(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2009-505768
(P2009-505768A)
(43)公表日　平成21年2月12日(2009.2.12)

| (51)Int.Cl. | | F I | | | テーマコード（参考） |
|---|---|---|---|---|---|
| A61B 8/00 | (2006.01) | A61B | 8/00 | | 4C160 |
| A61B 18/00 | (2006.01) | A61B | 17/36 | 330 | 4C601 |

審査請求 未請求　予備審査請求 未請求　（全 18 頁）

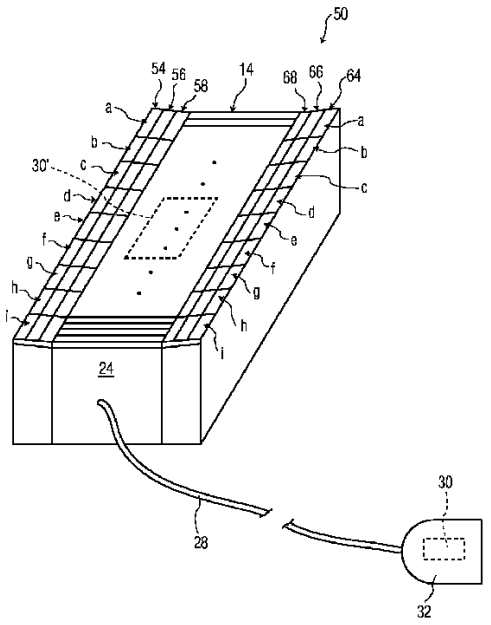
| | |
|---|---|
| (21)出願番号 | 特願2008-528622 (P2008-528622) |
| (86)(22)出願日 | 平成18年8月25日 (2006.8.25) |
| (85)翻訳文提出日 | 平成20年2月28日 (2008.2.28) |
| (86)国際出願番号 | PCT/IB2006/052964 |
| (87)国際公開番号 | WO2007/026298 |
| (87)国際公開日 | 平成19年3月8日 (2007.3.8) |
| (31)優先権主張番号 | 60/712,336 |
| (32)優先日 | 平成17年8月30日 (2005.8.30) |
| (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　５６２１　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　100070150
弁理士　伊東　忠彦
(74)代理人　100091214
弁理士　大貫　進介
(74)代理人　100107766
弁理士　伊東　忠重

最終頁に続く

(54)【発明の名称】複合撮像及び治療トランスデューサ

(57)【要約】
複合超音波撮像及び治療トランスデューサ（１０）は、撮像トランスデューサ素子（１４）の直線状アレイを有する。治療トランスデューサ素子（１８，２０）の第１及び第２の直線状アレイは、撮像トランスデューサ素子の第１及び第２の側部夫々に沿って長手方向に延在し、互いに向かって内方向に傾けられる。撮像及び治療トランスデューサは、関心領域におけるクロットの位置を突き止めるよう超音波撮像システムを有して使用される。関心領域が超微粒気泡造影剤で潅流された後、治療トランスデューサ素子は、クロットを溶解するよう、トランスデューサにおいて位置決めされた増幅器によって駆動される。撮像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、治療は、造影剤超微粒気泡の実質的な分解、関心領域における超微粒気泡の再潅流、又はクロットの継続的な存在を示す超音波映像を元に調整され得る。



【特許請求の範囲】
【請求項１】
超音波トランスデューサ組立体であって：
アジマス方向において長手方向に延在する撮像トランスデューサ素子の直線状アレイと；
該撮像トランスデューサ素子の直線状アレイの第１の側部に沿うアジマス方向において長手方向に延在し、また、該撮像トランスデューサ素子に向かって内方向に送信される超音波を送信する、治療トランスデューサ素子の第１の直線状アレイと；
前記第１の側部に対向する前記撮像トランスデューサ素子の直線状アレイの第２の側部に沿うアジマス方向において長手方向に延在し、また、前記撮像トランスデューサ素子に向かって内方向に送信される超音波を送信する、治療トランスデューサ素子の第２のアレイと、
を有する超音波トランスデューサ組立体。
【請求項２】
前記撮像トランスデューサ素子及び前記治療トランスデューサ素子が上方に取り付けられる、トランスデューサ本体と；
前記治療トランスデューサ素子に対して電気信号を与えるよう前記治療トランスデューサ素子に対して結合される、増幅器と、
を更に有する請求項１記載の超音波トランスデューサ組立体。
【請求項３】
前記治療トランスデューサ素子の各々は、前記撮像トランスデューサ素子の１つの前記アジマス寸法より実質的に大きいアジマス寸法を有する、
請求項１記載の超音波トランスデューサ組立体。
【請求項４】
前記撮像トランスデューサ素子の直線状アレイの前記第１及び第２の側部に沿って延在する前記治療トランスデューサ素子の数は、実質的には前記撮像トランスデューサ素子の数より少ない、
請求項１記載の超音波トランスデューサ組立体。
【請求項５】
前記治療トランスデューサ素子の各々は、上昇方向において互いから間隔を離される複数の治療トランスデューササブ素子を形成するよう分けられる、
請求項１記載の超音波トランスデューサ組立体。
【請求項６】
前記撮像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作動するよう構成される周波数より実質的により高い周波数において作動するよう構成される、
請求項１記載の超音波トランスデューサ組立体。
【請求項７】
超音波撮像及び治療システムであって：
超音波トランスデューサプローブと；
超音波システムと、
を有し、
前記超音波トランスデューサプローブは：
アジマス方向において長手方向に延在する撮像トランスデューサ素子の直線状アレイと；
前記撮像トランスデューサ素子の直線状アレイの第１の側部に沿うアジマス方向において長手方向に延在する治療トランスデューサ素子の第１の直線状アレイと；
前記第１の側部に対向する前記撮像トランスデューサ素子の直線状アレイの第２の側部に沿うアジマス方向において長手方向に延在する治療トランスデューサ素子の第２のアレイと、
を有し、

