

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7671446号
(P7671446)

(45)発行日 令和7年5月2日(2025.5.2)

(24)登録日 令和7年4月23日(2025.4.23)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 N 7/00 (2006.01)

A 6 1 N 7/00

請求項の数 16 外国語出願 (全28頁)

(21)出願番号	特願2021-63075(P2021-63075)	(73)特許権者	511004944
(22)出願日	令和3年4月1日(2021.4.1)		エダップ テムエス フランス
(65)公開番号	特開2021-159775(P2021-159775 A)		EDAP TMS FRANCE
(43)公開日	令和3年10月11日(2021.10.11)		フランス、6 9 1 2 0 ヴォール - ザン
審査請求日	令和6年4月1日(2024.4.1)		- グラン、バルク ダクティヴィテ ラ
(31)優先権主張番号	2003282		ブドレット ラマルティン、リュ デュ
(32)優先日	令和2年4月2日(2020.4.2)	(73)特許権者	592236234
(33)優先権主張国・地域又は機関	フランス(FR)		アンスティテュー・ナショナル・ドゥ・
			ラ・サンテ・エ・ドゥ・ラ・ルシェルシ
			ュ・メディカル・(イ・エヌ・エス・ウ
			・エール・エム)
			INSTITUT NATIONAL D
			E LA SANTE ET DE LA R
			ECHERCHE MEDICALE (
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 遠隔交差集束超音波の放射によって組織を治療する治療装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

集束超音波の放射によって組織を治療する治療装置であって、
前記治療装置は、音響軸に対応する対称軸（S）又は音響面に対応する対称面（A1）を有する集束超音波の放射面（4）を定める複数の超音波エミッタ（3）を含むトランスデューサ（2）を有する治療用プローブを備え、これらの超音波エミッタは、集束超音波の圧力場の生成面（8）が定まるように、制御回路（7）の一部を形成する信号発生器によって送信される信号によって駆動され、
前記生成面（8）は、焦点面（Pf1、Pf2、...）に定められる焦点領域（Zc1、Zc2、...）に超音波が集束するように、少なくともN個のセクタ（81、82、...）（Nは、2から32）に分割され、この生成面の前記セクタは、断面（Pp）において、前記対称面（A1）又は前記対称軸（S）について非対称である有限長の凹曲線部（S1、S2、...）を有し、
その曲率中心（c1、c2、...）は、前記曲率中心が前記対称面（A1）若しくは前記対称軸（S）から異なる距離に位置し、及び／又は、前記対称軸に沿った方向において異なる位置に位置するように、前記対称面（A1）又は前記対称軸（S）について非対称であり、
凹曲線部（S1、S2、...）の各々は、前記凹曲線部の曲率中心（c1、c2、...）と前記凹曲線部（S1、S2、...）の中心とを通過する個々の軸（a1、a2、...）を有し、
前記個々の軸（a1、a2、...）は、前記セクタに由来する複数のビームが、前記焦点領

10

20

域 (Z_{c1} 、 Z_{c2} 、...) と前記生成面 (8) との間で、又は前記焦点領域 (Z_{c1} 、 Z_{c2} 、...) に対して前記生成面と反対側で交差し、前記対称面 ($A1$) 又は前記対称軸 (S) から外れて前記焦点面 (P_{f1} 、 P_{f2} 、...) から離間して位置する焦点範囲領域 (Z_r) を形成するように、前記焦点領域 (Z_{c1} 、 Z_{c2} 、...) と前記生成面 (8) との間で、又は前記焦点領域に対して前記生成面と反対側で交差し、

この生成面 (8) の前記セクタは、前記セクタ (8_1 、 8_2 、...) が前記焦点範囲領域 (Z_r) に対応する輪郭を有するエネルギー付与領域を形成するように、前記対称軸 (S) の周囲で前記凹曲線部 ($S1$ 、 $S2$ 、...) を $2/N$ 回転させ、又は前記凹曲線部 ($S1$ 、 $S2$ 、...) を含む前記断面 (Pp) に垂直な方向 (Y) に沿って前記凹曲線部を移動させることによって、形成され、

前記生成面 (8) の前記凹曲線部 ($S1$ 、 $S2$ 、...) は、前記対称軸 (S) 又は前記対称面 ($A1$) を挟むいずれかの側において前記断面 (Pp) 内を延び、前記生成面から離間した位置に前記焦点範囲領域 (Z_r) が位置するように、互いに離間している、ことを特徴とする治療装置。

【請求項 2】

前記生成面 (8) は、2 個のセクタに分割されていることを特徴とする、請求項 1 に記載の治療装置。

【請求項 3】

前記生成面 (8) において、内側の端部 ($8a_1$ 、 $8a_2$ 、...) は、超音波イメージングプローブを取り付けるためのハウジングの範囲を定めることを特徴とする、請求項 1 に記載の治療装置。

【請求項 4】

前記生成面 (8) は、円環状の幾何学的な配置をされたトランスデューサ素子によって定められた面 (4) に由来し、前記円環状の幾何学的な配置は、互いに交差しかつ一致しない円の弧を描くように前記対称軸 (S) の周囲で凹曲線部を回転させることによって形成され、前記互いに交差しかつ一致しない円は、前記焦点領域が円の一部の形状を有するように交差することを特徴とする、請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の治療装置。

【請求項 5】

前記面 (4) は、前記対称軸 (S) について対称に切り取られた形状を有することを特徴とする、請求項 4 に記載の治療装置。

【請求項 6】

前記生成面 (8) は、円筒状の幾何学的な配置をされたトランスデューサ素子によって定められる面 (4) に由来し、前記円筒状の幾何学的な配置は、前記焦点領域が直線状の形状を有するように、前記凹曲線部を含む前記断面 (Pp) に垂直な方向 (Y) に沿って 2 つの前記凹曲線部を有限長さだけ移動させることによって形成されることを特徴とする、請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の治療装置。

