

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-249106

(P2004-249106A)

(43) 公開日 平成16年9月9日(2004.9.9)

(51) Int.Cl.⁷**A61B 18/00****A61B 8/12****A61B 17/22**

F 1

A 6 1 B 17/36 3 3 0
A 6 1 B 8/12
A 6 1 B 17/22

テーマコード(参考)

4 C 0 6 0

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L 外国語出願 (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2004-41809 (P2004-41809)
 (22) 出願日 平成16年2月18日 (2004. 2. 18)
 (31) 優先権主張番号 370381
 (32) 優先日 平成15年2月19日 (2003. 2. 19)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 500520846
 バイオセンス・ウェブスター・インコーポ
 レイテッド
 Bi o s e n s e W e b s t e r , I
 n c .
 アメリカ合衆国、91765 カリフォル
 ニア州、ダイアモンド・バー、ダイアモン
 ド・キャニオン・ロード 3333
 3333 Diamond Canyon
 Road, Diamond Bar,
 California 91765,
 U. S. A.
 (74) 代理人 100066474
 弁理士 田澤 博昭

最終頁に続く

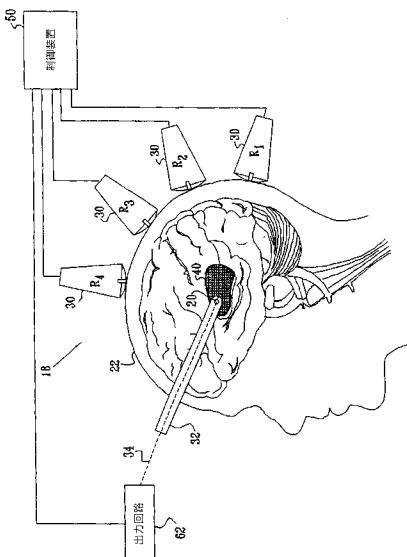
(54) 【発明の名称】治療処置用の外部供給型の高強度集中型超音波(HIFU)

(57) 【要約】

【課題】超音波を用いて一定の医療処置を行なうための一定の装置を提供する。

【解決手段】上記装置は一定の被験者の体内における一定の部位に配置することに適合している一定の標識、および一組の1個以上の超音波トランスデューサを備えており、各トランスデューサが上記標識から生じるそれぞれの標識信号を検出することに適合していて、当該標識信号の少なくとも1個の特性に対して時間において反転されている一定の時間反転型の信号を出力することに適合している。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を用いて一定の治療処置を行なうための装置において、
一定の被験者の体内における一定の部位に配置されることに適合している一定の標識、
および

一組の1個以上の超音波トランスデューサを備えており、各トランスデューサが前記標識から生じるそれぞれの標識信号を検出することに適合しており、さらに、当該標識信号の少なくとも1個の一定の特性に対して時間において反転されている一定の時間反転型の超音波信号を出力することに適合している装置。

【請求項 2】

超音波を用いて一定の治療処置を行なうための方法において、
1個以上の検出場所において、一定の被験者の体内における一定の部位に配置されている一定の標識から生じるそれぞれの標識信号を検出する工程、
前記標識信号の一定の時間に基く特性に対して当該標識信号のそれを反転してそれ
ぞれの時間反転型の超音波信号を得る工程、および

前記1個以上の場所のそれぞれにおける前記それぞれの時間反転型の超音波信号を発生する工程を含む方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】****関連出願に対するクロス・リファレンス**

本特許出願は本特許出願と同日に出願されており、本特許出願の譲受人に譲渡されていて、本明細書に参考文献として含まれている「エクスターナリー・アプライド・ハイ・インテンシティ・フォーカスド・ウルトラサウンド（HIFU）・フォー・プルモナリー・ベイン・アイソレーション（Externally-Applied High Intensity Focused Ultrasound (HIFU) For Pulmonary Vein Isolation）」を発明の名称とする米国特許出願第10/370,134号に対して発明の内容が関連している。

本発明は一般に種々の医療技術用途における超音波の使用に関連しており、特に高強度集中型の超音波（HIFU）により医療処置を行なうための方法および装置に関連している。

【背景技術】**【0002】**

画像処理および病気の診断のための超音波の使用が医療分野において良く知られている。種々の医療的な超音波の用途において、種々の電気的な信号を超音波のパルスに変換する一定の超音波トランスデューサにより種々の信号が一定の患者に供給されている。さらに、この超音波のビームはその患者の体内において吸収、分散、および反射される。

【0003】

診断の用途においては、一定の患者の体内における種々の解剖学的な構造に関する画像および/または流れの情報を生じるために反射した超音波エネルギーが分析および処理される。このような超音波の使用の典型的な例は心臓の画像処理、出産前の胎児の成長および状況の評価、および前立腺の大きさおよび状況の測定である。超音波は、画像処理のために必要とされる種々の出力レベルで供給される場合に、X線、マイクロ波および他の電磁場等のような別の形態の放射エネルギーに付随する身体に有害な種々の副作用を有することが見出されていない。それゆえ、種々の超音波画像システムが他の画像処理用の医療方法に優る明瞭な利点を有している。

【0004】

また、治療の用途においては、吸収された超音波エネルギーがその標的の領域の状態を変化するために用いられる。特に、高出力の密度で供給される超音波エネルギーは種々の組織に対して有意義な生理学的な作用を及ぼす可能性がある。これらの作用は超音波エネルギーの供給に対する組織の熱的または機械的な応答により生じる可能性がある。この熱

10

20

30

40

50

的な作用は組織の過温症および融除を含む。すなわち、一定の標的領域における超音波エネルギーの吸収により、一定の急な温度の上昇が誘発し、このことにより、標的領域の細胞の凝固または融除が生じる。それゆえ、高強度集中型の超音波（HIFU）が出血を止めて潰瘍を融除するための人間の組織の迅速な加熱のために使用できる。超音波の機械的な作用は種々の固体物の破壊、組織の液状化、および空洞化を誘発する。典型的な用途は碎石器であり、この碎石器は腎臓における石を機械的に分断化するために、一定の患者の体内への超音波エネルギーの短時間の供給を集中するためにその患者の身体の外部における一定の大形の放射用の表面を使用している。

【0005】

HIFUは一定の局在化した様式で現れる種々の病理学的な状況を治療するための一定の治療方法として提案されている。このような病理学的な状況は、例えば、脳、胸部、肝臓および前立腺またはこれらの内部における腫瘍性のまたはその他の病気を含む。これらの病気に対しては別の外科的な処置も開発されているが、このような外科手術は時間が長く、複雑であり、高価である場合が多い。加えて、このような外科手術は上記のような問題を完全に排除することを確実に行なうために繰り返される場合が多い。一方、HIFU療法は一定の比較的に簡単で最少侵襲性の代替法であり、この場合に、その患者は比較的に少ない外傷を受けることができ、それゆえ、比較的に速い治癒を助長できる。

【0006】

超音波の種々の治療用途においては、供給した超音波エネルギーが一定の標的領域のみにおける状態の意図された変化を生じて、その患者の体内における別の組織に悪影響を及ぼさないことが重要である。さらに、有効な治療の用量が間近のまたは周囲の組織における熱的および機械的な作用を最少にしながら一定の標的領域に対して供給される必要がある。それゆえ、HIFUの適正な集中および制御が超音波の有効な治療のための供給において主要な基準の一つである。

【0007】

本明細書に参考文献として含まれるビーチ（Beach）他に発行されている米国特許第6,042,556号は一定の治療部位に向かう一定の経路に沿って異なる組織により導かれる位相の変化を補正するために一定の外部HIFUトランスデューサのアレイにおけるそれぞれのトランスデューサ要素の位相を制御するための種々の方法を記載している。

【0008】

また、本明細書に参考文献として含まれるロー（Law）他に発行されている米国特許第5,762,066号は異なる集中形状を有する2個の活性な超音波放射面を有する一定の内腔内プローブにより構成されている一定のHIFUシステムを記載している。

【0009】

また、本明細書に参考文献として含まれるマーチン（Martin）他に発行されている米国特許第6,007,499号は手術中の出血を減少して血管壁または破裂した血管からの血液の漏れを止めるための種々の方法を記載している。この場合に、HIFUは、例えば、除去する一定の腫瘍の周囲に一定の焼灼した組織の外皮を形成するために、外科的な切開の前に焼灼した組織の領域を形成するために用いる方法として説明されている。

【0010】

また、本明細書に参考文献として含まれるフィンク（Fink）に発行されている米国特許第5,092,336号は組織内に種々の音響波を局在化して集中するための一定の装置を記載している。この発明は一定の時間反転型の音響効果として知られている技法に基いており、この方法はフィンク（Fink）による「タイム・リバースド・アコウスティクス（Time-Reversed Acoustics）」（サイエンティフィック・アメリカン（Scientific American），1999年11月，p. 91-97）を題名とする論説において説明されており、この著書もまた本明細書に参考文献として含まれる。本質的に、一定の標的物がトランスデューサの一定のアレイにより囲まれており、このアレイが、例えば、器官組織内における一定の腫瘍における等のような、一定の媒体中における反射性の標的物に一定の無集中型の音響ビームを供給する。その後、上記トランスデューサのアレイにより検出される反

10

20

30

40

50

射した信号が保管されて、これらのエコー信号の時間における分布および形状が時間反転処理され、この反転された各信号が上記アレイにおけるそれぞれの信号に供給される。たいていの場合に、上記の標的物は二次的な供給源を構成しており、この供給源がこれに供給される一定の波のビームを反射または散乱させる。この標的物は、例えば、トランスデューサの一定のアレイから送られる一定のビームを反射する腎臓における一定の石、または一定のコントラスト造影剤により含浸されている一定の小形の腫瘍により構成できる。

【0011】

また、本明細書に参考文献として含まれるフィンク (Fink) 他に発行されている米国特許第 6,161,434 号は一定のかすかな音源を検出するために時間反転型の音響効果を用いるための種々の方法を記載している。さらに、本明細書に参考文献として含まれるフィンク (Fink) に発行されている米国特許第 5,428,999 号は反射性の標的物の検出および位置決め、超音波検査画像処理、および一定の標的物における音響エネルギーの集中のための種々の方法を記載している。10

【0012】

また、本明細書に参考文献として含まれるケイン (Cain) 他に発行されている米国特許第 5,590,657 号は一定の患者の外側に位置決めされる超音波トランスデューサの一定のフェーズド・アレイを含む一定の超音波システムを記載している。また、一定のビームを再集中するための方法も記載されている。

【0013】

また、本明細書に参考文献として含まれるワトキンス (Watkins) 他に発行されている米国特許第 5,769,790 号は超音波療法と画像処理とを組み合わせるための一定のシステムを記載している。20

【0014】

また、本明細書に参考文献として含まれるエドワーズ (Edwards) に発行されている米国特許第 5,366,490 号は一定のカテーテルにより一定の標的組織に破壊的なエネルギーを供給するための一定の方法を記載している。

【0015】

また、本明細書に参考文献として含まれるケイン (Cain) に発行されている米国特許第 6,128,958 号は一定の超音波フェーズド・アレイを駆動するための一定の構造を記載している。30

【0016】

また、本明細書に参考文献として含まれるロマノ (Romano) に発行されている米国特許第 5,207,214 号および 5,613,940 号は相反トランスデューサの一定のアレイを記載しており、これらのトランスデューサは標的外の組織の損傷を生じることなく強力な音響エネルギーを集中させることを目的としている。

【0017】

また、本明細書に参考文献として含まれるイワマ (Iwama) に発行されている米国特許第 5,241,962 号は結石を崩壊するための超音波パルスおよびエコー信号の使用を記載している。

【0018】

また、本特許出願の譲受人に譲渡されていて本明細書に参考文献として含まれるベン・ハイム (Ben-Haim) に発行されている「イントラボディ・エネルギー・フォーカシング (Intrabody energy focusing)」を発明の名称とする PCT 国際公開第 WO 97 / 29699 号は一定の体内に挿入した一定の放射線感知用のプローブによりその体内における一定の標的領域の照射を最適化するための種々の方法を記載している。40