前記超音波システムは：
撮像トランスデューサ素子に対して結合される超音波信号パスと；
前記超音波信号パスによって受信及び処理される前記電気信号に対応して画像を与えるよう前記超音波信号パスに対して結合される、ディスプレイと；
前記治療トランスデューサ素子に対して電気信号を印加するよう、前記治療トランスデューサ素子の第１及び第２の直線状アレイにおいて前記治療トランスデューサ素子に対して結合される、治療トランスミッタと、
を有し、
前記超音波信号パスは、前記撮像トランスデューサ素子の第１の直線状アレイの下方における関心領域へと超音波を前記撮像トランスデューサ素子に送信させるように前記撮像トランスデューサ素子に対して電気信号を送信するよう作動可能であり、更には、前記関心領域からの超音波反射を示す電気信号を受信し且つ前記受信される電気信号を処理するよう作動可能である、
超音波撮像及び治療システム。
【請求項８】
前記撮像トランスデューサ素子及び前記治療トランスデューサ素子が上方に取り付けられるトランスデューサ本体と、前記超音波システムに対して超音波トランスデューサプローブを結合させる役割を果たすコネクタと、を更に有し、
高強度超音波は、前記コネクタにおいて収容され、且つ前記治療トランスミッタに対して結合される、
請求項７記載の超音波撮像及び治療システム。
【請求項９】
前記超音波信号パスは、前記第１のアレイの一端から他端まで、前記電気信号を前記撮像トランスデューサ素子に対して連続的に印加することによって、並びに、前記撮像トランスデューサ素子からの前記電気信号を受信することによって、前記関心領域をスキャンするよう作動可能である、
請求項７記載の超音波撮像及び治療システム。
【請求項１０】
前記超音波信号パスは、前記アジマス方向における前記撮像トランスデューサ素子の第１のアレイによって受信される超音波を導くように前記撮像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、作動可能である、
請求項７記載の超音波撮像及び治療システム。
【請求項１１】
前記超音波信号パスは、前記撮像トランスデューサ素子の第１のアレイによって受信される超音波を前記関心領域における特定の深さまで集束させるように前記撮像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、作動可能である、
請求項７記載の超音波撮像及び治療システム。
【請求項１２】
前記超音波信号パスは、前記アジマス方向において前記撮像トランスデューサ素子の第１のアレイによって送信される超音波を導くように前記撮像トランスデューサ素子に対して送信される前記信号を遅延させるよう、作動可能である、
請求項７記載の超音波撮像及び治療システム。
【請求項１３】
前記治療トランスデューサ素子の各々は、前記撮像トランスデューサ素子のアジマス寸法より実質的に大きいアジマス寸法を有する、
請求項７記載の超音波撮像及び治療システム。
【請求項１４】
前記撮像トランスデューサ素子の直線状アレイの第１及び第２の側部に沿って延在する治療トランスデューサ素子の数は、撮像トランスデューサ素子の数より実質的に少ない、
請求項７記載の超音波撮像及び治療システム。

【請求項１５】
前記治療トランスミッタは、前記第１及び第２のアレイの一端から他端まで前記第１及び第２のアレイにおいて前記治療トランスデューサ素子の隣接するサブセットに対して前記電気信号を連続的に印加することによって前記治療トランスデューサ素子に対して前記電気信号を印加するよう、作動可能である、
請求項７記載の超音波撮像及び治療システム。
【請求項１６】
前記第１及び第２のアレイにおける前記治療トランスデューサ素子の隣接するサブセットは、前記第１のアレイにおける単一の治療トランスデューサ素子と、前記第２のアレイにおける単一の治療トランスデューサ素子と、を有する、
請求項１５記載の超音波撮像及び治療システム。
【請求項１７】
前記治療トランスミッタは、前記第１及び第２のアレイにおける複数の前記治療トランスデューサ素子に対して前記電気信号を同時に印加するよう、作動可能であり、
前記治療トランスミッタは、前記アジマス方向において前記治療トランスデューサ素子によって送信される前記超音波を導くよう前記治療トランスデューサ素子に対して印加される電気信号を遅延させるよう、作動可能である、
請求項７記載の超音波撮像及び治療システム。
【請求項１８】
前記治療トランスデューサ素子の各々は、上昇方向において互いから間隔を離される複数の治療トランスデューササブ素子を形成するよう分けられる、
請求項７記載の超音波撮像及び治療システム。
【請求項１９】
前記治療トランスミッタは、前記上昇方向における前記治療トランスデューサ素子によって送信される超音波を導くように互いに対して前記治療トランスデューササブ素子に対して印加される前記電気信号を遅延させるよう、作動可能である、
請求項１８記載の超音波撮像及び治療システム。
【請求項２０】
前記治療トランスミッタは、前記治療トランスデューサ素子によって送信される前記超音波を前記関心領域における特定の深さまで集中させるように互いに対して前記治療トランスデューササブ素子に対して印加される前記電気信号を遅延させるよう、作動可能である、
請求項１８記載の超音波撮像及び治療システム。
【請求項２１】
前記撮像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作動するよう構成される周波数より実質的により高い周波数において作動するよう構成され、
前記超音波信号パスは、前記撮像トランスデューサ素子に対して前記電気信号を送信するよう、また前記撮像トランスデューサ素子から前記電気信号を受信するよう、作動され、
前記撮像トランスデューサ素子は、前記治療トランスミッタによって前記治療トランスデューサ素子に対して印加される前記電気信号の前記周波数より実質的により高い周波数を有する、
請求項７記載の超音波撮像及び治療システム。
【請求項２２】
前記治療トランスデューサ素子の第１及び第２の直線状アレイにおける前記治療トランスデューサ素子は、治療用超音波を前記関心領域における所定の深さに対して局部集中するよう、前記撮像トランスデューサ素子に向かって並びに互いに向かって内方向に、傾けられる、
請求項７記載の超音波撮像及び治療システム。
【請求項２３】

前記治療トランスデューサ素子の第１及び第２の直線状アレイにおける前記治療トランスデューサ素子は、治療用超音波を前記関心領域における所定の深さに対して局部集中させるよう、送信される超音波を前記撮像トランスデューサ素子に向かって導く役割を果たすレンズを有する、

請求項７記載の超音波撮像及び治療システム。

【請求項２４】

前記超音波信号パス及び前記治療トランスミッタは、交互に作動するよう構成され、前記超音波信号パス及び前記治療トランスミッタは交互に作動可能である、

請求項７記載の超音波撮像及び治療システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、超音波映像及び治療の分野に係り、より特には、患者の生体構造の同一領域において実質的に同時に超音波撮像及び超音波治療を与える方法及び装置に係る。

