

(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2009-505769

(P2009-505769A)

(43) 公表日 平成21年2月12日(2009.2.12)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/00テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2008-528624 (P2008-528624)
 (86) (22) 出願日 平成18年8月25日 (2006.8.25)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年2月27日 (2008.2.27)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2006/052966
 (87) 国際公開番号 W02007/026300
 (87) 国際公開日 平成19年3月8日 (2007.3.8)
 (31) 優先権主張番号 60/712, 316
 (32) 優先日 平成17年8月30日 (2005.8.30)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

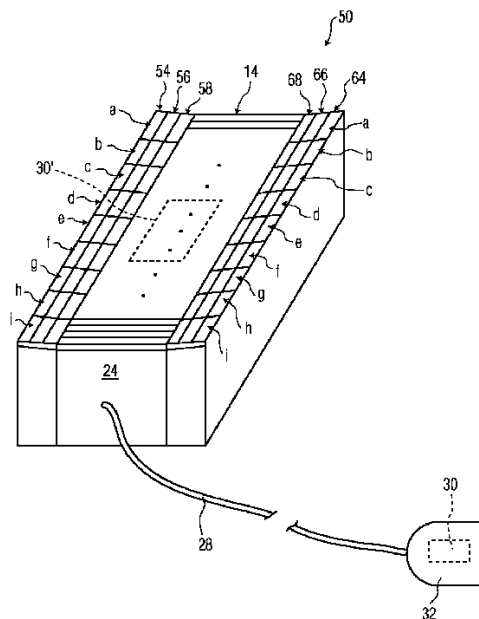
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレク
 トロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100114753
 弁理士 宮崎 昭彦
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 治療トランスデューサ増幅器を有する、画像化及び治療トランスデューサの組合せ

(57) 【要約】

超音波画像化及び治療の組み合わせられたトランスデューサ 10 は、画像化トランスデューサ素子 14 の線形アレイを含む。治療トランスデューサ素子の第 1 の線形アレイ及び第 2 の線形アレイ 18, 20 は、画像化トランスデューサ素子の第 1 の側及び第 2 の側それぞれに沿って長手方向に延在するとともに、互いに向かって内側に傾けられる。画像化及び治療トランスデューサは、関心ある部位における塊に位置するように、超音波画像化システムとともに使用される。関心ある前記部位がマイクロバブル造影剤とともに灌流された後、治療トランスデューサ素子は、前記塊を溶解させるために、トランスデューサに位置される増幅器によって駆動される。マイクロバブル造影剤の実質的な破壊、関心ある部位のマイクロバブルの再灌流、又は塊の継続した存在を示す超音波画像を治療の条件とされ得るように、画像化トランスデューサ素子及び治療トランスデューサ素子の使用は、交互にされ得る。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像化及び治療のための超音波トランスデューサプローブであって、
方位角方向である長手方向に延在するとともに、画像平面を画像化するように動作可能である線形アレイの画像化トランスデューサ素子と、
前記線形アレイの画像化トランスデューサ素子の第 1 の側に沿う方位角方向である長手方向に延在する、第 1 線形アレイの治療トランスデューサ素子と、
前記アレイのトランスデューサ素子に結合される末端部を有するケーブルと、
前記線形アレイの治療素子に対して前記ケーブルにより電氣的に結合される増幅器を含む、前記プローブを超音波システムに接続するケーブルの近接する端に結合されるコネクタと
を有する、超音波トランスデューサプローブ。

10

【請求項 2】

前記増幅器が、前記線形アレイの複数の治療素子に電氣的に結合される複数の増幅器を有する、請求項 1 の超音波トランスデューサプローブ。

【請求項 3】

前記第 1 の側の反対側における、画像化トランスデューサ素子の前記線形アレイの第 2 の側に沿う方位角方向である長手方向に延在する第 2 線形アレイの治療トランスデューサ素子を更に有し、前記第 1 線形アレイの治療トランスデューサ素子と前記第 2 線形アレイの治療トランスデューサ素子とが超音波を送信し、該超音波は前記画像平面へ内側に送信され、複数の増幅器が、前記治療アレイの複数の素子に結合される、請求項 2 に記載の超音波トランスデューサプローブ。

20

【請求項 4】

前記線形アレイの画像化トランスデューサ素子の前記第 1 の側及び第 2 の側に沿って延在する治療トランスデューサ素子の数が、画像化トランスデューサ素子の数よりも大幅に少ない、請求項 3 に記載の超音波トランスデューサプローブ。

【請求項 5】

前記画像化トランスデューサ素子は、前記治療トランスデューサ素子が動作するように構成される周波数よりも大幅に高い周波数において動作するように構成される、請求項 4 に記載の超音波トランスデューサプローブ。

30

【請求項 6】

超音波トランスデューサプローブと超音波システムとを有する、超音波画像化及び治療システムであって、

前記超音波トランスデューサプローブが、

方位角方向である長手方向に延在する、線形アレイの画像化トランスデューサ素子と、
前記線形アレイの画像化トランスデューサ素子の第 1 の側に沿う方位角方向である長手方向に延在する第 1 線形アレイの治療トランスデューサ素子と
を有し、前記超音波システムが、

全数ビーム形成チャンネルを有するビーム形成器を含む超音波信号経路と、

前記画像化トランスデューサ素子から受信される電気信号に対応する画像を供給するように、前記超音波信号経路に結合され、前記超音波信号経路により処理されるディスプレイと

40

を有し、前記全ビーム形成チャンネルのうちの第 1 の複数のビーム形成チャンネルが、前記線形アレイの画像化トランスデューサ素子を動作するように結合され、第 2 の複数のビーム形成チャンネルが、前記線形アレイの治療トランスデューサ素子を動作するように結合され、前記超音波信号経路は、前記画像化トランスデューサ素子に対して、前記第 1 線形アレイの画像化トランスデューサ素子の下の関心ある部位に超音波を送信させるように、前記画像化トランスデューサ素子に電気信号を送信するように動作可能であり、前記超音波信号経路は、前記関心ある部位からの超音波反射を示す電気信号を受信し、受信された電気信号を処理する、超音波画像化及び治療システム。