【0019】

また、本明細書に参考文献として含まれるムリエル (Mulier) 他に発行されている米国特許第 5,807,395 号およびオームスビー (Ormsby) 他に発行されている米国特許第 6,190,382 号は高周波により身体組織を融除するための種々のシステムを記載している。また、本明細書に参考文献として含まれるハセット (Hassett) 他に発行され50

ている米国特許第6,251,109号および6,090,084号、デイードリッヒ(Diederich)他に発行されている米国特許第6,117,101号、シュワルツ(Swartz)他に発行されている米国特許第5,938,660号および6,235,025号、レッシュ(Lesh)他に発行されている米国特許第6,245,064号および6,024,740号、レッシュ(Lesh)他に発行されている米国特許第6,012,457号、6,164,283号、6,305,378号および5,971,983号、クロウリー(Crowley)他に発行されている米国特許第6,004,269号、およびハイサグエレ(Hissaguerre)他に発行されている米国特許第6,064,902号は主に肺静脈内または肺静脈の口に存在している組織を融除することにより心房の不整脈を治療するための組織融除用の装置をそれぞれ記載している。

10

【0020】

また、本明細書に参考文献として含まれるS.A.ストリックバーガー(SA Strickberger)他による「エクストラカーディアック・アブレーション・オブ・ザ・カニン・アトロペントリキュラー・ジャンクション・バイ・ユース・オブ・ハイ・インテンシティ・フォーカスド・ウルトラサウンド(Extracardiac ablation of the canine atrioventricular junction by use of high-intensity focused ultrasound)」(サーキュレーション(Circulation), 100巻, p. 203-208, (1999年))を題名とする論説は一定の鼓動している心臓内における房室結合部を融除するためのHIFUの経験的な使用方法を記載している。

20

【0021】

また、本明細書に参考文献として含まれるJ.U.クルイストラ(JU Kluijstra)他による「ハイ・インテンシティ・フォーカスド・ウルトラサウンド・フェーズド・アレイズ・フォー・サーマル・アブレーション・オブ・マイオカージウム(High intensity focused ultrasound phased arrays for thermal ablation of myocardium)」(ユニバーシティ・オブ・ミシガン・メディカル・センター(University of Michigan Medical Center), デパートメント・オブ・インターナル・メディシン(Department of Internal Medicine)(改訂版))を題名とする論説はリアル・タイムの超音波画像案内による心臓内の種々の場所における病巣を位置決めするための一定の組み合わせ型の超音波画像処理および治療システムの経験的な使用方法を記載している。

30

【0022】

さらに、本明細書に参考文献として含まれる以下の文献が有用であると考えられる。

【0023】

ヒル・C.R.(Hill CR)他、「レビュー・アーティクル:ハイ・インテンシティ・フォーカスド・ウルトラサウンド・ポテンシャル・フォー・キャンサー・トリートメント(Review article: High intensity focused ultrasound - potential for cancer treatment)」, ブリティッシュ・ジャーナル・オブ・ラジオロジー(Br. J. Radiol.), 68(816)巻, p. 1296-1303, (1995年)

40

【0024】

リン・W.L.(Lin WL)他、「ア・セオリティカル・スタディ・オブ・シリンドリカル・ウルトラサウンド・トランスデューサズ・フォー・イントラキャビティ・ハイパーセルミア(A theoretical study of cylindrical ultrasound transducers for intracavity hyperthermia)」, インターナショナル・ジャーナル・オブ・ラジエーション・オンコロジー・バイオロジー・フィジオロジー(Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.), 46(5)巻, p. 1329-36, (2000年)

【0025】

チャペロン・J.Y.(Chapelon JY)他、「ニュー・ピエゾエレクトリック・トランスデューサズ・フォー・テラポイチック・ウルトラサウンド(New piezoelectric transducers for therapeutic ultrasound)」, ウルトラサウンド・メディカル・バイオロジー(Ultrasound Med. Biol.), 26(1)巻, p. 153-159, (2000年)

50

【0026】

チャウハン・S (Chauhan S) 他, 「ア・マルチプル・フォーカスド・プローブ・アプローチ・フォー・ハイ・インテンシティ・フォーカスド・ウルトラサウンド・ベイスト・サーボエリート (A multiple focused probe for high intensity focused ultrasound based surgery)」, ウルトラソニックス (Ultrasonics), 39 (1)巻, p. 33 - 44, (2001年)

【0027】

リー・L A (Lee LA) 他, 「ハイ・インテンシティ・フォーカスド・ウルトラサウンド・エフェクト・オン・カージアック・ティッシュ: ポテンシャル・フォー・クリニカル・アプリケーション (High intensity focused ultrasound effect on cardiac tissue: Potential for clinical application)」, エコーカージオグラフィ (Echocardiography) 10, 17 (6 Pt 1)巻, p. 563 - 566, (2000年)

【0028】

ソマー・F G (Sommer FG) 他, 「ティッシュ・アブレーション・ユーティング・アン・アコウステイック・ウェイブガイド・フォー・ハイ・インテンシティ・フォーカスド・ウルトラサウンド (Tissue ablation using an acoustic waveguide for high-intensity focused ultrasound)」, メディカル・フィジオロジー (Med. Phys.), 24 (4)巻, p. 537 - 538, (1997年)

【0029】

クルイストラ・J U (Kluivstra JU) 他, 「ウルトラサウンド・フェーズド・アレイズ・フォー・ノンインベイジブ・マイオカージアル・アブレーション: イニシャル・スタディーズ (Ultrasound phased arrays for noninvasive myocardial ablation: Initial studies)」, IEEE・ウルトラソニックス・シンポジウム・プロシードィングズ (IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings), 2巻, p. 1604 - 1608, (1995年)

【特許文献1】米国特許第6,042,556号明細書

【特許文献2】米国特許第5,762,066号明細書

【特許文献3】米国特許第6,007,499号明細書

【特許文献4】米国特許第5,092,336号明細書

【特許文献5】米国特許第6,161,434号明細書

【特許文献6】米国特許第5,428,999号明細書

【特許文献7】米国特許第5,590,657号明細書

【特許文献8】米国特許第5,769,790号明細書

【特許文献9】米国特許第5,366,490号明細書

【特許文献11】米国特許第6,128,958号明細書

【特許文献12】米国特許第5,207,214号明細書

【特許文献13】米国特許第5,613,940号明細書

【特許文献14】米国特許第5,241,962号明細書

【特許文献15】PCT国際公開第WO97/29699号明細書

【特許文献16】米国特許第5,807,395号明細書

【特許文献17】米国特許第6,190,382号明細書

【特許文献18】米国特許第6,251,109号明細書

【特許文献19】米国特許第6,090,084号明細書

【特許文献20】米国特許第6,117,101号明細書

【特許文献21】米国特許第5,938,660号明細書

【特許文献22】米国特許第6,235,025号明細書

【特許文献23】米国特許第6,245,064号明細書

【特許文献24】米国特許第6,024,740号明細書

【特許文献25】米国特許第6,012,457号明細書

【特許文献26】米国特許第6,164,283号明細書

【特許文献27】米国特許第6,305,378号明細書

30

40

50

【特許文献 28】米国特許第 5 , 971 , 983 号明細書

【特許文献 29】米国特許第 6 , 004 , 269 号明細書

【特許文献 30】米国特許第 6 , 064 , 902 号明細書

【非特許文献 1】フィンク (Fink) , 「タイム - リバースド・アコウステイクス (Time-Reversed Acoustics)」, サイエンティフィック・アメリカン (Scientific American) , p . 91 - 97 , 1999 年 11 月

【非特許文献 2】S A ・ストリックバーガー (SA Strickberger) 他 , 「エクストラカーディアック・アブレーション・オブ・ザ・カニン・アトロイ ventricular junction by use of high-intensity focused ultrasound」, サーキュレーション (Circulation) , 100 卷 , p . 203 - 208 , 1999 年 10

【非特許文献 3】J U ・クルイストラ (JU Kluijstra) 他 , 「ハイ・インテンシティ・フォーカスド・ウルトラサウンド・フェーズド・アレイズ・フォー・サーマル・アブレーション・オブ・マイオカージウム (High intensity focused ultrasound phased arrays for thermal ablation of myocardium)」(ユニバーシティ・オブ・ミシガン・メディカル・センター (University of Michigan Medical Center) , デパートメント・オブ・インターナル・メディシン (Department of Internal Medicine))

【非特許文献 4】ヒル・C R (Hill CR) 他 , 「レビュー・アーティクル : ハイ・インテンシティ・フォーカスド・ウルトラサウンド - ポテンシャル・フォー・キャンサー・トリートメント (Review article: High intensity focused ultrasound - potential for cancer treatment)」, ブリティッシュ・ジャーナル・オブ・ラジオロジー (Br. J. Radiol.) , 68 (816) 卷 , p . 1296 - 1303 , 1995 年 20

【非特許文献 5】リン・W L (Lin WL) 他 , 「ア・セオリティカル・スタディ・オブ・シリンドリカル・ウルトラサウンド・トランスデューサズ・フォー・イントラキャビティ・ハイパーセルミア (A theoretical study of cylindrical ultrasound transducers for intracavity hyperthermia)」, インターナショナル・ジャーナル・オブ・ラジエーション・オンコロジー・バイオロジー・フィジオロジー (Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.) , 46 (5) 卷 , p . 1329 - 36 , 2000 年

【非特許文献 6】チャペロン・J Y (Chapelon JY) 他 , 「ニュー・ピエゾエレクトリック・トランスデューサズ・フォー・テラボイチック・ウルトラサウンド (New piezoelectric transducers for therapeutic ultrasound)」, ウルトラサウンド・メディカル・バイオロジー (Ultrasound Med. Biol.) , 26 (1) 卷 , p . 153 - 159 , 2000 年 30

【非特許文献 7】チャウハン・S (Chauhan S) 他 , 「ア・マルチブル・フォーカスド・プローブ・アプローチ・フォー・ハイ・インテンシティ・フォーカスド・ウルトラサウンド・ベイスド・サージェリー (A multiple focused probe for high intensity focused ultrasound based surgery)」, ウルトラソニックス (Ultrasonics) , 39 (1) 卷 , p . 33 - 44 , 2001 年

【非特許文献 8】リー・L A (Lee LA) 他 , 「ハイ・インテンシティ・フォーカスド・ウルトラサウンド・エフェクト・オン・カージアック・テイシュー : ポテンシャル・フォー・クリニカル・アプリケーション (High intensity focused ultrasound effect on cardiac tissue: Potential for clinical application)」, エコーカージオグラフィ (Echocardiography) , 17 (6 Pt 1) 卷 , p . 563 - 566 , 2000 年 40

【非特許文献 9】ソマー・F G (Sommer FG) 他 , 「ティシュー・アブレーション・ユーディング・アン・アコウステイック・ウエイブガイド・フォー・ハイ・インテンシティ・フォーカスド・ウルトラサウンド (Tissue ablation using an acoustic waveguide for high-intensity focused ultrasound)」, メディカル・フィジオロジー (Med. Phys.) , 24 (4) 卷 , p . 537 - 538 , 1997 年

【非特許文献 10】クルイストラ・J U (Kluijstra JU) 他 , 「ウルトラサウンド・フェ 50

ーズド・アレイズ・フォー・ノンインベイジブ・マイオカージアル・アブレーション：イニシャル・スタディーズ（Ultrasound phased arrays for noninvasive myocardial ablation: Initial studies）」，IEEE・ウルトラソニックス・シンポジウム・Proceedings），2巻，p. 1604-1608，1995年