【背景技術】

【０００２】

超音波診断法は、超音波エネルギを生成し且つ受けるよう超音波トランスデューサを使用する、患者の生体構造の領域の撮像を有する。典型的には、超音波トランスデューサは、患者の皮膚上に置かれ、超音波エネルギは、トランスデューサの下方における関心領域へと送られる。トランスデューサは続いて、関心領域からの反射された超音波を受け、受けた超音波を電気信号へと変換する。電気信号は続いて、ディスプレイ上に示され得る画像を生成するよう処理される。

【０００３】

造影剤は、診断用超音波画像の品質を向上させるよう使用され得る。造影剤は、例えば、固体粒子の懸濁液、乳化液体の液滴、及び「超微粒気泡」として既知であるガス入り気泡を有する。かかる造影剤の全ては、造影剤と取り囲む血液又は組織との間において大きな音響不連続性（ａｃｏｕｓｔｉｃ　ｄｉｓｃｏｎｔｉｎｕｉｔｉｅｓ）を作るため、超音波の反射を増大させる。異なる種類の造影剤の各々は、利点及び不利点を有する。例えば、超微粒気泡造影剤は、多少脆弱であり、また超音波エネルギによって容易に粉砕（ｆｒａｃｔｕｒｅｄ）され得る。

【０００４】

超音波は、現在、多種の治療用用途に対して開発されている。超音波の治療用用途の１つは、ハイパーサーミア（ｈｙｐｅｒｔｈｅｒｍｉａ）として既知である。ハイパーサーミアは、腫瘍等である対象となる組織塊を加熱することを目的として集束される超音波を有して該組織塊に当てる（ｉｎｓｏｎａｔｉｎｇ）ことを有する。組織塊に対する熱の適用は、組織の成長又は縮小の遅延をもたらす。

【０００５】

超音波の他の治療用用途は、例えば超音波診断法を使用して、患者に対して多量の小水疱を与えること（ａｄｍｉｎｉｓｔｅｒｉｎｇ　ａ　ｑｕａｎｔｉｔｙ　ｏｆ　ｖｅｓｉｃｌｅｓ）、及び、関心領域において小水疱の存在が検出されるまで小水疱の監視すること、を有する。より高い強度の治療用超音波は、続いて、治療を目的として小水疱を破裂させる（ｒｕｐｔｕｒｅ）よう領域に対して適用される。例えば、小水疱は、小水疱の破裂時に放出される生体活性剤と組み合わされ得る。したがって、この技術は、関心領域において生体活性剤の目標とされる運搬を達成することができる。

【０００６】

高強度超音波はまた、内出血が起きている皮下深さまで集束される超音波エネルギを有して実験的に使用されている。この技術は、超音波が内出血を止めるよう集束される深さにおいて、組織を加熱して凝固する。「ＨＩＦＵ」と称される高強度集束超音波は、国によっては、加熱によって腫瘍細胞を殺すよう使用される。

【０００７】

超音波はまた、深部静脈血栓症（“ＤＶＴ”）を治療する目的で、脚部の深部血管等である血管におけるクロットを溶解するよう実験的に使用される。研究では、血管のクロットは、血管から分離して肺へと移動する前に、超音波を使用して溶解され得る、ことが分かっている。超音波はまた、末梢動脈障害を治療するよう同様に使用され得る。また研究では、超音波は、超微粒気泡造影剤がクロットを有する静脈又は罹患した動脈へと取り込まれている場合、より効果的に使用され得る、ということが分かっている。超音波は、超微粒気泡を細分化し、超微粒気泡の分解（ｄｅｓｔｒｕｃｔｉｏｎ）は、明らかに、超音波のみを使用して可能であるよりも大幅な撹拌を与える。

【０００８】

治療用超音波は、典型的には、超音波診断法とは異なる周波数において実行される。具体的には、低減衰を達成するよう、より低い周波数において治療用超音波を行うことが望ましい。対照的に、より高い周波数は、より優れた画像解像度を得るよう超音波診断法において用いられる。結果として、一般的に、撮像及び治療のいずれに対しても同一の超音波トランスデューサを使用することは、実用的ではない。従って、撮像トランスデューサは、通常、治療用超音波が必要とされる箇所を突き止めるよう使用される。処置箇所が突き止められると、治療用トランスデューサは、治療用超音波を与えるよう使用される。

【０００９】

治療用超音波を与えるかかるアプローチは、多くの制限と欠点を有する。多くの場合、治療を施す医師は、撮像トランスデューサを使用することによって特定される治療箇所の正確な位置に治療トランスデューサを位置付けることができない。また、治療箇所を撮像することができずに治療が行われることによって、いつクロットが溶解されたかを確定することが困難になり得、治療が継続され得ない。同様に、クロットが治療用超音波のパルスのシーケンスに応じて溶解されていない場合、治療用超音波のパルスが反復されるべきか否かを確定するよう治療箇所を再撮像することは、困難であり得且つ時間がかかり得る。

【００１０】

先行技術においては、超音波診断法が特にはハイパーサーミアを有する治療用用途である治療用超音波を有して基本的には同時に実行されるようにするシステムを与えるよう、努力がなされてきた。例えば、Ｕｎｇｅｒ外による米国特許第５，５５８，０９２号明細書（特許文献１）は、生体活性剤の目標とする放出に対して小水疱を破裂させるよう使用される、複合撮像及び治療トランスデューサを開示する。複数のトランスデューサの実施が示され、該実施例中、治療トランスデューサ素子の一式は、撮像トランスデューサ素子によって取り囲まれる。同様に、Ｓｃｈａｅｔｚｌｅ外による米国特許第５，３９１，１４０号明細書（特許文献２）は、局部集中されたハイパーサーミアに対する治療用音波の適用と同時に作動する画像診断性能を有する装置を開示する。該システムは、治療トランスデューサ素子によって取り囲まれる撮像トランスデューサ素子の一式を有するトランスデューサ組立体を用いる。撮像及び治療性能を複合させたトランスデューサを有する他の超音波システムは、Ｄｒｉｌｌｅｒ外による米国特許第４，４８４，５６９号明細書（特許文献３）、Ｃｏｌｅｍａｎ外による米国特許第４，９３２，４１４号明細書（特許文献４）、及び、Ｗｕｒｓｔｅｒ外による米国特許第５，００５，５７９号明細書（特許文献５）において開示される。