【請求項 7】

前記トランスデューサ (2) の前記超音波エミッタ (3) は、集束超音波の圧力場の前記生成面 (8) に対応する放射面 (4) を定めることを特徴とする、請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の治療装置。

【請求項 8】

前記制御回路 (7) の一部を構成する前記信号発生器は、集束超音波の圧力場の前記生成面 (8) が形成されるように、遅延法則又は位相法則を用いて、部分に配置された前記超音波エミッタ (3) を駆動させる信号を送信するように制御されることを特徴とする、請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の治療装置。

【請求項 9】

暴露段階において、セクタ (8_1 、 8_2 、...) 及び前記対称軸について対称に対向するセクタの一部を形成する前記超音波エミッタは、対応するエネルギー付与領域が形成されるように、前記制御回路 (7) の一部を構成する前記信号発生器によって送信される信号によって駆動されることを特徴とする、請求項 1 から 8 のいずれか 1 項に記載の治療装置。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

暴露段階において、セクタ（ 8_1 、 8_2 、...）及び前記対称面（ A_1 ）について対称に対向するセクタの一部を形成する前記超音波エミッタは、対応するエネルギー付与領域が前記対称面（ A_1 ）の一方の側に形成されるように、前記制御回路（7）の一部を構成する前記信号発生器によって送信される信号によって駆動されることを特徴とする、請求項 1 から 8 のいずれか 1 項に記載の治療装置。

【請求項 11】

後の暴露段階において、セクタ（ 8_1 、 8_2 、...）及び前記対称面（ A_1 ）について対称に対向するセクタの一部を形成する前記超音波エミッタ（3）は、対応するエネルギー付与領域が、前の暴露段階において前記エネルギー付与領域が形成された側に対向する側に形成されるように、前記制御回路（7）の一部を構成する前記信号発生器によって送信される信号によって駆動されることを特徴とする、請求項 10 に記載の治療装置。

10

【請求項 12】

前記超音波エミッタ（3）は、前記対称面（ A_1 ）に垂直な複数のセクタに沿って配置され、連続した暴露段階において、セクタの前記超音波エミッタは、エネルギー付与領域が前記対称面（ A_1 ）を挟むいずれかの側に形成されるように、前記制御回路（7）の一部を構成する前記信号発生器によって送信される信号によって駆動されることを特徴とする、請求項 10 又は 11 に記載の治療装置。

【請求項 13】

暴露段階ごとに前記曲率中心（ c_1 、 c_2 、...）が前記対称面（ A_1 ）若しくは前記対称軸（ S ）から異なる距離に位置し、及び／又は、前記対称軸（ S ）に沿った方向において異なる位置に位置する、連続した暴露段階の各々において、前記超音波エミッタは、前記対称面（ A_1 ）又は対称軸（ S ）から外れたエネルギー付与領域が得られるように、前記制御回路（7）の一部を構成する前記信号発生器によって送信される信号によって駆動されることを特徴とする、請求項 1 から 12 のいずれか 1 項に記載の治療装置。

20

【請求項 14】

暴露段階ごとに前記曲率中心（ c_1 、 c_2 、...）が前記対称面（ A_1 ）若しくは前記対称軸（ S ）から異なる距離に位置し、及び／又は、前記対称軸（ S ）に沿った方向において異なる位置に位置する、連続した暴露段階において、前記超音波エミッタは、これらの連続した暴露段階において、同一の又は異なる大きさを有する異なる位置にある、前記対称面（ A_1 ）又は前記対称軸（ S ）から外れたエネルギー付与領域が得られるように、前記制御回路（7）の一部を構成する前記信号発生器によって送信される信号によって駆動されることを特徴とする、請求項 13 に記載の治療装置。

30

【請求項 15】

連続した暴露段階において、ある暴露段階から他の暴露段階へと前記曲率中心の前記距離及び／又は前記位置が変更されるように、前記超音波エミッタが前記制御回路（7）の一部を構成する前記信号発生器によって送信される信号によって駆動されることによって、前記エネルギー付与領域が前記対称軸（ S ）に沿って、同心状及び／又は対称及び／又は非対称及び／又は重ね合わせられることができることを特徴とする、請求項 9 から 14 のいずれか 1 項に記載の治療装置。

40

【請求項 16】

少なくとも 1 つの補足的な暴露段階において、焦点領域において超音波が集束し、前記対称面（ A_1 ）又は前記対称軸（ S ）に対して中心に位置しかつ前記焦点領域と前記生成面（8）との間において前記焦点面から離間して位置する又は前記焦点領域に対して前記生成面と反対側に位置する焦点範囲領域が得られるように、前記超音波エミッタ（3）は、前記制御回路（7）の一部を構成する前記信号発生器によって送信される信号によって駆動されることを特徴とする、請求項 1 から 15 のいずれか 1 項に記載の治療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、強力集束超音波（HIFU）を放射するように構成された、複数の超音波トランスデューサ素子によって形成された超音波プローブを含む装置又はデバイスの技術分野に関する。

【0002】

本発明の目的は、特に有利には、集束超音波による治療処置の分野に適用される。

【背景技術】

【0003】

特に、出版物「Kennedy, J.E., High-intensity focused ultrasound in the treatment of solid tumours. Nat Rev Cancer, 2005. 5(4): p.321-7」から、集束超音波による治療は、熱的効果と音響キャビテーション作用との組み合わせによって、組織に生体損傷を形成することが知られている。このような治療を行うには、付与エネルギーを制御し、治療される組織に適した大きさの損傷を最小限の時間で実施することが必要である。また、プローブを移動させると、動きへの感知が必要になり、治療時間が長くなるだけでなく、手作業によって精度が低くなり、又はミリ単位の移動を可能にするロボットシステムの導入が必要になる。そのため、プローブの移動をできるだけ少なくしてこの治療を計画する必要がある。さらに、治療される組織によっては、組織を治療するために利用できる音響窓が非常に制限されることがあるので、プローブの移動は、必ずしも実用的ではない（参考：「Aubry, J.F., et al. The road to clinical use of high-intensity focused ultrasound for liver cancer: technical and clinical consensus. J Ther Ultrasound, 2013. 1: p. 13」）。