50

【請求項 7】

前記アレイのトランスデューサ素子への遠い側の端と、前記超音波トランスデューサプローブを前記超音波システムに結合するように作動するプローブコネクタへの近い側の端とに結合されるケーブルを更に有し、
高強度増幅器が、前記コネクタにおいてハウジングされ、前記治療トランスデューサ素子に結合される、請求項 6 に記載の超音波画像化及び治療システム。

【請求項 8】

前記超音波信号経路が、前記画像化トランスデューサ素子に電気信号を連続的に供給するとともに、前記画像化トランスデューサ素子から電気信号を受信することにより、前記第 1 アレイの一端から他端まで、前記関心ある部位をスキャンするように動作可能である、請求項 6 に記載の超音波画像化及び治療システム。

10

【請求項 9】

前記超音波信号経路が、前記方位角方向の前記第 1 アレイの画像化トランスデューサ素子により受信される超音波を操作するために、前記画像化トランスデューサ素子から受信される信号を遅延させるように動作可能である、請求項 6 に記載の超音波画像化及び治療システム。

【請求項 10】

前記超音波信号経路が、前記関心ある部位の特定の深さに対して、前記第 1 アレイの画像化トランスデューサ素子により受信される超音波の焦点を合わせるために、前記画像化トランスデューサ素子から受信される前記信号を遅延させるように動作可能である、請求項 6 に記載の超音波画像化及び治療システム。

20

【請求項 11】

前記第 1 の側の反対側の、前記線形アレイの画像化トランスデューサ素子の第 2 の側に沿う方位角方向である長手方向に延在する第 2 線形アレイの治療トランスデューサ素子を更に有し、前記第 1 及び第 2 線形アレイの治療トランスデューサ素子は、超音波を送信し、該超音波は、前記画像化トランスデューサ素子の画像平面に向けて内側に送信される、請求項 6 に記載の超音波画像化及び治療システム。

【請求項 12】

前記線形アレイの画像化トランスデューサ素子の前記第 1 の側及び第 2 の側に沿って延在する治療トランスデューサ素子の数は、画像化トランスデューサ素子の数よりも大幅に少ない、請求項 11 に記載の超音波画像化及び治療システム。

30

【請求項 13】

超音波トランスデューサプローブと超音波システムとを有する超音波画像化及び治療システムであって、前記超音波トランスデューサプローブが、

方位角方向である長手方向に延在する線形アレイの画像化トランスデューサ素子と、前記線形アレイの画像化トランスデューサ素子の第 1 の側に沿って、方位角方向である長手方向に延在する第 1 線形アレイの治療トランスデューサ素子とを有し、前記超音波システムが、

画像化のための前記線形アレイの画像化トランスデューサ素子と、血塊付近のマイクロバブルを破壊する前記線形アレイの治療トランスデューサ素子とを操作するように結合される超音波信号経路と、

40

前記超音波システムに結合されるとともに、前記画像化トランスデューサ素子から受信される信号に応答して生成される画像を表示するように動作可能であるディスプレイと、

前記アレイの治療トランスデューサ素子に結合されるとともに、ユーザにより作動されるとき、前記アレイのトランスデューサ素子が治療超音波を送信するようにユーザにより動作可能である、ユーザ制御部と

を有する、超音波画像化及び治療システム。

【請求項 14】

前記ユーザ制御部に応答するとともに、前記ユーザ制御部により作動されるとき、前記治療トランスデューサ素子が治療超音波を送信するように前記治療トランスデューサに結

50

合される増幅器を更に有する、請求項 1 3 に記載の超音波画像化及び治療システム。

【請求項 1 5】

前記超音波トランスデューサプローブが、前記プローブを前記超音波システムに接続するように動作可能であるコネクタを更に有し、前記増幅器が前記コネクタ内に配置される、請求項 1 4 に記載の超音波画像化及び治療システム。

【請求項 1 6】

前記増幅器が、前記治療トランスデューサ素子に電氣的に結合される複数の増幅器を更に有する、請求項 1 5 に記載の超音波画像化及び治療システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、超音波画像化及び治療の分野に関し、より詳細には、患者の人体の同じ部位において、実質的に同時に、超音波画像化及び超音波治療を提供する方法及び装置に関する。

【背景技術】

【0002】

診断超音波は、超音波エネルギーを生成するとともに受け取る超音波トランスデューサを使用する、患者の人体の部位の画像化に関する。通常超音波トランスデューサは、患者の皮膚に配置され、超音波エネルギーは、トランスデューサの下の関心ある部位に伝えられる。それからトランスデューサは、関心ある部位から反射超音波を受け取り、受けた超音波を電気信号に変換する。電気信号は、それから画像を生成するように処理され、該画像はディスプレイ上に表示され得る。

20

【0003】

造影剤は、診断超音波画像の品質を向上させるために使用され得る。造影剤は、例えば固体粒子の懸濁液、乳化液滴、及び「マイクロバブル」として知られるガス入りの泡を含む。これらの造影剤は、全て造影剤と周囲の血液又は組織との間に大きな音響不連続性を生成するので、超音波の反射を強化する。異なるタイプの造影剤の各々は、利点及び欠点を有する。例えばマイクロバブル造影剤は、いくらか壊れやすいという欠点を持ち、それゆえ超音波エネルギーによって容易に破裂され得る。

【0004】

30

超音波は、現在様々な治療用途に対して開発されている。超音波の 1 つの治療的使用は、温熱療法として知られる。温熱療法は、目標とされる組織の塊、例えば腫瘍を熱する目的で超音波の焦点を合わせて、目標の塊を照射 (insonating) することに関する。組織の塊を加熱した結果、塊の成長を遅延させるか、又は塊を収縮させる。