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0030】

従って、本発明は超音波、特に、高強度集中型の超音波（HIFU）により一定の治療処置を行なうための改善された装置を提供することを目的としている。

10

【課題を解決するための手段】

【0031】

本発明の一部の態様における一定の目的は高強度集中型超音波（HIFU）により種々の治療処置を行なうための改善された装置および方法を提供することである。

【0032】

本発明の一部の態様における別の目的はHIFUによる種々の処置の精度を高める装置および方法を提供することである。

【0033】

さらに、本発明の一部の態様における別の目的はHIFUによる種々の処置の効率を高める装置および方法を提供することである。

20

【0034】

さらに、本発明の一部の態様における別の目的はHIFUによる種々の処置の効果を高める装置および方法を提供することである。

【0035】

さらに、本発明の一部の態様における別の目的はHIFUによる種々の処置における危険性を減少する装置および方法を提供することである。

【0036】

さらに、本発明の一部の態様における別の目的はHIFUにより治療可能な医療状況の範囲および多様性を広げる装置および方法を提供することである。

30

【0037】

本発明の好ましい実施形態において、HIFUにより種々の治療処置を行なうための装置は一定の処置における一定の標的位置にまたはそのすぐ近くにおいて一定の患者の体内に配置されている一定の標識（ビーコン）を備えている。さらに、一定の患者の身体の外側、一般的には、その皮膚に配置されているトランスデューサの一定のアレイが上記標識からの超音波エネルギーを含むそれぞれの標識信号を検出して、その検出したエネルギーに応じて種々の電気的な信号を一定の制御装置に供給する。この制御装置はこれらの信号の形状および時間における分布を保管する。さらに、時間反転型の音響効果の技法を用いて、上記制御装置は上記信号の時間における分布および形状を反転して、上記アレイにおける各トランスデューサを駆動してそのそれぞれの反転した信号を出力させて、これにより発生する波形が上記標識の部位またはその近くに正確に集中するようにする。これらの時間反転型の波形は一般的に増幅されており、それゆえ、一定の実質的な量のエネルギーを上記標識の近くにおける標的位置において一定の短い時間内に受容させることが可能になる。

40

【0038】

本発明の一部の好ましい実施形態において、上記標識は超音波エネルギー、好ましくは全方向性の超音波エネルギーを能動的に発生する。あるいは、上記標識は一定の受動的な超音波反射器を含む。この場合に、この標識は上記アレイにおけるトランスデューサの一部または全部により、あるいは、体外の別の供給源により発生される概ね非集中型の超音波信号により一般的に照射されて、上記トランスデューサのアレイがこれに続いてその照射している信号のエコーを検出する。上記標識は好ましくは各トランスデューサまたは制

50

御装置により確認可能な一定の鮮明で識別可能な特徴を生じる一定の既知の形状を有している。あるいは、または、さらに、上記標識はその周囲の組織の自然な反射能よりも実質的に高い反射能により特徴付けられる。さらに、この代わりに、上記標識は所定の共鳴振動数および一定の高いQ値を有する一定の結晶を含み、これにより、この標識はその共鳴振動数において超音波信号を発生する時に上記の各トランスデューサにより検出される。さらに、この代わりに、上記標識は一定の気泡含有式の超音波造影剤を含み、この造影剤が供給される超音波信号における一定の既知の調和振動を反映する。この場合に、上記の各トランスデューサまたは制御装置は供給される振動数の既知の調和振動を検出することにより上記標識を認識する。

【0039】

10

従って、上記の「標識（beacon）」は、本特許出願の内容およびその特許請求の範囲において用いられているように、超音波エネルギーをそれぞれ発生または反射する能動的および受動的な両方の要素を示している用語として理解されるべきである。

【0040】

本発明の一部の好ましい実施形態において、上記標識は一般的に体内に挿入するための一定のカテーテルの先端部に当該標識を取り付けることにより一定の患者の体内に一時的に配置される。この標識を一定の所望の部位に配置することを補助するために、2001年12月21日に出願されている「ワイヤレス・ポジション・センサー（Wireless Position Sensor）」を発明の名称とする同時係属の米国特許出願第10/029,473号、および／または、2001年12月21日に出願されている「インプランタブル・アンド・インサータブル・タグズ（Implantable And Insertable Tags）」を発明の名称とする同時係属の米国特許出願第10/029,595号において記載されている方法および装置を利用することが好ましいが、必ずしも利用する必要はなく、これらの特許出願はそれぞれ本特許出願の譲受人に譲渡されていて、本明細書に参考文献として含まれる。あるいは、または、さらに、当該記述分野において既知の種々の方法および装置が一定の体内の所望の部位における上記標識の配置を容易にするために用いられる。

20

【0041】

30

一部の好ましい実施形態において、上記標識は関連の組織の中またはその近くに、一般的に一定の生検中において、一定の患者の体内に移植される。この生検が陰性である場合には、上記標識は除去されるか放置された状態で留まる。また、上記の生検が陽性である（例えば、一定の悪性の腫瘍を示している）場合には、上記標識は本明細書において記載されている種々の技法によりHIFU波の集中を補助するために用いられる。あるいは、上記標識は一定の移植片に固定され、この移植片がその後に一定の体内に移植される。

30

【0042】

40

上記標識が一定の能動的な標識を含む一部の実施形態において、上記制御装置は、一般的に一定のカテーテルを介して、リード線によりその能動的な標識に連結している。一定の電気的な信号がこの能動的な標識に送られ、この能動的な標識はそのエネルギーを超音波エネルギーに変換し、このエネルギーが一定の患者の体外における各トランスデューサにより受信される。あるいは、上記の能動的な標識は回路を含み、この回路が、一般的に一定の患者の体外に配置されている、一定の遠隔部位から放射されるエネルギーを無線により受信し、さらに、この能動的な標識がそのエネルギーを出力される超音波エネルギーに変換する。好ましくは、上記遠隔部位から受信されるエネルギーは超音波エネルギーおよび／または電磁的なエネルギーを含む。

【0043】

本発明の一部の好ましい実施形態において、上記標識は目的の治療を行なう構造のすぐ近くにおいて、好ましくはその構造を概ね囲っているそれぞれの場所において、一定の患者の体内の複数の場所に連続的に配置される。一般的に、この複数の場所は少なくとも4個の非同一平面状の場所を含む。あるいは、2個以上の標識が一定の患者の体内のそれぞれの複数の場所においてその患者に移植される。

【0044】

50

上記の両方の代替例によれば、上記標識は一定の能動的な要素または上述したような一定の超音波信号により照射される一定の受動的な反射器のいずれにすることも可能である。上記の各標識は加熱するか破壊するための一定の標的構造に対する当該標識の位置の決定を可能にするための一定の位置センサーを含むことが好ましいが、必ずしも必要ではない。あるいは、上記構造に対する上記標識の位置の決定を容易にするために別の技法（例えば、X線透視法）が利用できる。

【0045】

上記標識が一定の能動的な要素を含む場合に、この標識は、リード線を介するか無線により、一定の電気的な信号を受信し、さらに、この標識は、それぞれの位置において、そのエネルギーを超音波エネルギーに変換する。

10

【0046】

上記標識が一定の能動的なまたは受動的な要素のいずれかによらず、その標識からの波形が上記トランスデューサのそれぞれにより検出されて、それぞれの電気的な信号に変換され、これらの信号の形状および時間における相対的な位置が上記制御装置の中に保管される。上記標識の各位置に対応する各トランスデューサからの電気的な信号を受信すると、上記制御装置は時間反転型の音響効果の技法を用いてその標識の各位置から各トランスデューサにより受信されたそれぞれの信号の時間における分布および形状を反転する。さらに、これらのトランスデューサにより発生される時間反転した各波形を上記標識の各位置ではなく一定の標的構造に集中させるために、上記制御装置は各トランスデューサに対応する一定の適当な送信信号を計算する。すなわち、各トランスデューサに対応して、上記制御装置は上記標識の各場所および上記標識構造のそれぞれの既知の位置を用いてその標識の各位置ではなくその標識構造に集中する一定の送信信号を計算する。

20

【0047】

上記制御装置は好ましくは上記トランスデューサのそれぞれを駆動してそれぞれの計算された時間反転した信号を出力し、その結果として発生される波形が一定の構造に正確に集中するようになると共に、各トランスデューサに対してその構造の近くから組織を通して送信する間に生じる何らかのゆがみがみがその帰還経路における同一ではあるが時間反転されているゆがみにより概ね補正されるようにする。一般的に、この計算された時間反転した波形は上記構造の近くに短時間の期間に実質的な量のエネルギーを与えるために増幅されている。

30

【0048】

好都合にも、本発明の各実施形態においては、上記標識を一定の標的の構造の中に挿入する必要がない。また、このような挿入は、上記構造が一定の腎臓における石等のような場合において、行なうことが困難であるか不可能である場合が多い。

【0049】

本発明の好ましい各実施形態によれば、上記標的部位において配置される一定の標識の使用はHIFUの各波が標的とされる構造の正確な位置に集中すること、および、これに加えて、各外部トランスデューサがその標的と概ね同一の位置に集中することの可能性を高めることによりそのHIFUの治療処置の精度を高める。このことは特定の反射性または吸収性の特性を有する組織にHIFUの波を集中させようとする本発明以外の別な方法に対して対照的である。

40

【0050】

本発明の各実施形態により提供される高められた精度は一般的に各処置の効率および/または効果を高めると共にHIFUの各波により生じる標的とされていない周囲の組織に対する損傷の可能性を減少する。加えて、一定のカテーテルの先端部において一定の標識を利用している本発明の好ましい実施形態においては、一定の身体の外部に配置されている各トランスデューサからのHIFUの供給が好都合にも比較的に小さなカテーテルの使用を可能にしており、この理由は、融除用のハードウェアをそのカテーテルの中に含む必要がないからである。

【0051】

50

好都合にも、上記標識の配置は、心臓内の一定の部位における場合等のように、一定の移動している標的に HIFU を正確に集中させることが可能である。さらに、上記トランスデューサのアレイは上記の移動している標識からの超音波エネルギーに応じて一定の迅速な速度で HIFU を再集中させることに適合できる。

【 0 0 5 2 】

本発明の好ましい種々の実施形態が一定の患者の組織に対して超音波エネルギーを供給することに関連して本明細書において説明されているが、このことが例示を目的としていて限定を目的としていないこと、および本発明の範囲が体内における別の種々の構造（例えば、腎臓における石）に超音波エネルギーを供給するために、さらに / または、これらの構造を融除するために本明細書において説明されている種々の技法を利用することも含むことが当然に認識されると考える。加えて、本発明の好ましい種々の実施形態が単一の分離している集中した標的に超音波エネルギーを供給することに関連して本明細書において説明されているが、このことは例示を目的としていて限定を目的としておらず、本発明の範囲は一連の分離している集中した複数の標的に対して、あるいは、一定の組織内の連続的な線状の構造またはその他の形状の構造の中に超音波エネルギーを供給することも含む。

【 0 0 5 3 】

それゆえ、本発明の一定の好ましい実施形態によれば、超音波により一定の治療処置を行なうための装置が提供されており、この装置は

一定の被験者の体内における一定の部位に配置することに適合している一定の標識、および

一組の 1 個以上の超音波トランスデューサを備えており、それぞれのトランスデューサが上記標識から送られるそれぞれの標識信号を検出することに適合しており、さらに、これらの標識信号の内の少なくとも 1 個の特性に対して時間において反転されている一定の時間反転型の超音波信号を出力することに適合している。

【 0 0 5 4 】

一定の実施形態において、上記一組のトランスデューサは一定の被験者の体における一定の外部表面に供給されることに適合している。

【 0 0 5 5 】

一定の実施形態において、各トランスデューサはそのトランスデューサにより検出される標識信号の一定の特性に対して一定の時間および形状において反転されているそれぞれの時間反転型の信号を形成することに適合している。

【 0 0 5 6 】

一定の実施形態において、各トランスデューサは上記時間反転型の信号を出力する前にその時間反転した信号を増幅することに適合している。

【 0 0 5 7 】

一定の実施形態において、上記標識は一定の部位において移植されることに適合している。

【 0 0 5 8 】

一部の用途において、上記標識は一定の部位における癌組織の近くに配置されることに適合しており、上記一組のトランスデューサはその癌組織を破壊するために上記時間反転型の信号を出力することに適合している。また、別の用途において、上記標識は一定の部位における非癌性組織の近くに配置されることに適合しており、上記一組のトランスデューサはその非癌性組織を加熱するために上記時間反転型の信号を出力することに適合している。