【特許文献１】米国特許第５，５５８，０９２号明細書
【特許文献２】米国特許第５，３９１，１４０号明細書
【特許文献３】米国特許第４，４８４，５６９号明細書
【特許文献４】米国特許第４，９３２，４１４号明細書
【特許文献５】米国特許第５，００５，５７９号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【００１１】

かかる文献において記載される先行技術のトランスデューサは全て、処置箇所に対して

均一な強度を有する治療用超音波を正確に運搬すること、及び強度治療中に治療が監視され得ることにおける有用性を制限する構造を示す。更には、かかるトランスデューサが実質的に同時に撮像することができ、且つ治療を施すことができるという範囲において、先行技術は、超音波治療をいつ継続していつ停止するかを迅速且つ容易に確定するというこの性能を活用する技術を認識していない。

【課題を解決するための手段】

【００１２】

複合超音波撮像及び治療トランスデューサは、アジマス（方位角）方向において長手方向に延在する撮像トランスデューサ素子の直線状アレイを有する。治療トランスデューサ素子の第１及び第２の直線状アレイは、撮像トランスデューサ素子の直線状アレイの第１及び第２の側部に夫々沿うアジマス方向において長手方向に延在する。直線状アレイにおける治療トランスデューサ素子は、治療用超音波を局所的深さ（ａ　ｌｏｃａｌｉｚｅｄ　ｄｅｐｔｈ）に方向付けるよう撮像トランスデューサ素子に向かって内方向に傾けられる。撮像及び治療トランスデューサは、超微粒気泡造影剤で還流されている血管におけるクロットを溶解するよう超音波システムを有して使用され得る。超音波システムは、撮像トランスデューサ素子に対して結合される超音波信号パスを有する。超音波信号パスは、撮像トランスデューサ素子に撮像トランスデューサ素子の下方における関心領域へと超音波を送るよう、撮像トランスデューサ素子に対して電気信号を送信する。超音波信号パスはまた、関心領域からの超音波反射を示す電気信号を受信し、ディスプレイ上に超音波画像を与えるよう受信する電気信号を処理する。超音波システムはまた、治療トランスデューサ素子に対して高強度電気信号を印加するよう、治療トランスデューサ素子に対して結合される高強度トランスミッタを有する。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１３】

図１では、本発明の一例に従う複合撮像及び治療超音波トランスデューサ１０が示される。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撮像トランスデューサ素子１４の直線状アレイを有する。治療トランスデューサ素子１８，２０は、撮像素子１４の対向する側部上に位置付けら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１８ａ－ｉ，２０ａ－ｉの一組の直線状アレイを形成するよう、アジマス方向において分割される。治療素子１８，２０は、撮像素子１４に向かって僅かな角度において内方向に傾斜される。治療素子１８，２０を内方向に傾斜させることで、撮像素子１４の下方における治療用超音波を局所的深さまで集束し得る。結果として、治療用超音波は、撮像中に識別される治療箇所において正確に位置付けられ得る。所定の実施において、治療トランスデューサ素子は、撮像アレイの全長ではなくその一部分に沿ってのみ延在し、例えば、撮像アレイの中央部分の一方の側部上に位置決めされる。

【００１４】

撮像素子１４及び治療素子１８，２０は、基部２４上に取り付けられ、該基部からはケーブル２８が延在する。高強度無線周波数（「ＲＦ」）増幅器３０は、治療素子１８，２０に対して高強度電気信号を供給するようケーブルの端部におけるコネクタ３２において取り付けられる。コネクタは、プローブの作動を制御し、且つプローブからのエコー信号によって作られる画像を表示する、超音波システムに対して超音波プローブを接続するよう使用される。あるいは、ＲＦ増幅器３０’は、図１中において点線で示される通り、トランスデューサ組立体において位置決めされ得るが、増幅器によってもたらされる熱は、コネクタ３２からより容易且つ安全に出され得る。

【００１５】

作動において、撮像素子１４は、対向する端部が達せられるまで撮像素子１４の１つのセットから次のセットまで進むことによって一端において始まってスキャンされる。進む間に、動作中である撮像素子１４の近接するセットは、望ましくは実質的に互いに対して重畳する。例えば、１９２の撮像素子１４を有するトランスデューサ１０において、各セットは、５０の撮像素子１４を有し得る。撮像素子１４からの超音波の送信中に作られる

走査線の数は、撮像素子１４が超音波を受信する際に作られる走査線の数と同一であり得るか、異なり得る。一例では、段階は、１２８の送信走査線及び２５６の受信走査線が作られるよう、選択される。

【００１６】

撮像素子１４が結合される超音波システム（図１中、図示せず）は、望ましくは、送信及び受信される超音波を制御された深さに集束されるよう、撮像素子１４に対して印加される信号及び撮像素子１４から受信される信号を表示する。図２も参照すると、撮像素子１４によって受信される超音波エコーは、２次元画像が作られ得るようにし、撮像素子１４の下方における治療領域４０（図２）における解剖構造からのエコーは、画像平面４４上へと投射される。続いて画像平面４４上へと投射されるエコーは、超音波治療が必要とされる治療箇所の上方にトランスデューサ１０を正確に位置決めするよう、超音波システムにおけるディスプレイ上で見られ得る。超音波システムはまた、画像平面４４における特定の深さに対して送信及び受信される超音波を集束するよう、並びに／あるいは、送信及び受信される超音波のビームを導く（ｓｔｅｅｒ）よう、撮像素子１４に対して印加される信号及び撮像素子１４から受信される信号を遅延し得る。

【００１７】

治療中、ＲＦ増幅器３０（図１）は、一度に１つ又は複数の治療素子１８，２０に対して高強度電気信号を与える。続いて治療は、段階的に進む。例えば、電気信号は、電気信号が１８ｈ，ｉ及び２０ｈ，ｉに対して印加されるまで、まず素子１８ａ，ｂ及び２０ａ，ｂに対して印加され、その後１８ｂ，ｃ及び２０ｂ，ｃに、またその後１８ｃ，ｄ及び２０ｃ，ｄに、というように印加され得る。高強度電気信号が治療素子１８，２０の全てに対して同時に供給された場合、素子１８からの超音波は、素子２０からの超音波と同様に互いに干渉し得、それによって近接場歪みがもたらされる。この近接場歪みは、特にはトランスデューサ１０の近くにおいて、不均等な超音波強度に治療領域をさらさせ得る。上述された通り、治療素子１８，２０の内方向傾斜は、治療用超音波を画像平面４４における特定の深さにおいて中心に集めるようにするが、治療用超音波は、治療領域４０を介して延在する。トランスデューサ１０の一例において、画像平面４４の中心における最大強度は、２ｃｍ乃至６ｃｍの深さにある。治療焦点に向かって治療素子を物理的にチルトさせる代わりに、レンズは、治療波（ｔｈｅｒａｐｙ　ｗａｖｅｓ）を所望される集束範囲に導くよう用いられ得る。

