(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2008-529704
(P2008-529704A)
(43)公表日　平成20年8月7日(2008.8.7)

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード（参考）
A61B 8/00 (2006.01)	A61B 8/00	4C601

審査請求 未請求　予備審査請求 未請求　（全 13 頁）

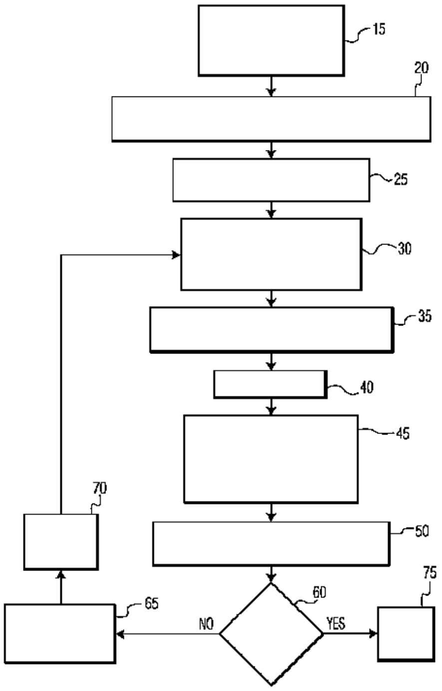
(21)出願番号　特願2007-555736(P2007-555736)
(86)(22)出願日　平成18年2月6日(2006.2.6)
(85)翻訳文提出日　平成19年7月27日(2007.7.27)
(86)国際出願番号　PCT/IB2006/050382
(87)国際公開番号　WO2006/087649
(87)国際公開日　平成18年8月24日(2006.8.24)
(31)優先権主張番号　60/653,873
(32)優先日　平成17年2月17日(2005.2.17)
(33)優先権主張国　米国(US)

(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　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】集束超音波を用いて発生した焦点の視覚化方法及び装置

(57)【要約】
本発明は、画像形成トランスデューサの超音波伝送をオフとする一方で治療用ビーム焦点を識別するために画像形成プローブにより全ての方向における受信を継続することにより、インタラクティブのリアルタイムの態様で治療用トランスデューサの焦点を監視することに関する。治療用の焦点合わせされたビームは、伝送するものとしてのみ作用し、焦点に散乱体がある場合には、焦点を識別するために強力な受信信号が発生されることになる。



【特許請求の範囲】
【請求項１】
リアルタイムのインタラクティブの画像形成のための治療用トランスデューサの焦点の位置を監視する方法であって、
（ａ）治療用の画像形成トランスデューサを患者に結合するステップと、
（ｂ）受動モードか又はインターリーブ化受動／画像形成モードに画像形成アレイを設定するステップと、
（ｃ）前記患者の略所望の箇所に当該治療用トランスデューサの焦点を移動するステップと、
（ｄ）前記トランスデューサの焦点において散乱現象を生起させるように、短時間、低出力、高圧力、連続波にて伝送するよう前記トランスデューサをオンにするステップと、
（ｅ）前記画像形成アレイが、画像形成し、これにより、受信ビーム形成を伴う受動モードにおける当該散乱現象と相互作用する高圧治療用焦点を検出するステップと、
能動画像形成モードに検出された焦点を重ねるステップと、
（ｆ）焦点が所望の箇所にあるかどうかを判定し、当該所望の箇所にない場合には、前記所望の箇所に前記トランスデューサの前記焦点を位置づけ直し、前記（ａ）ないし（ｆ）を繰り返すステップと、
を有する方法。
【請求項２】
請求項１に記載の方法であって、前記判定するステップの後、前記焦点が所望の箇所にない場合、前記トランスデューサは、前記トランスデューサの前記焦点を位置づけ直す前にオフにされる、方法。
【請求項３】
請求項１に記載の方法であって、前記散乱現象は、前記治療用焦点におけるキャビテーションにより誘発される泡である、方法。
【請求項４】
請求項１に記載の方法であって、前記散乱現象は、局部的組織現象である、方法。
【請求項５】
請求項１に記載の方法であって、前記短時間は、何マイクロ秒のオーダないし何十秒のオーダの範囲にある、方法。
【請求項６】
請求項１に記載の方法であって、前記低出力は、１ミリワットないし１０ワットの範囲にある、方法。
【請求項７】
請求項１に記載の方法であって、前記位置づけ直すステップは、手動で行われる、方法。
【請求項８】
請求項１に記載の方法であって、前記位置づけ直すステップは、前記画像形成アレイをフェーズド画像形成アレイとすることにより自動的に行われる、方法。
【請求項９】
リアルタイムのインタラクティブの画像形成のための治療用トランスデューサの焦点の位置を監視する装置であって、
（ａ）患者に結合される治療用の画像形成トランスデューサと、
（ｂ）受動モードか又はインターリーブ化受動／画像形成モードに設定される画像形成アレイと、
を有し、
（ｃ）前記治療用トランスデューサは、前記患者の略所望の箇所にその焦点を移動させ、
（ｄ）前記トランスデューサは、前記トランスデューサの焦点において散乱現象を生起させるように、短時間、低出力、高圧力、連続波のキャビテーションにて伝送するよう設