【0005】

超音波の他の治療的使用は、関心ある部位において小胞 (vesicle) の存在が検出されるまで、患者の小胞の量を管理すること、及び例えば診断超音波を使用して小胞を監視することに関する。それから治療のために小胞を破裂させるように、より高い強度の治療超音波が、前記部位にあてられる。例えば、小胞は、小胞が破裂すると解放される生物活性剤と組み合わせられても良い。この技術は、それゆえ、関心ある部位に生物活性剤を運搬する目標を達成することができる。

40

【0006】

高強度超音波は、実験的に内出血が生じた皮下の深さに超音波エネルギーの焦点を合わせて、使用されている。この技術は、超音波が内出血を止めるために焦点を合わされる深さにおいて、組織を熱し、こうして凝固させる。高強度集中超音波、以下「HIFU」は、熱することにより腫瘍細胞を殺すために、いくつかの国において使用されている。

【0007】

超音波は、深部静脈血栓症 (「DVT」) を治療する目的で、脚の深部血管のような血管中の血塊を実験的に溶解させるためにも使用されている。研究によると、血管の血塊は、血管から分離されて肺に移動される前に、超音波を使用して溶解され得る。超音波は、

50

これと同じ態様で、末梢動脈障害を治療するためにも使用され得る。研究によると、マイクロバブル造影剤が血塊を含む静脈又は病的動脈に導入されている場合、超音波は、これらの目的のためにより効果的に使用され得る。超音波は、マイクロバブルを壊し、マイクロバブルの破壊は、明らかに超音波のみを使用して起こり得るものよりも、非常に大きな攪拌を提供する。

【0008】

通常、治療超音波は、診断超音波とは異なる周波数において実行される。特に、低い減衰を達成するために、より低い周波数において治療超音波を実行することが望ましい。対照的に、診断超音波において、よりよい画像解像度を得るためにより高い周波数が使用される。結果として、画像化と治療との両方のために同じ超音波トランスデューサを使用することは、一般に実用的ではない。それゆえ、画像化トランスデューサは、治療トランスデューサが必要とされる場所を見つけるために通常使用される。一度治療場所が見つめられると、治療トランスデューサが治療超音波を付与するために使用される。

10

【0009】

治療超音波を付与するこれらのアプローチは、多くの制限及び欠点を有する。多くの場合において、治療を施す施術者は、画像化トランスデューサを使用することにより識別される治療場所の正確な位置に、治療トランスデューサを位置させることができない。また、治療がされている間、治療部位を画像化することができないことにより、血塊がいつ溶解されたか、及びいつ治療を打ち切ることができるかを決定することが困難になり得る。同様に、治療超音波の一連のパルスに回答して血塊が溶解しなかった場合、治療超音波のパルスが繰り返されるべきかを決定するために、治療場所を再画像化することは、困難且つ時間のかかるものになり得る。

20

【0010】

診断超音波が、特に治療用途が温熱療法である治療超音波と実質的に同時に実行されることを可能にするシステムを供給するために、従来技術においていくらか取り組みがなされている。例えばUngerらによる米国特許出願番号US 5 5 5 8 0 9 2は、目標とされる生物活性剤の放出のために、小胞を破裂させることに使用する画像化及び治療トランスデューサの組合せを記載する。いくつかのトランスデューサの実施例が示され、該実施例において、治療トランスデューサ素子のセットが画像化トランスデューサ素子により取り囲まれる。同様にSchaezleらによる米国特許出願番号US 5 3 9 1 1 4 0は、局部温熱治療のために治療用音波をあてるのと同時に動作することができる診断超音波を有する装置を記載する。システムは、治療トランスデューサ素子によって取り囲まれる画像化トランスデューサ素子のセットを含むトランスデューサアセンブリを使用する。画像化と治療との両方の性能を組み合わせたトランスデューサを含む他の超音波システムは、Drillerらによる米国特許出願番号US 4 4 8 4 5 6 9、Colemanらによる米国特許出願番号US 4 9 3 2 4 1 4、及びWursterらによる米国特許出願番号US 5 0 0 5 5 7 9において記載される。

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

これらの特許に記載される従来技術のトランスデューサは、全て、治療場所に対して一様な強度を有する治療超音波を正確に供給するとともに、処置の間に治療が監視されることを可能にするように、当該トランスデューサの使用を制限するいくつかの構造を示す。更に、これらのトランスデューサのどれも、実質的に同時に画像化及び治療を提供することができるという範囲で、従来技術は、超音波治療をいつ続ける及び止めるかを迅速且つ容易に決定する本願の性能を利用する技術を認識していない。

40

【課題を解決するための手段】

【0012】

超音波画像化及び治療トランスデューサの組合せは、方位角方向である長手方向に延在する線形アレイの画像化トランスデューサ素子を含む。治療トランスデューサ素子の第1

50

及び第２線形アレイは、画像化トランスデューサ素子の線形アレイの第１の側及び第２の側のそれぞれに沿って、方位角方向である長手方向に延在する。線形アレイにおける治療トランスデューサ素子は、局部の深さに対して治療超音波を向けるために、画像化トランスデューサに対して内側に傾けられる。画像化トランスデューサ及び治療トランスデューサは、マイクロバブル造影剤とともに灌流されている静脈における血塊を溶解させるために、超音波システムとともに使用されてもよい。超音波システムは、画像化トランスデューサ素子に結合される超音波信号経路を含む。超音波信号経路は、画像化トランスデューサ素子が画像化トランスデューサ素子の下の関心のある部位に超音波を伝えるように、画像化トランスデューサ素子に対して電気信号を伝達する。超音波信号経路は、関心ある部位からの超音波反射を示す電気信号を受信するとともに、ディスプレイ上に超音波画像を供給するように、受信された電気信号を処理する。超音波システムは、高強度電気信号を治療トランスデューサ素子に加えるために、治療トランスデューサ素子に結合される高強度送信機も含む。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための最良の形態】

