波制御ユニット5は、超音波パルスを心臓組織に送出し、超音波パルスが心臓組織により反射された後に、ダイナミックエコー系列を受け、受けたダイナミックエコー系列に依存して超音波信号を生成する。超音波ユニット32は、電気コネクション23を介して超音波制御ユニット5と接続される。

10

【0027】

電気エネルギー印加ユニット31は、電氣的なRFエネルギーを心臓組織に印加するアブレーション電極であり、アブレーション電極31は、例えばアブレーション電極31を制御するケーブルである電気コネクション41を介してサブ制御ユニット6と接続される。アブレーション電極31は、カテーテル12の先端40に設けられるキャップ電極であり、開口42を通して心臓組織を超音波ユニット32が感知するのを可能にする前部の中央の開口42を有する。

【0028】

サブ制御ユニット6及び超音波制御ユニット5は、制御ユニット7に統合される。他の実施の形態では、制御ユニットは、個別の制御ユニットである。さらに、サブ制御ユニット6は、カテーテルの先端40のステアリング及び/又は洗浄を制御することが好ましい。この場合、カテーテルは、図1及び図2には示されない、ステアリングエレメント及び/又は洗浄エレメントをそれぞれ有する。異なる制御機能は、例えば単一の制御ユニット又は2以上の制御ユニットといった任意の数の制御ユニットにより実行される。

20

【0029】

制御ユニット7は、超音波ユニット32及び電気ユニット31を同時に動作させ、生成された超音波信号は、電気ユニット、すなわちこの実施の形態ではRFエネルギーの印加により影響される。生成された超音波信号19は、概略的且つ例示的に図3に示される。

【0030】

図3は、上部分において、組織の深さdに依存して超音波エネルギーEを概略的且つ例示的に示す。図3の下部分は、生成された超音波信号19を示す。特に、図3の下部分に示される超音波信号19は、Aラインであり、組織の深さdに依存して振幅が示される。超音波エネルギーEは、心臓組織による吸収及び散乱のため、組織の深さdの増加につれて減少する。超音波信号19の第一の部分Aは、0よりも大きい超音波エネルギーEに対応する。第一の部分Aは、超音波信号19が受信された心臓組織に関する情報を含む。超音波信号19の第二の部分Bは、実質的に0である超音波エネルギーに対応する。超音波信号19の第二の部分Bは、オブジェクトに関する情報を含む。この例では、第一の部分Aは、RF干渉により影付きにされた、組織の情報を含み、第二の部分Bは、超音波エネルギーの吸収及び散乱のために組織情報を含まず、RF干渉のみを第二の部分Bにおいて見る事ができる。超音波信号19の両方の部分に対して、時間に依存する増幅が印加される(TGC)。超音波信号19の第一の部分43は、トランスデューサのリングダウンにより引き起こされる。

30

40

【0031】

超音波感知装置1は、生成された超音波信号19をフィルタリングするフィルタリング装置15を更に含む。フィルタリング装置15は、RFアブレーション電極31による影響の基本周波数を提供する基本周波数提供ユニット16を有する。この実施の形態では、基本周波数提供ユニット16は、超音波信号19の第二の部分Bの2つの連続するサブ部分の相互相関を検出することで基本周波数を決定する。好ましくは、基本周波数提供ユニット16は、放物線関数を相互相関にフィットさせ、フィットされた放物線関数の最大値

50

に依存して、基本周波数を決定する。これは、以下において詳細に説明される。

【 0 0 3 2 】

超音波信号は幾つかのサンプル S_k を有することが想定され、第一のサブ部分 X は、以下の式により定義される。

【 0 0 3 3 】

【 数 1 】

$$X = [S_{i...j}] \quad (1)$$

i は超音波信号の第二の部分 B の第一のサンプルを示し、第一のサンプルは、この例では 3 0 0 0 ($i=3000$) であり、以下が成り立つ。

【 0 0 3 4 】

【 数 2 】

$$j = i + N \quad (2)$$

変数 N は、サブ制御ユニット 6 により、特にサブ制御ユニット 6 の RF ジェネレータにより、この実施の形態では $460 \text{ kHz} \pm 20 \text{ kHz}$ となるように定義される、少なくとも 1 つの完全な RF サイクルを含むように選択される。さらに、この実施の形態では、超音波信号は、 200 MHz の周波数で取得される。従って、 $N = 454$ ($200 \text{ MHz} \div 440 \text{ kHz}$) サンプルは、1 RF サイクルを含む。従って、変数は、 $i = 3000$ 及び $j = 3454$ である。勿論、別の例において RF ジェネレータにより規定される RF が異なる場合、完全な RF サイクルを含むサンプル数は、これに応じて変化する。