定され、
（ｅ）前記アレイにより、受動モードにおいて前記散乱現象と相互作用する高圧焦点を検出し、その検出された焦点を能動画像形成モードに重ねるよう画像形成し、
当該検出された焦点は、前記焦点が所望の箇所にあるかどうかを判定するよう前記能動画像形成モードと比較され、当該所望の箇所にない場合には、前記トランスデューサの前記焦点が前記所望の箇所に位置づけ直され、前記（ｄ）ないし（ｅ）のステップを繰り返す、
装置。
【請求項１０】
請求項１に記載の装置であって、前記トランスデューサは、前記トランスデューサの前記焦点を位置づけ直す前にオフにされる、装置。
【請求項１１】
請求項９に記載の装置であって、前記散乱現象は、前記治療用焦点におけるキャビテーションにより誘発される泡である、装置。
【請求項１２】
請求項９に記載の装置であって、前記散乱現象は、局部的組織現象である、装置。
【請求項１３】
請求項９に記載の装置であって、前記短時間は、何マイクロ秒のオーダから何十秒のオーダの範囲にある、装置。
【請求項１４】
請求項９に記載の装置であって、前記低出力は、１ミリワットから１０ワットの範囲にある、装置。
【請求項１５】
請求項９に記載の装置であって、前記位置づけ直すステップは、手動で行われる、装置。
【請求項１６】
請求項９に記載の装置であって、前記位置づけ直すステップは、前記画像形成アレイをフェーズド画像形成アレイとすることにより自動的に行われる、装置。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、治療時間を改善し集束超音波処理の精度を向上させるようインタラクティブのリアルタイムの態様で治療用超音波トランスデューサの焦点の位置を監視するための方法及び装置に関する。特に、本発明は、画像形成トランスデューサの超音波伝達をオフとする一方で治療用ビーム焦点を識別するよう画像形成プローブによる全ての方向における受信を継続することによりインタラクティブのリアルタイムの態様で治療用トランスデューサの焦点を監視することに関する。治療用集束ビームは、専ら伝達するものとして作用するものであり、当該焦点に散乱体がある場合には、当該焦点を識別するために強力な受信信号が発生されることになるものである。
【背景技術】
【０００２】
アブレーションは２つの基本的カテゴリに分けることができる。化学的なものと熱的なものである。化学的アブレーションにおいては、組織毒剤（無水アルコール又は酢酸など）が除去すべき組織内へ直接注入される。また、熱的アブレーションでは、機能不全の組織が、ラジオ周波数電磁波、マイクロ波、超音波、レーザ又は高温液体により伝達されたエネルギにより熱的な手段により破壊される。これらエネルギ伝達メカニズムの全ては、蛋白質が変質し細胞死となるまで熱の形態のエネルギを組織が吸収することに依拠するものである。こうした加熱方法に加え、熱的アブレーションは、冷凍により組織を破壊させる寒冷療法を含んでいる。
【０００３】