【００１８】

アジマス方向における治療素子１８ａ－ｉ，２０ａ－ｉの分割は、アジマス方向において治療用超音波を導くよう、あるいは、画像平面４４における所望される深さに対して治療用超音波を更に集束させるよう、素子１８ａ－ｉ，２０ａ－ｉによって送信される超音波が互いに対して遅延されるようにする。

【００１９】

図１中のトランスデューサ１０において、超音波は、撮像素子１４から６ＭＨｚで送信され、超音波は、治療素子１８，２０から１ＭＨｚで送信される。しかしながら、他の周波数は、代替的に使用され得る。

【００２０】

図３において、複合撮像及び治療超音波トランスデューサ５０の他の例が示される。トランスデューサ５０は、図１中に示されるトランスデューサ１０と実質的に同一である。したがって、同一の構造特徴は、同一の参照符号を与えられ、その構造及び作動の説明は反復されない。トランスデューサ５０は、撮像素子１４の一側上において個別のサブ素子５４，５６，５８、及び撮像素子１４の他側上において個別のサブ素子６４，６６，６８を形成するよう、アジマス方向及び上昇方向（ｅｌｅｖａｔｉｏｎａｌ　ｄｉｒｅｃｔｉｏｎ）において分けられる治療トランスデューサ素子を有することにおいて、トランスデューサ１０とは異なる。

【００２１】

作動時には、超音波は、トランスデューサ１０に関して上述されたと同様に、素子５４

，５６，５８及び６４，６６，６８によって段階的に送信される。具体的には、電気信号は、素子５４－５８ｈ，ｉ及び６４－６８ｈ，ｉに対して印加されるまで、まず素子５４－５８ａ，ｂ及び６４－６８ａ，ｂに、次に５４－５８ｂ，ｃ及び６４－６８ｂ，ｃに、のように印加され得る。しかしながら、電気信号は、夫々の遅延を有して治療トランスデューサ素子５４，５６，５８及び６４，６６，６８から送信される。より具体的には、信号は夫々、素子５８，６８によって送信される信号の遅延に対して第１の遅延を有して、素子５６，６６によって送信される。かかる遅延によって、治療素子５４，５６，５８及び６４，６６，６８は、画像平面４４において特定の深さに集束し得る（図２）。アジマス方向における治療素子１８ａ－ｉ，２０ａ－ｉの分割により、素子１８ａ－ｉ，２０ａ－ｉによって送信される超音波は、アジマス方向において治療用超音波を導くよう、あるいは、深さ方向において集束するよう、互いに対して遅延され得る。したがって治療用超音波は、撮像中に識別された正確な治療箇所に運ばれ得る。

【００２２】

図４は、トランスデューサプローブ１０，５０又は本発明の他の例に従うトランスデューサプローブを有して使用され得る超音波システム１００を示す。システム１００は、システム１００に対する電子回路の大半を有するシャーシ（筐体）１０８を有する。シャーシ１０８は、ホイール１１４によって担持されるカート１１２上に取り付けられ、ディスプレイ１１６は、シャーシ１０８上に取り付けられる。例えばトランスデューサ１０又は５０、あるいは本発明の他の例に従うトランスデューサを有する、トランスデューサプローブ１２０は、シャーシ１０８上においてコネクタ１２６に対してケーブル１２２を介して接続される。

【００２３】

シャーシ１０８はまた、全体的には参照符号１２８によって示されるキーボード及び制御器を有し、ソノグラファが超音波システム１００を作動し、且つ、患者又は行われている検査及び治療の種類に関する情報を入力し得るようにする。制御パネル１２８の後方には、タッチスクリーンディスプレイ１１８があり、該ディスプレイ上では、プログラマブルソフトキーが、システム１００の作動を制御するキーボード及び制御器１２８を補完するよう表示される。

【００２４】

作動時には、トランスデューサプローブ１２０は、患者（図示せず）の皮膚に対して置かれ、皮膚の下方における関心領域における血液又は組織の画像を取得するよう固定される。得られた画像において治療箇所が認識されると、信号は、認識された治療箇所に対して高強度治療用超音波を導くよう印加される。撮像を行い且つ治療を施す特定の技術は、以下においてより詳細に記載される。

【００２５】

図５中、超音波１００の電気構成要素は示される。超音波トランスデューサ１２０の撮像素子１４は、ケーブル１２２によって従来通りの設計を有する超音波信号パス１４０に対して結合される。技術的に周知である通り、超音波信号パス１４０は、撮像素子１４に対して電気信号を結合させるトランスミッタ（図示せず）、超音波エコーに対応する撮像素子１４からの電気信号を受ける取得ユニット（図示せず）、特定の深さからの反響を隔てること等である多種の機能を実行するよう取得ユニットからの信号を処理する信号処理ユニット（図示せず）、及び、信号処理ユニットからの信号をディスプレイ１１６による使用に対して適切であるよう変換するスキャンコンバータ（図示せず）、を有する。この例における処理ユニットは、Ｂモード（構造）及びドップラー画像を作るようＢモード及びドップラー信号の両方を処理することができる。超音波信号パス１４０はまた、上述されたユニットの作動を制御するよう処理ユニット１５０と相互作用する制御モジュール１４４を有する。超音波信号パス１４０は、当然のことながら、上述された構成要素に加えて更なる構成要素を有し得、適切な例においては、上述された構成要素のうち複数は、省かれ得る。

【００２６】

超音波システム１００はまた、トランスミッタ１５２を有し、該トランスミッタは、トランスデューサ１２０において治療トランスデューサ素子に対して同様に結合されるＲＦ増幅器３０に対して、ケーブル１２２によって結合される。トランスミッタ１５２は、処理ユニット１５０に対して接続され、該処理ユニットは、トランスミッタ１５２からの信号の送信を開始するようトランスミッタ１５２に対して信号を供給する。所望される場合は、処理ユニット１５０からの信号はまた、上昇又はアジマス方向においてスキャンするよう、あるいは特定の深さまで治療用超音波を集束するよう、トランスデューサプローブ１２０において治療素子に対して印加される信号の遅延を制御し得る。