【 0 0 3 5 】

超音波信号の第二の部分 B の第二の連続するサブ部分は、以下の式により定義される。

【 0 0 3 6 】

【 数 3 】

$$Y = [S_{k...l}] \quad \text{with} \quad (3)$$

$$k = j + 1 \quad \text{and} \quad (4)$$

$$l = k + N \quad (5)$$

連続するサブ部分 X 及び Y は、相互相関が検出され、放物線フィットの式が結果として得られる相互相関にフィットされ、放物線フィットの式は、基本周波数を定義する。

【 0 0 3 7 】

言い換えれば、それぞれの A ラインについて、基本 RF 周波数は、2 つの連続する部分 $X = [S_{t-2W-1} \dots t-W-1]$ 及び $Y = [S_{t-W} \dots t]$ の相互相関により抽出され、ウィンドウサイズ W は、RF 干渉の少なくとも 1 つの完全な周期を含むように最適化される。RF ジェネレータの仕様から取得可能である、RF の周波数及び周波数帯域に関する事前知識は、上述したように、適切なウィンドウサイズを決定することができるため、相互相関の計算の速度を改善することができる。変数 t は、 $t - 2W$ が RF 干渉のみを表し、組織の反射がないことを表すサンプルを定義するように、選択されることが好ましい。

【 0 0 3 8 】

更なる実施の形態では、式 (1) 及び (3) で定義されるサブ部分はアップサンプルされ、アップサンプルされたサブ部分は、相互相関が計算される。この場合、基本 RF 周波数は、放物線のフィットを行うことなしに、相互相関から直接に決定されることが好ましい。

【 0 0 3 9 】

フィルタリング装置 15 は、超音波信号 19 の第二の部分 B から、超音波信号 10 への

10

20

30

40

50

電気ユニット 31 の影響を示す補正信号を決定する補正信号決定ユニット 17 を更に有する。特に、補正信号決定ユニット 17 は、提供された基本周波数に依存して、電気ユニット 31 による影響の少なくとも 1 サイクルに対応する、超音波信号の第二の部分のサブ部分を決定し、超音波信号の第二の部分の決定されたサブ部分の系列を補正信号として決定する。第二の部分のサブ部分は、A ラインからのテンプレート RF パターンとして考えられる。このテンプレート RF パターンは、組織の反射なしに RF 干渉のみが存在する、A ラインのある領域に確実にあるように選択される。例えば、20 MHz の超音波の中心周波数について、テンプレート RF パターンは、例えば 15 mm よりも大きい、比較的高い組織の深さで選択される場合がある。

【0040】

10

補正信号決定ユニット 17 は、ファクタ 2 でテンプレート RF パターンをアップサンプルし、アップサンプルされたテンプレート RF パターンに、補間フィルタであるバイレシプロカル IIR フィルタを適用することが更に好ましい。このアップサンプリング及びバイレシプロカルフィルタによるフィルタリングは、数回にわたり行われ、特に 4 回にわたり行われることが好ましい。サンプリングは、テンプレート RF パターンのサンプルのそれぞれのペア間で () を挿入することで実行されることが好ましい。ハーフバンド再帰型フィルタ又は M バンド再帰型フィルタとしても知られるバイレシプロカルフィルタは、例えば A.W.M. van den Enden による “Efficiency in multirate and complex digital signal processing”, ISBN 90-6674-650-5, Chapter 7.1 で開示されており、引用により本明細書に盛り込まれる。

20

【0041】

バイレシプロカル IIR フィルタは、エリアシングが生じず且つテンプレート RF パターンが影響されないようなやり方で適合される。フィルタリングにより後続されるシングルアップサンプリングステップにおけるファクタ 2 によるアップサンプリングが好ましく、これは、オンチップで集積するときに非常に有効である、デジタルシグナルプロセッサ (DSP) で実現することが容易なためである。別の実施の形態では、アップサンプリングは、別のファクタにより実行されるか及び / 又は別の補間フィルタを使用することができる。