こうした化学的及び熱的アブレーション技術は、良性及び悪性の病気（最も名前の知られたところでは、肝臓、心臓、前立腺、腎臓、肺及び脳）を治療するために殆どあらゆる主要な臓器系に適用されている。アブレーションを最小限の侵襲性又は非侵襲性のものとするため、アブレーションエネルギは、周囲の組織に対し最小の介入及び最小のダメージで伝達されなければならない。化学的アブレーション、寒冷療法、レーザ、ＲＦ及びマイクロ波アブレーションは、通常、経皮針又は血管内カテーテルにより行われる。能動素子を含む治療針は、皮膚を通じて腫瘍の中へ挿入され、治療カテーテルは、目標の箇所へ脈管構造を通じて方向づけられる。超音波の場合やマイクロ波のケースでは、エネルギを直接接触することなく当該箇所に向かうよう方向づけ又は焦点合わせすることができ、これにより非侵襲のものとすることができる。エネルギ伝達メカニズムとは無関係に、アブレーション治療の主要な要素は画像形成である。

【０００４】

画像形成システムは、最小限の侵襲的アブレーション技術の許容に重要なものとなっている。画像形成は、アブレーション過程のあらゆるステップにおいて利用される。先ず、治療計画において画像形成が用いられる。この段階では、目標の組織が識別され、重大な構造体を避ける当該腫瘍への物理的アプローチが識別される。第２に、針なのかカテーテルなのか又は外部装置かにかかわらず、目標の組織に対してアブレーション装置の配置を誘導するために画像形成が用いられる。次に、進捗を追うように、そしてエネルギレベル及び投与量の調節をなすためのフィードバックを提供するように当該療法を監視するために画像形成を用いることができる。最後に、アブレーション後、アブレーション治療の効能についての重要な評価指標である結果的な損傷サイズ及び損傷の境界を評価するために画像形成が用いられる。アブレーション治療におけるこれら４つの主要な要旨の画像形成のうち、治療計画及びアブレーション装置の画像誘導による配置は、研究及び臨床診療の双方に関して非常に成熟した技術であり、最小限の侵襲性のアブレーション処理を可能にしている。しかしながら、アブレーションの将来は、療法の監視及び即座のフィードバックの提供をなす画像形成技術の進展にかかっている。このような監視技術は、処理コスト及び良好な臨床転帰に劇的な影響を及ぼすことになる。

【０００５】

殆ど全ての画像形成モダリティがアブレーション画像形成のために研究されている。何年もの間、治療計画のために標準的Ｘ線が使われ、Ｘ線透視法が心臓病の用途のためのＲＦアブレーションカテーテルを誘導するために用いられてきた。つい最近では、ＭＲＩ、Ｘ線ＣＴ及び超音波も、治療計画や針又はカテーテル誘導のために用いられてきている。ＭＲ画像形成における最近の進歩により、高精度の空間温度画像形成が可能になり、これにより、ＭＲＩによる熱的アブレーション監視及びフィードバックが、超音波アブレーション及び寒冷療法のために現在利用されつつある。しかしながら、アブレーションの監視のための恐らく最も有望な画像形成モダリティは超音波である。超音波は、ＭＲＩよりも大幅に安価であり、Ｘ線に基づく画像形成モダリティのような電離放射線を使っておらず、幾つかのアブレーション治療を導くために既に用いられており、リアルタイムのものであり、全てが、超音波画像形成を、アブレーション画像形成の監視及び後のアブレーション評価に理想的に適したものとする。

【０００６】

集束超音波（focused ultrasound）は、組織の局部的低温加熱（温熱療法）又は組織の可能なアブレーション／破壊（高強度集束超音波－ＨＩＦＵ；high intensity focused ultrasound）を行うよう高度に集束化した音波の使用を含む。集束超音波（ＦＵＳ；focused ultrasound）は、癌性増殖や心臓の伝導系の病状を含む多種多様な病気を持つ患者を治療するための代替手段として現在検討されつつある。ＦＵＳは、非常に有望な成果を持った１０００人を超える患者を治療するために中国で現在使われており［１］、英国では試験中にあり［２］、合衆国では良性の前立腺肥大の治療や子宮筋腫の治療に用いるためのフェーズＩＩＩ試験が終了したばかりである［３］。