【 0 0 5 9 】

また、一部の用途において、上記標識は一定の部位における電気的に機能不全の組織の近くに配置されることに適合しており、上記一組のトランスデューサはその組織を破壊するために上記時間反転型の信号を出力することに適合している。また、別の用途において、上記標識は一定の部位における一定の石の近くに配置されることに適合しており、上記

10

20

30

40

50

一組のトランステューサはその石を破壊するために上記時間反転型の信号を出力することに適合している。

【0060】

一定の実施形態において、上記の1個以上のトランステューサは単一の超音波トランステューサを含み、この単一の超音波トランステューサは当該単一の超音波トランステューサにより検出される上記標識信号の一定の形状に対して時間において反転されている時間反転型の信号を出力することに適合している。あるいは、上記の1個以上のトランステューサは複数のトランステューサを含み、それぞれのトランステューサは当該複数のトランステューサにおける上記標識信号の一連の検出に対して時間において反転されている時間反転型の信号を出力することに適合している。

10

【0061】

一定の実施形態において、各トランステューサは当該トランステューサの一定の位置、上記標識の一定の位置、および一定の体内における一定の標識の位置に対してそれぞれの時間反転型の信号の出力における一定のタイミング・パラメーターを調整することに適合している。

【0062】

一定の実施形態において、上記装置は一定の先端部を有する一定の器具を含み、この器具は一定の体内に挿入されて一定の部位に送られることに適合しており、上記標識は上記器具の先端部の近くに固定されることに適合している。一部の用途において、上記器具は一定のカテーテルを含む。

20

【0063】

一定の実施形態において、上記標識は一定の受動的な要素を含み、上記装置は一定の照射用の超音波信号により上記標識を照射することに適合している一定の超音波送信機を含み、各トランステューサは上記照射用の信号による照射に対して上記標識から生じるエコー信号を検出すること、および当該トランステューサにより検出される上記エコー信号の一定の特性に対して時間において反転されている時間反転型の信号を出力することに適合している。一定の実施形態において、上記送信機は上記トランステューサの内の1個を含む。また、一定の実施形態において、上記受動的な要素は一定の部位における超音波の反射能の一定の自然なレベルよりも高い超音波の反射能により特徴付けられる一定の超音波反射器を含む。

30

【0064】

一定の実施形態において、上記受動的な要素は当該要素が上記送信機により照射される時に上記エコー信号において一定の識別可能な特徴を生じる一定の形状を有しており、上記トランステューサの1個以上は上記エコー信号における特徴を検出してこれに対応する時間反転型の信号を出力することに適合している。あるいは、または、さらに、上記受動的な要素は所定の共鳴振動数を有する一定の結晶を含む。あるいは、または、さらに、この受動的な要素は一定の既知の調和振動の上記照射用の信号を反射する一定の超音波造影剤を含み、上記トランステューサの1個以上はその既知の調和振動を検出してこれに対応する時間反転型の信号を出力することに適合している。

40

【0065】

一定の実施形態において、上記装置は各トランステューサにより上記標識から受容されるそれぞれの標識信号を保管することに適合していて、各トランステューサを駆動してそれぞれの時間反転型の信号を出力させることに適合している一定の制御装置を備えている。一定の実施形態において、各トランステューサは当該トランステューサが受信したそれぞれの標識信号を種々の電気的な信号に変換すること、およびこれらの電気的な信号を上記制御装置に送信することに適合している。一部の用途において、この制御装置は各トランステューサを駆動してそのトランステューサにより受信される標識信号の一定の対応する振幅よりも大きな一定の振幅を有するようにそれぞれの時間反転型の信号を形成することに適合している。

【0066】

50

一定の実施形態において、上記標識はエネルギーを受容するための回路を含み、その受容したエネルギーを変換して上記標識信号を生成することに適合している。また、一部の用途において、上記標識は1個以上の概ね全方向性のパルスを含むように上記標識信号を形成することに適合している。

【0067】

一定の実施形態において、上記装置は外部出力回路を備えており、一組の1個以上のワイヤがその外部出力回路を上記標識に接続しており、この外部出力回路が各ワイヤを介してエネルギーを上記標識に伝達することに適合している。

【0068】

一部の用途において、上記回路はエネルギーを無線により受容することに適合している。10 また、一定の実施形態において、上記装置は一定の身体の外部に配置されて上記標識にエネルギーを無線により送信することに適合している一定の出力送信機を備えている。また、一部の用途において、上記出力送信機は超音波エネルギーを上記標識に無線により伝達することに適合している。あるいは、この出力送信機は電磁エネルギーを上記標識に無線により伝達することに適合している。

【0069】

一定の実施形態において、上記標識は一定の部位の近くにおける複数の場所において連続して配置することに適合している。また、一定の実施形態において、上記標識は複数の場所において配置することに適合していて、これらの場所が少なくとも4個の非同一平面状の場所を含む。20 また、一定の実施形態において、各トランスデューサは上記標識がそれぞれの場所にある時にそれぞれの標識信号を検出することに適合していて、それぞれの場所における標識からのそれぞれの標識信号に対応すると共に上記部位の近くにおける一定の標的的位置に対応して、その時間反転型の信号を連続的に出力することに適合している。

【0070】

一定の実施形態において、上記標識は当該標識のそれぞれの位置に対応してそれぞれの位置信号を発生する一定の位置センサーを含み、各トランスデューサはそれぞれの位置信号に対応して時間反転型の信号を出力することに適合している。

【0071】

一定の実施形態において、上記1個以上のトランスデューサは一定の標的の位置に対応して、上記標識が各位置にある時のその標識信号を、複数のトランスデューサにおいて、検出する一定のシーケンスに対して時間において反転されているそれぞれの時間反転型の信号を出力することに適合している複数の超音波トランスデューサを含む。30

【0072】

一定の実施形態において、各トランスデューサは当該トランスデューサの一定の位置、上記標識が各位置にある時のその標識の一定の位置、および一定の標的の位置に対応して、上記時間反転型の信号の出力における一定のタイミング・パラメーターを調整することに適合している。

【0073】

一定の実施形態において、上記標識は複数の標識を含み、それぞれの標識は一定の部位の近くにおける一定の異なる場所において移植されることに適合している。一部の用途において、上記複数の標識は一定の部位の近くにおける異なる場所に配置されることに適合している4個の標識を含み、これらの場所は少なくとも4個の非同一平面状の場所を含む。

【0074】

一定の実施形態において、各トランスデューサは各標識から生じる一定の標識信号を検出し、これに続いて、それぞれの標識信号および一定の部位の近くにおける一定の標的の位置に対応して時間反転型の信号を出力することに適合している。また、一定の実施形態において、上記標識のそれぞれはそれぞれの標識のそれぞれの位置に対応してそれぞれの位置信号を発生することに適合しているそれぞれの位置センサーを含み、各トランスデュ40
50

ーサは上記の各位置信号に対応して時間反転型の信号を出力することに適合している。

【0075】

一定の実施形態において、上記1個以上のトランスデューサは一定の標的の位置に対応していて各標識から生じる標識信号を、複数のトランスデューサにおいて、検出する一定のシーケンスに対して時間において反転されているそれぞれの時間反転型の信号を出力することに適合している複数の超音波トランスデューサを含む。

【0076】

一定の実施形態において、各トランスデューサは当該トランスデューサの一定の位置、各標識の一定の場所、および一定の標的の位置に対応して上記時間反転型の信号の出力における一定のタイミング・パラメーターを調整することに適合している。

10

【0077】

本発明の好ましい実施形態によれば、超音波により一定の治療処置を行なうための一定の方法が提供されており、この方法は

1個以上の検出位置において、一定の被験者の体内における一定の部位に配置されている一定の標識から生じるそれぞれの標識信号を検出する工程、

上記標識信号のそれぞれを一定の時間を基準とする特性に対して反転して、それぞれの時間反転型の超音波信号を得る工程、および

上記1個以上の位置のそれぞれにおけるそれぞれの時間反転型の超音波信号を発生する工程を含む。

【0078】

本発明は以下の添付図面と共にその好ましい各実施形態の詳細な説明によりさらに完全に理解される。

【発明の効果】

【0079】

従って、本発明によれば、超音波、特に、高強度集中型の超音波（HIFU）により一定の治療処置を行なうための改善された装置が提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0080】

図1は本発明の好ましい実施形態に従って、一定の患者に適用されている一定のHIFU治療システム18を示している簡単化した絵画的な図である。このHIFUシステム18は一定の制御装置50に連結している複数の超音波トランスデューサ30を備えている。これらのトランスデューサ30は好ましくは皮膚等のような患者の身体における一定の表面22に対して一定のアレイの形態で供給されている。また、これらのトランスデューサは当該技術分野において知られている一定の設計を有することができ、一般的に圧電素子を含む。各トランスデューサ30は一定の標識20からの超音波エネルギーを検出して、これらに対応する種々の電気的な信号を制御装置50に配給する。

30

【0081】

標識20は目的の治療を行なう一定の部位の中またはその近くにおいて一定の患者の体内に配置されている。例示的な目的のために、図1は一定の脳の中における一定の腫瘍を含む一定の構造40においてまたはその近くに配置されている標識20を示している。また、別の用途において、上記構造40は非癌性の組織、電気的に機能不全の組織、一定の結石、または超音波の適用による治療または融除に対して影響を受けやすいその他の構造を含むことができる。

40

【0082】

本発明の好ましい実施形態において、標識20は一定の体内に挿入するための一定のカテーテルまたは一定のプローブ等のような一定のガイド・チューブ32の先端部にこの標識を固定することにより一般的に一定の患者の体内に一時的に配置される。この標識の位置を決定するために、2001年12月21日に出願されている「ワイヤレス・ポジション・センサー（Wireless Position Sensor）」を発明の名称とする上記の米国特許出願第10/029,473号、および2001年12月21日に出願されている「インプラン

50

タブル・アンド・インサー タブル・タグズ(Implantable And Insertable Tags)」を発明の名称とする米国特許出願第10/029,595号の一方または両方において記載されている方法および装置を利用することが好ましく、これらの特許出願はそれぞれ本特許出願の譲受人に譲渡されていて、本明細書に参考文献として含まれる。あるいは、または、さらに、X線透視法等のような当該記述分野において既知の別の種々の方法が上記の実施形態と共に使用することに適している。

【0083】

次に、図2を参照し、この図は本発明の好ましい実施形態に従って一定の患者に適用されている一定のHIFU治療システム19を示している簡単化した絵画的な図である。このシステム19は上記システム18に対して多くの点において類似しており、異なる各部分が以下において詳述されている。この好ましい実施形態において、標識20は、一般的に一定の生検中において、一定の体内における関連の組織の中に移植される。この生検が陰性である場合には、この標識は除去されるか放置された状態で留まる。

【0084】

一部の用途において、制御装置50は出力回路62(図1)を駆動して各ワイヤ34を介して標識20に出力を伝達し、これらのワイヤは一般的にガイド・チューブ32の中に挿通されている複数のリード線を含む。あるいは、制御装置50は一般的に一定の患者の体外に配置されている一定の出力送信機60(図2)を駆動して標識20に出力を無線により伝達し、この場合に、この標識20は上記の放射されるエネルギーを受容する回路を含む。適宜に応じて、上記出力送信機60から放射されるエネルギーは超音波エネルギーおよび/または電磁エネルギーを含む。あるいは、1個以上のトランスデューサ30が、好ましくは超音波エネルギーの形態で、出力を標識20に無線を介して伝達することに適合しており、この実施形態においては、出力送信機60が使われていない。さらに、代替的に、標識20がガイド・チューブ32に固定されていて、出力送信機60から無線により出力を受信しており、この実施形態においては、出力回路62および出力ワイヤ34が使われていない。