【0042】

200 MHz でのサンプリングによる上述された例では、 $460\text{ kHz} \pm 20\text{ kHz}$ の RF 周波数が想定される場合、完全な RF サイクルは、454 サンプルを有する。しかし、RF 周波数及びその高調波は、アプレーションの間に变化する可能性がある。この変化は、必ずしも整数のサンプル数である必要はなく、すなわち例えば、RF 周波数は、単一の A ライン内の 2 つの連続する RF サイクルにおいて、 $460,000.000\text{ Hz}$ から $460,000.005\text{ Hz}$ に变化する可能性がある。テンプレートは、補正信号が第一の部分 A を補正するために使用される場合、部分 A のそれぞれのサブ部分と正確に整合しない。整合の精度を改善するため、サンプルでの僅かなシフトが提供される。しかし、アップサンプリングが上述されたように例えば 16 のアップサンプリングファクタで実行される場合、分解能は 0.0625 サンプルに増加される。すなわち、アップサンプリング前に、連続するサンプル間の距離が 1 である場合に、この距離は 0.0625 である。この分解能は、単一の A ライン内の RF 周波数の変化を補償するために十分であることがわかる。

30

40

【0043】

補正信号決定ユニット 17 は、RF 基本周波数をサンプルでの分数の周波数に計算し直す。例えば、多項式的に補間された補正 (polynomially interpolated correction) の最大の位置が上述されたフィッティングの手順から既知である場合、それぞれの A ラインの RF 基本周波数は既知である。計算し直しは、決定された RF 基本周波数が、好ましくは 16 であるファクタによりアップサンプリングにフィットするように実行され、これは、ファクタ 2 によるアップサンプリングを 4 回にわたり実行することで、上述されたように達成される。RF 基本周波数は、最も近いサンプルに計算し直すことができ、すなわち

50

R F 基本周波数は、最も近いサンプルに丸めることができる。例えば決定された R F 基本周波数が 4 5 4 . 0 5 サンプルである場合、4 5 4 . 0 6 2 5 サンプルに計算し直される。

【 0 0 4 4 】

超音波ユニット制御ユニット 5 は、時間に依存する増幅を超音波信号に適用することが好ましい。補正信号決定ユニット 1 7 は、従って、同じ時間に依存する増幅を補正信号に適用することが好ましい。補正信号決定ユニット 1 7 は、従って、補正信号、すなわちアップサンプルされ且つフィルタリングされたテンプレート R F パターンを、振幅の変更のために補償する。

【 0 0 4 5 】

フィルタリング装置 1 5 は、超音波信号 1 9 から電気ユニット 3 1 の影響をフィルタリングするため、決定された補正信号に基づいて超音波信号 1 9 の第一の部分 A を補正する補正ユニット 1 7 を更に有する。特に、補正ユニット 1 7 は、超音波信号 1 9 の第一の部分 A から決定された補正信号を減算する。

【 0 0 4 6 】

超音波信号 1 9 の第一の部分 A から、補正信号すなわちアップサンプルされたテンプレート R F パターンの系列の減算は、以下の式により記載される。

【 0 0 4 7 】

【 数 4 】

$$C_{i-Rm \dots i-R(m-1)}^{\text{subA}} = O_{i-Rm \dots i-R(m-1)}^{\text{subA}} - T_{\text{delay}:U:UR+\text{delay}}^{\text{subB}} \quad (6)$$

with

$$\text{delay} = Um(R - \lfloor R \rfloor) \quad (7)$$

式 (6) において、

[外 1]

$$C_{i-Rm \dots i-R(m-1)}^{\text{subA}}$$

は、 $i - Rm \dots i - R(m - 1)$ により定義されるサンプルを含む第一の部分 A の補正されたサブ部分を示す。R は、フロア関数が基本 R F 周波数に適用された後の基本周波数 R F であり、m は、0 から i / R に変化し、i は、式 (1) を参照して先に定義された第二の部分 B の第一の開始を示す。さらに、

[外 2]

$$O_{i-Rm \dots i-R(m-1)}^{\text{subA}}$$

は、補正される前の第一の部分 A のサブ部分を示し、

[外 3]

$$T_{\text{delay}:U:UR+\text{delay}}^{\text{subB}}$$

は、補正信号を形成するアップサンプルされ且つフィルタリングされたテンプレート R F パターンのサンプルを示す。アップサンプルされ且つフィルタリングされたテンプレート R F パターンのサンプルは、遅延 (delay) : U : UR + delay、すなわち

