

(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2007-289693

(P2007-289693A)

(43) 公開日 平成19年11月8日(2007.11.8)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 0 6 0
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 3 0	4 C 6 0 1

審査請求 有 請求項の数 14 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2007-109740 (P2007-109740)	(71) 出願人	597097962 イマアーレクス・ファーマシューチカル・コーポレーション アメリカ合衆国アリゾナ州85719トウーソン・イーストエイティーンズストリート1635
(22) 出願日	平成19年4月18日(2007.4.18)	(74) 代理人	100060782 弁理士 小田島 平吉
(62) 分割の表示	特願平9-500706の分割	(72) 発明者	エバン・シー・アンガー アメリカ合衆国アリゾナ州85749トウーソン・イーストカミノラセバディラ13365
原出願日	平成8年5月24日(1996.5.24)		
(31) 優先権主張番号	08/468,052		
(32) 優先日	平成7年6月6日(1995.6.6)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

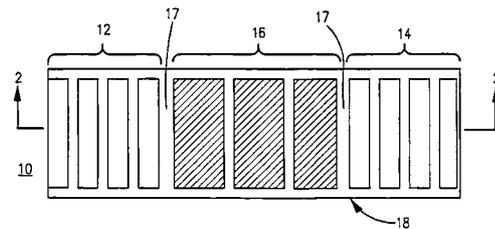
(54) 【発明の名称】 超音波診断及び超音波治療を同時に実行する方法及び装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 超音波診断の実行と同時に超音波治療を処置する安価な方法及び装置。

【解決手段】 治療用トランスデューサ要素のリニアアレイ16は、約0.25から約100MHzの範囲における周波数の超音波を発生可能であることが望ましい。約0.75MHzから約3.0MHzの範囲が更に好ましい。第二の複数のトランスデューサ要素は、治療用トランスデューサ要素のリニアアレイ16の対向側に配置された、診断用トランスデューサ要素の第一及び第二のリニアアレイ12及び14をそれぞれ含む。診断用トランスデューサ要素の第一及び第二リニアアレイ12及び14は、約1.0MHzから約10.0MHzの範囲における周波数の超音波を発生及び受波可能であることが望ましい。これにより、キャビテーションの増強又は該患部への生物活性物質の的確な放出等の治療目的のため、該患部に投与される小胞を圧壊する。操作者は、小胞の圧壊をリアルタイムでモニターできる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

診断用超音波と治療用超音波を同時に照射する超音波トランスデューサアセンブリにおいて、

第一のアレイ及び第二のアレイで配置されており、該第一のアレイと該第二のアレイとの間の内部領域を規定する、診断用超音波を発生及び受波する複数の診断用トランスデューサ要素と、

第三のアレイで配置された、治療用超音波を発生する複数の治療用トランスデューサ要素と、

該第一のアレイ、該第二のアレイ及び該第三のアレイが配置されている実質的に平坦な上面を有するプラットフォームとを含み、

該第三のアレイが、該第一のアレイと該第二のアレイとの間の該内部領域にて、該平坦な上面に配置されている

ことを特徴とする超音波トランスデューサアセンブリ。

10

【請求項 2】

前記複数の治療用トランスデューサ要素と、前記プラットフォームの平坦面との間に配置される第一裏当材料と、

前記複数の診断用トランスデューサ要素と、前記プラットフォームの前記平坦面との間に配置される第二裏当材料とを更に含むことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

20

【請求項 3】

前記第一裏当材料は、前記第二裏当材料よりも低い音響インピーダンスを有することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

【請求項 4】

前記第一裏当材料は、約 2×10^6 から 3×10^6 kg/m² /s の範囲における音響インピーダンスを有することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

【請求項 5】

前記第二裏当材料は、約 7×10^6 の音響インピーダンスを有することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

30

【請求項 6】

前記第一及び前記第二裏当材料は、各々がポリマーマトリックス材料からなることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

【請求項 7】

前記第一裏当材料は、タングステン粉を含むエポキシ又は空気のいずれか一つであることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

【請求項 8】

前記第二裏当材料は、タングステン粉を含むエポキシであることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

【請求項 9】

極端に減衰した音響インピーダンスを有する材料により、前記平坦面上の前記複数の診断用トランスデューサ要素から前記複数の治療用トランスデューサ要素が隔離されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

40

【請求項 10】

前記極端に減衰した音響インピーダンスを有する材料は、ネオプレン又は空気のいずれか一つであることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

【請求項 11】

該第一のアレイ、該第二のアレイ及び該第三のアレイの各々が、リニアアレイであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

【請求項 12】

50

前記複数の治療用トランスデューサ要素は治療用トランスデューサ要素の多重位相アレイを含み、前記複数の診断用トランスデューサ要素は診断用トランスデューサ要素の多重位相アレイを含み、前記診断用トランスデューサ要素は、平坦面上の前記治療用トランスデューサ要素の前記多重位相アレイを取り囲むことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

【請求項 13】

前記複数の治療用トランスデューサ要素は治療用トランスデューサ要素の環状アレイを含み、前記複数の診断用トランスデューサ要素は診断用トランスデューサ要素の多重位相アレイを含み、前記診断用トランスデューサ要素は前記平坦面上の前記治療用トランスデューサ要素の環状アレイを取り囲むことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

10

【請求項 14】

前記プラットフォームの対向面上において、前記治療用及び診断用トランスデューサ要素と相対して配置されるインピーダンスマッチング材料層を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断及び超音波治療の分野に関する。具体的には、患者の患部に超音波診断を実行すると同時に超音波治療を処置する新たな方法及び装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、人又は動物の患者の患部の像影に関し、超音波トランスデューサを用いて超音波を発生及び受波するものである。通常、トランスデューサを患者の体の像影する部分に当てがい、トランスデューサにより発生する超音波を該部分に導く。トランスデューサは、患部から反射した超音波を受けて、受波した音波を電気信号に変換し、画像を形成する。一般に、診断用超音波を用いて良好な画像が得られるのは、高周波かつ低エネルギーの超音波を用いる場合である。また、強調剤を使用することにより、診断用超音波を介して得られる画質を改善できる。強調剤には、例えば、固体粒子の懸濁液、乳化液滴、ガス充填気泡等がある。参照例として、ヒルマン等による特許文献 1、及び公開された特許文献 2 及び特許文献 3 がある。

30

【0003】

また、超音波は各種の治療処置にも用いられてきた。超音波を利用する治療としては、温熱治療が知られている。温熱治療では、腫瘍等の治療対象となる組織塊を集束超音波により音響放射して、対象の組織塊を加温する。組織塊の加温により、組織塊の成長を遅らせるあるいは縮小させることができる。治療用超音波の加温効果を高めるには、微小気泡を治療中の患部に導入するが、これについては、D' Arrigoによる特許文献 4 に記述がある。

【0004】

別の超音波治療における利用方法は、公開された特許文献 5 に記述されており、これは、対象患部において小胞の存在が検知されるまで一定量の小胞を患者に投与し、診断用超音波等を用いてその小胞をモニターするものである。その後、治療用超音波を患部に照射し、治療を目的として小胞を圧壊する。例えば、小胞が生体活性物質と結合していることがあり、その小胞を圧壊して生体活性物質を放出させることにより、対象患部に生体活性物質を的確に投与できる。

40

【0005】

超音波治療は、超音波診断と異なる周波数で実行するのが一般である。具体的には、超音波治療では、減衰を低く押さえるため低周波を用いることが望ましく、診断用超音波では、良好な解像度を得るため高周波が用いられる。

【0006】

50

従来技術において、超音波診断を実行すると同時に、特に温熱治療を含む治療処置のため超音波治療を行うことが可能なシステムを提供する努力がなされてきた。Schaetzle等による特許文献6では、診断用超音波と同時に局所的な温熱治療を行うための治療用超音波を処置可能な装置について記述している。このシステムでは、診断用及び治療用トランスデューサ要素を含むトランスデューサアセンブリを用いている。診断用トランスデューサ要素が中央アレイを構成し、治療用トランスデューサ要素がそれを取り囲んでいる。診断用トランスデューサ要素を中心に配置し、その外向に治療用のトランスデューサ要素を位置させることにより、温熱治療において更に正確に治療用音波を集束することが可能となり、体組織をより高温に加温可能となる。しかし、診断用トランスデューサ要素を中心に配置することが、画質及び解像度の限界となっていた。

10

【0007】

Driller等による特許文献7、Coleman等による特許文献8、Wurster等による特許文献9には、超音波診断機能と、温熱治療機能とを（必ずしも同時ではないが）結合させる各種のシステムについて記述している。

【0008】

これらの従来技術で用いたトランスデューサアセンブリ及びシステムは、比較的複雑で製造コストも高価であった。さらにこれらのシステムは、超音波診断及び超音波治療を同時に実行可能ではあるが、超音波治療の能力は、元々温熱治療用に設計されているため、温熱治療に限られていた。また、これらのシステムのいずれもが、超音波像影を行うと同時に、患者の患部の生体活性物質の的確な投与等又はキャビテーションの増強を目的として小胞の超音波圧壊には不相当であった。従って、このような性能を提供する方法及び装置が必要とされており、本発明はこうした要望を適えるものである。