【００２７】

処理ユニット１５０は、数例挙げると、セントラルプロセッサユニット（「ＣＰＵ」）１５４、ランダムアクセスメモリ（「ＲＡＭ」）１５６、及び、リードオンリーメモリ（「ＲＯＭ」）１５８である複数の構成要素を有する。技術的に周知である通り、ＲＯＭ１５８は、ＣＰＵ１５４によって実行される命令のプログラム、及びＣＰＵ１５４によって使用される初期設定データを記憶する。ＲＡＭ１５６は、ＣＰＵ１５４によって使用される命令及びデータのテンポラリストレージを与える。処理ユニット１５０は、システム１００によって得られる超音波画像に対応するデータ等であるデータの永久ストレージに対して、ディスクドライブ１６０等であるマスストレージ装置と相互作用する。しかしながら、かかる画像データは、超音波信号パス１４０と処理ユニット１５０との間に延在する信号パス１６６に対して結合される画像ストレージ装置において、最初に記憶される。ディスクドライブ１６０はまた、望ましくは、プロトコルを記憶する。該プロトコルは、呼び出され、多種の超音波検査及び／又は治療プロトコルを介してソノグラファを案内するよう開始され得る。

【００２８】

処理ユニット１５０はまた、キーボード及び制御器１２８と相互作用する。キーボード及び制御器１２８はまた、ソノグラファ又は他の個人によって操作され得、超音波１００が検査及び／又は治療の最後に自動的に生成されるレポートを作るようにする。処理ユニット１５０は、望ましくは、１つ又はそれより多い画像及び／又は治療レポートを有するレポートを印刷するレポートプリンタ１８０と相互に作用する。最終的に、画像又は治療に対応するデータは、ネットワーク１７４又はモデム１７６等である適切なデータリンクを介して臨床情報システム１７０又は他の装置に対してダウンロードされ得る。

【００２９】

プローブへと一体にされた増幅器を有する撮像及び治療トランスデューサプローブ１０，５０は、望ましくは上述されたプローブコネクタ３２において位置決めされ、撮像機能と治療機能との間において超音波信号パス１４０のビームフォーマの経路を区分化することによって、標準的な撮像超音波システムによって作動され得る。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、かかる素子は、撮像専用である他のビームフォーマ経路を有してビームフォーマの８つの経路によって制御され得る。従来の１２８の経路ビームフォーマは、そのうちの８つの経路が治療素子を制御し、他の１２０の経路が撮像トランスデューサアレイを作動させるように使用されるよう、プログラムされ得る。上昇ステアリング性能（ｅｌｅｖａｔｉｏｎａｌ　ｓｔｅｅｒｉｎｇ　ｃａｐａｂｉｌｉｔｉｅｓ）を有するもの等であるより多くの治療素子を有する撮像及び治療プローブに関しては、３２のビームフォーマの経路は治療に充てられ、９６の経路が撮像に充てられ得る。他の割合は、トランスデューサアレイ及びビームフォーマの特別な構成に依存して選択され得る。

【００３０】

図６において、クロットを溶解するよう超音波トランスデューサプローブ１２０を有する超音波システム１００（図４及び５）を使用する技術２００の一例が示される。上述された通り、トランスデューサプローブ１２０は、トランスデューサ１０，５０の一方、又は本発明の他の例に従うトランスデューサを有し得る。超微粒気泡造影剤は、最初に段階２０４において投与される。クロットが存在し得る関心領域に造影剤が到達するよう十分

な時間が経過した後、トランスデューサプローブ１２０は、段階２０６において関心領域を撮像するよう使用される。クロットの存在は、関心領域における血管を介して流れる血液の不足によって検出され得る。クロットの位置が突き止められると、治療は、段階２０８において、トランスデューサプローブ１２０におけるＲＦ増幅器３０に対して信号を印加するようトランスミッタ１５２（図５）をトリガすることによって開始される。ＲＦ増幅器３０は続いて、高強度信号をトランスデューサプローブ１２０における超音波治療素子に対して高強度信号を印加する。

【００３１】

段階２０８において短期間の治療が施された後、トランスデューサプローブ１２０は、段階２１０において処置箇所を撮像するよう再度使用される。続いて、段階２１４において、該箇所において超微粒気泡の全てが粉砕されているかを確定するよう確認が行われる。粉砕されていない場合、工程は、段階２０８に戻り、全ての超微粒気泡が粉砕されるまで、段階２０８，２１０及び２１４を繰り返す。

【００３２】

段階２０８，２１０及び２１４において撮像超音波と治療用超音波とを交互にすることは、望ましくは、比較的小さな治療超音波のデューティーサイクルによって発生する。超音波１００の一例では、治療用超音波を与える段階２０８は、０．５秒の継続時間を有し、その後１０秒の継続時間を有する撮像の段階２１０が続く。この例における治療用超音波は、故に、１／２０のデューティーサイクルを有する。１０秒の撮像時間中、医師は、超微粒気泡が破壊された血管を観察し、超微粒気泡が他の破壊（ｄｉｓｒｕｐｔｉｏｎ）期間に対して該箇所に残るかどうかを見る。１０秒間のインターバルにより、約１０心拍サイクルが新しい超微粒気泡の流れを有して治療の位置を満たし得る。医師は、治療インターバルをより長くあるいはより短く調整し得る。一般的に、医師は、超微粒気泡がクロットの箇所に残っている限りは治療用超音波を印加することを望む。連続波（ＣＷ）超音波は、整流拡散として既知である現象によって寸法において超微粒気泡にする、ことが分かっている。該現象によって、超微粒気泡は、取り囲む組織及び血管から溶解されたガスを引き出す。故に、医師は、気流がこの現象によって寸法において増大し得るよう、ある期間適切なレベルにおいて超音波を印加することを望み得る。医師はまた、クロットにおける超微粒気泡がしばらく観察され得るよう、より長い撮像期間を有することを望み得る。結果として、完全な手動操作が望まれ得、超音波システム上の制御器は、医師が治療エネルギを印加することを望む限り作動される。医師が制御器を始動させていない際、超音波システムは、治療位置を撮像するようプローブを制御する。このようにして医師は、自分が望む際はいつでも、また望む限り長く、治療を行い得る。超微粒気泡の破壊及び補充の度合い及び速度が導管によって、また患者によって変化するため、手動制御される工程は、しばしば好まれる。