【 0 0 4 8 】

【 数 5 】

$$\text{delay}, \text{delay} + U, \text{delay} + 2U, \dots, UR + \text{delay},$$

により定義される。Uは、上述された例では、ファクタ2で4回のアップサンプリングによる16である全体のアップサンプリングファクタを示す。従って、テンプレートRFパターン

[外 4]

$$T_{\text{delay:U:UR+delay}}^{\text{subB}}$$

から、全体のサンプリングファクタUのため、それぞれU番目のサンプルのみが取得される。

【 0 0 4 9 】

このように、補正信号は、超音波の組織の反射とRF干渉の両者を含むオリジナルのAラインデータから減算される。

【 0 0 5 0 】

図4は、RF干渉による単一のAラインを概略的且つ例示的に示す。図5は、アップサンプリング及びフィルタリングを例示するため、第二の部分Bのサブ部分を概略的及び例示的に示す。オリジナルサンプルは、円により示され、アップサンプルされたサンプルは、十字形により示される。図4に示されるサブ部分は、全体のアップサンプリングファクタが16である場合、オリジナルサンプリングに関して約2000/16サンプルを含み、従って、上述された実施の形態におけるオリジナルサンプリングに関して454サンプルを有するテンプレートの約4分の1を含む。図5では、2000と3000との間の高い振幅は、実際のRF干渉のサイクルの半分である。RF干渉がゼロ交差で生じ、RFサイクルは正弦である一方、RFサイクル当たり2つの殆ど同じだが全く同じではないRF干渉が存在する。

【 0 0 5 1 】

図6は、再構成されたRF干渉パターン、Aラインから減算された、Aラインに整合するRFテンプレートの系列を概略的且つ例示的に示す。RFテンプレートの系列の形成及び減算は、超音波信号の第一の部分Aについてのみ実行されることが好ましい。単一のテンプレートRFパターンは、ボックス45により示される。図6に示される補正信号を形成する連続するパターンは変化する。これは、式(6)に従う減算のため、アップサンプルされたテンプレートRFパターンの異なるサンプルが使用されるためである。

【 0 0 5 2 】

補正信号は、Aラインにおける時間的なそれぞれのポイントで、RF干渉が生じている、少なくともAラインの第一の部分Aにおいて減算される。結果として得られるAラインは、Mモードの超音波画像を形成するためにくっつき合っている。図8は、上述された補正を実行することなしに、Mモード超音波画像を示し、図9は、補正を実行した後のMモード超音波画像を示す。明らかに分かるように、RF干渉は、図9に示されるMモード超音波画像において低減されている。

【 0 0 5 3 】

図1を更に参照して、超音波感知装置1は、オブジェクト4の超音波の感知に依存して、オブジェクト4へのエネルギーの印加の影響を決定するオブジェクト影響決定ユニット103を更に有する。特に、エネルギー印加ユニット31は、オブジェクト4を切除するために適合され、オブジェクト影響決定ユニット103は、オブジェクト4の超音波の感知に依存して、病変の境界であるとして考えられる、アブレーションの深さを決定する。オブジェクト影響決定ユニット103は、超音波ユニット5から超音波信号を受信し、受信された超音波信号に依存して、アブレーションの深さを決定する。Mモード超音波画像に基づいたアブレーションの深さ、及び心臓壁の厚さの決定は、例えばWO 2010/082146

A1に記載されており、引用により本明細書に盛り込まれる。例えば、オブジェクト影響決定ユニット103は、超音波信号から心臓壁の前面及び後面の位置を決定し、これらの位置に依存して心臓壁の厚さを決定し、すなわち対応する深さの位置は、心臓壁の厚さを決定するために、互いに減算される。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】

サブ制御ユニット 6 は、オブジェクト影響決定ユニット 1 0 3 により決定されるアブレーションの深さに依存して、アブレーション電極 3 1 を制御することが好ましい。例えば、アブレーションエネルギーをオブジェクト 4 に印加するパワー及び／又は期間は、決定されたアブレーションの深さに依存して制御される。特に、オブジェクト影響決定ユニット 1 0 3 は、心臓壁の厚さを決定し、サブ制御ユニット 6 は、この決定された厚さ及び決定されたアブレーションの深さに依存して、アブレーション電極 3 1 を制御する。好ましくは、サブ制御ユニット 6 は、心臓壁の組織の貫壁性 (transmurality) の所望の程度に到達するまで、特に、結果として得られる病変が貫壁性であるまで、心臓壁の組織を切除する。