【0004】

このような組織の損傷の形状は、使用される超音波プローブの放射面の表面の形状に直接的に由来する。例えば、従来の球面状のHIFU超音波トランスデューサの自然な幾何学的焦点は、回折によって楕円形になる。また、先行技術では、超音波プローブを移動させることなく、治療される領域の大きさを増大させるための様々な解決策が提案されている。

【0005】

欧州特許第0214782号明細書には、球面状の幾何形状のトランスデューサから環状の焦点を得るためのレンズを備えた超音波トランスデューサに関する解決策が記載されている。この特殊な構成は、焦点領域をリングの大きさにまで拡大するだけでなく、複数の超音波ビームの交差部に由来する焦点範囲領域をトランスデューサの焦点面の向こう側におけるトランスデューサの中心軸上の位置に生じさせる。この文献は、二次損傷のリスクを克服するために、この焦点範囲領域における圧力場を低減させるシステムを提供している。

【0006】

国際公開第2011/092683号には、損傷部に位置する標的容積に第1ビームを集束させるための超音波トランスデューサの第1ネットワークと、前記第1ビームと第2ビームとの間の干渉によって標的容積内に非対称である超音波領域が形成されるように、同じ標的容積に集束した第2超音波ビームを形成するための超音波トランスデューサの第2ネットワークとを備える強力集束超音波プローブが記載されている。この文献では、このプローブの様々な実施形態について記載されている。主な欠点は、2つの超音波ビームが異なる周波数で形成されるため、より高価な電子機器が必要となり、より複雑なディフュージング計算が必要となり、標的容積の外側に二次的な圧力ローブの出現が引き起こされることである。

【0007】

欧州特許第0661029号明細書で提案されているように、超音波治療用プローブは、イメージングプローブと併用できることに留意すべきである。同じ意味で、米国特許第5522869号明細書には、環形状のトランスデューサを有する円筒状のプローブを備えた超音波エネルギー治療装置が記載されている。

【0008】

10

20

30

40

50

非特許文献第 X P 5 5 0 0 9 8 2 0 の文献には、対称軸から離間した位置にある曲率中心を有する凹曲線部を、対称軸の周囲で回転させることによって形成される回転放射面を含む治療用プローブが記載されている。一断面において、この放射面は、対称軸について対称である 2 つの凹曲線部を示しており、凹曲線部の各々は、曲率中心と凹曲線部の中心とを通過する音響軸を有している。このようなトランスデューサは、一方で、焦点面によって区切られた超音波の焦点のリングを形成し、他方で、複数の超音波ビームの交差領域を形成する。この文献から分かるように、二次的な圧力ピークに対応する複数の超音波ビームの交差領域は、焦点面の後方に位置している。

【 0 0 0 9 】

欧州特許第 2 0 3 5 0 9 1 号明細書には、中心焦点が位置する中心においてリング形状の焦点領域が形成される、円環状の H I F U トランスデューサが記載されている。

10

【 0 0 1 0 】

欧州特許第 2 6 9 1 1 5 4 号明細書には、超音波エミッタが、焦点面に定められる第 1 焦点領域と、第 1 焦点領域と放射面との間に局在して位置する第 2 焦点領域とを形成するように構成された放射面を含む治療用プローブが記載されており、この第 2 焦点領域は、複数の超音波ビームの適用領域に対応している。

【 0 0 1 1 】

文献「Vincenot, J., et al., Electronic beam steering used with a toroidal HIFU transducer substantially increases the coagulated volume. *Ultrasound Med Biol*, 2013. 39(7): p.1241-54」には、音響軸に直交する軸に沿った最小限の自由度を導入し、結果的にこの軸に沿って損傷部を数ミリ移動させる電子集束の技術について記載されている。この解決策では、広い大きさの領域 (5 0 c m ³) をごくわずかな時間 (2 分) で治療することができる。

20

【 0 0 1 2 】

国際公開第 2 0 1 1 / 0 2 4 0 7 4 号では、従来の高価で複雑な電子集束技術において採用されている多数のエミッタ素子及び電流発生器を調整するための解決策が提案されている。この解決策は、電流発生器が複数のエミッタ素子に並列に供給しうるように、パケットを介してエミッタ素子を結合させて、電流発生器の数を効果的に減らすことを目的としている。このような結合は、治療される領域の形状に合わせて焦点を移動させるように、電気的に変更することができる。この解決策は、制御電子機器のコストを下げることはできても、数百のエミッタ素子を含むトランスデューサのコストを下げることはできない。このタイプのトランスデューサを製造するには、デジタル微細加工機を使用する必要がある、素子間の電気音響結合の問題から、従来のセラミック製のトランスデューサでは実行困難である多素子切断が必要となる。

30

【 0 0 1 3 】

国際公開第 2 0 1 6 / 1 4 4 9 3 1 号も同様に、決められた走査サイクルを実施する組織再生のための超音波放射のシステム及び工程を開示している。

【発明の概要】

【 0 0 1 4 】

先行技術の様々な解決策を分析すると、音響軸から離れた複雑な形状の組織領域の治療は、困難であると考えられる。実際、広義の集束超音波による複雑な形状の治療には、多数の素子 (及びそれに関連する電子機器) 及び長い治療時間が必要である。円環状 (toric) のトランスデューサによる集束超音波治療の場合、音響軸に沿って圧力が最大となるため、音響軸に対して治療領域を増やすこと、及び回転対称性のない複雑な形状を治療することが困難であることが示唆される。