【００１３】

本発明の一例による超音波画像化及び治療トランスデューサの組合せ１０は、図１において示される。トランスデューサ１０は、トランスデューサ１０の中心に沿って延在する画像化素子の線形アレイ１４を含む。治療トランスデューサ素子１８，２０は、画像化素子１４の両側に位置される。トランスデューサ素子１８，２０は、トランスデューサ素子の線形アレイの対１８ａ－ｉ、２０ａ－ｉを形成するために方位角方向にセグメント化される。治療素子１８，２０は、画像化素子１４に向けてわずかな角度内側に傾斜される。治療素子１８，２０を内側に傾斜させることは、画像化素子１４の下の局部深さに治療超音波の焦点を合わせることに役立つ。結果として、治療超音波は、画像化の間、識別された治療部位に正確に位置され得る。所与の実施においては、治療トランスデューサ素子は、画像化アレイの全長まで延在するのではなく、画像化アレイの一部に延在するのみであり、例えば画像化アレイの中心部の両側に位置されてもよい。

【００１４】

画像化素子１４及び治療素子１８，２０は、ベース２４上に取り付けられ、該ベースからケーブル２８が延在する。高強度無線周波数（「ＲＦ」）増幅器３０は、高強度電気信号を治療素子１８，２０に供給するために、好ましくはケーブルの端においてコネクタ３２に取り付けられる。コネクタは、プローブの動作を制御するとともに、プローブからのエコー信号により生成される画像を表示する超音波システムに超音波プローブを接続するために使用される。ＲＦ増幅器３０'は、代替として、図１の点線に示されるようなトランスデューサアセンブリに位置され得るが、増幅器により発生される熱は、コネクタ３２からの方がより容易かつ安全に分散され得る。

【００１５】

動作において、画像化素子１４は、一端において開始し、画像化素子１４のあるセットから次のセットへのステップにより、反対側の端に到達されるまで走査される。前記ステップの間、アクティブである画像化素子１４の隣接したセットは、好ましくはかなりの範囲において互いに重なる。例えば１９２個の画像化素子１４を有するトランスデューサ１０において、各々のセットは、５０個の画像化素子１４を含み得る。画像化素子１４からの超音波の送信の間に生成される走査線の数、又は異なる。一例において、前記ステップは、１２８本の送信走査線と２５６本の受信走査線とが生成されるように選択される。

【００１６】

画像化素子１４が結合される（図１に示されない）超音波システムは、送信及び受信超音波の焦点を制御された深さにあわせるために、画像化素子１４に印加されるとともに、画像化素子１４から受信される信号を好ましくは遅延させる。図２も参照すると、画像化素子１４により受信される超音波エコーは、画像化素子１４の下の治療領域４０（図２）における人体構造からのエコーが画像平面４４に投影される二次元画像が生成されること

を可能にする。画像平面 44 に投影されるエコーは、それから、超音波治療を必要とする治療場所の上にトランスデューサ 10 を正確に位置させるために、(図 2 に示されない) 超音波システムのディスプレイに表示され得る。超音波システムも、画像平面 44 の特定の深さに送信及び受信超音波の焦点を合わせるため、並びに / 又は送信及び受信超音波のビームを操作するため、画像化素子 14 に印加されるとともに、画像化素子 14 から受信される信号を遅延させ得る。

【0017】

治療の間、RF 増幅器 30 (図 1) は、高強度電気信号を一度に 1 又は数個の治療要素 18, 20 に供給する。それから治療は、段階的な態様で進行する。例えば電気信号は、まず素子 18a, b 及び 20a, b に印加され、続いて 18b, c 及び 20b, c、続いて 18c, d 及び 20c, d 等、電気信号が素子 18h, i 及び 20h, i に印加されるまで続く。高強度電気信号が、治療素子 18, 20 の全てに同時に印加された場合、素子 18 からの超音波は互いに干渉し、素子 20 からの超音波も同様であり、これにより近接場ひずみを生じさせる。この近接場ひずみは、特にトランスデューサ 10 の近くにおいて、治療部位を一様でない超音波の強度に晒し得る。上述のように、治療素子 18, 20 の内側への傾斜は、治療超音波が治療部位 40 の至るところに延在するが、治療超音波を画像平面 44 の特定の深さに集中させる。トランスデューサ 10 の一例において、画像平面 44 の中央における最大強度は、2 cm と 6 cm との間の深さにおいてである。治療素子の治療焦点に対する物理的な傾斜の代替として、レンズが、治療波を所望の焦点範囲に操作するために使用され得る。

【0018】

方位角方向の治療素子 18a - i, 20a - i の区分は、素子 18a - i, 20a - i により送信される超音波が、方位角方向において治療超音波を操作するか、又は画像平面 44 の所望の深さに治療超音波の焦点を更に合わせる目的で、互いに対して遅延されることを可能にする。

【0019】

図 1 のトランスデューサ 10 において、超音波は、画像化素子 14 から 6 MHz で送信され、超音波は、治療素子 18, 20 から 1 MHz で送信される。しかしながら、他の周波数が、代替として使用され得る。

【0020】

超音波画像化及び治療トランスデューサの組合せ 50 の他の例は、図 3 において示される。トランスデューサ 50 は、図 1 に示されるトランスデューサ 10 と実質的に同一である。それゆえ、同一の構造的フィーチャには、同じ参照符号が備えられ、この構造及び動作の説明は、繰り返されないであろう。トランスデューサ 50 は、画像化素子 14 の一方の側に別個の副素子 54, 56, 58 を形成するとともに、画像化素子 14 の他方の側に別個の副素子 64, 66, 68 を形成するために、方位角方向及び高さ方向に区分される治療トランスデューサ素子を含むことにより、トランスデューサ 10 とは異なる。