【００３３】

超微粒気泡の粉砕は、多種の技術を使用して検出され得る。例えば、段階２１０において作られる画像は、処置箇所から反射されるエコーの強度を確定するよう検査され得る。エコーは最初、大変強度である。超微粒気泡の粉砕が継続するため、エコーの強度は減少する。なんらかの閾レベルにおいて、実質的に全ての超微粒気泡は、粉砕されると考えられ得る。他の技術は、超微粒気泡の振動パターンを検査することである。治療用超音波は、段階２０８において超微粒気泡に高周波の音波を充てる際、超微粒気泡は、特徴的な周波数において振動する。この振動は、撮像段階２１０中に撮像素子１４を使用して検出され得、超微粒気泡が依然として存在することを示す。他の技術も使用され得る。

【００３４】

超微粒気泡の迅速な破壊又は粉砕の発生に関わらず、ある時点において、実質的に完全な粉砕が段階２１４において検出され、工程は、段階２１８に進み、新しい超微粒気泡が処置箇所を潅流するよう待つ。処置箇所は、段階２２０において撮像され、超微粒気泡が再度処置箇所に潅流されたか否かが確定される。処置箇所におけるクロットが溶解し始める際、超微粒気泡は、該箇所をより迅速に潅流する。故にクロットを溶解するよう治療を

継続する必要性は、超微粒気泡が所定の期間後にクロットを還流させ得なかったことによって、あるいは、前に閉塞された管を介する血流の再開によって、段階２２２において検出される。クロットが依然として存在することが段階２２２において確定される場合、工程は、更なる治療に対して段階２０８に戻る。上述された工程は、クロットが段階２２２において検出されなくなるまで、継続的に反復される。工程は、段階２２４で終了する。

【００３５】

他の撮像及び治療技術は、限られた期間に超微粒気泡を破壊又は破裂させることであり、超微粒気泡は、処置箇所において残り、超微粒気泡が血流によって補充される短期間に該箇所を撮像する。例えば、処置箇所における超微粒気泡の９５％を破壊又は破裂させるよう２０秒かかる場合、超微粒気泡の三分の２が１０秒間で破裂又は破壊され得る。故に、手順は、該箇所において存在する超微粒気泡の三分の２を破裂又は破壊する１０秒の治療パルスから始まり、その後７秒の撮像インターバル（約７心拍サイクル）が続き、その間に略本来の超微粒気泡密度が回復される。続いて治療及び撮像は、この１０秒／７秒シーケンスにおいて交互に入れ替わる。

【００３６】

トランスデューサ１０，５０の特徴は、図６中に示される撮像及び治療工程２００に対して順応することである。撮像領域と治療領域とを正確に重畳させることによって、トランスデューサ１２０は、撮像される領域が治療を受ける領域であることを確実にする。トランスデューサプローブ１２０を動かす必要がない場合、超音波システム１００は、撮像と治療との間のスイッチを素早く切り替え得る。複数素子治療トランスデューサを有して実行され得る他の変形は、クロット全体にわたってより効果的に超微粒気泡を破裂又は破壊するよう、上昇方向において血管の側部から側部へと治療超音波の集束領域をステアリング又はスウィーピングすることである。トランスデューサプローブ１２０の特徴における他の利点は、当業者には明らかである。

【００３７】

本発明は、開示された実施例を参照して説明されてきたが、当業者は、変更が本発明の趣旨及び範囲から逸脱することなく形式上及び詳細にわたってなされ得る、ことを理解する。かかる修正は、当業者が十分に対応できるものである。したがって、本発明は、添付の請求項によってなされる以外の制限を受けない。