40

【 0 0 1 5 】

特に、乳がんの治療対象となる組織の場合はそうである。この器官は円錐形で、その頂点には輪紋状の外観を有し、大きさもまちまちであるが、ほとんどの場合、プローブが腫瘍を治療できる可能性がある位置は 1 つである。この唯一の位置から、腫瘍を含む標的領域全体を治療するだけでなく、一定数の健全な周辺部も治療しなければならない。そのた

50

めには、エネルギーを深く付与する必要があるだけでなく、音響軸に垂直な軸に沿って、この軸自体と同じように最終的な損傷が拡張されるようにこのエネルギーを付与する必要がある。

【 0 0 1 6 】

これは、音響軸に沿って非対称の容積を有し、音響軸に垂直な軸に沿った距離が音響軸に沿って伸びていく標的領域の場合にも当てはまる。この標的領域は、例えば、複雑な形状の腫瘍又は複雑な形状の臓器（前立腺、腎臓、甲状腺等）に適合しうる。標的領域の別の形状は、例えば、動脈又は静脈に沿った腫瘍、消化管に沿った腫瘍、骨に沿った腫瘍、膵臓のウィルソン管、尿道又は胆管に沿った腫瘍を治療するための、非直線部の周りに延びる中空の容積部に関連する。

10

【 0 0 1 7 】

本発明の目的は、特に音響治療窓が制限されている際に、治療される組織の複雑な形状に適合した生体損傷の容積部が得られるように構成された新規の低コストの治療装置を提案することによって、様々な先行技術の解決策の欠点を是正することにある。

【 0 0 1 8 】

このような目的を達成するために、集束超音波の放射によって組織を治療するための治療装置は、集束超音波の圧力場の生成面が定まるように、制御回路の一部を構成する信号発生器によって送信される信号によって駆動される複数の超音波エミッタを含むトランスデューサを有する治療用プローブを備える。

【 0 0 1 9 】

20

本発明によれば、

前記生成面は、焦点面に定められる焦点領域に超音波が集束するように、少なくともN個のセクタ（Nは、2から32）に分割され、この生成面の前記セクタは、ある断面において、対称面又は対称軸について非対称である有限長の凹曲線部（凹曲線セグメント）を有し、

（前記凹曲線部の）曲率中心は、前記曲率中心が前記対称面若しくは前記対称軸から異なる距離に位置し、及び/又は、前記対称軸に沿った異なる深さに位置するように、前記対象面又は前記対称軸について非対称であり、

凹曲線部の各々は、当該凹曲線部の曲率中心と当該凹曲線部の中心とを通過する個々の軸を有し、

30

前記個々の軸は、前記セクタに由来する複数のビームが、前記焦点領域と前記生成面との間で、又は前記焦点領域の向こう側で交差して、前記対称面又は前記対称軸に対して軸外し（off-axis）であって前記焦点面から離間して位置する焦点範囲領域（focal coverage zone）を形成するように、前記焦点領域と前記生成面との間で、又は前記焦点領域の向こう側で交差し、

この生成面の前記セクタは、前記セクタが前記焦点範囲領域に対応する輪郭（プロファイル）を有するエネルギー付与領域を形成しうるように、前記対称軸の周囲で前記凹曲線部を2 / N回転させ、又は、前記凹曲線部を含む前記断面に垂直な方向に沿って前記凹曲線部を移動させることによって形成され、

前記生成面の前記凹曲線部は、前記対称軸又は前記対称面のいずれかの側において前記断面内を延び、前記生成面から離間して前記焦点範囲領域が位置するように、互いに離間している。

40

【 0 0 2 0 】

好ましい実施上の特徴によれば、前記生成面は、2個のセクタに分割されている。

【 0 0 2 1 】

有利には、前記生成面において、内側の端部は、超音波イメージングプローブを取り付けるためのハウジング（housing）の範囲を定める。

【 0 0 2 2 】

第1変形実施形態によれば、前記生成面は、円環状の幾何学的な配置をされたトランスデューサ素子によって定められた面に由来し、前記円環状の幾何学的な配置は、互いに交

50

差しかつ一致しない円の弧を描くように、凹曲線部を前記対称軸の周囲で回転させることによって形成され、前記互いに交差しかつ一致しない円は、前記焦点領域が円の一部の形状を有するように交差する。

【0023】

実施上の特徴によれば、前記面は、前記対称軸について対称に切り取られた形状を有する。

【0024】

第2変形実施形態によれば、前記生成面は、円筒状の幾何学的な配置をされた前記トランスデューサ素子によって定められる面に由来し、前記円筒状の幾何学的な配置は、前記焦点領域が直線状の形状を有するように、前記凹曲線部を含む前記断面に垂直な方向に沿って2つの前記凹曲線部を有限長さだけ移動させることによって形成される。

10

【0025】

一実施形態によれば、前記トランスデューサの前記超音波エミッタは、集束超音波の圧力場の前記生成面に対応する放射面を定める。

【0026】

別の実施形態によれば、前記制御回路の一部を構成する前記信号発生器は、集束超音波の圧力場の前記生成面が形成されるように、遅延法則又は位相法則を用いて、部分（セグメント）に配置された前記超音波エミッタを駆動させる信号を送信するように制御される。

【0027】

有利な変形実施形態によれば、暴露段階において、セクタ及び前記対称軸について対称に前記セクタに対向するセクタの一部を形成する前記超音波エミッタは、対応するエネルギー付与領域が形成されるように、前記制御回路の一部を構成する前記信号発生器によって送信される信号によって駆動される。

20

【0028】

本発明のある特徴によれば、暴露段階において、セクタ及び前記対称軸について対称に前記セクタに対向するセクタの一部を形成する前記超音波エミッタは、対応するエネルギー付与領域が前記対称面の一方の側に形成されるように、前記制御回路の一部を構成する前記信号発生器によって送信される信号によって駆動される。