10

【 0 0 5 5 】

好ましくは、超音波感知装置 1 は、心臓壁の厚さ及びアブレーションの深さを決定し、アブレーション深さ決定ユニット 1 0 3 は、決定された厚さ及び決定されたアブレーションの深さからアブレーションの貫壁性の程度を繰返し決定する。特に、超音波感知装置 1 は、アブレーションの貫壁性の予め決定された程度に到達した場合に、アブレーションの手術を終了する。

【 0 0 5 6 】

超音波感知装置 1 は、アブレーションの深さを可視化する可視化ユニット 2 0 を更に含む。特に、可視化ユニット 2 0 は、病変の境界の進展を可視化する。可視化は、リアルタイムで実行されることが好ましい。可視化ユニット 2 0 は、超音波信号、アブレーションの進展、すなわち病変の境界、並びに前面及び後面の位置を表示することが好ましい。

20

【 0 0 5 7 】

超音波感知装置 1 は、特にオブジェクト 4、好ましくは人間又は動物の心臓における、カテーテル 1 2 の位置及び／又は向きを決定するシステムと組み合わせて使用されることが好ましい。この実施の形態では、磁気共鳴画像形成システム又は X 線透視システムのような画像形成システムは、カテーテルの位置及び／又は向きを決定するために使用される。この画像形成システムは、図 1 に示される破線 8 により示される。カテーテル 1 2、特にカテーテルの先端は、画像形成システム 8 を使用することで、カテーテルの向き及び／又は位置の決定を容易にするエレメントを有する。例えば、カテーテルチップは、磁気共鳴画像形成システム内でカテーテルチップが使用される場合に、トラッキングコイルを有し、又は X 線透視システムを使用することでカテーテルの位置及び／又は組の決定が可能であるように、X 線画像で識別され、成形されるエレメントを有する。また、カテーテルの先端は、カテーテル 1 2、特にオブジェクト 4 におけるカテーテルの先端の位置及び／又は向きを決定する定位センサを有する。

30

【 0 0 5 8 】

ポジショニングシステムは、心臓、又はより詳細には患者の左心房におけるカテーテル 1 2 をユーザが位置合わせするのを可能にする。ユーザは、心臓壁に関して正しい位置にカテーテル 1 2 を位置合わせて、超音波ユニット 1 1 及びオブジェクト影響決定ユニット 1 0 3 により生成される超音波信号を使用して壁の厚さを測定する。カテーテルの決定された位置を使用することで、心臓の画像における心臓の壁の厚さを表示することができる。十分な測定を収集した後、すなわち心臓壁の異なる位置での心臓の壁の厚さを決定した後、ユーザは、決定された心臓壁の厚さに依存して、要求されるパワー及び期間を含むアブレーションストラテジを確定することができる。また、検証の目的で、前に行ったアブレーションの病変に対して追跡するためにカテーテルの先端を使用することもできる。形成された病変の連続性及び深さを決定することができる。

40

【 0 0 5 9 】

以下の実施の形態では、超音波信号をフィルタリングするフィルタリング方法は、図 1 0 に示されるフローチャートを参照して例示される。

【 0 0 6 0 】

超音波信号は、電気ユニットにより影響され、これより超音波信号を受信したオブジェ

50

クトに関する情報を含む第一の部分と、オブジェクトに関する情報を含まない第二の部分とを含む。ステップ201では、超音波信号への電気ユニットの影響を示す補正信号は、補正信号決定ユニットにより超音波信号の第二の部分から決定される。ステップ202では、超音波信号の第一の部分は、補正ユニットにより超音波信号から電気ユニットの影響をフィルタリングするため、決定された補正信号に基づいて補正される。