【0085】

本発明の好ましい実施形態によれば、標識20が受信したエネルギーを(無線によるかワイヤ34を介しているかによらず)、一般的に1個以上の全方向性のパルスとして、出力される超音波エネルギーに変換する。

【0086】

一定の代替的な実施形態において、標識20は1個以上のトランスデューサ30等のような一定の送信機により発生される一定の超音波信号により照射される一定の受動的な反射器を含み、各トランスデューサ30は上記照射用の信号のエコーを検出する。この実施形態によれば、標識20はガイド・チューブ32に取り付けるか(図1において示されている)、あるいは、一定の患者の体内に移植することができる(図2において示されている)。また、この実施形態において、標識20は好ましくは各トランスデューサ30または制御装置50により確認できる一定の鮮明で識別可能な特徴を生じる一定の形状を有している。あるいは、または、さらに、標識20は構造40および/またはその周囲の組織の自然な反射能よりも実質的に高い反射能により特徴付けられる。さらに、代替的に、標識20は所定の共鳴振動数および一定の高いQ値を有する一定の結晶を含み、各トランスデューサ30が特定の振動数において上記照射用の超音波信号を発生する時にのみその標識20がこれらのトランスデューサ30により検出される。さらに、代替的に、標識20は一定の気泡含有式の一定の超音波造影剤を含み、この造影剤が供給される超音波信号の一定の既知の調和振動を反映する。この場合に、各トランスデューサ30または制御装置50は適用される振動数の既知の調和振動を検出することにより標識20を確認する。

【0087】

上記標識20からの波形は、一般的に(a)上記標識と上記アレイ内における各個別のトランスデューサ30との間の距離、および(b)各個別のトランスデューサ30により受容される前に超音波エネルギーが通過する組織の伝達特性により決まる一定の遅延時間

10

20

30

40

50

の経過後に、各トランスデューサ 30 により検出される。さらに、上記の遅延時間に加えて、種々の中間の組織内における吸収特性の変化により、各個別のトランスデューサ 30 において受容される波形の形状は一般的に別のトランスデューサにおいて受容される波形とは異なっている。さらに、これらのトランスデューサ 30 により受容される波形は種々の電気的な信号に変換され、これらの信号の形状および時間における相対的位置が制御装置 50 の中に保管される。

【0088】

次に図 3A および図 3B を参照する。図 3A は標識 20 から各トランスデューサにより受信されるそれぞれの超音波信号に対応して制御装置 50 に各トランスデューサ 30 から送られる電気的な信号の一例を示しているタイミング図である。例示的な目的のために、トランスデューサ R_1 はトランスデューサ R_4 が比較的に減衰の少ない信号を送ってから約 40 マイクロ秒後に一定の強く減衰した信号を搬送している状態で示されている。また、トランスデューサ R_2 および R_3 は異なる遅延および形状のそれぞれの信号を搬送している状態で示されている。

【0089】

本発明の好ましい実施形態によれば、各トランスデューサ 30 からのそれぞれの電気的な信号を受信した時に、制御装置 50 は各信号の時間における分布および形状を反転するために時間反転型の音響効果（例えば、フィンク（Fink）による上記の各特許または論説において記載されている技法であり、これらの文献の全ては本明細書に参考文献として含まれる）の技法を用いる。

【0090】

図 3B は本発明の一定の好ましい実施形態に従って、図 3A において示されている例示的な各信号に対応して、制御装置 50 により発生されるそれぞれの反転した電気的な信号を示している一定の例示的なタイミング図である。一部の用途において、制御装置 50 は各トランスデューサ 30 を駆動してそれぞれの反転した信号を出力させることにより、その発生される波形が標識 20 の部位に正確に集中するようになると同時に、標識 20 から各トランスデューサ 30 に組織を介して伝達する間に生じるあらゆる歪みがその帰還経路において概ね同一ではあるが時間反転されているそれぞれの歪みにより補正される。一般的に、これらの時間反転した波形は上記標識のすぐ近くに短時間の期間で実質的な量のエネルギーを与えるために増幅されている。

【0091】

一部の用途において、特に上記の発生される各波形の正確な形状が標識 20 の部位に与えられる熱の量に大きく影響すると予想されない場合に、制御装置 50 は各トランスデューサにより発生されるそれぞれの時間反転した波形のシーケンスを発生するために各トランスデューサ 30 において受信されるそれぞれの超音波信号のシーケンスを反転する。従って、例えば、4 個のトランスデューサが $t = 0, 20, 45$ および 50 マイクロ秒というそれぞれの時間において整形された各パルスを受信する場合に、上記制御装置は各トランスデューサに 150, 130, 105 および 100 マイクロ秒の各時間でそれぞれの方形パルスを出力させるように駆動することに適合できる。これにより、これらのパルスはほぼ同時に上記標識の部位に集中して、一定の短時間の期間においてその部位にエネルギーの有意義な供給が行われる。

【0092】

本発明の好ましい実施形態において、標識 20 は好ましくは上記構造を概ね囲っていてそのすぐ近くであって、好ましくはその構造自体の内部ではない複数の場所において、その構造 40（この場所において目的の治療が行なわれる）のすぐ近くにおける患者の体内の複数の場所に連続的に配置される。一般的に、これらの複数の場所は少なくとも 4 個の非同一平面状の場所を含む。

【0093】

上記構造 40 の近くの複数の部位に対して標識 20 を移動する代わりに、またはこの移動に加えて、複数の標識 20 を一定の患者の体内におけるそれぞれの複数の場所において

10

20

30

40

50

その患者の体内に移植することも可能である。これらの両方の代替例によれば、標識 20 は一定の能動的な要素または上述したような一定の超音波信号により照射される一定の受動的な反射器のいずれにもなり得る。各標識は各トランスデューサ 30 または制御装置 50 により確認できる一定の鮮明で識別可能な特徴を生じる一定の異なる既知の形状を有することができる。あるいは、各標識は異なるそれぞれ所定の共鳴振動数および一定の高い Q 値を有する一定の結晶を含み、これにより、各標識は各トランスデューサ 30 がそれぞれの標識に対応して定められている共鳴振動数においてそれぞれの超音波信号を発生する時にこれらのトランスデューサ 30 により検出される。さらに、代替的に、各標識は一定の気泡含有式の超音波造影剤を含み、この造影剤が上記の供給される超音波信号における一定の異なる既知の調和振動を反映する。この場合に、各トランスデューサ 30 または制御装置 50 は供給される振動数の既知の調和振動を検出することにより標識 20 を確認するが、この調和振動はそれぞれの標識に対応して異なっている。さらに、代替的に、全ての標識が実質的に同一の構成を有していて、制御装置 50 がこれらの異なる標識を識別するために種々のアルゴリズム、および随意的に位置データを使用している。あるいは、または、さらに、これらの標識は上記構造 40 の自然な反射能よりも実質的に高い反射能により特徴付けられる。

【 0 0 9 4 】

上記標識 20 が一定の能動的な要素を含む場合に、上述したように、制御装置 50 が出力回路 62、出力送信機 60、または 1 個以上のトランスデューサ 30 を駆動して標識 20 に出力を伝達すると共に、この標識 20 は複数の場所のそれぞれに配置される。さらに、この標識 20 はその受容したエネルギーを一般的に 1 個以上の全方向性のパルス等のような出力される超音波エネルギーに変換する。

【 0 0 9 5 】

また、上記標識 20 が一定の能動的または受動的な要素を含む場合には、その標識 20 からの波形は一般的に上述した各要因により決まる一定の遅延時間の経過後にそれぞれのトランスデューサ 30 により検出される。この遅延時間に加えて、それぞれ個別のトランスデューサ 30 において受信される波形の形状は一般的に種々の中間の組織における吸収特性の変化により別のトランスデューサにおいて受信される波形とは異なっている。さらに、この各トランスデューサ 30 により受信される波形は種々の電気的な信号に変換され、これらの信号のそれぞれの形状および時間における相対的な位置が制御装置 50 に保管される。

【 0 0 9 6 】

次に、図 4 A、図 4 B および図 4 C を参照する。図 4 A は本発明の一定の好ましい実施形態による、一定の被験者の体内の複数の場所における 1 個以上の標識 20 の配置の簡単化した例を示している二次元的な概略図である。トランスデューサ R₁ は上記トランスデューサ 30 の内の 1 個であり、L₁、L₂ および L₃ は 3 個の場所であって、これらの場所において 1 個または複数の標識 20 が構造 40 を囲って配置されている。また、図 4 B は各場所 L₁、L₂ および L₃ における 1 個以上の標識 20 からトランスデューサ R₁ により受信されるそれぞれの超音波信号に対応して制御装置 50 に図 4 A の例におけるトランスデューサ R₁ から送られるそれぞれの電気的な信号を示しているタイミング図である。例示の目的のために、このトランスデューサ R₁ はそれぞれの場所と当該トランスデューサ R₁ との間の異なる距離に対応して、主にタイミングにおいて異なっている、それぞれの標識の場所に対応する同様に整形されている信号を搬送している状態で示されている。例えば、信号 L₂ における波形のピークは別の波形 L₁ および L₃ における各ピークよりも遅れて生じている状態で示されている。

【 0 0 9 7 】

上記標識の各位置に対応する各トランスデューサ 30 からの電気的な信号を受信すると、制御装置 50 は時間反転型の音響効果（例えば、フィンク（Fink）による上記の各特許または論説において記載されている技法等）の技法を用いてそれぞれの標識の場所からそれぞれのトランスデューサにより受信されるそれぞれの信号の時間における分布および形

状を反転する。図 4 C は、本発明の一定の好ましい実施形態により、図 4 B において示されている例示的な各信号に対応して制御装置 50 により決定される反転された電気的な信号 (L_1 , L_2 および L_3)、および当該制御装置 50 により発生される一定の計算された電気的な信号 (L_c) を示している一例のタイミング図である。

【 0 0 9 8 】

上記標識の各場所ではなく上記構造 40 に各トランスデューサ 30 により発生される時間反転した波形を集中するために、制御装置 50 は、一般的に以下のように、各トランスデューサに対応する一定の適当な送信信号を計算する。すなわち、各トランスデューサ 30 に対応して、制御装置 50 は上記標識の各場所および構造 40 のそれぞれ既知の位置を利用してその標識の各場所ではなく構造 40 に集中する一定の送信信号を計算する。この構造 40 が上記標識の各場所により定められる形状の中にあれば、上記の行なわれる計算はそれぞれの標識の場所からの信号の補間法を含み、これ以外の場合には、この計算は一般的に外挿法を含む。上記構造 40 の近くにおける組織は一般的に実質的に均質であるので、上記の計算は一般にそれぞれの標識の場所からの各信号に対して変形された形状を有するのではなく主に時間においてずれている一定の信号を生じる。それゆえ、この実施形態の目的が直接的な時間反転型の信号を供給することにより、エネルギーを各部位 L_1 , L_2 および L_3 に供給するだけである場合には、図 4 A におけるトランスデューサ 30 は別のトランスデューサ 30 (図 1) と協働して連続的に図 4 C において示されている比較的低い 3 個の信号を供給する。しかしながら、エネルギーを構造 40 に集中させるためには、上記の図 4 C における例示的な計算された波形 L_c は各ピーク L_1 と L_2 との間であってわずかに L_1 に近い位置にピークを有していて、図 4 A において示されているような、トランスデューサ R_1 からの相対的な距離 L_1 および L_2 を反映している。あるいは、上記制御装置は各信号を時間反転する前に上記の計算を行ない、これに続いて、その計算された送信信号を時間反転する。

【 0 0 9 9 】

上記制御装置 50 は好ましくはそれぞれのトランスデューサ 30 を駆動してそのそれぞれの計算された反転した信号を出力させて、これにより発生した波形が構造 40 に正確に集中して、当該構造 40 の近くから各トランスデューサ 30 までにおける組織を通る伝達中に生じるあらゆる歪みがその帰還経路における概ね同一であるが時間反転されているそれぞれの歪みにより補正される。一般的に、上記の計算された時間反転した波形は構造 40 のすぐ近くにおいて短時間の期間に実質的な量のエネルギーを供給するために増幅される。