【0029】

本発明の別の特徴によれば、その後の暴露段階において、セクタ及び前記対称面について対称に前記セクタに対向するセクタの一部を形成する前記超音波エミッタは、対応するエネルギー付与領域が、その前の暴露段階において前記エネルギー付与領域が形成された側に対向する側に形成されるように、前記制御回路の一部を構成する前記信号発生器によって送信される信号によって駆動される。

30

【0030】

有利には、前記超音波エミッタは、前記対称面に垂直な、複数の、特にいくつかのセクタに沿って配置され、連続した暴露段階において、セクタの前記超音波エミッタは、エネルギー付与領域（energy deposit zones）が前記対称面のいずれかの側に形成されるように、前記制御回路の一部を構成する前記信号発生器によって送信される信号によって駆動される。

40

【0031】

本発明によれば、暴露段階ごとに前記曲率中心が前記対称面若しくは前記対称軸から異なる距離に位置し、及び／又は、その垂直軸に沿った異なる深さに位置する、連続した暴露段階の各々において、前記超音波エミッタは、軸外しのエネルギー付与領域（off-axis energy deposit zones）が得られるように、前記制御回路の一部を構成する前記信号発生器によって送信される信号によって駆動される。

【0032】

一実施形態によれば、暴露段階ごとに前記曲率中心が前記対称面若しくは前記対称軸から異なる距離に位置し、及び／又は、前記垂直軸に沿った異なる深さに位置する、連続した暴露段階において、前記超音波エミッタは、これらの連続した暴露段階において、同一

50

の又は異なる大きさを有する異なる位置にある軸外しのエネルギー付与領域が得られるように、前記制御回路の一部を構成する前記信号発生器によって送信される信号によって駆動される。

【 0 0 3 3 】

別の実施形態によれば、連続した暴露段階において、ある暴露段階から他の暴露段階へと前記曲率中心の前記距離及び／又は前記深さが変更されるように、前記超音波エミッタが前記制御回路の一部を構成する前記信号発生器によって送信される信号によって駆動されることによって、前記エネルギー付与領域がその垂直軸に沿って、同心状及び／又は対称及び／又は非対称及び／又は重ね合わせられることができる。

【 0 0 3 4 】

追加の実施形態によれば、少なくとも1つの補足的な暴露段階において、焦点領域において超音波が集束し、前記対称面又は前記対称軸に対して中心に位置しかつ前記焦点領域と前記放射面との間において前記焦点面から離間して位置する又は前記焦点領域の向こう側に位置する焦点範囲領域が得られるように、前記超音波エミッタは、前記制御回路の一部を構成する前記信号発生器によって送信される信号によって駆動される。

【 0 0 3 5 】

本発明は、添付の図を参照した以下の詳細な説明からより明確に理解されるであろう。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 6 】

【図 1】図 1 は、第 1 変形実施形態に係り示される治療用プローブを含む治療装置の概略図であり、対称軸を中心とした回転の形状を有する。

【図 2】図 2 は、第 1 変形実施形態に係り実施される集束超音波の圧力場の生成面の一例を示した概略図であり、仮想生成面としてみなされる。

【図 3】図 3 は、図 2 に示した集束超音波の圧力場の生成面の形成指針を説明する図である。

【図 4】図 4 は、プローブの第 1 変形実施形態及び第 2 変形実施形態に係り実施されうる、集束超音波の圧力場の生成面の第 1 例の断面における立面図であり、擬似円筒形状を有する。

【図 5】図 5 は、プローブの第 1 変形実施形態及び第 2 変形実施形態に係り実施されうる、集束超音波の圧力場の生成面の第 2 例の断面における立面図である。

【図 6】図 6 は、プローブの第 1 変形実施形態及び第 2 変形実施形態に係り実施されうる、集束超音波の圧力場の生成面の第 3 例の断面における立面図である。

【図 6 A】図 6 A は、プローブの第 1 変形実施形態及び第 2 変形実施形態に係り実施されうる、集束超音波の圧力場の生成面の第 4 例の断面における立面図である。

【図 7 A】図 7 A は、第 1 変形実施形態に係り実施されるプローブの背面図であり、プローブの面が 4 つのセクタに分割されていることを示す。

【図 7 B】図 7 B は、図 7 A に示されるプローブによって形成された、集束超音波の圧力場の生成面を示す図である。

【図 7 C】図 7 C は、図 7 A に示されるプローブによって形成された、集束超音波の圧力場の生成面を示す図である。

【図 8 A】図 8 A は、中央開口部を有する円環状のトランスデューサの形状で、第 1 変形実施形態に係り実施されるプローブの断面図である。

【図 8 B】図 8 B は、図 8 A に示される円環状のトランスデューサの形状で第 1 変形実施形態に係り実施されたプローブによって実施される中心自然集束の指針を示す断面立面図である。

【図 8 C】図 8 C は、図 8 B に示される中心自然集束の指針に従って得られ、平面 P r に沿って対称軸に垂直に撮影された断面立面図であり、その中心における複数の超音波ビームの焦点範囲領域の形状を示す。

【図 9 A】図 9 A は、第 1 変形実施形態に係り実施され、図 8 A に示されているようなトランスデューサによって得られる、集束超音波の圧力場を形成するための仮想面の一実施

10

20

30

40

50

形態を示す概略図である。

【図 9 B】図 9 B は、自然集束の指針に従って得られた複数の超音波ビームの焦点範囲領域に対して示される複数の超音波ビームの軸外しである焦点範囲領域が得られるように、図 9 A に示される集束超音波の圧力場を形成するための仮想面を形成するように、図 8 A に示されるトランスデューサが集束する指針を示す、断面における断面立面図である。