20

【0009】

【特許文献1】米国特許番号4,466,442

【特許文献2】国際特許出願WO92/17212

【特許文献3】国際特許出願WO92/21382

【特許文献4】米国特許番号5,215,680

【特許文献5】国際特許出願WO94/28873

【特許文献6】米国特許番号5,391,140

【特許文献7】米国特許番号4,484,569

【特許文献8】米国特許番号4,932,414

【特許文献9】米国特許番号5,005,579

【発明の開示】

【0010】

発明の要旨

本発明は、超音波診断の実行と同時に患者の患部に超音波治療を処置する新たな方法及び装置を示す。特に、本発明の方法及び装置は、患者の患部を超音波像影すると同時に、該患部に治療用超音波を照射するために有効であり、これにより、該患部に投与される小胞を、例えば小胞と結合した生物活性物質の的確な放出等の種々の治療目的のため圧壊するためのものである。本発明の方法及び装置により、操作者は小胞の圧壊をリアルタイムでモニターできる。

40

【0011】

本発明の一要旨によれば、超音波トランスデューサアセンブリは、治療用超音波を発生する複数の治療用トランスデューサ要素と、診断用超音波を発生及び又は受波する複数の診断用トランスデューサ要素とを含む。治療用及び診断用トランスデューサ要素は、実質的に平坦な上面を有する共通プラットフォーム上に配置される。複数の治療用トランスデューサ要素は、該プラットフォームの平坦面上に、複数の診断用トランスデューサ要素を中心として位置させる。複数の診断用トランスデューサ要素を、中心に位置する複数の治療用トランスデューサ要素から外向に配置することにより、超音波トランスデューサアセンブリの視野が拡大し、該アセンブリの像影感度及び超音波トランスデューサアセンブリ

50

を用いて得られる画像の解像度を高めることができる。

【0012】

本発明の超音波トランスデューサアセンブリによると、患者の患部を超音波診断すると同時に該患部に治療用超音波を処置できる。本発明の超音波トランスデューサアセンブリは、温熱治療及びキャビテーション等を含む多様な治療処置に利用できる。本発明の超音波トランスデューサアセンブリは、患者の患部に投与される小胞を超音波像影すると同時に治療用超音波を施術するため特に有効であり、これにより、例えば小胞と結合した生物活性物質の的確な放出等の治療目的のため、小胞を圧壊することができる。

【0013】

本発明のもう一つの要旨は、超音波像影を行うと同時に患者の患部の小胞を超音波で圧壊し、例えばキャビテーションの増強又は小胞と結合した生物活性物質の的確な投与等を行う方法に関する。この方法は、(1)一定量の小胞を患者に投与し、(2)患者の患部の小胞を、小胞の圧壊を生じさせる周波数及びエネルギーの治療用超音波で音響放射し、(3)同時に、音響放射された小胞からの超音波放射を、治療用超音波の周波数の高調波にて受波し、受波した超音波放射から前記患部の画像を生成する処理を含む。同時像影を行うため、操作者は小胞の圧壊をリアルタイムでモニターできる。

10

【0014】

本発明の上記及びその他の特徴及び利点については、以下に明らかとなる。

【0015】

図面の簡単な説明

20

本発明の上記要旨並びに以下の詳細説明は、関連する添付図面と共に読むことにより、一層の理解を得ることができる。本発明の説明を目的として、図面において、好適な具体的実施例を示すが、本発明は開示された一定の方法及び装置に限定されるものではない。添付図面において、

図1は、本発明の一実施例による超音波トランスデューサアセンブリの一部を示す上面図である。

図2は、図1の超音波トランスデューサアセンブリの線2-2における断面図である。

図3は、図2の超音波トランスデューサアセンブリの斜視図である。

図4は、本発明による超音波トランスデューサアセンブリの第二の実施例を示す。

図5は、本発明の超音波トランスデューサアセンブリが組み込まれたポータブルユニットを示す。

30

図6は、本発明の超音波トランスデューサアセンブリを用いて、超音波診断及び超音波治療を同時に実施する装置のブロック図である。

図7は、図6の回路構成の詳細を示すブロック図である。

図8は、本発明による超音波トランスデューサアセンブリの第三の実施例を示す。

図9は、本発明による超音波トランスデューサアセンブリの第四の実施例を示す。

図10(a)及び(b)は、本発明による超音波トランスデューサアセンブリを組み込んだ食道透視プローブを示す。

図11(a)及び(b)は、本発明による超音波トランスデューサアセンブリを組み込んだ窩洞内プローブを示す。

40

図12(a)及び(b)は、本発明による超音波トランスデューサアセンブリを組み込んだ窩洞内プローブの第二の構成を示す。

図13は、本発明による超音波トランスデューサアセンブリを組み込んだ窩洞内プローブの第三の構成を示す。

【実施例】

【0016】

本発明は、超音波診断と同時に患者の患部に超音波治療を処置する新たな方法及び装置を示す。特に、本発明の方法及び装置は、患者の患部を超音波像影すると同時に、例えば該患部への生物活性物質の的確な放出等の種々の治療目的に応じて、該患部に投与される小胞を圧壊するため、該患部に治療用超音波を処置することにおいて有効である。本発明

50

の方法及び装置により、操作者は小胞の圧壊をリアルタイムでモニターできる。

【0017】

上記及び本開示を通じて用いたように、以下の用語は、特に注記しない限り下記の意味を有するものとする。

【0018】

「脂質 (Lipid)」は、合成又は自然発生による両親媒性の化合物であり、親水性化合物及び疎水性化合物を含む。脂質には、例えば脂肪酸、中性脂肪、磷脂質、糖脂質、脂肪族のアルコール及びワックス、テルペン、ステロイドが含まれる。

【0019】

「脂質構成物 (Lipid composition)」は、脂質化合物を含む構成物である。脂質構成物の例としては、懸濁液、乳濁液、小胞構成物が挙げられる。

10

【0020】

「脂質調剤 (Lipid formulation)」は、脂質化合物及び生物活性物質を含む構成物である。

【0021】

「小胞 (Vesicle)」は、内部に空洞を有することを特徴とする球体である。小胞は、ここで記した各種の脂質を含む脂質からなることが望ましい。いずれの小胞においても、脂質は単層又は二層構造の形を取ることが可能で、単層又は二層構造の脂質を用いて一以上の単層又は二層構造を形成してもよい。一以上の単層又は二層構造体の場合、その単層又は二層構造は同心球状であるのが一般的である。ここで記述した脂質小胞には、通称リポソーム、ミセル、気泡、小気泡、ミクロスフェア等が含まれる。従って、脂質を用いて、単層小胞 (一つの単層又は二層より成る)、又は少数層小胞 (約二又は三つの単層又は二層より成る)、又は多層小胞 (約三つ以上の単層又は二層より成る) を形成することが可能である。必要に応じて、小胞内の空洞は、液体、例えば水様の液体、ガス、ガスの前駆体、及び又は例えば生物活性物質を含む固形材料又は溶質材料により充填してもよい。

20

【0022】

「小胞構成物 (Vesicular composition)」は、脂質からなる構成物であり、小胞を有する。

【0023】

「小胞調剤 (Vesicle formulation)」は、小胞及び生物活性物質を含む構成物である。

30

【0024】

「リポソーム (Liposome)」は、一般に、両親媒性化合物の球形の散群又は凝集であり、脂質化合物を含み、一以上の同心の層の形態 (例えば二層構造) を通常有する。本開示では、これらも脂質小胞と称している。

【0025】

「患者 (Patient)」は、哺乳類を含む動物であり、ヒトであることが望ましい。

【0026】

「生物活性物質 (Bioactive agent)」は、本来は治療又は診断処置に関連して用いられる物質で、患者の疾病の有無の診断方法及び又は患者の疾病の治療方法において用いる。また、ここでは、「生物活性物質」は生体外及び又は生体内において生物学的影響を發揮することが可能な物質をも意味する。生物活性物質は、非帯電、あるいは正又は負に帯電していてもよい。適当な生物活性物質の例として、診断剤、医薬品、薬品、合成有機分子、プロテイン、ペプチド、ビタミン、ステロイド、遺伝材料 (ヌクレオシド、ヌクレオチド、ポリヌクレオチドを含む) がある。

40

【0027】

「診断剤 (Diagnostic agent)」は、患者の疾病の有無を診断する方法に関して用いる全ての薬剤をさす。診断剤の例としては、例えば強調剤が挙げられるが、これは患者の超音波像影、又は磁気共鳴、又はコンピュータによる断層撮影に関連して用いるものである。

50

【0028】

「遺伝物質 (Genetic material)」は、一般にヌクレオチド及びポリヌクレオチドを意味し、デオキシリボ核酸 (DNA) 及びリボ核酸 (RNA) を含む。遺伝物質は生成可能であり、本技術分野において一般的に熟達した者には既知である化学合成法、組換え技術の利用、又は両技法の組合わせによって生成することができる。DNA 及び RNA は、自然界に存在しないヌクレオチドを含む場合もあり、単純らせん又は二重らせん構造を有する。また、「遺伝物質」は、センス及びアンチセンス DNA 及び RNA、即ち、DNA 及び RNA におけるヌクレオチドの特定のシーケンスとの相補性を有するヌクレオチドシーケンスも意味する。

【0029】

「医薬品 (Pharmaceutical)」又は「薬品 (Drug)」は、治療用又は予防用の全ての薬剤であり、患者の疾患、苦痛、疾病、損傷の治療 (予防、診断、緩和、治療を含む) に用いるものである。治療において有用なペプチド、ポリペプチド、ポリヌクレオチドも、医薬品又は薬品という用語に含まれる。