【0021】

動作において、超音波は、上述のトランスデューサ 10 と同様に、段階的な態様で、素子 54, 56, 58 及び 64, 66, 68 により送信される。特に、電気信号は、まず素子 54 - 58a, b 及び 64 - 68a, b に印加され、続いて、54 - 58b, c 及び 64 - 68b, c 等、電気信号が素子 54 - 58h, i 及び 64 - 68h, i に印加されるまで続く。しかしながら、電気信号は、治療トランスデューサ素子 54, 56, 58 及び 64, 66, 68 からそれぞれ遅延して送信される。より詳細には、信号は、素子 56, 66 により送信される信号の遅延それぞれに対して第 1 遅延で素子 54, 64 により送信される。同様に、信号は、素子 58, 68 により送信される信号の遅延それぞれに対して第 1 遅延で素子 56, 66 により送信される。これらの遅延は、治療素子 54, 56, 58 及び 64, 66, 68 の焦点を、画像平面 44 (図 2) の特定の深さに合わせることを可能にする。方位角方向の治療素子 18a - i, 20a - i の区分は、素子 18a - i, 20a - i により送信される超音波が、方位角方向において治療超音波を操作するか、又

10

20

30

40

50

は深さ方向において焦点を合わせる目的で、互いに対して遅延されることを可能にする。それゆえ、治療超音波は、画像化の間に識別された正確な治療場所に供給され得る。

【 0 0 2 2 】

トランスデューサプロブ 1 0 , 5 0 又は本発明のいくつかの他の例によるトランスデューサプロブとともに使用され得る超音波システム 1 0 0 が、図 4 において示される。システム 1 0 0 は、システム 1 0 0 の電子回路のほとんどを含む筐体 1 0 8 を含む。筐体 1 0 8 は、ホイール 1 1 4 により支持されるカート 1 1 2 に取り付けられ、ディスプレイ 1 1 6 が筐体 1 0 8 に取り付けられる。トランスデューサプロブ 1 2 0、例えばトランスデューサ 1 0 若しくは 5 0 又は本発明のいくつかの他の例によるトランスデューサを含むものは、ケーブル 1 2 2 を通じて、筐体 1 0 8 のコネクタ 1 2 6 に接続される。

10

【 0 0 2 3 】

筐体 1 0 8 は、超音波検査士が超音波システム 1 0 0 を操作するとともに、患者又は行われる検査及び治療のタイプについての情報を入力することを可能にする参照符号 1 2 8 により通常示されるキーボード及び制御器も含む。制御パネル 1 2 8 の背後部にタッチスクリーンディスプレイ 1 1 8 があり、該ディスプレイ上にプログラム可能ソフトキーが、システム 1 0 0 の動作の制御において、キーボード及び制御器 1 2 8 を補うために表示される。

【 0 0 2 4 】

操作において、トランスデューサプロブ 1 2 0 は、患者（図示略）の皮膚に対して配置され、皮膚の下の関心のある部位の血液又は組織の画像を得るために固定される。一度得られた画像において治療部位が識別されると、高強度治療超音波を識別された治療部位に向けるために、信号が治療素子に加えられる。画像化及び治療の提供を行う具体的な技術は、以下でより詳細に論じられるであろう。

20

【 0 0 2 5 】

超音波システム 1 0 0 の電気部品は、図 5 において図示される。超音波トランスデューサ 1 2 0 の画像化素子 1 4 は、ケーブル 1 2 2 により従来技術の超音波信号経路 1 4 0 に結合される。従来技術でよく知られるように、超音波信号経路 1 4 0 は、電気信号を画像化素子 1 4 につなぐ送信機（図示略）と、超音波エコーに対応する、画像化素子 1 4 からの電気信号を受信する獲得ユニット（図示略）と、例えば特定の深さからの戻りを分離させるか、又は血管を流れる血液からの戻りを分離させるような様々な機能を実行するために、獲得ユニットからの信号を処理する信号処理ユニット（図示略）と、ディスプレイ 1 1 6 による使用に適切のように、信号処理ユニットからの信号を変換するスキャンコンバータ（図示略）とを含む。この例における処理ユニットは、B モード（構造的）及びドップラ画像を生成するために、B モード及びドップラ信号の両方を処理することができる。超音波信号経路 1 4 0 は、上述のユニットの動作を制御するため、処理ユニット 1 5 0 とのインタフェースする制御モジュール 1 4 4 も含む。超音波信号経路 1 4 0 は、もちろん上述のものに加えて部品を含んでもよく、適切な場合において、上述の部品のいくつかは除外されてもよい。

30

【 0 0 2 6 】

超音波システム 1 0 0 は、ケーブル 1 2 2 により R F 増幅器 3 0 に結合され、順々にトランスデューサ 1 2 0 の治療トランスデューサ素子に結合される送信機 1 5 2 も含む。送信機 1 5 2 は、処理ユニット 1 5 0 に接続され、該処理ユニットは、送信機 1 5 2 からの信号の送信を開始させるために、送信機 1 5 2 に信号を供給する。所望であれば、処理ユニット 1 5 0 からの信号は、高さ若しくは方位角方向に走査するか、又は特定の深さに治療超音波の焦点を合わせるために、トランスデューサプロブ 1 2 0 の治療素子に印加される信号の遅延も制御しても良い。

40

【 0 0 2 7 】

処理ユニット 1 5 0 は、2 , 3 例を挙げると、中央処理ユニット（「CPU」）1 5 4 と、ランダムアクセスメモリ（「RAM」）1 5 6 と、読込専用メモリ（「ROM」）1 5 8 とを含む複数の部品を有する。従来技術でよく知られるように、ROM 1 5 8 は、C

50

P U 1 5 4 により実行されるプログラム命令と、C P U 1 5 4 により使用される初期化データとを記憶する。R A M 1 5 6 は、C P U 1 5 4 により使用されるデータ及び命令を一時的に記憶する。処理ユニット 1 5 0 は、データ、例えばシステム 1 0 0 により得られる超音波画像に対応するデータを長期的に記憶するために、ディスクドライブ 1 6 0 のような大容量記憶装置とインタフェースする。しかしながら、このような画像データは、超音波信号経路 1 4 0 と処理ユニット 1 5 0 との間に延在する信号経路 1 6 6 に結合される画像記憶装置 1 6 4 にまず記憶される。ディスクドライブ 1 6 0 は、呼び出されるとともに、超音波検査士を導いて様々な超音波検査及び / 又は治療手順をさせることを開始され得る手続きも好ましくは記憶する。