【図 9 C】図 9 C は、面 P r に沿って対称軸に垂直に取った断面立面図であり、本発明の指針に従って得られた複数の超音波ビームの軸外しである焦点範囲領域の形状と、自然集束の指針に従って得られた複数の超音波ビームの焦点範囲領域の形状とを示している。

【図 9 D】図 9 D は、本発明の指針に従って得られた、複数の超音波ビームの軸外しである焦点範囲領域の形状を示す透視図である。

10

【図 10 A】図 10 A は、第 1 変形実施形態に係り実施された、図 8 A に示されているようなトランスデューサによって得られる集束超音波の圧力場を形成するための仮想面の別の実施形態を示す概略図である。

【図 10 B】図 10 B は、自然集束の指針に従って得られた複数の超音波ビームの焦点範囲領域に対して示される複数の超音波ビームの軸外しである焦点範囲領域が得られるように、図 10 A に示される集束超音波の圧力場を作成するための仮想面を形成するように、図 8 A に示されるトランスデューサが集束する指針を示す、断面における断面立面図である。

【図 10 C】図 10 C は、本発明の指針に従って得られた複数の超音波ビームの軸外しである焦点範囲領域の形状と、自然集束の指針に従って得られた複数の超音波ビームの焦点範囲領域の形状とを示す面 P r に沿った対称軸に垂直に取った断面立面図である。

20

【図 10 D】図 10 D は、図 10 B に示される集束の指針に従って得られる、複数の超音波ビームの軸外しである焦点範囲領域の形状を示す透視図である。

【図 10 E】図 10 E は、図 9 B 及び図 10 B に示される指針に対応する 2 つの連続した超音波暴露段階において得られた、複数の超音波ビームの軸外しである焦点範囲領域の結合形状を示す透視図である。

【図 10 F】図 10 F は、図 9 B 及び図 10 B に示される指針に対応する 2 つの連続した超音波暴露段階において得られた、複数の超音波ビームの軸外しである焦点範囲領域の結合形状を示す平面図である。

【図 11 A】図 11 A は、連続した暴露段階における同心状及び非対称の軸外しである焦点範囲領域を示す平面図である。

30

【図 11 B】図 11 B は、連続した暴露段階における同心状、対称、及び重ね合わせられた軸外しである焦点範囲領域を示す透視図である。

【図 11 C】図 11 C は、連続した暴露段階における同心状、対称、及び重ね合わせられた軸外しである焦点範囲領域を示す透視図である。

【図 11 D】図 11 D は、連続した暴露段階における同心状、対称、及び重ね合わせられた軸外しである焦点範囲領域と組み合わされた中心の自然集束範囲領域を示す透視図である。

【図 11 E】図 11 E は、連続した暴露段階において、2 つの同心の軸外しである焦点範囲領域を有する集束リングによって囲まれた自然集束範囲領域を示す平面図であり、それ自体は、4 つの同心の軸外しである焦点範囲領域を有する集束リングによって囲まれている。

40

【図 12】図 12 は、本発明を実施するための擬似円筒形状を有する第 2 変形実施形態によるトランスデューサの一例を示す透視図である。

【図 12 A】図 12 A は、暴露段階において、図 12 に示される擬似円筒形状を有するトランスデューサによって実施される中心自然集束の指針に従って得られる複数の超音波ビームの焦点範囲領域の形状を示す透視図である。

【図 12 B】図 12 B は、暴露段階において、図 12 に示される擬似円筒形状を有するトランスデューサによって得られる、複数の超音波ビームの軸外しである焦点範囲領域の形状を示す透視図である。

50

【図 1 2 C】図 1 2 C は、後の暴露段階において、図 1 2 に示される擬似円筒形状を有するトランスデューサによって得られる、複数の超音波ビームの軸外しである焦点範囲領域の対称な形状を示す透視図である。

【図 1 3 A】図 1 3 A は、図 1 2 に示される擬似円筒形状を有するトランスデューサの第 2 変形実施形態の実施例を示す透視図である。

【図 1 3 B】図 1 3 B は、2 つの連続した暴露段階において、図 1 3 A に示されるトランスデューサによって得られる、複数の超音波ビームの軸外しである焦点範囲領域の対称形を示す透視図である。

【図 1 3 C】図 1 3 C は、連続した暴露段階において、図 1 3 A に示されるトランスデューサによって得られた、複数の超音波ビームの軸外しである焦点範囲領域の形状を示す透視図である。

10

【図 1 3 D】図 1 3 D は、連続した暴露段階において、保存される超音波の領域に関連して、図 1 3 A に示されるトランスデューサによって得られた複数の超音波ビームの軸外しである焦点範囲領域の形状を示す透視図である。

【発明を実施するための形態】

【0037】

図 1 からより詳細に分かるように、本発明の目的は、一般的な意味で、高強度集束超音波（HIFU）を用いて生体の組織の治療を行うように構成された治療用プローブ 1 を備える治療装置 I に関する。特に、治療用プローブ 1 は、複数の超音波エミッタ 3、例えば piezo 素子等、を含むトランスデューサ 2 を備え、複数の超音波エミッタ 3 は、集束超音波の放射面 4 を定める。これらの超音波エミッタ 3 は、同軸ケーブル 5 によって、増幅段 6 を介して、超音波エミッタ 3 を駆動させる信号を送信する制御回路 7 に接続されている。制御回路 7 の実施は、当業者の技術的知識の一部であるため、制御回路 7 の詳細な説明は割愛する。この制御回路 7 は、典型的には、制御信号発生器を含み、この信号発生器は、増幅段 6 を介して超音波エミッタに接続される。このようにして、超音波エミッタ 3 の各々は、各々の信号発生器に接続される。