【0030】

「安定材料 (Stabilizing material)」は、生物学的適合性を有する物質で、脂肪構成物における小胞の形成を促進する。またここで用いたように、「安定材料」は生物学的適合性を有し、かつ小胞の安定性を向上させる物質をもさす。安定材料としては、ポリマー等がある。ここでの「ポリマー」とは、二以上の繰返し単位を有する化学結合から成る分子である。従って、「ポリマー」には、例えば、二量体 (ジマー)、三量体 (トリマー)、低重合体 (オリゴマー) が含まれる。また、安定材料は、例えば単量体の分子を含む非重合材料を含んでもよい。「安定材料」の定義には、存在する一部の生体活性物質が包含される。安定材料は、非帯電、あるいは正又は負のいずれに帯電していてもよい。非帯電の安定材料の中でも望ましいのは有極材料である。

【0031】

「小胞の安定性 (Vesicle stability)」は、ガスを充填した小胞が、約 300 mmHg の圧力を約一分間かけた後に、その内部にガスを保つ能力である。小胞の安定性は、パーセント (%) で測定されるが、これは、最初に小胞の中に保たれていたガスの量と、圧力を解放した後に保たれたガスの量の分数である。小胞の安定性は「小胞の弾性」も意味するが、これは圧力の解放後に小胞が元のサイズに戻る復元力をさす。

【0032】

「粘度 (Viscosity)」は、液体の内部摩擦であり、ビスコメータ等の標準的な粘度測定手段を用いて計測できる。

【0033】

「粘度の上昇 (Raising viscosity)」は、約 20 % 以上の粘度の上昇である。

【0034】

「非共有アソシエーション (Non-covalent association)」は、二以上の隔離した分子の分子間相互作用であり、その相互作用には共有結合は含まれない。分子間相互作用は、例えば関与する分子の極性、もし帯電しているなら関与する分子の帯電 (正又は負) 等の、各種要因に依存する。非共有アソシエーションは、イオン相互作用、双極子間相互作用、ファンデルワールス力、又はこれらの組合せから選択されることが望ましい。

【0035】

「イオン相互作用 (Ionic interaction)」は、各分子が正又は負に帯電している二以上の分子間の相互作用である。従って、例えば「イオン相互作用」は、正に帯電した第一の分子と、負に帯電した第二の分子との間の引力をさす。イオン相互作用の例として、遺伝子物質等、負に帯電した安定材料と、例えばラウリル・トリメチル・アンモニウム臭化物等、カオチン脂質等の正に帯電した脂質との間における引力がある。

【0036】

「双極子間相互作用 (Dipole-dipole interaction)」は、二以上の有極分子間に生じる引力を一般に意味する。従って、「双極子間相互作用」は、第一の有極分子の正に帯電

10

20

30

40

50

した端部が、第二の有極分子の負に帯電した端部を引きつける引力をさす。双極子間相互作用には、例えばホスファチジルコリンの電気陽性頭基（コリン頭基等）と、例えば酸素、窒素、硫黄等、多糖類等の安定材料中に存在するヘテロ原子である電氣的に陰性の原子との間における引力がある。また、「双極子間相互作用」は、分子間の水素結合も含む。ここで水素原子は、隔離した分子の電気陰性原子間の架橋として働き、かつ共有結合によって第一の分子に、静電気力によって第二の分子に保持される。

【0037】

「ファンデルワールス力（Van der Waal's forces）」は、非有極分子間における引力で、量子力学で説明される。一般に、ファンデルワールス力は瞬時双極子モーメントと関連しており、隣接する分子により誘発され、電子分布の変化を含むものである。

10

【0038】

「生体活性物質を含む」、「生体活性物質との組合せにおいて」、「生体活性物質と結合して」等の用語は、生体活性物質が脂質構成物を組込んでいることを意味する。生体活性物質は、様々な方法で脂質構成物と結合し得る。例えば、脂質構成物が小胞構成物の形態の場合、生体活性物質は小胞内部の空洞内に保持され得る。また、生体活性物質が、小胞の一又は複数の層又は壁内に包含される場合もあるが、この場合、例えば小胞の一又は複数の層又は壁内に含まれる脂質の間に、生体活性物質が分散されることによる。さらに、生体活性物質が、小胞の表面上に在る場合もある。この場合、生体活性物質は小胞の表面と化学的に相互作用し、実質的に表面上に付着した状態となる。このような相互作用は、例えば非共有アソシエーションの形態をとる。結果的にこの相互作用は、小胞の安定化をもたらす。

20

【0039】

「被覆（Coat）」又は「コーティング（Coating）」は、安定剤と脂質及び又は小胞との相互作用であり、非共有相互作用を含む。

【0040】

「音響放射（Insonate）」及びそれに類する用語は、超音波照射を意味する。

【0041】

小胞、小胞構成物及び小胞調剤、及びこれらの生成方法についての詳細は、同時係争中の共通譲渡された米国特許出願番号08/417,238（1995年4月5日提出）「安定材料及び脂質の新しい構成物」、及び同時係争中の共通譲渡された米国特許出願番号08/076,250（1993年6月11日提出）「新しい治療薬品の投与システム」において提供されており、その各結果並びに全開示内容が本開示に参照として包括される。

30

【0042】

本発明の一要旨によれば、患部に超音波診断を実行すると同時に、該患部に超音波治療を処置する超音波トランスデューサアセンブリを示す。本発明の超音波トランスデューサアセンブリは、治療用超音波を発生する複数の治療用トランスデューサ要素と、診断用超音波を発生及び又は受波する複数の診断用トランスデューサ要素とを含む。治療用及び診断用トランスデューサ要素は、実質的に平坦な上面を有する共通プラットフォーム上に配置される。複数の治療用トランスデューサ要素は、該プラットフォームの平坦面上に、複数の診断用トランスデューサ要素を中心として配置される。複数の診断用トランスデューサ要素を、中心に位置する複数の治療用トランスデューサ要素から外向に配置することにより、超音波トランスデューサアセンブリの視野が拡大し、該アセンブリの像影感度及び超音波トランスデューサアセンブリを用いて得られる画像の解像度を高めることができる。

40

【0043】

本発明の超音波トランスデューサアセンブリによると、患者の患部への診断用超音波を照射し、患部からの診断用超音波の受波とを行い、同時に該患部に治療用超音波を処置することが可能である。本発明の超音波トランスデューサアセンブリは、温熱治療及びキャビテーション等を含む多様な治療処置に用いることができる。本発明の超音波トランスデ

50

ューサアセンブリは、超音波像影すると同時に超音波で小胞を圧壊するため特に有効である。これは、例えばキャビテーションを増強したり、小胞と結合した生物活性物質を的確に放出する等の治療目的のため行われる。本発明の超音波トランスデューサアセンブリを用いることにより、操作者は小胞の圧壊をリアルタイムでモニターできる。

【0044】

参照図において、全図中の同符号は同じ要素を示す。図1は、本発明による超音波トランスデューサアセンブリ10の第一の実施例の上面図を示す。第一の実施例によると、複数の治療用トランスデューサ要素は、治療用トランスデューサ要素のリニアアレイ16を含む。ここでは、「治療用トランスデューサ要素」は、超音波治療の実行に際し、有効な周波数及びエネルギーの超音波を発生するために適する音響特性を有し、また、望ましくは、生体外及び又は生体内の小胞を圧壊するために十分な周波数及びエネルギーの超音波を発生するために適する音響特性を有するトランスデューサ要素である。治療用トランスデューサ要素のリニアアレイ16は、約0.25から約100メガヘルツ(MHz)の範囲における周波数の超音波を発生可能であることが望ましい。約0.75MHzから約3.0MHzの範囲が更に好ましく、最も好ましいのは、約1.0MHzから約2.0MHzの範囲である。トランスデューサ要素による超音波発生周波数は、トランスデューサ要素の厚みの関数である。

10

【0045】

更に、本発明の超音波トランスデューサアセンブリの第一実施例によると、第二の複数のトランスデューサ要素は、治療用トランスデューサ要素のリニアアレイ16の対向側に配置された、診断用トランスデューサ要素の第一及び第二のリニアアレイ12及び14をそれぞれ含む。ここでは、「診断用トランスデューサ要素」は、高調波像影技法に基づく処理を含む診断用超音波の(像影)処理において、音響信号の生成及び受信に適する音響特性を有するトランスデューサ要素である。診断用トランスデューサ要素の第一及び第二リニアアレイ12及び14は、約1.0MHzから約10.0MHzの範囲における周波数の超音波を発生及び受波可能であることが望ましい。

20

【0046】

図2は、図1のトランスデューサアセンブリ10の断面図であり、本実施例によるアセンブリ10の詳細を示す。図示したように、トランスデューサ要素の各リニアアレイ12、14、16は、実質的に平面な上面18aを有する共通プラットフォーム18上に配置される。本実施例において、プラットフォームの上面18aの中心部には段がつけられており、治療用トランスデューサ要素のリニアアレイ16の大きな厚みを収容する。第一裏当材料26は、治療用トランスデューサ要素のリニアアレイ16と、プラットフォーム18の上面18aとの間に配置される。第二裏当材料20は、診断用トランスデューサ要素の各リニアアレイ12及び14と、プラットフォームの上面18aとの間に配置される。図示するように、インピーダンスマッチング材料の共通層が、トランスデューサ要素の各リニアアレイ12、14、16の対向面上に供される。