【 0 0 2 8 】

10

処理ユニット 1 5 0 は、キーボード及び制御器 1 2 8 ともインタフェースする。キーボード及び制御器 1 2 8 は、超音波システム 1 0 0 が、検査及び / 又は治療の終わりにおいて自動生成レポートを作成するように、超音波検査士又は他の個人により操作されても良い。処理ユニット 1 5 0 は、好ましくは、テキスト及び 1 以上の画像並びに / 又は治療レポートを含むレポートを印刷するレポートプリンタ 1 8 0 とインタフェースする。最終的に、画像化又は治療に対応するデータは、ネットワーク 1 7 4 又はモデム 1 7 6 のような適切なデータリンクを通じて、臨床情報システム 1 7 0 又は他の装置にダウンロードされ得る。

【 0 0 2 9 】

20

プローブ内に組み込まれた増幅器を含む画像化及び治療トランスデューサプローブ 1 0 , 5 0 は、好ましくは上述のようにプローブコネクタ 3 2 内に配置され、画像化機能と治療機能との間の超音波信号経路 1 4 0 のビーム形成器のチャンネルを分割することにより、標準的な画像化超音波システムにより動作され得る。例えば治療トランスデューサが 8 つのトランスデューサ素子を有する場合、これらの素子は、8 つのチャンネルのビーム形成器により制御することができ、他のビーム形成器チャンネルは画像化専用となる。従来の 1 2 8 チャンネルビーム形成器は、このチャンネルの 8 つを治療素子の制御に使用するとともに、他の 1 2 0 チャンネルを、画像化トランスデューサアレイを動作させるために使用するようプログラムされ得る。高さ操作機能をもつもののような、より多くの治療素子を持つ画像化及び治療プローブに対して、ビーム形成器の 3 2 チャンネルが治療に充てられ、9 6 チャンネルが画像化に当てられる。他の比率が、トランスデューサアレイ及びビーム形成器の特定の構成に依存して選択されても良い。

30

【 0 0 3 0 】

血塊を溶解させるために、超音波トランスデューサプローブ 1 2 0 (図 4 及び 5) を備える超音波システム 1 0 0 を使用する技術の一例 2 0 0 が、図 6 において図示される。上で説明されるように、トランスデューサプローブ 1 2 0 は、トランスデューサ 1 0 , 5 0 、又は本発明のいくつかの他の例によるトランスデューサの 1 つを含んでもよい。マイクロバブル造影剤は、ステップ 2 0 4 において最初に投与される。血塊の存在する関心ある領域に造影剤が到達するために、十分な時間が経過した後、トランスデューサプローブ 1 2 0 は、ステップ 2 0 6 において関心ある部位を画像化するために使用される。血塊の存在は、関心ある部位において静脈を流れる血液がないことにより検出され得る。一度血塊が位置されると、治療は、送信機 1 5 2 (図 5) がトランスデューサプローブ 1 2 0 における R F 増幅器 3 0 に信号を印加するトリガにより、ステップ 2 0 8 において開始される。R F 増幅器 3 0 は、それから、トランスデューサプローブ 1 2 0 の超音波治療素子に高強度信号を印加する。

40

【 0 0 3 1 】

ステップ 2 0 8 において施された短い期間の治療の後、トランスデューサプローブ 1 2 0 は、ステップ 2 1 0 において治療場所を画像化するために再び使用される。それから前記場所のマイクロバブルの全てが破砕されているかどうかを決定するために、ステップ 2 1 4 においてチェックがなされる。破砕されていない場合、プロセスは、ステップ 2 0 8 に戻り、マイクロバブルの全てが破砕されるまでステップ 2 0 8 , 2 1 0 及び 2 1 4 を通

50

じてループを続ける。

【0032】

ステップ208, 210、及び214における画像化超音波と治療超音波とのインターリーブは、好ましくは、比較的小さな治療超音波のデューティサイクルで生じる。超音波システム100の一例において、治療超音波を付与するステップ208は、0.5秒のデューティサイクルを有し、それから、10秒のデューティサイクルを有する画像化のステップ210が続く。この例における治療超音波は、したがって1/20のデューティサイクルを有する。10秒の画像化期間において、破壊の他の期間に、マイクロバブルが前記場所に残っているかどうかを見るために、臨床医は、マイクロバブルが破壊された血管を観測するであろう。10秒の間隔は、約10回の拍動サイクルが、治療位置を新たなマイクロバブルの流れで再び満たすことを可能にする。臨床医は、治療間隔をより長く、又はより短く調整しても良い。通常、臨床医は、血塊の場所にマイクロバブルが残っている限り、該マイクロバブルに治療超音波を当てたいであろう。連続波(CW)超音波は、調整拡散として知られる現象により、マイクロバブルの大きさを成長させることがわかり、該調整拡散により、マイクロバブルが周辺の組織及び血液から溶解ガスを吸い込むであろう。したがって、臨床医は、この現象によりマイクロバブルを大きくすることを可能にする期間、適切なレベルの超音波をあてたくなり得る。臨床医は、血塊におけるマイクロバブルがしばらくの間観測され得るように、より長い画像化期間が欲しくなり得る。その結果、完全に手動の操作が好まれ、超音波システムの制御は、臨床医が治療エネルギーを印加したい限り作動される。臨床医が制御を作動させていない場合、超音波システムは、治療位置を画像化するようにプローブを制御する。このように臨床医は、希望するときはいつでも、希望する限り治療に専念することができる。マイクロバブル破壊及び再補充の程度及び速度が、血管により、患者により異なるので、手動制御手順がしばしば好まれる。