20

【0038】

制御回路 7 の信号発生器は、集束超音波の圧力場を形成するための面 8 が定まるように、セグメント（部分）に、より正確には、曲線部又は直線部に配置された超音波エミッタ 3 を駆動させる。第 1 の有利な実施形態によれば、制御回路 7 の一部を構成する信号発生器は、集束超音波の圧力場の生成面 8 が形成されるように、遅延法則又は位相法則を用いて、トランスデューサ 2 の超音波エミッタ 3 を駆動させる信号を送信するように制御される。この生成面 8 は、トランスデューサの放射面 4 とは異なる仮想生成面とみなされる（図 2、図 9 A、及び図 10 A）。第 2 の実施形態によれば、集束超音波の圧力場の生成面 8 は、トランスデューサの面 4 に対応している。

30

【0039】

言い換えれば、集束超音波の圧力場の生成面 8 は、物理的なトランスデューサ、より正確には、トランスデューサ 2 の面 4 に対応するか、又は、トランスデューサ 2 のコマンドチャンネルに位相を適用することによる仮想生成面 8 に対応する。

【0040】

40

遅延法則又は位相法則を用いた超音波エミッタ 3 の駆動は当業者によく知られているが、以下、念のためにその指針を説明する。

【0041】

対象領域の各点における全圧力 $P(r)$ は、以下のように定義される（Chavrier et al. 2000）。

【0042】

【数 1】

$$P(\vec{r}) = \frac{j \cdot \rho \cdot c}{\lambda} \cdot \sum_{n=1}^N \int_S u_n \cdot e^{j \cdot \varphi_n} \cdot \frac{e^{-(f \cdot \alpha_{\text{medium}} + j \cdot k) \cdot \vec{r}}}{r^2} \cdot dS$$

50

【 0 0 4 3 】

$P(r)$ は、点 r における圧力 (Pa)、 dS は、一組の素子音源 (elementary sources)、 ρ は、伝搬媒体の容積質量、 c は、伝搬媒体中の超音波の速度、 λ は、波長、 N は、トランスデューサの駆動素子の数、 S は、放射源の各々の面、 u_n は、素子 n の法線速度、 ϕ_n は、素子 n に適用される位相、 α_{medium} は、媒体の減衰係数、 f は、トランスデューサの使用周波数、最後に k は、波数である。「最大応答 (maximal response)」として知られている方法 (Curiet et coll. 2002) によれば、好ましい焦点における各トランスデューサ素子に由来する位相は、上述の線積分において $\phi_n = 0$ に固定することによって得られる。

【 0 0 4 4 】

したがって、好ましい点において最大の信号を得るように、各素子に印加される位相は、以下のように与えられる。

【 0 0 4 5 】

【数 2】

$$Phase[(n, M)] = \arctan \frac{Im[P(n, m)]}{Re[P(n, m)]}$$

【 0 0 4 6 】

$Im[P(n, m)]$ 及び $Re[P(n, m)]$ は、それぞれ、トランスデューサ素子 n が送る点 M における圧力場の虚数部及び実数部である。このようにして、各素子 n について、遅延時間 τ_n は、以下のように定義される。

【 0 0 4 7 】

【数 3】

$$\tau_n = \frac{Phase[P(n, M)]}{2\pi f}$$

【 0 0 4 8 】

もう一つの計算方法は、各素子 n について、自然焦点と好ましい焦点との間で放射される経路差を定義することである。その場合、各素子の遅延は、素子 n とその自然焦点との間の距離を d_{nat} 、素子 n と好ましい焦点との間の距離を d_{foc} 、伝搬媒体中の超音波の速度を c として、

【数 4】

$$\tau_n = \frac{[d_{nat}] - [d_{foc}]}{c}$$

で定義される。その場合、位相は、

【数 5】

$$\varphi = \frac{\tau_n * 360}{1/c}$$

で求められる。

【 0 0 4 9 】

他の計算方法としては、異なる幾何形状を有する、 N 個の素子に分割された仮想の超音波エミッタを定義し、実際のエミッタの第 1 素子の中心及び仮想エミッタの第 1 素子の中心を空間的に一致させる。各素子間の距離 d_n は、印加される遅延を計算し、

【数 6】

10

20

30

40

50

$$\tau_n = \frac{[d_n]}{c}$$

で定義される。ここで、 c は、伝搬媒体中の超音波の速度である。その場合、位相は、
【数 7】

$$\varphi = \frac{\tau_n * 360}{1/c}$$

10

で求められる。

【0050】

本明細書の中でより良く理解されるように、生成面 8 の形状は、特に治療装置の適用形態に応じて変化する。したがって、（例えば図 1 のように）当業者が形成しやすい所定形状の面 4 を有するプローブを配置することが有利であり、（例えば図 2 に示されているように）形成するのに複雑な形状を有しかつ面 4 の形状とは異なる生成面 8 を、この面 4 から形成することが有利であると思われる。しかし、例えば、図 2 に示されているような、集束超音波の圧力場の生成面 8 に対応する形状の面 4 を有するトランスデューサ 2 を製造してもよい。

【0051】

20

第 1 変形実施形態（図 1、図 2、図 3、図 7 A ～図 7 C、図 8 A ～図 8 C、図 9 A ～図 9 D、図 10 A ～図 10 F、及び図 11 A ～図 11 E）によれば、生成面 8 は、対称軸 S を中心とした回転の形状を有することに留意すべきである。また、第 2 変形実施形態（図 12、図 12 A ～図 12 C、及び図 13 A ～図 13 D）によれば、管状の擬似円筒形状、又は対称面 $A1$ を有する 2 つの円筒の部分からなる一形態を有することに留意すべきである。図 4、図 5、図 6、及び図 6 A は、第 1 変形実施形態に係る生成面 8 及び第 2 変形実施形態に係る生成面 8 を説明するための断面図であることに留意すべきである。垂直方向 Z に沿って定義される対称軸 S は、回転面の形状で形成されたトランスデューサの面 4 の対称軸又は音響軸に対応する。対称面 $A1$ は、垂直方向 Z 及び横方向 Y によって定められる面において定義される。この対称面は、基準 X 、 Y 、 Z のうちの軸 X 、 Z によって定められる断面 Pp に垂直である。この対称面 $A1$ は、トランスデューサの面 4 の対称面又は音響面である。