【０００７】

集束超音波と組織の遠隔の相互作用による挑戦の１つは、実際の投与量が伝送される前の音声の治療用伝送の箇所の監視である。

【０００８】

以前、ＭＲＩ及び超音波のような臨床画像形成システムの使用を含む幾つかの技術が試みられてきた。或る技術は、治療用音声の実際の伝送から組織の温度変化をＭＲＩ監視することを用いている［４，５］。有用な情報を提供するものであるが、手術中の環境における使用の難しさや、ＭＲＩ臨床走査システム及びＭＲコンパチブルツールを使用することの経費がこのアプローチを挫折させる。第２の技術は、超音波を監視ツールとして利用するが、音声伝搬の速度のような組織の音響特性に関する前提から治療装置の焦点の位置を計算するものである。このアプローチは、焦点の位置の粗い理想を得るためには価値のある場合があるが、温度勾配が存在するときに重要となる可能性がある音響特性における器官／組織変動を見越したものではない。

【０００９】

集束超音波の視覚化のための現在の技術は、焦点の位置づけのための速度の低い相互作用をなすＭＲＩに基づく技術に依拠するものである。本発明は、投与量の実際の伝送の前の治療用の伝送の位置の、直感的なインタラクティブの監視及び誘導を見越しうるものである。

【００１０】

監視及び誘導ツールのような診断用超音波は、最も安価な画像形成モダリティのうちの１つを提供する。現在提案されている方策は、集約したリソース（時間、人及び病院の床のスペース）となる可能性があるＭＲＩの使用を含む。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【００１１】

従来技術の提案の上述した短所を回避する集束超音波システムを提供するとともに、伝統的な画像形成モードにおいても受動レシーバにおいても動作可能な安価なリアルタイム診断画像形成システムを提供することが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【００１２】

したがって、伝統的治療時間を改善し集束超音波処理の精度を向上させることになる、インタラクティブのリアルタイムの態様で治療用トランスデューサの焦点の位置を監視するための方法及び装置を提供することが望ましい。

【００１３】

画像形成トランスデューサの超音波伝送をオフとする一方、治療用ビーム焦点を識別するために画像形成プローブにより全ての方向において受信を継続することによって、インタラクティブのリアルタイムの態様で治療用トランスデューサの焦点を監視するための方法及び装置を提供することが望ましい。治療用集束ビームは、伝送するものとしてしか振る舞わず、当該焦点で散乱現象がある場合には当該焦点を識別するよう強力な受信信号が発生されることになる。

【００１４】

本発明の他の目的は、次の説明及び添付図面により明瞭になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１５】

本発明の開示実施例を詳しく説明する前に、本発明は、図示の特定の構成の詳細にその用途が限定されるものではないことに留意されたい。何故なら、本発明は、他の実施例についても可能であるからである。また、ここで用いられる用語体系は、説明を目的とするものであり限定を目的とするものではない。ここで、図１ないし図４の図面を参照すると、図１は、ゲル及び／又はガス抜きされた水のような超音波カップリング媒体により、患者の身体に結合される集束超音波トランスデューサ１０（図２参照）のための本発明の動作を示す詳細なフローチャートを表している。

【００１６】

このトランスデューサは、それが組織と相互作用するのに十分な高出力モードで動作させられ、当該トランスデューサの焦点の配置を誘導するために一時的であるが可逆性の組織変化を生じさせる。これらの変化は、トランスデューサの焦点の特定の位置において音声の局部的散乱を生じる。この増大した超音波散乱は、微小な泡及び肉眼で見える泡の形成を引き起こす、トランスデューサの焦点における散乱との高強度超音波の相互作用によるもの、又は局部的温度変化による組織変化によるものである可能性がある。かかる泡の形成は、S. Vaezy氏、X. Shi氏、R. Martin氏、E. Chi氏、P. Nelson氏、M. Bailey氏及びL. Crum氏による"Real time Visualization of High-Intensity Focused Ultrasound treatment Using Ultrasound Imaging", Ultrasound In Med. & Bio., Vol. 27, No. 1, 33-42 2001の論文に注記されており、次のように述べている。