30

【0047】

治療用トランスデューサ要素のリニアアレイ16は、連続波モードでの操作又は繰返パルス周波数(PRF)モードでの操作が可能であり、操作者が選択できる。治療用トランスデューサ要素に与えるエネルギー量を操作者が制御できるので、処置の深さも調整可能である。以下に記述するように、治療目的で小胞を圧壊する際に用いる場合は、治療用トランスデューサ要素のリニアアレイ16は、0.05から5.0W/cm²の範囲におけるエネルギーで操作されることが望ましく、約0.2から約2.5W/cm²の範囲が更に好ましい。

40

【0048】

治療用トランスデューサ要素の第一及び第二リニアアレイを用いて、従来の方法で像影を行うことも可能であり、また、数種類のモードでの操作も可能である。あるモードでは、各リニアアレイ12、14を個々に操作して、別々のディスプレイ画面上に各画像を同時に形成させる。このモードでは、各リニアアレイ12、14は、各々の超音波を送波及

50

び受波する。別の操作モードでは、リニアアレイ 12、14 のどちらかが送波アレイとしての役割を果たし、もう一つが受波アレイとしての働きをする。結果として形成される画像は、治療用トランスデューサ要素のアレイ 16 の焦点付近となる。この属性は、従来のビーム方向操作により適正な集光を行うことを必要とする。

【0049】

好適な像影属性において、本発明の新たな方法に関連して以下に詳細を記述する。治療用トランスデューサ要素のリニアアレイ 16 は、患者に投与される一定量の小胞を圧壊するために十分な周波数及びエネルギーを有する治療用超音波を発生し、外側の 2 つの診断用トランスデューサ要素のリニアアレイ 12、14 が、音響照射された小胞からの高調波放射を受波する。このため、圧壊する小胞をリアルタイムで像影できる。第一及び第二アレイは、音響照射された小胞からの二次の高調波放射、即ち入射した治療用超音波の 2 倍の周波数における放射を受波するため用いることが望ましい。しかし、入射波の他の高調波放射（偶数高調波及び奇数高調波を含む）も受波する。

10

【0050】

治療用及び診断用トランスデューサ要素は、例えば鉛・ジルコネート・タイタネート（PZT）等の圧電性のセラミック材料で形成するのが望ましい。しかし、その他の圧電材料を用いてもよい。本技術分野に熟達した者には既知であるように、リニアアレイにおいて隣接するトランスデューサ要素の厚み及び中心間の距離が、該アレイの中心（又は共鳴）周波数を決定する。所望の中心周波数を得るには、隣接するトランスデューサ要素の厚み及び中心間の距離を、その周波数の超音波の波長の二分の一にする必要がある。例えば、3.5 MHz の中心周波数を得るには、隣接するトランスデューサ要素の厚み及び中心間の距離は、約 2.3×10^{-2} cm となる。各トランスデューサ要素の各アレイ 12、14、16 の形成は、従来のいかなる方法を用いてもよい。例えば、トランスデューサ要素を一枚の圧電材料からダイヤモンドビットソーを用いて切り出す、若しくは、フッ化水素酸（HF）の緩衝液を用いてエッチング加工してもよい。

20

【0051】

第一裏当材料 26 は、治療用トランスデューサ要素のリニアアレイ 16 とプラットフォーム 18 との間に配置され、治療用超音波の送波に適する音響インピーダンスを有することが望ましい。本実施例においては、第一裏当材料は、約 2×10^6 から約 3×10^6 kg/m²/s の範囲における音響インピーダンスを有することが望ましいが、これは、上記で設定した範囲の周波数及びエネルギーを有する治療用超音波の送波に適するものである。第一裏当材料は、各種の好適な材料のいずれを含んでもよい。第一裏当材料は、治療用トランスデューサ要素のリニアアレイ 16 と固く結合するポリマーマトリックス材料を含むことが望ましい。例えば、タングステン粉を含むエポキシを用いることが可能である。もしくは、第一裏当材料 26 は空気でもよい。

30

【0052】

第二裏当材料 20 は、診断用トランスデューサ要素の各リニアアレイ 12、14 とプラットフォーム 18 との間に配置され、診断用超音波の送波及び受波に適する音響インピーダンスを有することが望ましい。この診断用超音波は、約 1.0 MHz から約 10.0 MHz の範囲における周波数を有することが望ましい。第二裏当材料は、約 7×10^6 kg/m²/s の音響インピーダンスを有することが望ましい。第二裏当材料は、各種の好適な材料のいずれを含んでもよい。第二裏当材料は、診断用トランスデューサ要素の各リニアアレイ 12、14 と固く結合するポリマーマトリックス材料を含むことが望ましい。例えば、タングステン粉を含むエポキシを用いることが可能である。通常、第一裏当材料 26 の音響インピーダンスは、第二裏当材料 20 のインピーダンスよりも低い。

40

【0053】

マッチング材料 24 の層は、トランスデューサ要素の音響インピーダンスの不整合を、患者の体組織の音響インピーダンスと結合する音響インピーダンスを有することが望ましい。マッチング材料 24 の音響インピーダンスは、トランスデューサ要素のインピーダンスと体組織のインピーダンスの間にあることが望ましい。各種の好適な材料のいずれを用

50

いてもマッチング材料 24 は形成可能であり、例えばエポキシのアクリル材料等を用いてもよい。

【0054】

極端に減衰した音響インピーダンスを有する材料を用いて、治療用トランスデューサ要素 16 を、診断用トランスデューサ要素アレイ 12、14 から隔離することが望ましい。このような材料は、図 1 及び図 2 のトランスデューサアセンブリ 10 の領域 17 に配置することが望ましい。隔離材料は、治療用トランスデューサ要素 16 からの音響干渉を減少させる。音響干渉とは、同時像影の際に、診断用トランスデューサ要素 12、14 が受波する超音波エコーにノイズを生じさせるものである。例えばネオプレン又は空気等の、各種の極端に減衰した材料を隔離材料として用いることができる。

10

【0055】

図 3 は、図 2 のトランスデューサアセンブリの斜視図であり、トランスデューサ要素の各リニアアレイ 12、14、16 に電極を装着した様子を示す。各トランスデューサ要素の上下にある電極（図示せず）は、可撓性の回路基板 28 及び 30 に各々接続されている。可撓性の回路基板 28 は、各トランスデューサ要素上の一電極を接地させ、もう一つの可撓性の回路基板 30 は、各トランスデューサ要素上の他電極をアノードに接続する。ワイヤボンディング又は TAB ボンディングにより、適切な接続を行うことが可能である。

【0056】

各リニアアレイ 12、14、16 の要素の数は、図 1 及び図 2 に示す要素の数に限られる訳ではない。図 4 は、本発明による超音波トランスデューサアセンブリ 10' の第二の実施例を示す。この第二の実施例において、超音波トランスデューサアセンブリの各リニアアレイ 12'、14'、16' の要素の数は増加している。各リニアアレイ 12、14、16 におけるトランスデューサ要素の数を増やすと、像影解像度及び治療用出力を高めるために有利となる。

20

【0057】

各リニアアレイ 12、14、16 に、アポディゼーション技法を用いてもよい。アポディゼーションにより、コントラスト解像度が高まり、診断用トランスデューサ要素のリニアアレイ 12、14 におけるサイドローブ現象を除去できる。また、アポディゼーションにより、治療用トランスデューサ要素のリニアアレイ 16 におけるサイドローブ現象を最小限にできる。従来放射線の方向操作技法を用いて、治療用トランスデューサ要素のリニアアレイ 16 の超音波出力を集束させると共に、診断用トランスデューサ要素のリニアアレイ 12、14 を、送波及び受波の両モードにおいて集束させることが可能である。画像の解像度に影響を与える格子状（grating）ローブ及びサイドローブを最小限にするため、放射線の方向操作の最大角度を 25 度以下に維持する必要がある。

30

【0058】

図 5 は、本発明の超音波トランスデューサアセンブリ 10 を組み込んだポータブルユニットを示す。ハウジング 32 は、一端にトランスデューサアセンブリ 10 を有する。ケーブル 36 は、該ユニットを超音波システムに接続しており、その詳細については以下に記述する。ボタン 34 は、治療用トランスデューサ要素のリニアアレイ 16 を選択的に作動させる。診断用トランスデューサ要素の 2 つのアレイ 12、14 を用いて、治療する患部を特定することが可能である。所望の患部が特定されると、ボタン 34 を押して、治療用トランスデューサ要素のリニアアレイ 16 を作動させる。

40

【0059】

本発明の超音波トランスデューサアセンブリ及び図 5 に示すポータブル部品は、磁気共鳴像影（MRI）属性と互換性のある非磁性材料で構成するのが望ましい。可撓性回路 28 及び 30 の接点は、銅又はそれに類する材料から成ることが望ましい。ハウジングは、ステンレス又はポリマー材料等の非磁性材料から成ることが好ましい。

【0060】

図 6 は、本発明の超音波トランスデューサアセンブリ 10 と共に用いる超音波システムのブロック図である。トランスデューサアセンブリ 10 を診断及び治療の為に操作する際

50

に、ユーザーインターフェース 40 によって、操作者は従来の方法で各種のパラメータを制御できる。例えば、ユーザは、トランスデューサ要素の出力エネルギーを調節して、放射されるエネルギーの集束深度を調整できる。メインシステム制御装置 42 は、超音波システムの包括的機能を制御する。システム制御装置は、標準的な I B M P C / X T 互換基板を用いて実現できる。