【0061】

図11は、オブジェクトを感知する超音波感知方法の実施の形態を例示するフローチャートを示す。

【0062】

ステップ301では、超音波信号は、超音波ユニットによりオブジェクトから受信された超音波に依存して生成される。超音波ユニット及び電気ユニットである更なるユニットは、カテーテルに含まれ、超音波ユニット及び電気ユニットは、同時に動作し、生成された超音波信号は、電気ユニットにより影響され、これより超音波信号を受信したオブジェクトに関する情報を含む第一の部分と、オブジェクトに関する情報を含まない第二の部分とを含む。ステップ302では、図10を参照して上述されたフィルタリング方法のフィルタリングステップが行われ、補正信号決定ユニットは、超音波信号の第二の部分から、生成された超音波信号への電気ユニットの影響を示す補正信号を決定する。補正ユニットは、超音波信号の第一の部分から電気ユニットの影響をフィルタリングするため、決定された補正信号に基づいて超音波信号の第一の部分を補正する。

【0063】

フィルタリング装置は、超音波信号に影響を及ぼすことなしにRFをフィルタリングするため、サンプルレート変換に基づいて、デジタルフィルタを提供することが好ましい。このデジタルフィルタは、リアルタイムで適用され、例えば医療手術の間に処理及び/又は表示することができる、摂動を受けない超音波信号の可視化を可能にする。

【0064】

統合されたアブレーション及び超音波モニタリングカテーテルにおいて、両方の超音波の感知は、アブレーションと同様に行われる。個別のワイアリングが両方の信号について使用されるので、電力において非常に大きいRF信号は、超音波ワイアリングに間接的に結合する。この結合は、シールドが不十分であるために、容量性結合を介してカテーテル内部で生じるか、或いは例えば血液及び/又は生理食塩水による洗浄を介して導電性結合のために心臓内部で生じる可能性がある。通常、例えば約450~500kHzのRF周波数は、一般に約1MHzと50MHzとの間である、超音波画像形成における関心のある帯域外にある。しかし、高調波及び雑音が存在し、正弦波の形状がDCレベルに交差する、超音波信号における一定の間隔で干渉パターンにつながる可能性がある。低振幅の超音波信号は、このRF干渉によりマスクされる。

【0065】

医療画像形成において、様々な周波数の超音波トランスデューサは、約50MHzまで使用される。統合されたRFアブレーション及び超音波モニタリングによる病変のモニタリングのため、約20~30MHzの中心周波数をもつ超音波トランスデューサが使用されることが好ましい。高解像度を得るため、例えばAライン当たり200MHzの高周波で超音波信号が取得される。Aラインは、Mモード画像を取得するため、20~100Hzで典型的にサンプリングされるが、例えば1kHzまでの高いサンプリングレートも可能である。RFをフィルタリングするために幾つかの異なるフィルタリング技術を使用することができるが、リアルタイムで動作するべきであり、すなわち、毎秒数サンプルの処理が可能であるべきである。上述されたフィルタリング装置は、超音波信号の品質に影響を及ぼすことなしに、リアルタイムで超音波信号からRF干渉を除去することができる。さらに、対応するアルゴリズムは、特定のハードウェアチップ、特にDSPプロセッサで実行するために最適化される。

【0066】

上述された実施の形態では、超音波信号の第一の部分Aを補正するために補正信号が使

10

20

30

40

50

用されるが、第一の部分 A 及び第二の部分 B を含む全体の超音波信号を補正するために補正信号を使用することもできる。

【 0 0 6 7 】

上述された実施の形態では、R F テンプレートを処理する所定の処理ステップが記載されたが、他の実施の形態では、他の処理ステップを実行することができる。例えば、バイレシプロカル I I R 補間フィルタの代わりに、フラクショナルディレイフィルタの F I R 実現を使用することができる。さらに、バイレシプロカルではない標準的な I I R 補間フィルタを使用することができる。

【 0 0 6 8 】

上述された実施の形態では、超音波信号に影響を及ぼす電気ユニットはアブレーション電極であるが、他の実施の形態において、電気ユニットは、干渉及び / 又は雑音を生じさせる場合がある、x 線画像形成ユニット又は電動ナイフのような別のユニットとすることもできる。

【 0 0 6 9 】

超音波感知装置及びフィルタリング装置は、例えば不整脈、又は腫瘍焼灼の治療の間の組織の画像形成において使用される。R F アブレーション及び超音波画像形成は、単一のカテーテル又は単一のニードルで結合される。フィルタリング装置で実現されるアルゴリズムは、関心のある信号からの R F 干渉と同じ特性をもつ他の干渉をも除去するために有効である。