【００１７】

"It is highly likely that the bright hyperechoic spot at the HIFU focus is due to gas and/or vapor bubbles. The low acoustic impedance of bubbles (several orders of magnitude less than tissue) makes them appear hyperechoic and, thus a good candidate responsible for the observed hyperechoic region at the focal spot. In fact, during the HIFU treatment, we have observed the escape of bright speckle -size spots (suspected to be bubbles) from the focal spot into the vascular system of the liver."（「ＨＩＦＵ焦点における明るい高反響性スポットは、気体及び／又は蒸気の泡による可能性が高い。泡の低い音響インピーダンス（組織よりも数桁分大きさが小さい）が、それら泡を、非常に高い反響性で出現させ、これにより、焦点の観測される高反響性領域を担う良好な候補とする。実際、ＨＩＦＵ処理の間に、当該焦点から脈管系への明るいスペックルサイズのスポット（泡であると考えられる）の逃避が観測された。」）（第４０頁）

【００１８】

この論文は、泡によるこの散乱効果を述べているが、本発明により提供されるように治療時間を改善し集束超音波処理の精度を向上させるようインタラクティブのリアルタイムの態様で治療用トランスデューサの焦点の位置を監視することを改良するためにこの効果を利用するためのメカニズムを利用又は提供することを見出していない。

【００１９】

図１を参照すると、ステップ１５に示されるように、トランスデューサ１０は、患者に接触して置かれる高強度集束超音波（ＨＩＦＵ）の画像形成用のトランスデューサ１０であり、ゲル及び／又はガス抜きされた水のような超音波カップリング媒体を用いて前述したようにカップリングを確実にしている。画像形成アレイ１６は、図１のステップ２０に示されるように受動（非伝送モード）か又はインターリーブ型受動／能動画像形成モードに置かれる。

【００２０】

ＨＩＦＵトランスデューサ１０の焦点は、概ね所望の箇所に移動させられ、すなわち、当該焦点が目的の組織の近くになるように位置づけられるように移動させられる（図１のステップ２５）。

【００２１】

ＨＩＦＵトランスデューサ１０は、短い間オンとされ、低出力、高圧力、連続波となり、キャビテーションを誘導可能又は誘導不能とする（図１のステップ３０）。この短い時間間隔は、何マイクロ秒のオーダないし何十秒のオーダに変化することができる。トランスデューサ１０の低出力・音響出力は、何ミリワットのオーダから１０ワットに変化することができる。高圧は、何百キロパスカルのオーダから何十メガパスカルのオーダに変化することができる。

【００２２】

散乱状況又は現象（恐らくはキャビテーション）は、ＨＩＦＵトランスデューサの焦点で起きることになる（図１のステップ３５）。前に述べたように、この増大した超音波散

乱は、微小な泡及び肉眼で見える泡の形成（キャビテーション）を誘発する、トランスデューサの焦点における散乱との高強度超音波の相互作用によるものか、又は局部的温度上昇による組織変化によるものである可能性がある。かかる散乱は、石灰化、皮膚と脂肪、筋肉と脂肪、筋肉と腱の界面層、又は組織、腫瘍又は何らかの組織異状における破片のような局部的組織現象による可能性がある。

【００２３】

画像形成アレイ１６は、その受動モード又はインターリーブ化モードで画像形成することになり（図１のステップ４０）、形成されたビームを受信し、高圧焦点又は他の散乱体を検出することになる（図１のステップ４５）。検出された焦点は、画像形成アレイスクリーンの有効画像形成モード（解剖学的画像）に重ね合わされることになる（図１のステップ５０）。この態様において、焦点が適切な箇所にあるかどうか及びＨＩＦＵ治療（図１のステップ７５）を開始することができるかどうかが判定可能となる（図１のステップ６０）。否定する結果であれば、トランスデューサの伝送はオフに変えられ（図１のステップ６５）、ＨＩＦＵトランスデューサ１０は、画像形成アレイにより当該検出された箇所に基づいて適切な箇所へその焦点を位置づけし直すように移動させられることができ（図１のステップ７０）、ＨＩＦＵ診療が開始するように当該適切な箇所にその焦点が置かれるまでステップ３０～６０が繰り返される。

【００２４】

ＨＩＦＵ焦点の再位置づけ（図１のステップ７０）は、手動で行うことができるし、或いはフェーズドアレイシステムを用いることによって自動的に行うことができる。

【００２５】

図２及び図３は、受動受信モード又は可能性のあるものとしてはパルス／エコーモード又は他のインターリーブ化受動／能動画像形成モードのいずれかで動作する診断画像形成アレイにおいて受信される焦点の増大した散乱を示している。当該診断画像形成アレイにおいて得られる画像は、図２に示される。ビームパターン状の画像は、図２において伝統的な超音波画像の上に重ねられる。当該ビームパターンが狭いところの位置は、当該焦点の位置に対応する。焦点位置を移動させることにより、リアルタイムにて、当該画像上のビームパターンの動きを確認することができる。図３は、同じ作用を示しているが、診断画像形成トランスデューサ１０は、受信モードでのみ動作している（伝送パワーはゼロに設定されている）。