【0061】

メインシステム制御装置 42 は、リアルタイムコントローラ 44 にパルストレイン及びタイミングパラメータの設定を指示し、操作者が入力した所望の診断及び治療機能が実行されるようにする。リアルタイムコントローラ 44 は、従来のフォーカスモジュール 50、送信・タイミングモジュール 52、パルス発信・受信モジュール 54 を、診断用及び治療用トランスデューサ要素アレイ、例えばリニアアレイ 12、14、16 のため個別に制御する。フォーカスモジュール 50、送信・タイミングモジュール 52、パルス発信・受信モジュール 54 は、診断用トランスデューサのアレイ 12、14 及び治療用トランスデューサのアレイ 16 のため、音響照準線の選択及び集束を実行する。送信・タイミングモジュール 52 は、パルス発信・受信モジュール 54 を制御し、適正なチャンネルによって、診断用及び治療用トランスデューサのアレイ 12、14、16 のための適当なアパーチャが形成できるようにする。パルス発信・受信モジュール 54 は、送信・タイミングモジュール 52 の制御下において、各トランスデューサ要素のための適切なパルストレインを生成する。パルスの幅、持続時間、出力、アパーチャサイズ他のパラメータは、操作者が入力したパラメータに応じて、リアルタイムコントローラ 44 により制御される。像影解像度を最高にするには、アパーチャのサイズに対する焦点距離の比を、やや低く設定する必要がある。

10

20

【0062】

高解像度モニタ 48 は、システムの映像ディスプレイを提供する。映像処理装置 45 は、診断用トランスデューサのアレイ 12、14 で受信した音響反射情報の、セクタ及び信号処理装置としての役割を果たす。映像処理装置は、選別され対数的に圧縮された音響反射信号の、単独アナログストリームを生成する。タイムゲイン補償等の信号前後検知技法を用いて、透過深度に対する減衰を補償する。スキャンコンバータ 46 は、映像処理装置 45 の出力をモニタ 48 との互換性を有する信号に変換し、二次元の超音波画像をリアルタイムで表示する。

30

【0063】

図 7 は、図 6 のパルス発信・受信モジュール 54 の詳細を示すブロック図である。パルス発信・受信スイッチ 56 は、送信・タイミングモジュール 52 及びフォーカスモジュール 50 に接続しており、トランスデューサ要素の各アレイ 12、14、16 の送波及び受波操作を制御する。送信を行うためには、パルス発信・受信スイッチ 56 が、適当なパルス発信ドライバ 62、64、66 に信号を送る。パルスドライバ 62、64、66 は、ブロック 60 を介して個々に作動させることができる。各トランスデューサ要素の各アレイ 12、14、16 は、各々の要素バス 74、76、78 を介して別々に駆動される。実際の電気信号は、パルス発信回路 68、70、72 によって、各トランスデューサ要素に供給される。受信マルチプレクサ 80 は、受信モードにおいて診断用トランスデューサのアレイ 12、14 を制御し、反射したエコーを「聴く」。診断用トランスデューサのアレイ 12、14 を送波モードで用いる場合は、受信マルチプレクサーが、受信ゲイン回路要素 82 に対し開回路を形成するので、ゲイン回路要素 82 は破損を免れる。

40

【0064】

R F フィルター 83 を用いて、反射したエコーを診断用トランスデューサ要素 12、14 を介して受波し、所望の周波数帯を選択する。R F フィルターは、特定の周波数帯の信号を通過させ、その他の周波数はノイズとして排除する。体組織は、入射する超音波に対しローパスフィルターとして働くため、最大透過のための R F フィルターを構成する場合、R F フィルターの中心周波数は診断用トランスデューサ要素の中心周波数よりも低く設定する必要がある。

50

【0065】

図8は、本発明による超音波トランスデューサアセンブリ84の第三の実施例を示す。この第三の実施例において、複数の治療用トランスデューサ要素は、治療用トランスデューサ要素の多重位相アレイ86を含み、複数の診断用トランスデューサ要素は、診断用トランスデューサ要素の多重位相アレイ88を含む。第一及び第二実施例におけるように、治療用トランスデューサ要素のアレイ86は、診断用トランスデューサ要素のアレイを中心として、共通のプラットフォーム上に配置される。好適な裏当材料及びマッチング材料が、前出の実施例と同様に用いられる。この実施例は、患者の体表に近い部分の疾患の治療に用いることが可能である。

【0066】

図9は、本発明による超音波トランスデューサアセンブリ90の第四の実施例を示す。この第四の実施例が第三の実施例と異なるのは、複数の治療用トランスデューサ要素が治療用トランスデューサ要素の環状アレイ92を含む点である。前出の実施例と同様に、治療用トランスデューサ要素の環状アレイ92は、診断用トランスデューサ要素のアレイ94を中心として、共通のプラットフォーム上に配置される。適切な裏当材料及びマッチング材料を、前出の実施例と同様に用いる。この実施例は、患者の皮膚の表面近くの治療及びやや深い部分における治療に用いることができる。

【0067】

本技術に熟達した者が高く評価できるのは、第三及び第四の実施例の多重位相トランスデューサアレイを用いて処理するには、図6及び図7の回路構成を従来の方法で変更すべきであるという点である。

【0068】

前出の各実施例において、治療用トランスデューサ要素は、診断用トランスデューサ要素を中心として配置される。診断用トランスデューサ要素を、中心に設置した治療用トランスデューサ要素から外向に配置することにより、トランスデューサアセンブリの視野が拡大し、アセンブリの像影感度及びトランスデューサアセンブリを用いて得られる画像の解像度を高めることができる。

【0069】

本発明の超音波トランスデューサアセンブリは、特殊な超音波プローブに組込むことができるため、操作者はトランスデューサアセンブリを対象とする生体領域の近くに近づけることが可能となる。この方法により、組織の差異がより容易に識別でき、解像度も高まり、視野も拡大できる。

【0070】

図10(a)及び(b)は、本発明の前述の実施例10、10'、84、90のいずれかによるトランスデューサアセンブリを組込んだ食道透視プローブ96を各々示す。トランスデューサアセンブリは、プローブの先端に位置する。食道透視プローブは、食道内からの組織及び心臓部の像影に用いる。超音波トランスデューサアセンブリは、手動で約180度回転させることができる。また、トランスデューサアセンブリは、前後に120度まで回転させることができる。さらに、トランスデューサアセンブリは、左右に回転角度90度まで移動/回転させることができる。

【0071】

図11(a)及び(b)は、上述した実施例10、10'、84、90のいずれかによるトランスデューサアセンブリを組込んだ窩洞内プローブ98の一構成を各々示す。図11(a)及び(b)の窩洞内プローブ98は、腔内の施術に用いることが可能である。図11に良く示すように、トランスデューサアセンブリのプラットフォームは、輪郭に沿わせて構成可能なため、特殊な処置にも対応できる。

【0072】

図12(a)及び(b)は、上述した実施例のいずれかによるトランスデューサアセンブリを組込んだ窩洞内プローブ100の第二の構成を各々示す。この構成において、トランスデューサアセンブリは、プローブ100の最先端に位置する。このような構成は、腔

10

20

30

40

50

内の処置又は前立腺の像影に用いることができる。

【0073】

図13は、上述した実施例のいずれかによるトランスデューサアセンブリを組み込んだ窩洞内プローブ102の第三の構成を示す。この構成では、トランスデューサアセンブリは、プローブの柄の先端の直ぐ下の所を取り囲んでいる。この構成は、腔内又は直腸内の像影に用いることができる。

【0074】

本発明の別の要旨によると、患者の患部の小胞を超音波像影すると同時に治療用超音波を照射して、例えばキャビテーションの増強又は小胞と結合した生物活性物質の的確な放出等の治療目的のため、該小胞を圧壊することが可能な新たな方法が提供される。この方法は、(1)一定量の小胞を患者に投与し、(2)患者の患部の小胞を、小胞を圧壊する周波数及びエネルギーの治療用超音波で音響放射し、(3)同時に、音響放射された小胞からの超音波放射を治療用超音波の周波数の高調波にて受波し、受波した超音波放射から前記患部の画像を生成する処理を含む。同時像影により、操作者は小胞の圧壊をリアルタイムでモニターできる。

【0075】

本技術に熟達した者が認識するように、本開示内容を一旦修得すると、幅広く変化する量の小胞を、本発明の方法の実践において用いることができる。ここで用いたように、「気小胞の量」とは、このような量を全て包含することを意図している。

【0076】

液体中に懸濁する気泡は、ここで記述した投与される小胞等であるが、超音波放射した際に超音波エネルギーを放出させるようにすることができることが知られている。参照例としては、D.L.Millerの「二次高調波放射による流動管中の共鳴キャビテーション気泡の超音波検知」(「超音波」217-224頁、1981年9月号)が挙げられるが、その開示内容については本文中に参照として包含している。超音波エネルギーの放射は、入射周波数の高調波において生じる。本発明の方法は、この既知の特性を利用して、操作者が小胞調剤の小胞を像影すると同時に、その小胞を圧壊するため治療用超音波を照射できるようにしている。治療用超音波は、圧壊の前に小胞における高調波放射を発生するように作用する。

【0077】

入射超音波の2倍の周波数での放射は、二次高調波放射と称し、低振幅における最強の高調波放射である。上記の受波処理において受波されるのは、これらの所謂二次高調波放射であることが望ましい。二次高調波信号を最大限顕現させる最適な周波数付近で、小胞を音響放射できることが望ましいが、これは、小胞の直径、弾性、密度により変化するものである。当然ながら、必要に応じて、偶数及び奇数の高調波周波数を含む他の高調波周波数で像影することもできる。励起周波数の高調波及び低調波での像影については、米国特許番号5,410,516に記述があり、その開示内容については本文中で包括的に参照している。