【 0 0 7 0 】

超音波感知装置は R F 信号発生器との組み合わせで使用される心臓のアブレーションモニタリングカテーテルとして適合されることが好ましいが、超音波感知装置は、別の臓器又は血管のような人又は動物の他の部分の他のオブジェクト、或いはパイプラインのようなテクニカルオブジェクトを感知するために適合することもできる。さらに、R F エネルギーを印加する代わりに、電気ユニットは、他の電気エネルギーをオブジェクトに印加するために適合することもできる。

【 0 0 7 1 】

図 2 を参照して上述された実施の形態では、カテーテルは、アブレーション電極である電気ユニットと超音波ユニットのみを有しているが、カテーテルは、更なる感知要素及び / 又は更なるエネルギー印加要素、洗浄要素等のような更なるエレメントを含むこともできる。

【 0 0 7 2 】

開示される実施の形態に対する他のバリエーションは、図面、明細書及び特許請求の範囲を精査することから、特許請求される発明の実施において当業者により理解及び実施することができる。

【 0 0 7 3 】

請求項において、単語「備える “comprising”」は、他のエレメント又はステップを排除するものではなく、不定冠詞 “a” 又は “an” は複数であることを排除しない。

【 0 0 7 4 】

単一のユニット又は装置は、請求項において引用される幾つかのアイテムの機能を果たす。所定の手段が相互に異なる従属の請求項において引用される事実は、これらの手段の組み合わせが利用するのに使用することができないことを示すものではない。

【 0 0 7 5 】

1 以上のユニット又は装置により実行される、基本 R F 周波数の計算、補正信号の決定、補正信号に依存した超音波信号の第一の部分の補正等の計算は、何れかの他の数のユニット又は装置により実行される。例えば、基本 R F 周波数の決定、補正信号の決定、決定された補正信号に依存した超音波信号の補正、例えば補正された超音波信号に依存したアブレーションの深さの決定等は、単一ユニットにより実行されるか、又は何れか他の数の異なるユニットにより実行される。フィルタリング方法に係るフィルタリング装置の計算及び / 又は制御、並びに、超音波感知方法に係る超音波感知装置の制御は、コンピュータ

10

20

30

40

50

プログラム及び／又は専用ハードウェアのプログラムコードとして実現される。

【 0 0 7 6 】

コンピュータプログラムは、他のハードウェアと共に供給されるか又は他のハードウェアの一部として供給される、光記録媒体又は固体媒体のような適切な媒体で記憶／分散されるが、インターネット或いは他の有線又は無線通信システムを介するような、他の形式で配信される場合もある。

【 0 0 7 7 】

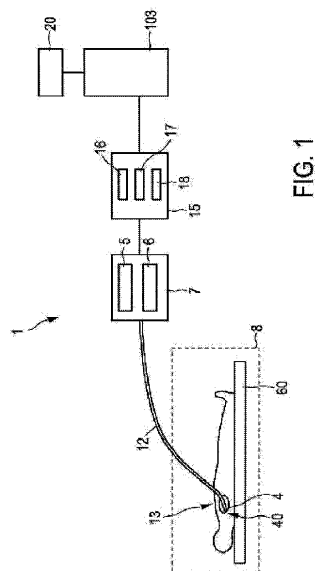
請求項における参照符号は、範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。

【 0 0 7 8 】

本発明は、電気ユニットにより影響される超音波信号であって、これより超音波信号が受信されるオブジェクトに関する情報を含む第一の部分と、オブジェクトに関する情報を含まない第二の部分とを含む超音波信号をフィルタリングするフィルタリング装置に関する。補正信号決定ユニットは、超音波信号の第二の部分から、超音波信号への電気ユニットの影響を示す補正信号を決定し、補正ユニットは、超音波信号から電気ユニットの影響をフィルタリングするため、決定された補正信号に基づいて、超音波信号の第一の部分を補正する。補正信号は電気ユニットの影響を示し、補正信号は、超音波信号を補正するために使用されるので、フィルタリングされた超音波信号において目に見る事ができる望まれない干渉をフィルタリングすることができる。