【００２６】

したがって、本発明は、当該焦点のインタラクティブのリアルタイムの位置についても、当該焦点の安価な監視についても規定するものである。

【００２７】

ここで提示した好適実施例は、本開示内容の目的のために説明したものであるが、当業者であれば方法ステップ及び装置構成部の配置における数多くの変更をなすことができる。このような変更は、付属の請求項により規定されるような本発明の主旨の中に含まれるものである。

【図面の簡単な説明】

【００２８】

【図１】本発明の動作を説明する詳細なフローチャート。

【図２】本発明のトランスデューサを示す図。

【図３】本発明の教示内容によるセクタフェーズドアレイにおける非ゼロ伝送による焦点視覚化を示す図。

【図４】本発明の教示内容による線形アレイにおける伝送＝０．０での焦点視覚化を示す図。

【図１】

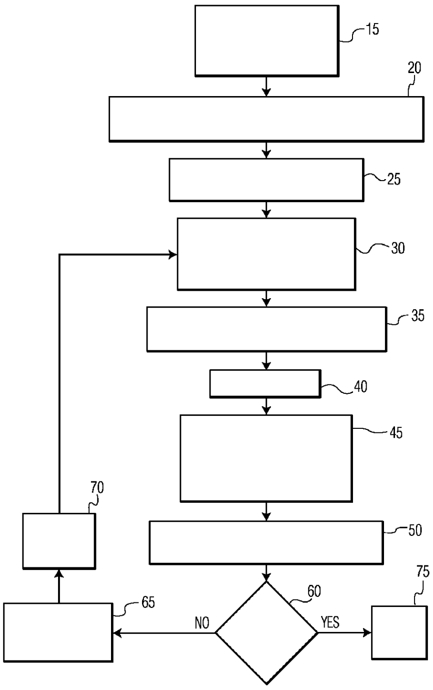


FIG. 1

【図２】

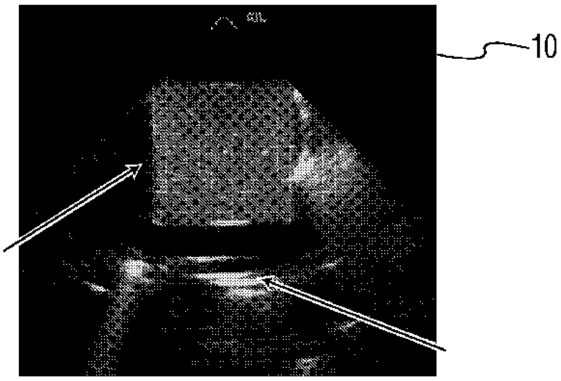


FIG. 2

【図３】

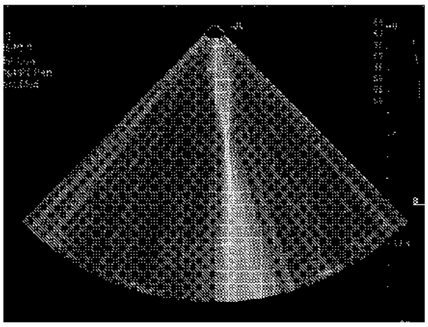


FIG. 3

【図４】

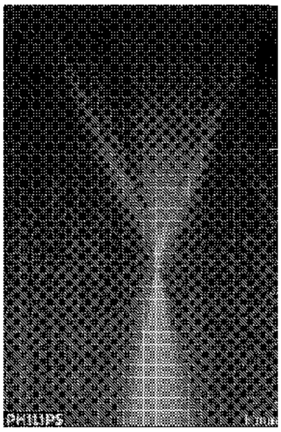


FIG. 4

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2006/050382

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61N7/02

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

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	US 5 769 790 A (WATKINS ET AL) 23 June 1998 (1998-06-23) the whole document	9-16
X	EP 0 734 742 A (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) 2 October 1996 (1996-10-02) abstract column 11, line 44 - column 16, line 35 column 17, line 27 - column 22, line 22 figures 1-9	9-16

☐ 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.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
20 June 2006	04/07/2006

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Willig, H

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/IB2006/050382

Box II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. [X] Claims Nos.: 1-8
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
see FURTHER INFORMATION sheet PCT/ISA/210

2. [ ] Claims Nos.:
because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:

3. [ ] Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. [ ] As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.