【 0 1 0 0 】

上記の構造 40 は単一の場所を占有している構造として説明されているが、この構造 40 が一般的に三次元的な複数の部分空間の一定の集合体として制御装置 50 の中において表現される一定の三次元的な空間であることが当然に理解されると考える。それゆえ、好ましい実施形態において、制御装置 50 はそれぞれの部分空間に対して別々に上記の計算を行ない、各トランスデューサを駆動してそれぞれの波形をそれぞれの部分空間に別々に集中させる。

【 0 1 0 1 】

好都合にも、本発明の上記の実施形態において、標識 20 は構造 40 の中に挿入される必要がない。このような挿入は上記構造が一定の腎臓における石である場合等においては、行なうことが困難であるか不可能である場合が多い。

【 0 1 0 2 】

一定の好ましい実施形態において、上記構造 40 の位置は一定の CT スキャン等のような種々の標準的な方法により制御装置 50 に対して必ずしも直接的に決定されるか明確に知られる必要がない。むしろ、一定の医療処置中に一定の医者により配置されている 1 個以上の標識 20 の各場所が構造 40 を概ね囲っている一定の三次元的な空間の境界を描くために用いられる。好ましくは、構造 40 の三次元的な形状がこの処置により概ね決定され、これに続いて、本明細書において説明されている種々の技法が種々のトランスデュー

10

20

30

40

50

サ 3 0 からその構造 4 0 の上に上記の時間反転した超音波信号を集中させるために適用される。

【 0 1 0 3 】

図 5 は本発明の一定の好ましい実施形態による一定の H I F U 治療システム 2 1 の概略図である。上記と異なる部分を除いて、このシステム 2 1 は好ましくは上記のシステムと類似している技法および装置を用いて動作する。

【 0 1 0 4 】

上記の実施形態によれば、各超音波トランスデューサ 3 0 は好ましくは一定の位置センサー 4 2 を備えており、この位置センサー 4 2 はそれぞれのトランスデューサの位置を示す一定の位置信号を発生する。本発明による一例の実施形態における位置センサー 4 2 は当該位置センサー 4 2 の場所、すなわち、位置および配向を決定するための一定の位置決めシステムの一部としての磁場の発生装置 / 放射装置により発生される種々の電磁場に応答する一定の電磁場応答性の位置センサーである。この場所は X , Y , Z の各軸の方向およびピッチ、揺れおよび回転の各配向等のような 6 種類までの方向および配向を含む。上記の位置センサー 4 2 および磁場発生装置（放射装置）を含む位置決めシステムは 1997 年 5 月 14 日に出願されている「メディカル・ダイアグノシス、トリートメント・アンド・イメージング・システムズ（Medical Diagnosis, Treatment and Imaging Systems）」を発明の名称とする米国特許出願第 08 / 793,371 号において詳細に説明されており、この特許出願の開示は本明細書に参考文献として含まれる。

【 0 1 0 5 】

好ましくは、上記標識 2 0 を含む一定の標識パッケージ 4 4 もまた一定の位置センサー 4 2 を有しており、この位置センサー 4 2 は上記標識の位置を示す一定の信号を概ね継続的に送信する。あるいは、または、さらに、標識 2 0 の位置は別 の方法（例えば、X 線透視法）により決定され、各超音波トランスデューサの位置も別 の方法で（例えば、一定の固定型フレームに対する強固な取り付けにより）決定される。一般的に、上記構造 4 0 の位置は当該技術分野において知られている種々の画像処理技法により決定される。

【 0 1 0 6 】

上記の各トランスデューサ 3 0 、標識 2 0 、および構造 4 0 の概ね固定されている各位置の決定に対応して、制御装置 5 0 は好ましくは各トランスデューサからの時間反転した信号の送信の開始に対して適用する一定の時間のずれを計算する。それゆえ、この実施形態においては、複数の標識 2 0 は一般的に使用されておらず、さらに、この標識 2 0 は一般的に構造 4 0 の近くにおける多数の場所に移動しない。この代わりに、好ましくは、上記の各トランスデューサおよび構造に対して固定されている標識の位置に対応して上記の時間のずれが決定される。例えば、図 5 において例示的に示されているように、トランスデューサ R₁ 、標識 2 0 、構造 4 0 、およびトランスデューサ R₃ は概ね一定の線に沿うそれぞれの位置に存在している。好ましくは、この実施例において、トランスデューサ R₃ により発せられる時間反転した信号は一定の時間 t + d_t において開始され、この場合に、トランスデューサ R₁ からの時間反転した信号の送信の開始は時間 t において行なわれて、これらのトランスデューサ R₁ および R₃ からのそれぞれの信号がほぼ同時に構造 4 0 に当たるようにしている。好ましくは、上記の d_t は各トランスデューサ、標識 2 0 、および構造 4 0 の相対的な場所、ならびに、組織内における音の速度に基いて選択される。この様式において、上記トランスデューサのそれぞれにより発せられる超音波エネルギーは好ましくは構造 4 0 において全体的にまたは部分的に集中し、あるいは、適宜に応じて、その構造の種々の部分空間に連続的に集中する（例えば、各部分空間における時間反転した各信号の集中を走査することによる等）。

【 0 1 0 7 】

本発明の上記の各実施形態における各工程が、適宜に応じて、反復して行なうことが可能であることが当然に理解されると考える。例えば、一部の用途において、制御装置 5 0 は一定の処置の間における種々の要因および状況に応じて標識 2 0 および / または各トランスデューサ 3 0 から生じる超音波エネルギーの大きさを変更する。また、特に、上記標

10

20

30

40

50

識が一定の受動的な反射性の標識を含む場合の実施形態において、そのトランスデューサにより発生されるHIFUを集中させる方法は反復することが可能である（例えば、フィンク（Fink）またはフィンク（Fink）他に発行されている上記の各特許またはフィンク（Fink）による論説において記載されている方法等であり、これらの文献の全ては本明細書に参考文献として含まれる）。

【0108】

当該技術分野における熟練者により本発明が特定的に図示されていて上記において説明されている内容に限定されないことが自然に認識できる。むしろ、本発明の範囲は従来技術において存在していない上記の種々の特徴の組み合わせおよび部分的な組み合わせの両方、ならびに、これらの種々の変形および変更を含み、これらは上記の説明を読むことにより当該技術分野における熟練者において考え出せる。10

【産業上の利用可能性】

【0109】

本発明は、超音波、特に、高強度集中型の超音波（HIFU）により一定の治療処置を行なうための装置および方法に適用できる。

【0110】

本発明の具体的な実施態様は以下のとおりである。

(1) 前記一組のトランスデューサが前記被験者の体における一定の外部表面に供給することに適合している請求項1に記載の装置。20

(2) 前記各トランスデューサが当該トランスデューサにより検出される前記標識信号の一定の特性に対して時間および形状において反転するようにその時間反転型の信号を形成することに適合している請求項1に記載の装置。

(3) 前記各トランスデューサが前記時間反転型の信号を出力する前に当該時間反転型の信号を增幅することに適合している請求項1に記載の装置。

(4) 前記標識が前記部位に移植されることに適合している請求項1に記載の装置。

(5) 前記標識が前記部位における癌性の組織の近くに配置されることに適合しており、前記一組のトランスデューサが前記癌性の組織を破壊するために前記時間反転型の信号を出力することに適合している請求項1に記載の装置。30

【0111】

(6) 前記標識が前記部位における非癌性の組織の近くに配置されることに適合しており、前記一組のトランスデューサが前記非癌性の組織を加熱するために前記時間反転型の信号を出力することに適合している請求項1に記載の装置。

(7) 前記標識が前記部位における電気的に機能不全の組織の近くに配置されることに適合しており、前記一組のトランスデューサが前記組織を破壊するために前記時間反転型の信号を出力することに適合している請求項1に記載の装置。

(8) 前記標識が前記部位における一定の石の近くに配置されることに適合しており、前記一組のトランスデューサが前記石を破壊するために前記時間反転型の信号を出力することに適合している請求項1に記載の装置。

(9) 前記1個以上のトランスデューサが単一の超音波トランスデューサを含み、この単一の超音波トランスデューサが当該単一の超音波トランスデューサにより検出される前記標識信号の形状に対して時間において反転されている時間反転型の信号を出力することに適合している請求項1に記載の装置。40

(10) 前記1個以上のトランスデューサが複数のトランスデューサを含み、これらのトランスデューサのそれぞれが当該複数のトランスデューサにおいて前記標識信号を検出する一定のシーケンスに対して時間において反転されている時間反転型の信号を出力することに適合している請求項1に記載の装置。

【0112】

(11) 前記各トランスデューサが当該トランスデューサの一定の位置、前記標識の一定の位置、および前記体内における一定の標的的位置に対応して前記それぞれの時間反転型の信号の出力における一定のタイミング・パラメーターを調整することに適合している請50

求項1に記載の装置。

(12) さらに、一定の先端部を有する一定の器具を備えており、この器具が前記体内に挿入されて前記部位に運ばれることに適合しており、前記標識が当該器具の先端部の近くに固定されることに適合している請求項1に記載の装置。

(13) 前記器具が一定のカテーテルを含む実施態様(12)に記載の装置。

(14) 前記標識が一定の受動的な要素を含み、

前記装置が一定の照射用の超音波信号により前記標識を照射することに適合している一定の超音波送信機を備えており、さらに

前記各トランスデューサが前記照射用の信号による照射に対応して前記標識から生じる一定のエコー信号を検出すること、および当該トランスデューサにより検出されるエコー信号の一定の特性に対して時間において反転されている時間反転型の信号を出力することに適合している請求項1に記載の装置。

(15) 前記送信機が前記トランスデューサの内の1個を含む実施態様(14)に記載の装置。

【0113】

(16) 前記受動的な要素が前記部位における超音波の反射能の一定の自然なレベルよりも高い超音波の反射能により特徴付けられている一定の超音波反射器を含む実施態様(14)に記載の装置。

(17) 前記受動的な要素が当該要素が前記送信機により照射される時に前記エコー信号において一定の識別可能な特徴を生じる一定の形状を有しており、前記トランスデューサの1個以上が前記エコー信号における特徴を検出することおよび当該特徴に対応して時間反転型の信号を出力することに適合している実施態様(14)に記載の装置。

(18) 前記受動的な要素が所定の共鳴振動数を有する一定の結晶を含む実施態様(14)に記載の装置。

(19) 前記受動的な要素が前記照射用の信号の一定の既知の調和振動を反映する一定の超音波造影剤を含み、前記トランスデューサの1個以上が前記既知の調和振動を検出することおよび当該調和振動に対応して時間反転型の信号を出力することに適合している実施態様(14)に記載の装置。

(20) さらに、前記各トランスデューサにより前記標識から受信される前記標識信号を保管することに適合していて、当該各トランスデューサを駆動してそれぞれの時間反転型の信号を出力することに適合している一定の制御装置を備えている請求項1に記載の装置。

【0114】

(21) 前記各トランスデューサが当該トランスデューサの受信した前記標識信号をそれぞれの電気的な信号に変換すること、およびこれらの電気的な信号を前記制御装置に送信することに適合している実施態様(20)に記載の装置。

(22) 前記制御装置が前記各トランスデューサを駆動してそれぞれのトランスデューサにより受信される前記標識信号の一定の対応する振幅よりも大きな一定の振幅を有するようにそれぞれの時間反転型の信号を形成させることに適合している実施態様(20)に記載の装置。

(23) 前記標識がエネルギーを受容するための回路を含み、さらに、前記標識がその受容したエネルギーを変換して前記標識信号を発生することに適合している請求項1に記載の装置。

(24) 前記標識が1個以上の概ね全方向性のパルスを含むように前記標識信号を形成することに適合している実施態様(23)に記載の装置。

(25) さらに、

外部出力回路、および

前記外部出力回路を前記標識に接続している一組の1個以上のワイヤを備えており、この外部出力回路が各ワイヤを介してエネルギーを前記標識に伝達することに適合している実施態様(23)に記載の装置。