10

20

【0033】

マイクロバブルの破碎は、様々な技術を使用して検出され得る。例えばステップ210において生成される画像は、治療場所から反射されるエコーの強度を決定するように検査され得る。エコーは、最初非常に強くなるであろう。しかし、マイクロバブルの破碎が続くにつれて、エコーの強度は低下するであろう。いくつかの閾値レベルにおいて、実質的にすべてのマイクロバブルが、破碎されるとみなされ得る。他の技術は、マイクロバブルの発振パターンを検査する。ステップ208において治療超音波がマイクロバブルに当てられる場合、マイクロバブルは固有振動数において発振するであろう。この発振は、画像化ステップ210の間、マイクロバブルが依然として存在することを示すために、画像化素子14を使用して検出され得る。他の技術も使用され得る。

30

【0034】

マイクロバブルの破壊又は破碎がどのくらい速く生じるかに関わらず、いくつかの点において、実質的に完全な破碎がステップ214で検出され、新たなマイクロバブルが治療場所に灌流するのを待つように、プロセスはステップ218に進むであろう。治療場所は、マイクロバブルが治療場所に再び灌流されるかどうかを決定するために、220において画像化される。治療場所における血塊が溶解を開始すると、マイクロバブルは、より早くこの場所を灌流するであろう。したがって、血塊を溶解させる治療を続ける必要性は、所定の期間の後マイクロバブルが血塊を灌流しないことにより、又は前に封鎖された血管を流れる血液の再開により、ステップ222において判明される。血塊が依然として存在するという決定がステップ222においてなされる場合、プロセスは更なる治療のためにステップ208に戻る。上述のプロセスは、血塊がステップ222においてもう検出されなくなるまで、継続的に繰り返される。それからプロセスはステップ224で終了する。

40

【0035】

他の画像化及び治療技術は、制限された期間にマイクロバブルを破壊又は破裂させ、一方マイクロバブルが治療場所に依然として存在し、マイクロバブルが血流により再補充される間の短期間に前記場所を画像化する。例えば治療場所のマイクロバブルの95%を破壊又は破裂させるのに20秒かかる場合、マイクロバブルの3分の2が10秒以内に破壊

50

又は破裂されることになり得る。したがって、前記場所に存在するマイクロバブルの3分の2を破壊又は破裂させる10秒の治療パルスの手順が開始し、その後およそそのマイクロバブル密度が回復される間、7秒画像化インターバル(約7回の心臓拍動サイクル)が続く。そのとき、治療及び画像化は、この10秒/7秒シーケンスにおいて交互に起こるであろう。

【0036】

トランスデューサ10, 50の特徴は、特に、図6において示される画像化及び治療プロセス200に役立つ。画像化部位と治療部位とを正確に重ねることにより、トランスデューサ120は、画像化される部位が治療を受ける部位であることを保証する。トランスデューサプローブ120を動かすことを必要とされない限り、超音波システム100は、画像化と治療との間を速く切り換えることができる。多素子治療トランスデューサとともに行われ得る他のバリエーションは、全体の血塊に渡るマイクロバブルをより効率的に破壊又は破壊するために、高さ方向の血管の左右に治療超音波の焦点部位を操作又は掃引する。トランスデューサプローブ120の特徴固有の他の利点は、当業者には明らかであろう。

10

【0037】

本発明は、開示された実施例を参照して記載されているが、当業者らは、本発明の趣旨及び範囲から逸脱することなく形態及び詳細の変更がなされうること認識するであろう。このような修正は、当業者の技術の範囲内にある。したがって、本発明は請求項によることを除いて、制限されない。

20

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】図1は、本発明の一例による画像化及び治療トランスデューサの組合せを示す等角図である。

【図2】図2は、図1のトランスデューサの超音波画像化及び治療パターンを示す概略図である。

【図3】図3は、本発明の他の一例による画像化及び治療超音波トランスデューサの組合せを示す等角図である。

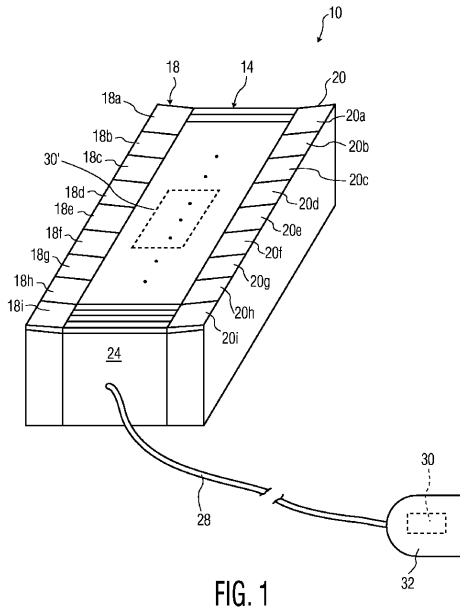
【図4】図4は、図1及び図3に示されるトランスデューサのような、本発明の一例によるトランスデューサに接続される超音波システムの等角図である。