【0078】

小胞を圧壊するためには、連続波の治療超音波が望ましいが、音のエネルギーもパルス化することも可能である。パルス化された音エネルギーが用いられると、この音は、一度に約8パルスから約20パルス若しくはそれ以上のエコートレイン長でパルス化されるのが一般的である。

【0079】

小胞を音響放射するために用いる治療用超音波のエネルギーレベルは、一平方センチメートル(cm^2)当たり約0.05ワット(W)から約5.0 W/cm^2 の範囲が望ましく、より好ましいのはエネルギーレベル約0.2 W/cm^2 から約2.5 W/cm^2 である。例えば、直径約0.5ミクロン未満のごく微小な小胞については、より高い周波数の超音波が通常望ましい。これは、小さな小胞は、高い周波数においてより有効に超音波エネルギーを吸収するためである。皮膚及びその他の表層組織については、外部からの施術が望ましい場合が

10

20

30

40

50

あるが、深部の構造については、間質プローブ又は上述した型の窩洞内プローブを介して超音波エネルギーを照射することが望ましい。

【0080】

実験により、小胞の圧壊が、以下の超音波の連続波及び選択されたデューティーサイクルについての空間的ピークの時間平均強度（I SPTA）（ミリワット（mW）/平方センチメートル（ cm^2 ））で開始することが見出された。全ての値は、1.0 MHzの周波数の超音波を用いて得たものである。

【0081】

【表1】

デューティーサイクル	I SPTA (mW/cm^2)
5.3%	290
10.4%	100
21.9%	70
連続波	35

10

【0082】

これらのデータから明らかなように、圧壊は、連続波の超音波を用いた場合最も生じ易い。

20

【0083】

小胞は、選択した投与経路（即ち非経口、経口、腹腔内）に適合する各種の形態で患者に投与できる。望ましいのは非経口投与であり、以下の経路による投与を含む。静脈内、筋内、間質性、動脈内、皮下、眼内（intraocular）、滑液内、皮膚移植を含む上皮移植、吸入により肺、眼底（ophthalmic）、舌下及び頬内、各局所（眼（ocular）、皮膚、目、直腸、インサフレーションを介し鼻吸入、を含む）。非経口投与の経路の中で、最も望ましいのは静脈内投与である。

【0084】

有効な投薬及び投与の仕方は、年齢、体重、治療対象の動物の種類、行おうとする特定の治療施術内容によって異なる。投薬は、少量から開始して所望の治療効果が得られるまで増加させるのが一般的である。

30

【0085】

患者は、いかなる種の動物でもよいが、脊椎動物が好ましく、哺乳類、特にヒトが望ましい。患者の患部とは、患者全体、患者の特定の領域又は部位を意味する。

【0086】

また、本発明の方法は、生体外において行うことも可能である。例えば、細胞培養においては、小胞を培養組織内の細胞に付加して培養してもよい。その後、治療用超音波を細胞及び小胞を含む培地に照射することができる。

【0087】

本発明の方法を最も有効に行うため、本発明の新たな超音波トランスデューサセンブリを用いる。例えば、図1の超音波トランスデューサセンブリ10について考えると、治療用トランスデューサ要素のリニアアレイ16を用いて、例えば1.75 MHzの第一周波数で音響放射処理を行う。一方、診断用トランスデューサ要素の第一及び第二リニアアレイ12、14を構成して、小胞の高調波放射を入射周波数の二倍、即ち3.5 MHzで受波することが可能である。

40

【0088】

実施例

本発明の方法は、以下の想定例において詳細記述される。これらの想定例は、説明のみを目的とするものであり、添付の請求項を制限するものではない。

50

【0089】

実施例 1

腿部に悪性の軟部組織肉腫を有する患者において、5ミリグラム (mg) のアドリアマイシンを含有する小胞調剤を、5.0立方センチメートル (cc) (1.5×10^9 小胞/ミリリットル (ml)) 静脈注射する (IV)。患者の腫瘍を、複数の診断用トランスデューサ要素を介して超音波像影する。小胞が腫瘍の微小血管系を通過する際、グレースケール像影及びカラーのドップラーにより検知する。検出の際、10秒間のバーストで、治療用超音波を周波数1.5MHzのエネルギー 0.5 W/cm^2 の連続波の超音波で行う。診断用トランスデューサ要素を用いて、小胞からの二次高調波放射を、治療用超音波の入射周波数の二倍の周波数3.0MHzで受波する。小胞が圧壊するに従い、アドリアマイシンが腫瘍内で局所的に放出される。本発明の方法及び装置による同時像影により、医師は小胞の圧壊をリアルタイムでモニターできる。高度に腫瘍内の化学療法を集中させることができ、患者の腫瘍は根治する。

10

【0090】

実施例 2

乳ガンの患者において、乳ガンエピトープの抗体でレベル付けされたオクタフルオルペンタン小胞を含む小胞調剤を5.0cc注入する (IV)。約48時間後に、患者のえき窩の超音波像影を行う。複数の治療用トランスデューサ要素を用いて、小胞の圧壊を生じさせるには不十分だが二次高調波放射を発生させるには十分な周波数で入射超音波を高周波する。小胞を担持した抗体を結合するリンパ節からの二次高調波放射を受波すると、治療用超音波のエネルギーを 5.0 W/cm^2 に上昇させる。小胞が付着した腫瘍は、キャピテーション閾値を低下させ局所的な節内キャピテーションが得られるため、悪性腫瘍を破壊する。破壊の様子は複数の診断用トランスデューサ要素を介して同時像影される。

20

【0091】

実施例 3

実施例2と同様であるが、小胞は更に1ml当たり1.0mgのシス形のプラチナを含む。より低い 0.5 W/cm^2 のエネルギーを与えて小胞を圧壊し、リンパ節内にシス形のプラチナを放出し、腫瘍を破壊する。

【0092】

実施例 4

第二斜位壁を含む心筋虚血を有する患者において、内皮成長要素 (EFG) の遺伝子と結合する2.0ccのカチオン小胞 (1.0×10^9 小胞/ml) を注入する (IV)。連続波の治療用超音波を、 0.05 W/cm^2 から 0.2 W/cm^2 の間のエネルギーのバーストで、左心室の斜位壁心筋に照射する。小胞は、斜位壁心筋組織の微小血管系を通過する際に圧壊される。小胞の圧壊により、遺伝子を心筋に放出するだけでなく、局所的な衝撃波を生成して遺伝子物質の心内皮及び筋細胞への移動を促進する。EFGへの部分的な遺伝子発現が達成され、結果、新たな冠循環の発達及び冠静脈の血流の改善がなされる。小胞の圧壊は、複数の診断用トランスデューサ要素が受波する二次高調波放射を介してリアルタイムでモニターされる。

30

【0093】

実施例 5

局所的な侵襲性食道ガンの患者を、マイトマイシンCを担持する気泡及びBCL2の遺伝子を用いて治療する。図10(a)及び(b)で示すプローブ等の食道内トランスデューサを食道に位置させ、トランスデューサの位置を複数の診断用トランスデューサ要素を介して確認する。さらに、薬品及び遺伝子物質と結合する小胞調剤を10.0ml注入する (IV)。小胞が腫瘍を通過する際に、 0.5 W/cm^2 のバーストの治療用超音波を用いてこれを圧壊する。小胞の圧壊はリアルタイムでモニターされる。治療の結果、腫瘍は除去される。

40

【0094】

実施例 6

50

実施例 5 と同様であるが、患者は膵臓ガンである。トランスデューサアセンブリを胃に位置させて、胃壁の背部を通じて像影できるように位置決めする。膵臓の腫瘍が確認されると、小胞調剤を実施例 5 と同様に注入し、小胞の圧壊を同時像影しながら治療を行う。患者の膵臓の癌腫が緩解する。

【 0 0 9 5 】

実施例 7

アテローム性動脈硬化の患者に、直径 1 . 0 ミクロメートル (μm) 未満の小胞を有する小胞調剤を 5 . 0 cc 投与する。小胞調剤は、コレステロールでラベル付けされている。小胞は、血小板の脂質が付着した領域に堆積する。0 . 5 W/cm² のエネルギーで、経皮的に治療用超音波を照射する。小胞は、血小板を溶解しつつ圧壊する。小胞の圧壊は、リアルタイムでモニターされる。

10

【 0 0 9 6 】

実施例 8

実施例 7 と同様であるが、小胞が付着する対象は、アテローム性動脈硬化症の血小板であり、低濃度のリポ蛋白 (L P L) でラベル付けを行う。

【 0 0 9 7 】

実施例 9

実施例 7 と同様であるが、基本的な繊維芽細胞の成長要因に対する抗知覚構成物を与えて、脈管内膜の過形成及び再狭窄を除去する。

【 0 0 9 8 】

20

実施例 1 0

実施例 7 及び実施例 8 と同様であるが、超音波トランスデューサアセンブリを装着した脈管カテーテルを用いている。動脈血小板内の小胞を、脈管カテーテルの治療用トランスデューサ要素を用いて、導管の内部から圧壊させる。

【 0 0 9 9 】

実施例 1 1

前立腺ガンの患者に、1 0 mg の抗 L H R H デカペプチドと結合する小胞調剤を 1 0 ml 注入する (I V) 。本発明の超音波トランスデューサアセンブリを有する直腸内プローブを直腸内に位置させ、診断用トランスデューサ要素を利用して、前立腺に隣接して位置決めする。前立腺腫瘍の微小血管系内を巡る小胞が検知されると、高エネルギーの治療用超音波を照射して小胞を圧壊し、局所的に高濃度の抑制ペプチドを放出する。二次高調波放射を介して小胞の同時像影を行う。このように外来患者の腫瘍も緩解でき、侵襲処理を最少限にできる。