2. [ ] As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.

3. [ ] As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. [ ] No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

[ ] The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.

[ ] No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/IB2006 /050382

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

Continuation of Box II.1

Claims Nos.: 1-8

Claims 1-8 are directed to a method of monitoring in a real-time manner the position of the focus of a therapeutic ultrasound transducer. Thus, the method of claims 1-8 is understood as being performed during a therapeutic ultrasound treatment. According to the description, the therapeutic treatment performed is a thermal ablation treatment.

Consequently, the method according to claims 1-8 is considered as a method for treatment of the human or animal body by surgery and therapy (Rule 39.1(iv) PCT).

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/IB2006/050382

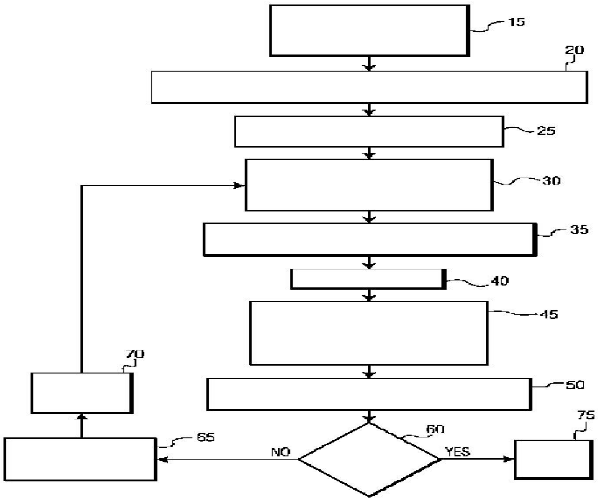
Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)		Publication date
US 5769790	A	23-06-1998	NONE		
EP 0734742	A	02-10-1996	DE	69634714 D1	16-06-2005
			DE	69634714 T2	19-01-2006
			US	5984881 A	16-11-1999

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,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,LY,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 ホール クリストファー
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 １０５１０－８００１ ブリアクリフ マノアー ピーオーボックス ３００１
(72)発明者 ソッカ シュンムガヴェル
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 １０５１０－８００１ ブリアクリフ マノアー ピーオーボックス ３００１
(72)発明者 セイヴリー デヴィッド エル エム
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 １０５１０－８００１ ブリアクリフ マノアー ピーオーボックス ３００１
(72)発明者 チン チエン ティー
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 １０５１０－８００１ ブリアクリフ マノアー ピーオーボックス ３００１
(72)発明者 アヴェルキオウ ミカラキス
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 １０５１０－８００１ ブリアクリフ マノアー ピーオーボックス ３００１
Ｆターム(参考) 4C601 FF11 FF15 FF16

专利名称(译)	用于可视化使用聚焦超声产生的焦点的方法和设备		
公开(公告)号	JP2008529704A	公开(公告)日	2008-08-07
申请号	JP2007555736	申请日	2006-02-06
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ホールクリストファー ソッカシュンムガヴェル セイヴリーデヴィッドエルエム チンチエンティー アヴェルキオウミカラキス		
发明人	ホール クリストファー ソッカ シュンムガヴェル セイヴリー デヴィッド エル エム チン チエン ティー アヴェルキオウ ミカラキス		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61N7/02 A61B17/22029 A61B17/2256 A61B2090/378		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/FF11 4C601/FF15 4C601/FF16		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	60/653873 2005-02-17 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明通过利用成像探头在所有方向上继续接收以关闭成像换能器的超声波传输同时识别治疗束焦点，以交互式实时方式提供治疗换能器。要监督重点。用于治疗的聚焦光束仅用作发射器，并且如果焦点中存在散射体，则将生成强接收信号以识别焦点。