【図面の簡単な説明】

【００３８】

【図１】本発明の一例に従う複合撮像及び治療超音波トランスデューサを示す等角図である。

【図２】図１中のトランスデューサの超音波撮像及び治療パターンを示す概略図である。

【図３】本発明の他の例に従う複合撮像及び治療超音波トランスデューサを示す等角図である。

【図４】図１及び３中に示されるトランスデューサ等である本発明の一例に従うトランスデューサに対して接続される超音波システムの等角図である。

【図５】図４中の超音波システムにおいて使用される電気構成要素のブロック図である。

【図６】図４及び５中の超音波システム、又は、本発明の一例に従う血中クロットを溶解する他の超音波システムを使用する方法を示すフローチャートである。

【図１】

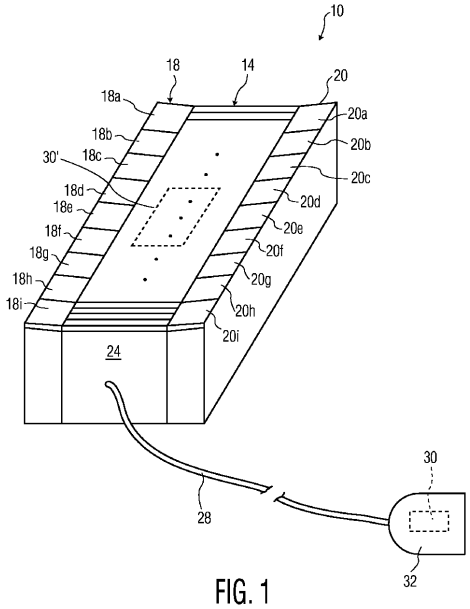



FIG. 1

【図２】

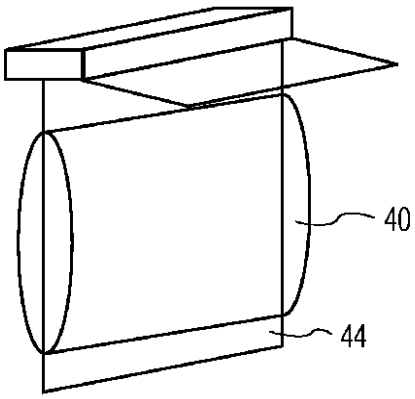



FIG. 2

【図３】

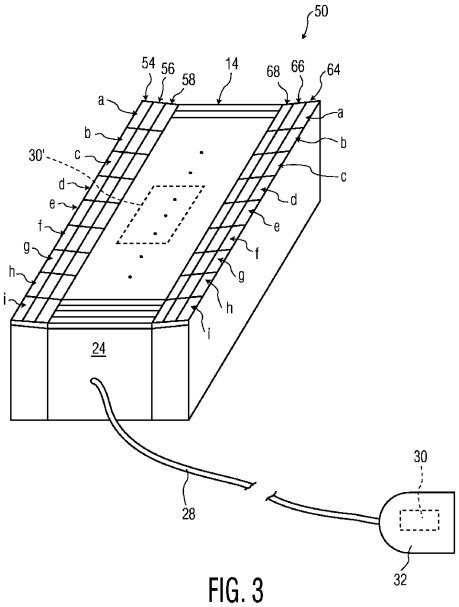



FIG. 3

【図４】

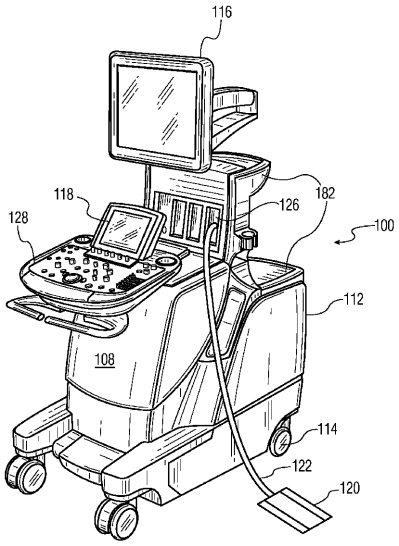



FIG. 4

【図５】

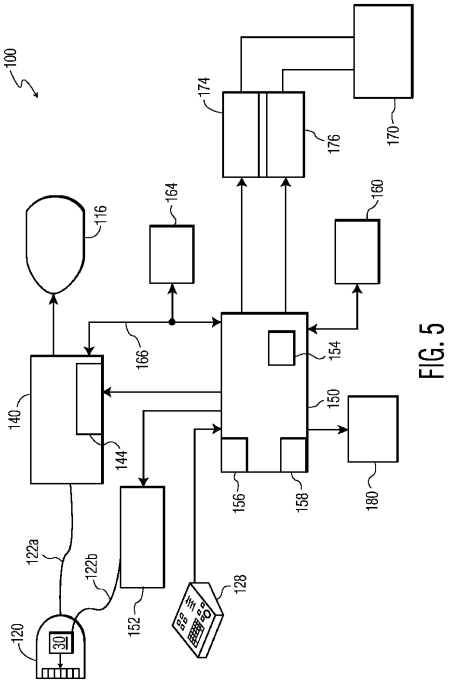



FIG. 5

【図６】

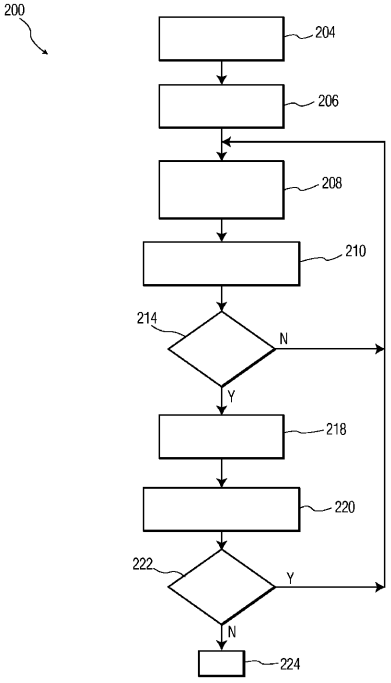



FIG. 6

【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2006/052964

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B8/14 A61B17/22 A61N7/00

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)
A61B A61N H04B B06B

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|---|---|---|
| X<br>Y | EP 0 659 387 A2 (OLYMPUS OPTICAL CO [JP])<br>28 June 1995 (1995-06-28)<br><br>column 16, lines 17-23<br>column 65, lines 6-22,34-39<br>column 69, lines 32-38<br>column 69, lines 31-40<br>column 71, lines 36-47<br>column 72, lines 31-43<br>column 84, lines 24-27<br>figures 58,65,68 | 1-7,9-24<br><br>8 |
| Y | WO 00/61007 A (DELTEX GUERNSEY LTD [GB];<br>BLUNDEN MARK GRAHAM [GB])<br>19 October 2000 (2000-10-19)<br>paragraphs [0007], [0032], [0034],<br>[0035], [0038] - [0040]<br>figures 1,2,4 | 8 |

-/--

[X] Further documents are listed in the continuation of Box C. [X] 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.
"&" document member of the same patent family

| Date of the actual completion of the international search | Date of mailing of the international search report |
|---|---|
| 16 February 2007 | 26/02/2007 |
| Name and mailing address of the ISA/<br>European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2<br>NL - 2280 HV Rijswijk<br>Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,<br>Fax (+31-70) 340-3016 | Authorized officer<br>Willig, Hendrik |

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2006/052964

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|---|---|---|
| A | US 2005/148873 A1 (PETERSEN DAVID A [US] ET AL) 7 July 2005 (2005-07-07) abstract figures 1,2 | 8 |
| A | US 2004/254620 A1 (LACOSTE FRANCOIS [FR] ET AL) 16 December 2004 (2004-12-16) paragraphs [0018], [0027] - [0029], [0065], [0066] figure 9 | 1-24 |

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (April 2005)

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/IB2006/052964

| 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 |
| WO 0061007 A | 19-10-2000 | AU 4417200 A | 14-11-2000 |
| US 2005148873 A1 | 07-07-2005 | CN 1628614 A | 22-06-2005 |
| | | DE 102004060575 A1 | 21-07-2005 |
| 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 |

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (April 2005)

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 ９８０４１－３００３ ボセル ピー・オー・ボックス ３００３
(72)発明者 フレーザー，ジョン
アメリカ合衆国 ワシントン州 ９８０４１－３００３ ボセル ピー・オー・ボックス ３００３
(72)発明者 アヴェルキオウ，ミカラキス
アメリカ合衆国 ワシントン州 ９８０４１－３００３ ボセル ピー・オー・ボックス ３００３

Ｆターム(参考) 4C160 JJ17 JJ35 JJ36 JJ38 KL02 MM32
4C601 DE06 EE11 FF12 FF13 GA03 GB04 GB22 GB32 GB41 HH24
HH35 JC37