30

【 0 1 0 0 】

本文中に引用又は記述した各特許、特許出願、公開の開示内容は、その全体を参照として本開示に包含する。

【 0 1 0 1 】

上記で説明したように、本発明は、超音波診断の実行と同時に患者の患部に治療用超音波を処置する新たな方法及び装置に関する。特に、本発明の方法及び装置は、患者の患部を超音波像影すると同時に、該患部に治療用超音波を照射することにより、例えば生物活性物質的確な放出等の治療目的のため、該患部の小胞を圧壊するために有効である。本発明の方法及び装置により、操作者は小胞の圧壊をリアルタイムでモニターできる。上述した実施例は、発明の広範な創意的概念から逸脱することなく変更可能であると理解される。従って、本発明は開示された特定の実施例に限定されるものではなく、添付の請求項に規定される発明の精神及び範囲内において、あらゆる修正を加え得るものである。

40

【 0 1 0 2 】

本発明の主な特徴及び態様を挙げれば以下のとおりである。

1 . 診断用超音波と治療用超音波を同時に照射する超音波トランスデューサアセンブリにおいて、

治療用超音波を発生する複数の治療用トランスデューサ要素と、

50

診断用超音波を発生及び受波する複数の診断用トランスデューサ要素と、

前記複数の治療用及び診断用トランスデューサ要素が配置される実質的に平坦な上面を有するプラットフォームとを含み、前記複数の治療用トランスデューサ要素は、該平坦面上に、複数の診断用トランスデューサ要素の中心として配置することを特徴とする超音波トランスデューサアセンブリ。

2. 前記複数の治療用トランスデューサ要素と、前記プラットフォームの平坦面との間に配置される第一裏当材料と、

前記複数の診断用トランスデューサ要素と、前記プラットフォームの前記平坦面との間に配置される第二裏当材料とを更に含むことを特徴とする上記1に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

3. 前記第一裏当材料は、前記第二裏当材料よりも低い音響インピーダンスを有することを特徴とする上記2に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

4. 前記第一裏当材料は、約 2×10^6 から 3×10^6 kg/m²/s の範囲における音響インピーダンスを有することを特徴とする上記2に記載の超音波トランスデューサアセンブリ

5. 前記第二裏当材料は、約 7×10^6 の音響インピーダンスを有することを特徴とする上記2に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

6. 前記第一及び前記第二裏当材料は、各々がポリマーマトリックス材料からなることを特徴とする上記2に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

7. 前記第一裏当材料は、タングステン粉を含むエポキシ又は空気のいずれか一つであることを特徴とする上記2に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

8. 前記第二裏当材料は、タングステン粉を含むエポキシであることを特徴とする上記2に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

9. 極端に減衰した音響インピーダンスを有する材料により、前記平坦面上の前記複数の診断用トランスデューサ要素から前記複数の治療用トランスデューサ要素が隔離されることを特徴とする上記1に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

10. 前記音響隔離材料は、ネオプレン又は空気のいずれか一つであることを特徴とする上記9に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

11. 前記複数の治療用トランスデューサ要素は治療用トランスデューサ要素のリニアアレイを含み、前記複数の診断用トランスデューサ要素は診断用トランスデューサ要素の第一及び第二のリニアアレイからなり、前記治療用トランスデューサ要素のリニアアレイを中央に対向して配置されていることを特徴とする上記1に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

12. 前記複数の治療用トランスデューサ要素は治療用トランスデューサ要素の多重位相アレイを含み、前記複数の診断用トランスデューサ要素は診断用トランスデューサ要素の多重位相アレイを含み、前記診断用トランスデューサ要素は、平坦面上の前記治療用トランスデューサ要素の多重位相アレイを前記取り囲むことを特徴とする上記1に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

13. 前記複数の治療用トランスデューサ要素は治療用トランスデューサ要素の環状アレイを含み、前記複数の診断用トランスデューサ要素は診断用トランスデューサ要素の多重位相アレイを含み、前記診断用トランスデューサ要素は前記平坦面上の前記治療用トランスデューサ要素の環状アレイを取り囲むことを特徴とする上記1に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

14. 前記プラットフォームの対向面上において、前記治療用及び診断用トランスデューサ要素と相対して配置されるインピーダンスマッチング材料層を含むことを特徴とする上記1に記載の超音波トランスデューサアセンブリ。

15. 患者の治療を行う方法は、

(1) 該患者に一定量の小胞を投与し、

(2) 該患者の患部の小胞を、小胞の圧壊を生じさせる周波数及びエネルギーの治療用超音波で音響放射し、

10

20

30

40

50

(3) 音響放射された小胞からの超音波放射を、治療用超音波の周波数の高調波にて受波し同時に、受波した超音波放射から前記患部の画像を生成することを特徴とする方法。

16. 前記治療用超音波は、連続波の超音波信号であることを特徴とする上記15に記載の方法。

17. 前記治療用超音波は、パルス化されることを特徴とする上記15に記載の方法。

18. 前記小胞の超音波放射を受波する高調波は、前記治療用超音波の周波数の二次高調波であることを特徴とする上記15に記載の方法。

19. 前記画像は、リアルタイムで生成されることを特徴とする上記15に記載の方法。

20. 前記音響放射の前に、診断用超音波を用いて小胞をモニターし、前記患部における小胞の存在を決定する処理を含むことを特徴とする上記15に記載の方法。

21. 小胞は、静脈内投与されることを特徴とする上記15に記載の方法。

22. 小胞は生体活性物質と結合して小胞調剤を形成し、小胞の圧壊によって患部への生体活性物質の放出が生じることを特徴とする上記15に記載の方法。

23. 前記音響放射は複数の治療用トランスデューサ要素を用いて行い、前記受波処理は複数の診断用トランスデューサ要素を用いて同時に行い、複数の治療用トランスデューサ要素は複数の診断用トランスデューサ要素を中心として共通プラットフォーム上に配置されることを特徴とする上記15に記載の方法。

24. 治療用超音波の周波数は、約0.75 MHzから約3.0 MHzの範囲であることを特徴とする上記15に記載の方法。

25. 治療用超音波の周波数は、約1.0 MHzから約2.0 MHzの範囲であることを特徴とする上記24に記載の方法。

26. 前記治療用超音波のエネルギーは、約0.05 から約5.0 W/cm² の範囲であることを特徴とする上記15に記載の方法。

27. 前記治療用超音波のエネルギーは、約0.2 から約2.5 W/cm² の範囲であることを特徴とする上記26に記載の方法。

【図面の簡単な説明】

【0103】

【図1】本発明の一実施例による超音波トランスデューサアセンブリの一部を示す上面図である。

【図2】図1の超音波トランスデューサアセンブリの線2-2における断面図である。

【図3】図2の超音波トランスデューサアセンブリの斜視図である。

【図4】本発明による超音波トランスデューサアセンブリの第二の実施例を示す。

【図5】本発明の超音波トランスデューサアセンブリが組み込まれたポータブルユニットを示す。

【図6】本発明の超音波トランスデューサアセンブリを用いて、超音波診断及び超音波治療を同時に実施する装置のブロック図である。

【図7】図6の回路構成の詳細を示すブロック図である。

【図8】本発明による超音波トランスデューサアセンブリの第三の実施例を示す。

【図9】本発明による超音波トランスデューサアセンブリの第四の実施例を示す。

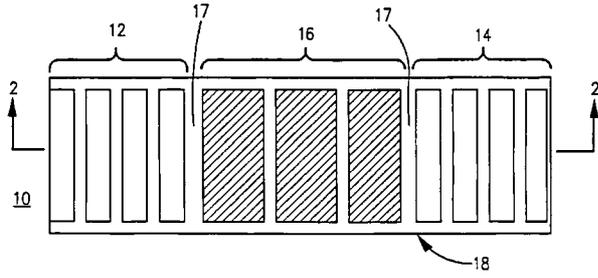
【図10】本発明による超音波トランスデューサアセンブリを組み込んだ食道透視プローブを示す。

【図11】本発明による超音波トランスデューサアセンブリを組み込んだ窩洞内プローブを示す。

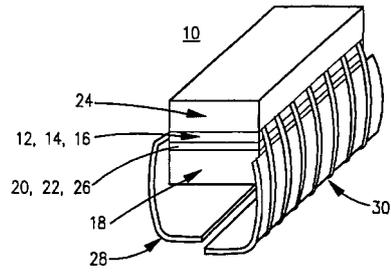
【図12】本発明による超音波トランスデューサアセンブリを組み込んだ窩洞内プローブの第二の構成を示す。