10

20

30

40

50

【0115】

(26) 前記回路がエネルギーを無線により受信することに適合している実施態様(23)に記載の装置。

(27) さらに、前記身体の外側に配置されること、および前記標識に前記エネルギーを無線により送信することに適合している一定の出力送信機を備えている実施態様(26)に記載の装置。

(28) 前記出力送信機が超音波エネルギーを前記標識に無線により伝達することに適合している実施態様(27)に記載の装置。

(29) 前記出力送信機が電磁エネルギーを前記標識に無線により伝達することに適合している実施態様(27)に記載の装置。

(30) 前記標識が一定の部位の近くにおける複数の場所において連続して配置することに適合している請求項1に記載の装置。

【0116】

(31) 前記標識が複数の場所において配置することに適合していて、これらの場所が少なくとも4個の非同一平面状の場所を含む実施態様(30)に記載の装置。

(32) 前記各トランスデューサが前記標識がそれぞれの場所にある時にそれぞれの標識信号を検出すること、およびそれぞれの場所における標識からのそれぞれの標識信号に対応すると共に前記部位の近くにおける一定の標的の位置に対応して、時間反転型の信号を連続的に出力することに適合している実施態様(30)に記載の装置。

(33) 前記標識が当該標識のそれぞれの位置に対応してそれぞれの位置信号を発生することに適合している一定の位置センサーを含み、前記各トランスデューサが前記それぞれの位置信号に対応して時間反転型の信号を出力することに適合している実施態様(32)に記載の装置。

(34) 前記1個以上のトランスデューサが一定の標的の位置に対応していて、前記標識が各位置にある時のその標識信号を、複数のトランスデューサにおいて、検出する一定のシーケンスに対して時間において反転されているそれぞれの時間反転型の信号を出力することに適合している複数の超音波トランスデューサを含む実施態様(32)に記載の装置。

(35) 前記各トランスデューサが当該トランスデューサの一定の位置、前記標識が各位置にある時のその標識の一定の位置、および一定の標的の位置に対応して、前記時間反転型の信号の出力における一定のタイミング・パラメーターを調整することに適合している実施態様(32)に記載の装置。

【0117】

(36) 前記標識が複数の標識を含み、それぞれの標識が一定の部位の近くにおける一定の異なる場所において移植されることに適合している請求項1に記載の装置。

(37) 前記複数の標識が一定の部位の近くにおける異なる場所に配置されることに適合している4個の標識を含み、これらの場所が少なくとも4個の非同一平面状の場所を含む実施態様(36)に記載の装置。

(38) 前記各トランスデューサが各標識から生じる一定の標識信号を検出すること、およびこれに続いて、それぞれの標識信号および一定の部位の近くにおける一定の標的の位置に対応して時間反転型の信号を出力することに適合している実施態様(36)に記載の装置。

(39) 前記標識のそれぞれが当該それぞれの標識のそれぞれの位置に対応してそれぞれの位置信号を発生することに適合しているそれぞれの位置センサーを含み、前記各トランスデューサが前記各位置信号に対応して時間反転型の信号を出力することに適合している実施態様(38)に記載の装置。

(40) 前記1個以上のトランスデューサが一定の標的の位置に対応していて各標識から生じる標識信号を、複数のトランスデューサにおいて、検出する一定のシーケンスに対して時間において反転されているそれぞれの時間反転型の信号を出力することに適合している複数の超音波トランスデューサを含む実施態様(38)に記載の装置。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 8 】

(4 1) 前記各トランステューサが当該トランステューサの一定の位置、各標識の一定の場所、および一定の標的の位置に対応して前記時間反転型の信号の出力における一定のタイミング・パラメーターを調整することに適合している実施態様(3 8)に記載の装置。

(4 2) 前記 1 個以上の検出場所において検出する工程が前記被験者の体における一定の外部表面において検出する処理を含む請求項 2 に記載の方法。

(4 3) 前記それぞれの標識信号を反転する工程がこれらの標識信号の時間に基く特性およびこれらの標識信号の一定の形状に基く特性に対してこれらの標識信号のそれを反転してそのそれぞれの時間反転型の信号を得る処理を含む請求項 2 に記載の方法。

(4 4) 前記時間反転型の信号を発生する工程がこれらの時間反転型の信号を増幅する処理を含む請求項 2 に記載の方法。 10

(4 5) 前記標識が前記部位に移植される一定の標識を含み、前記それぞれの標識信号を検出する工程が前記部位に移植されている標識から生じるそれぞれの標識信号を検出する処理を含む請求項 2 に記載の方法。

【 0 1 1 9 】

(4 6) 前記標識が前記部位における癌性の組織の近くに配置されている一定の標識を含み、

前記それぞれの標識信号を検出する工程が前記部位における癌性の組織の近くに配置されている標識から生じるそれぞれの標識信号を検出する処理を含み、さらに

前記時間反転型の信号を発生する工程が前記癌性の組織を破壊するために当該時間反転型の信号を発生する処理を含む請求項 2 に記載の方法。 20

(4 7) 前記標識が前記部位における非癌性の組織の近くに配置されている一定の標識を含み、

前記それぞれの標識信号を検出する工程が前記部位における非癌性の組織の近くに配置されている標識から生じるそれぞれの標識信号を検出する処理を含み、さらに

前記時間反転型の信号を発生する工程が前記非癌性の組織を加熱するために当該時間反転型の信号を発生する処理を含む請求項 2 に記載の方法。

(4 8) 前記標識が前記部位における電気的に機能不全の組織の近くに配置されている一定の標識を含み、

前記それぞれの標識信号を検出する工程が前記部位における電気的に機能不全の組織の近くに配置されている標識から生じるそれぞれの標識信号を検出する処理を含み、さらに

前記時間反転型の信号を発生する工程が前記組織を破壊するために当該時間反転型の信号を発生する処理を含む請求項 2 に記載の方法。 30

(4 9) 前記標識が前記部位における一定の石の近くに配置されている一定の標識を含み、

前記それぞれの標識信号を検出する工程が前記部位における石の近くに配置されている標識から生じるそれぞれの標識信号を検出する処理を含み、さらに

前記時間反転型の信号を発生する工程が前記石を破壊するために当該時間反転型の信号を発生する処理を含む請求項 2 に記載の方法。

(5 0) 前記 1 個以上の検出場所においてそれぞれの標識信号を検出する工程が単一の検出場所において単一の標識信号を検出する処理を含み、前記標識信号のそれを反転する工程がこれらの標識信号の時間に基く特性に対して前記単一の標識信号を反転する処理を含む請求項 2 に記載の方法。 40

【 0 1 2 0 】

(5 1) 前記 1 個以上の検出場所においてそれぞれの標識信号を検出する工程が複数のそれぞれの検出場所において複数のそれぞれの標識信号を検出する処理を含み、前記標識信号のそれを反転する工程が前記複数のそれぞれの標識信号を、前記複数のそれぞれの検出場所において、検出する一定のシーケンスに対してこれらの標識信号のそれを反転する処理を含む請求項 2 に記載の方法。

(5 2) 前記 1 個以上の検出場所のそれぞれにおいて時間反転型の信号を発生する工程が 50

それぞれの検出場所の一定の位置、前記標識の一定の位置、および前記体内における一定の標的的位置に対応して、前記1個以上の検出場所のそれれにおいて時間反転型の信号を発生する一定のタイミング・パラメーターを調整する処理を含む請求項2に記載の方法。

(53) 前記標識が前記体内に挿入されて前記部位に運ばれる一定の器具の先端部の近くに固定されており、前記それぞれの標識信号を検出する工程が前記標識が前記器具に固定されている時に当該標識から生じるそれぞれの標識信号を検出する処理を含む請求項2に記載の方法。

(54) 前記標識が前記体内に挿入されて前記部位に運ばれる一定のカテーテルの先端部の近くに固定されており、前記それぞれの標識信号を検出する工程が前記標識が前記カテーテルに固定されている時に当該標識から生じるそれぞれの標識信号を検出する処理を含む実施態様(53)に記載の方法。 10

(55) 前記標識が一定の受動的な標識を含み、

前記それぞれの標識信号を検出する工程が一定の照射用の超音波信号により前記受動的な標識を照射して、当該照射に対応して前記受動的な標識から生じるそれぞれの超音波エコー信号を検出する処理を含み、

前記標識信号のそれぞれを反転する工程が前記エコー信号の時間に基く特性に対してこれらのエコー信号のそれぞれを反転してそれぞれの反転したエコー信号を得る処理を含み、さらに

前記時間反転型の信号を発生する工程が前記それぞれの反転したエコー信号に対応して前記1個以上の検出場所のそれれにおいて時間反転型の信号を発生する処理を含む請求項2に記載の方法。 20

【0121】

(56) 前記受動的な標識が前記部位における超音波の反射能の一定の自然なレベルよりも高い超音波の反射能により特徴付けられており、前記それぞれのエコー信号を検出する処理が前記比較的に高い超音波の反射能に対応して前記受動的な標識から生じるそれぞれのエコー信号を検出する処理を含む実施態様(55)に記載の方法。

(57) 前記受動的な標識が当該標識を前記照射用の信号により照射する時に前記エコー信号における一定の識別可能な特徴を生じる一定の形状を有しており、前記それぞれのエコー信号を検出する処理が当該それぞれのエコー信号における前記特徴を検出する処理を含む実施態様(55)に記載の方法。 30

(58) 前記受動的な標識が所定の共鳴振動数を有する一定の結晶を含み、前記それぞれのエコー信号を検出する処理が前記共鳴振動数における前記照射用の信号による照射に対応して前記受動的な標識から生じるそれぞれのエコー信号を検出する処理を含む実施態様(55)に記載の方法。

(59) 前記受動的な標識が前記照射用の信号の一定の既知の調和振動を反映する一定の超音波造影剤を含み、前記それぞれのエコー信号を検出する処理が前記照射用の信号による照射に対応して前記既知の調和振動を検出する処理を含む実施態様(55)に記載の方法。

(60) さらに、前記それぞれの標識信号を発生するために前記標識により受信したエネルギーを当該標識により変換する処理を含む請求項2に記載の方法。 40

【0122】

(61) 前記それぞれの標識信号が1個以上の概ね全方向性のパルスにより特徴付けられており、前記受信したエネルギーを変換する処理がこれらの概ね全方向性のパルスを発生するために当該受信したエネルギーを変換する処理を含む実施態様(60)に記載の方法。

(62) さらに、前記標識に接続している一組の1個以上のワイヤを介して前記標識にエネルギーを伝達する処理を含む実施態様(60)に記載の方法。

(63) さらに、前記標識にエネルギーを無線により伝達する実施態様(60)に記載の方法。 50

(64) 前記エネルギーが超音波エネルギーを含み、前記エネルギーを無線により伝達する処理が前記標識に前記超音波エネルギーを無線により伝達する処理を含む実施態様(63)に記載の方法。

(65) 前記エネルギーが電磁エネルギーを含み、前記エネルギーを無線により伝達する処理が前記標識に前記電磁エネルギーを無線により伝達する処理を含む実施態様(63)に記載の方法。

【0123】

(66) 前記それぞれの標識信号を検出する工程が前記標識が前記部位の近くにおいて複数のそれぞれの標識の場所に連続的に配置される時におけるそれぞれの標識信号を検出する処理を含む請求項2に記載の方法。 10

(67) 前記それぞれの標識信号を検出する工程が前記標識が複数の標識の場所に連続的に配置される時におけるそれぞれの標識信号を検出する処理を含み、これらの標識の場所が少なくとも4個の非同一平面状の標識の場所を含む実施態様(66)に記載の方法。

(68) 前記それぞれの標識信号を検出する工程が前記標識がそれぞれの標識の場所にある時におけるそれぞれの標識信号を検出する処理を含み、前記時間反転型の信号を発生する工程が前記それぞれの標識の場所における標識からのそれぞれの標識信号に対応すると共に前記部位の近くにおける一定の標的的位置に対応してそれぞれの時間反転型の信号を連続的に発生する処理を含む実施態様(66)に記載の方法。