30

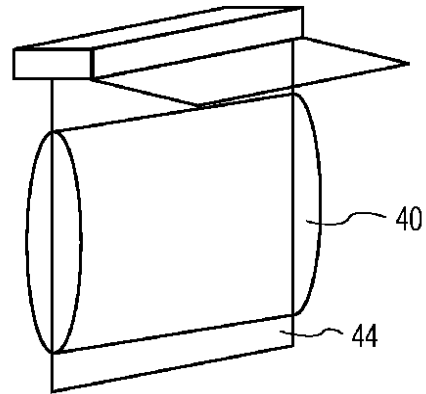
【図5】図5は、図4の超音波システムに使用される電気部品のブロック図である。

【図6】図6は、本発明の一例による血塊を溶解させるために、図4及び図5の超音波システムが、又はいくつかの他の超音波システムを使用する方法を示すフロー図である。

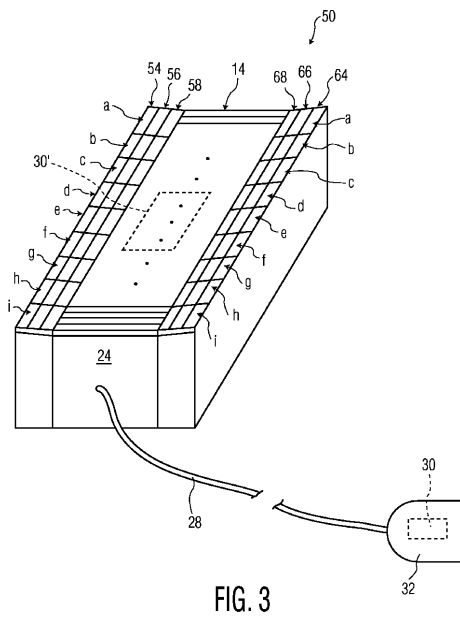
【 図 1 】



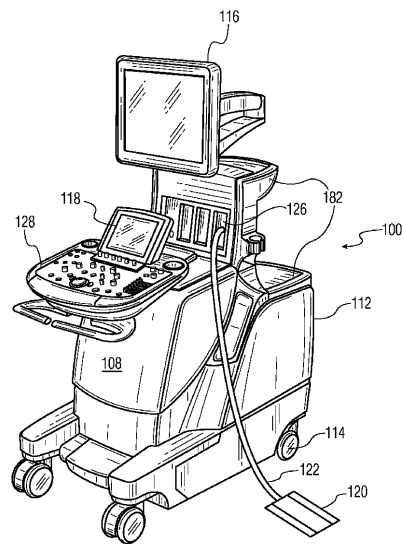
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



【図 5】

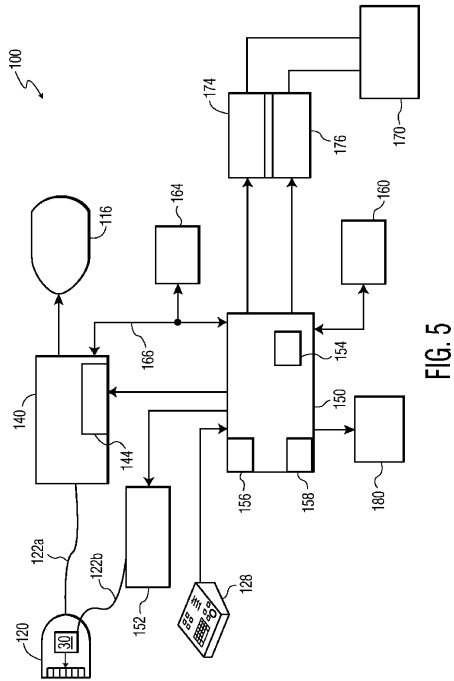


FIG. 5

【図 6】

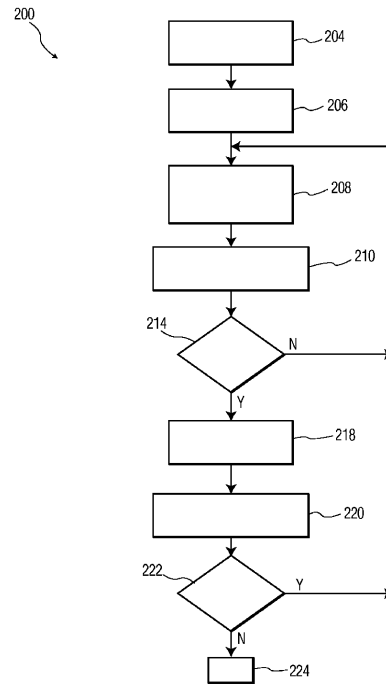


FIG. 6

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2006/052966

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61N7/00 A61B17/22 A61B8/14
 ADD. A61B19/00

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)

A61N H04B B06B A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	EP 0 659 387 A2 (OLYMPUS OPTICAL CO [JP]) 28 June 1995 (1995-06-28) column 16, lines 17-23 column 65, lines 6-22, 34-39 column 68, lines 32-38 column 69, lines 31-40 column 72, lines 31-43 figures 58, 65, 68	6, 8, 9, 11-13 1-5, 7, 10, 14-16
Y	US 2005/148873 A1 (PETERSEN DAVID A [US] ET AL) 7 July 2005 (2005-07-07) paragraphs [0004], [0007], [0032], [0034], [0035], [0038] - [0040] figures 1, 2, 4	1-5, 7, 10, 14-16

-/--

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ 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 document 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.

Z document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

25 January 2007

Date of mailing of the international search report

09/02/2007

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
 Fac. (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Willig, Hendrik

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2006/052966

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 00/61007 A (DELTEX GUERNSEY LTD [GB]; BLUNDEN MARK GRAHAM [GB]) 19 October 2000 (2000-10-19) abstract figures 1,2	1,7,15
A	US 2004/254620 A1 (LACOSTE FRANCOIS [FR] ET AL) 16 December 2004 (2004-12-16) paragraphs [0018], [0027] - [0029], [0065], [0066] figure 9	1-16

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2006/052966

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0659387	A2	28-06-1995	DE 69432510 D1	22-05-2003
			DE 69432510 T2	24-12-2003
US 2005148873	A1	07-07-2005	CN 1628614 A	22-06-2005
			DE 102004060575 A1	21-07-2005
WO 0061007	A	19-10-2000	AU 4417200 A	14-11-2000
US 2004254620	A1	16-12-2004	AT 321587 T	15-04-2006
			EP 1409079 A1	21-04-2004
			FR 2827149 A1	17-01-2003
			WO 03008041 A1	30-01-2003
			JP 2004534624 T	18-11-2004

フロントページの続き

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

(72)発明者 パワーズ ジェフリー イー

アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 4 1 - 3 0 0 3 ボゼル ピーオー ボックス 3 0 0 3

(72)発明者 フレイサー ジョン

アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 4 1 - 3 0 0 3 ボゼル ピーオー ボックス 3 0 0 3

(72)発明者 アヴェルキオウ ミチャラキス

アメリカ合衆国 ワシントン州 9 8 0 4 1 - 3 0 0 3 ボゼル ピーオー ボックス 3 0 0 3

F ターム(参考) 4C601 BB21 DE06 EE30 FF13 GB04