【図13】本発明による超音波トランスデューサアセンブリを組み込んだ窩洞内プローブの第三の構成を示す。

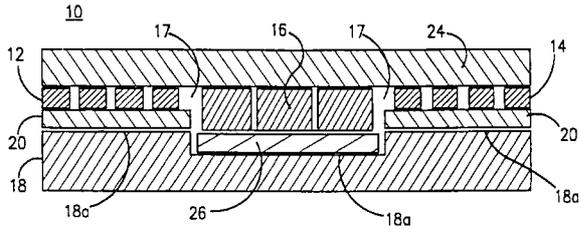
【図1】



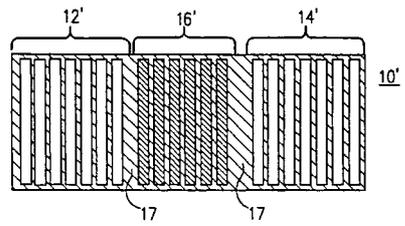
【図3】



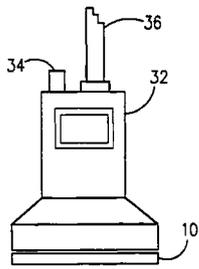
【図2】



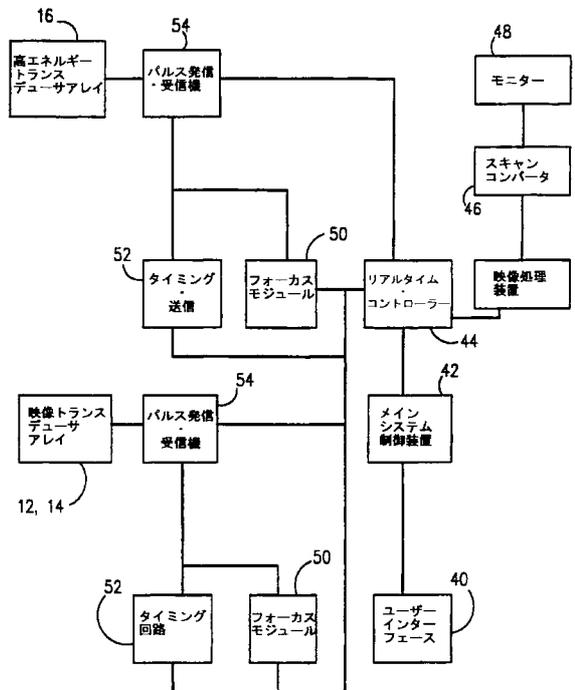
【図4】



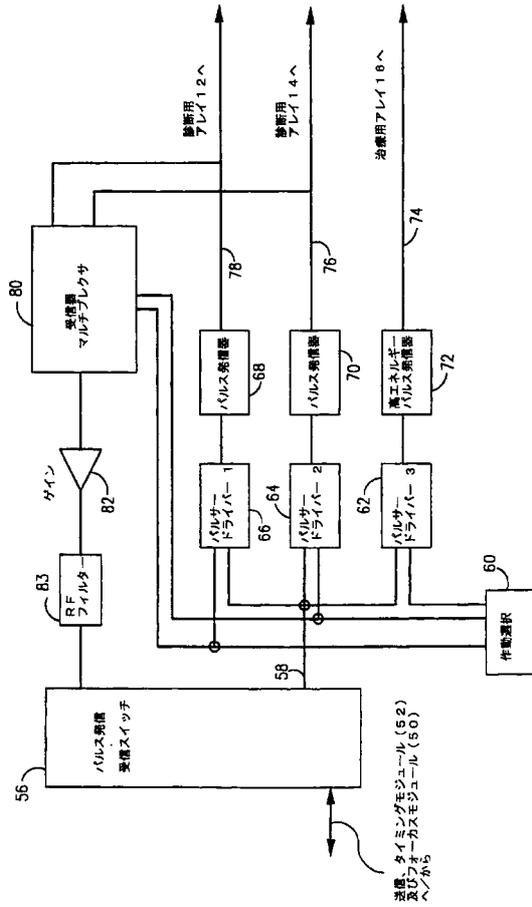
【図5】



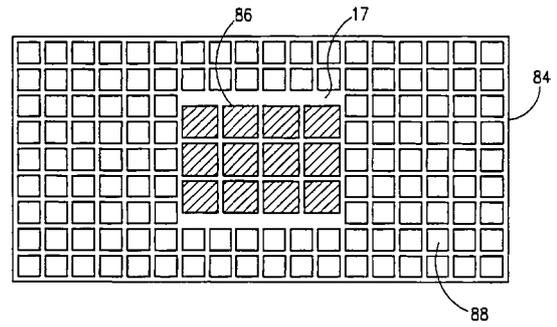
【図6】



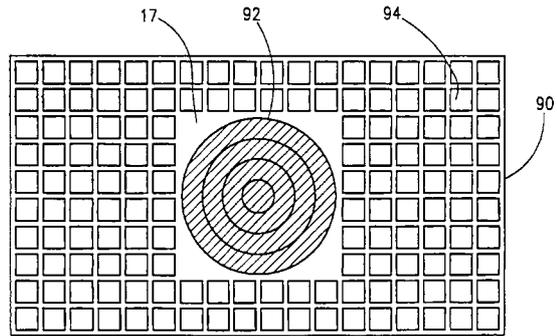
【図7】



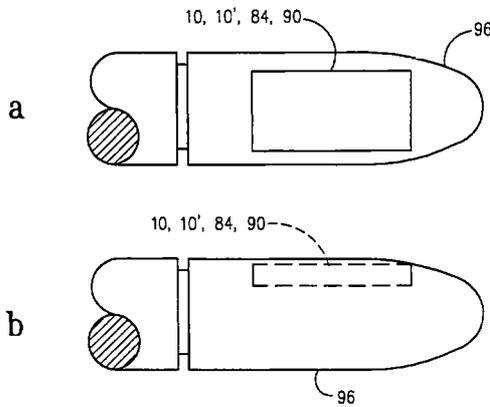
【図8】



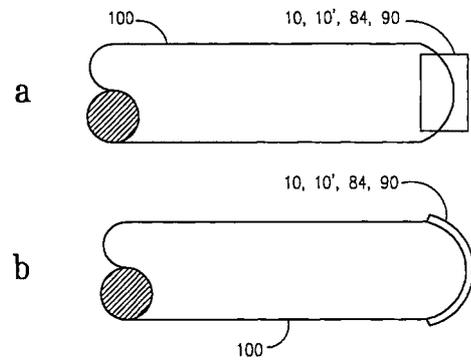
【図9】



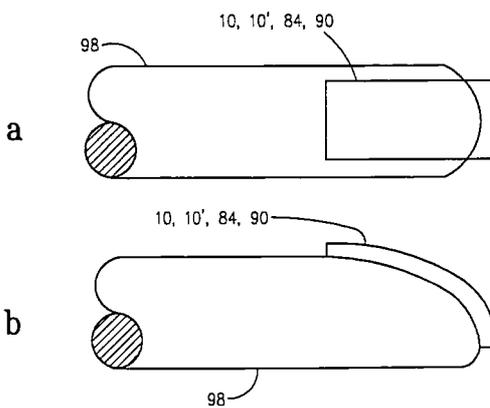
【図10】



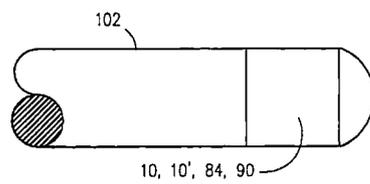
【図12】



【図11】



【図13】



フロントページの続き

(72)発明者 デイビッド・ダブリュー・イエローヘア

アメリカ合衆国アリゾナ州 8 5 7 4 6 トゥーソン・サウスピアプロモントリオ 7 3 5 0

F ターム(参考) 4C060 JJ25 JJ27

4C601 BB06 DD08 DD15 DE06 DE10 EE01 EE09 EE11 EE16 FE07

FE10 FF12 FF13 FF15 FF16 GB04 GB05 GB06 GB09 GB31

GB41 GB45

专利名称(译)	用于同时执行超声诊断和超声治疗的方法和设备		
公开(公告)号	JP2007289693A	公开(公告)日	2007-11-08
申请号	JP2007109740	申请日	2007-04-18
申请(专利权)人(译)	Imaarekusu杉机俞蒂卡尔, 企业庸率		
[标]发明人	エバンシーアングー デイビッドダブリユーイエローヘア		
发明人	エバン・シー・アングー デイビッド・ダブリユー・イエローヘア		
IPC分类号	A61B8/12 A61B18/00 A61B8/00 A61B8/08 A61K41/00 A61K49/22 A61N7/00 G01S15/89 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/0833 A61B8/0883 A61B8/445 A61B8/4483 A61B8/481 A61K41/0028 A61K49/223 A61N7/00 G01S15/8925 G01S15/899		
FI分类号	A61B8/12 A61B17/36.330 A61N7/02		
F-TERM分类号	4C060/JJ25 4C060/JJ27 4C601/BB06 4C601/DD08 4C601/DD15 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/EE01 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/FE07 4C601/FE10 4C601/FF12 4C601/FF13 4C601/FF15 4C601/FF16 4C601/GB04 4C601/GB05 4C601/GB06 4C601/GB09 4C601/GB31 4C601/GB41 4C601/GB45 4C160/JJ25 4C160/JJ33 4C160/JJ34 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C160/MM32 4C160/MM36 4C160/MM43 4C160/MM53		
优先权	08/468052 1995-06-06 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种廉价的方法和设备，用于同时执行超声诊断和治疗超声治疗。治疗性换能器元件16的线性阵列优选地能够在大约0.25到大约100MHz的频率范围内产生超声。更优选的是约0.75MHz至约3.0 MHz的范围。第二多个换能器元件分别包括诊断换能器元件12和14的第一和第二线性阵列，其布置在治疗换能器元件16的线性阵列的相对侧。诊断换能器元件的第一和第二线性阵列12和14优选地能够在大约1.0MHz到大约10.0MHz的频率范围内产生和接收超声波。因此，施用于患处的囊泡被压碎以用于治疗目的，例如增强空化作用或将生物活性物质准确释放至患处。操作者可以实时监测囊泡塌陷。[选型图]图1