(69) 前記時間反転型の信号を発生する工程が前記それぞれの標識の場所における標識により発生されるそれぞれの標識の位置信号に対応してそれぞれの時間反転型の信号を発生する処理を含む実施態様(68)に記載の方法。 20

(70) 前記1個以上の検出場所におけるそれぞれの標識信号を検出する工程がそれぞれの複数の検出場所における複数の標識信号を検出する処理を含み、前記標識信号のそれを反転する工程が前記標的的位置に対応して、さらに、前記それぞれの複数の標識信号を、前記複数の検出場所において、検出する一定のシーケンスに対して当該標識信号のそれを反転する処理を含む実施態様(68)に記載の方法。

【0124】

(71) 前記1個以上の検出場所のそれぞれにおいて時間反転型の信号を発生する工程がそれぞれの検出場所の一定の位置、前記標識がそれぞれの標識の場所にある時の当該標識の一定の位置、および前記標的の位置に対応して前記時間反転型の信号の発生における一定のタイミング・パラメーターを調整する処理を含む実施態様(68)に記載の方法。 30

(72) 前記それぞれの標識信号を検出する工程が前記体内における部位の近くにおける異なるそれぞれの標識の場所にそれぞれ移植されている複数のそれぞれの標識から生じるそれぞれの標識信号を検出する処理を含む請求項2に記載の方法。

(73) 前記それぞれの標識信号を検出する工程が前記複数のそれぞれの標識の場所において移植されている複数のそれぞれの標識から生じるそれぞれの標識信号を検出する処理を含み、これらの標識の場所が少なくとも4個の非同一平面状の標識の場所を含む実施態様(72)に記載の方法。

(74) 前記時間反転型の信号を発生する工程が前記複数のそれぞれの標識からのそれぞれの標識信号の検出に統いて且つこれに対応して、さらに、前記部位の近くにおける一定の標的の位置に対応してそれぞれの時間反転型の信号を発生する処理を含む実施態様(72)に記載の方法。 40

(75) 前記時間反転型の信号を発生する工程がそれぞれの標識により発生される位置信号に対応してそれぞれの時間反転型の信号を発生する処理を含む実施態様(74)に記載の方法。

(76) 前記1個以上の検出場所におけるそれぞれの標識信号を検出する工程が複数の検出場所のそれぞれにおける複数の標識信号を検出する処理を含み、前記標識信号のそれを反転する工程が前記標的の位置に対応して前記それぞれの標識から生じる複数の標識信号を、前記複数の検出場所のそれぞれにおいて、検出する一定のシーケンスに対して前記標識信号のそれを反転する処理を含む実施態様(74)に記載の方法。 50

(77) 前記1個以上の検出場所のそれぞれにおける時間反転型の信号を発生する工程が前記検出場所の一定の位置、各標識の一定の場所、および前記標的位置に対応して前記1個以上の検出場所のそれぞれにおける時間反転型の信号の発生における一定のタイミング・パラメーターを調整する処理を含む実施態様(74)に記載の方法。

【図面の簡単な説明】

【0125】

【図1】本発明の好ましい実施形態に従って一定の患者に適用されている一定のHIFU治療システムを示している簡単化した絵画的な図である。

【図2】本発明の別の好ましい実施形態に従って一定の患者に適用されている一定のHIFU治療システムを示している簡単化した絵画的な図である。

【図3】Aは、本発明の好ましい実施形態に従って、一定の制御装置に複数のトランスデューサを介してそれぞれ送られている複数の電気的な信号の一例を示しているタイミング図である。Bは、本発明の好ましい実施形態に従って、複数のトランスデューサに一定の制御装置を介してそれぞれ送られている複数の電気的な信号の一例を示しているタイミング図である。

【図4】Aは、本発明の好ましい実施形態による、一定の被験者の体内の複数の場所における1個以上の標識の配置の簡単化した例を示している一定の二次元的な概略図である。Bは、本発明の好ましい実施形態に従って、Aの実施例に対応して一定の制御装置に複数のトランスデューサを介してそれぞれ送られる電気的な信号を示しているタイミング図である。Cは、本発明の好ましい実施形態に従って、Aの実施例に対応して時間反転型の音響効果の技法により一定の制御装置によりそれぞれ決定される電気的な信号を示しているタイミング図である。

【図5】本発明の好ましい実施形態に従って、一定の患者に供給されている一定のHIFU治療システムを示している一定の簡単化した絵画的な図である。

【符号の説明】

【0126】

18, 19 HIFU治療システム

20 標識

22 患者の身体の表面

30 超音波トランスデューサ

32 ガイド・チューブ

34 ワイヤ

40 構造

50 制御装置

60 出力送信機

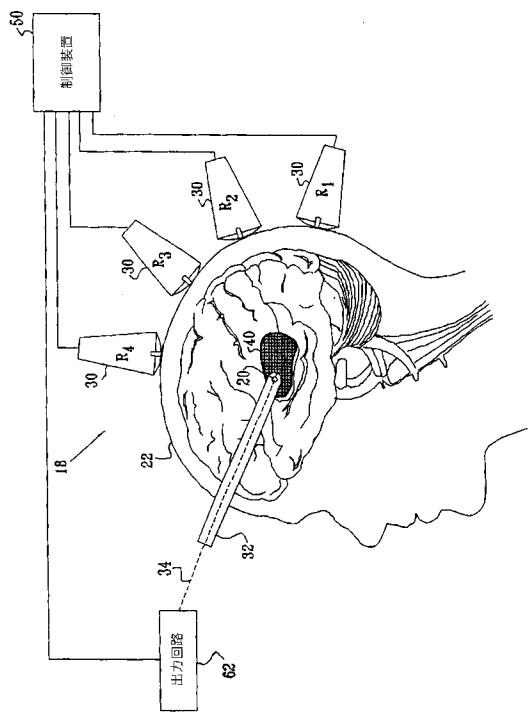
62 出力回路

10

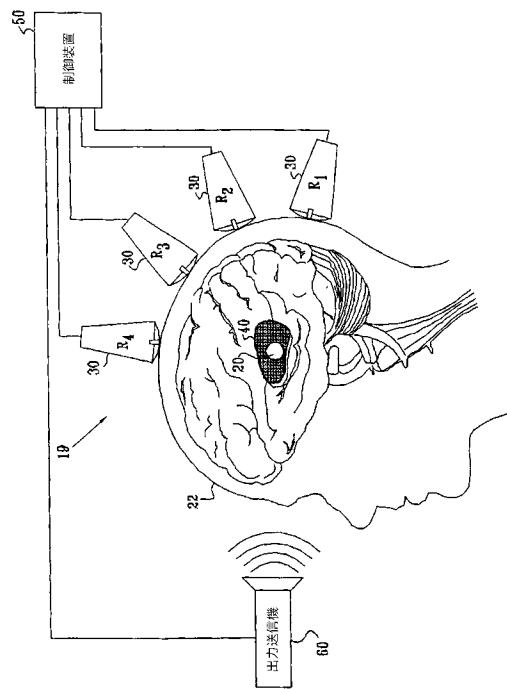
20

30

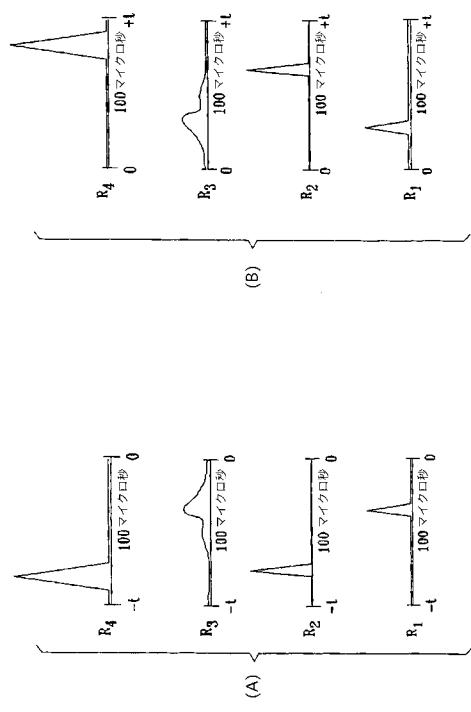
【図1】



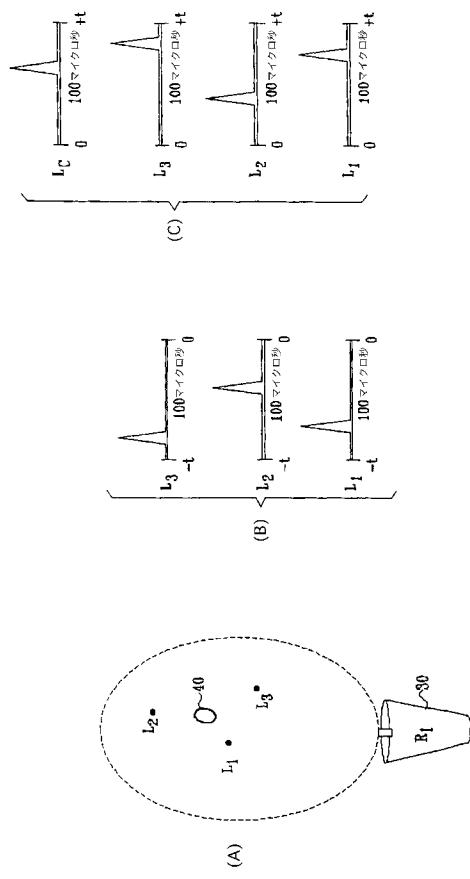
【図2】



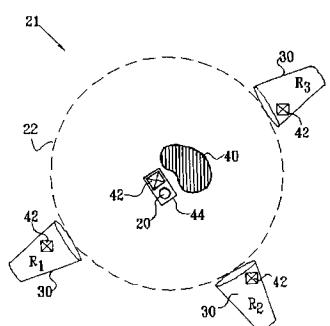
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

(74)代理人 100088605

弁理士 加藤 公延

(74)代理人 100123434

弁理士 田澤 英昭

(74)代理人 100101133

弁理士 濱田 初音

(72)発明者 アッサフ・ゴバリ

イスラエル国、ハイファ・34400、ピツゾ 1

F ターム(参考) 4C060 JJ25 JJ27 MM24

4C601 DE06 DE10 EE09 FE04 FF11 FF15 GA03 GD04

【外國語明細書】

2004249106000001.pdf

专利名称(译)	外部提供的高强度集总超声 (HIFU) 用于治疗		
公开(公告)号	JP2004249106A	公开(公告)日	2004-09-09
申请号	JP2004041809	申请日	2004-02-18
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
申请(专利权)人(译)	生物传感韦伯斯特公司		
[标]发明人	アッサフゴバリ		
发明人	アッサフ·ゴバリ		
IPC分类号	A61B17/22 A61B8/12 A61B18/00 A61B19/00 A61N7/00 A61N7/02		
CPC分类号	A61N7/02 A61B2090/3925 A61B2090/3929 A61N2007/0078		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B8/12 A61B17/22 A61B17/00.700 A61B17/225		
F-TERM分类号	4C060/JJ25 4C060/JJ27 4C060/MM24 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/EE09 4C601/FE04 4C601/FF11 4C601/FF15 4C601/GA03 4C601/GD04 4C160/EE03 4C160/EE19 4C160/JJ23 4C160/JJ25 4C160/JJ33 4C160/JJ36 4C160/JJ38 4C160/JJ50 4C160/KL07 4C160/MM32 4C160/MM33 4C160/NN01		
优先权	10/370381 2003-02-19 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种使用超声波执行医疗程序的设备。该设备包括适于放置在受试者体内某个部位的标记，以及一组一个或多个超声换能器，每个换能器用户适于检测由信标产生的每个信标信号，并输出相对于信标信号的至少一个特性在时间上反转的时间反转信号。合适 [选型图]图1