10

【 図 1 】



【 図 2 】

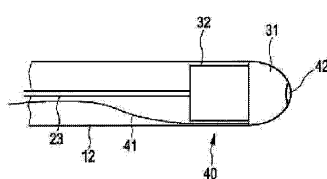


FIG. 2

【 図 3 】

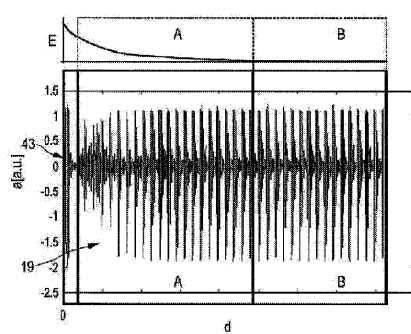


FIG. 3

【 図 4 】

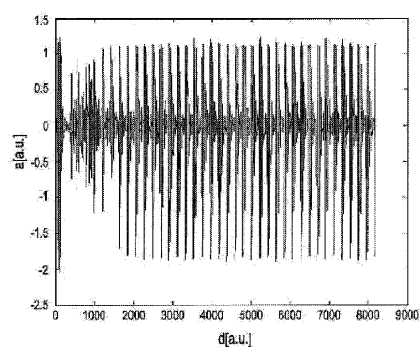


FIG. 4

【 図 5 】

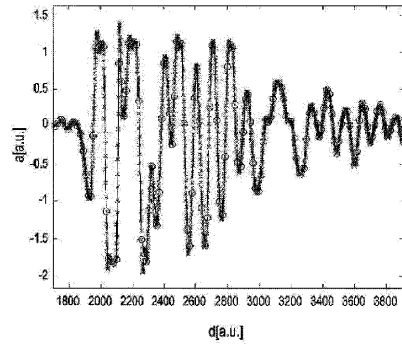


FIG. 5

【 図 7 】

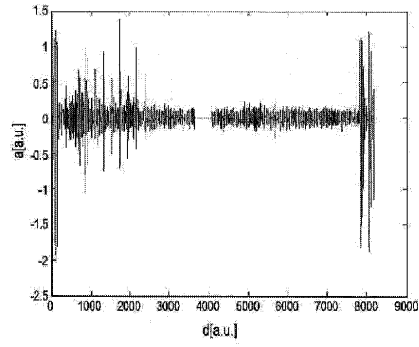


FIG. 7

【 図 6 】

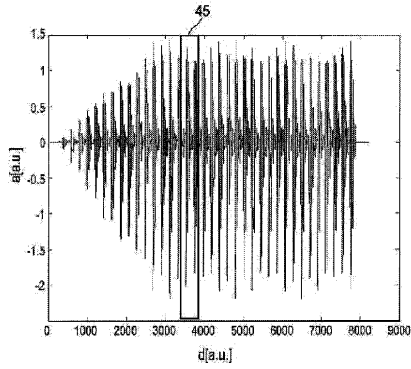


FIG. 6

【 図 8 】

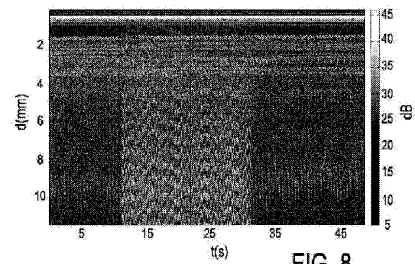


FIG. 8

【 図 9 】

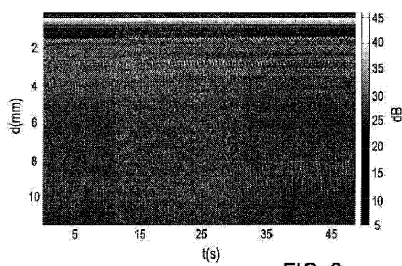
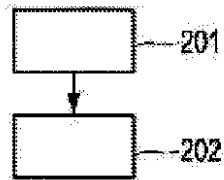


FIG. 9

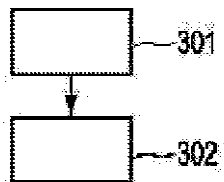
【 図 10 】

FIG. 10



【 図 11 】

FIG. 11



フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 フォッケンロート, ステフェン アントニー ウィレム

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

(72)発明者 ブドゼラル, フランシスキュス パウリユス マリア

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

(72)発明者 ミハイロヴィチ, ネナド

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

(72)発明者 ハルクス, エリク ホーデフリデュス アントニウス

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

(72)発明者 デラディ, スザボルクス

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特開2009-261441(JP, A)

特開2010-240131(JP, A)

特開平07-047078(JP, A)

特表2008-500138(JP, A)

特開2004-209066(JP, A)

国際公開第2010/082146(WO, A1)

米国特許出願公開第2005/0124898(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15