30

【0052】

図により詳細に示されている本発明の特徴によると、生成面 8 は、音響軸 S を含みかつ音響軸 S における放射状の切り口により、又は音響面 $A1$ に対して鏡像位置に延びる、少なくとも N 個のセクタ 8_1 、 8_2 、... に分割される。第 1 変形実施形態によれば、セクタは、リング状に配置された超音波エミッタ 3 をセクタごとに含む、音響軸 S に対して放射状のセクタ（radial sectors）である。一方、第 2 変形実施形態では、セクタは、直線部に配置された超音波エミッタ 3 を含む、音響面 $A1$ に対して鏡像位置にあるセクタである。第 1 変形実施形態によれば、有利な放射状のセクタ数 N は、2 から 8 の間、好ましくは 2 に等しく（図 2）、一方、第 2 変形実施形態では、音響面 $A1$ に対して垂直なセクタ数 N は、2 から 32 の間である（図 12 及び図 13 A）。したがって、これらの有利な変形実施形態によれば、トランスデューサの超音波エミッタ 3 は、数が制限されており、このようなトランスデューサのコストは、低減される。例えば、好ましい 2 個のセクタの変形例では、各セクタは、32 個の超音波エミッタ 3 を含む。説明を簡単にするために、本明細書の残りの部分では、セクタという用語のみが使用される。

40

【0053】

生成面 8 は、それぞれの焦点領域 Zc_1 、 Zc_2 、... に超音波が集束するように、 N 個のセクタ 8_1 、 8_2 、... に分割される。焦点領域 Zc_1 、 Zc_2 、... は、焦点面 Pf_1 、 Pf_2 、... においてそれぞれ定められる。図 2 ～図 6、図 9 A、図 10 A、及び図 12 は、生成面

50

8 が 2 個のセクタ 8_1 、 8_2 に分割されている好ましい実施形態を示す。図 1 は、対称に対向する 2 個のセクタに分割された生成面 8 を形成するために、放射面 4 が有利に 2 個のセクタ 4_1 、 4_2 に分割されている別の実施形態を示す。

【0054】

図 7 A は、それ自体が 4 個のセクタ 8_1 、 8_2 、 8_3 、 8_4 に分割可能な生成面 8 を形成するために、放射面 4 が有利に 4 個のセクタ 4_1 、 4_2 、 4_3 、 4_4 に分割されている別の実施形態を示す。有利には、2 つの直交面によってそれぞれ 2 個のセクタに分割された生成面 8 を形成するために、放射面 4 が 4 個のセクタに分割されている（図 7 B 及び図 7 C）。

【0055】

図 4 からより正確に分かるように、基準 X 、 Y 、 Z のうちの軸 X 、 Z によって定められる断面 P_p において、この生成面 8 の各セクタ 8_1 、 8_2 、... は、有限長の凹曲線部（凹曲線セグメント） S_1 、 S_2 、... を示す。図から分かるように、セクタ 8_1 、 8_2 の凹曲線部 S_1 、 S_2 は、各端部 $8a_1$ 、 $8b_1$ 及び各端部 $8a_2$ 、 $8b_2$ によってそれぞれ区切られている。断面 P_p において、2 つの凹曲線部 S_1 、 S_2 、... は、対称面 A 又は対称軸 S のいずれかの側に位置する。

【0056】

凹曲線部 S_1 、 S_2 、... は、生成面 8 が対称軸の周囲で回転する形状を有する第 1 変形実施形態においてはトランスデューサ 2 の対称軸 S について非対称である（図 1、図 2、図 3、図 7 A ~ 図 7 C、図 8 A ~ 図 8 C、図 9 A ~ 図 9 D、図 10 A ~ 図 10 F、及び図 11 A ~ 図 11 E）。あるいは、凹曲線部 S_1 、 S_2 、... は、生成面 8 が擬似円筒形状を有する第 2 変形実施形態においてはトランスデューサの対称面 A_1 について非対称である（図 12、図 12 A ~ 図 12 C、及び図 13 A ~ 図 13 D）。

【0057】

第 1 変形実施形態に係る生成面 8 及び第 2 変形実施形態に係る生成面 8 を示す図 4、図 5、図 6、及び図 6 A によると、凹曲線部 S_1 、 S_2 、... の各々は、超音波焦点領域 Zc_1 、 Zc_2 、... に対応する曲率中心 c_1 、 c_2 、... をそれぞれ有する。本発明によると、セクタの凹曲線部 S_1 、 S_2 、... は、対称面 A_1 又は対称軸 S について非対称である。また、曲率中心 c_1 、 c_2 、... は、対称面 A_1 又は対称軸 S について非対称であり、曲率中心 c_1 、 c_2 、... が対称面 A_1 若しくは対称軸 S から異なる距離に位置し、及び \angle 又は、垂直方向 Z に沿った異なる深さに位置して非対称である。

【0058】

図 4 に示される例によれば、第 1 セクタ 8_1 及び第 2 セクタ 8_2 を含み、第 1 セクタ 8_1 の曲率中心 c_1 から対称軸 S 又は対称面 A_1 までの距離は、第 2 セクタ 8_2 の曲率中心 c_2 から対称軸 S 又は対称面 A_1 までの距離よりも大きい。これらの距離は、対称軸 S 又は対称面 A_1 に垂直な方向 X に沿ってとられている。図 4 に示す例において、曲率中心 c_1 、 c_2 は、垂直方向 Z （又は対称軸 S ）に沿って同じ深さに位置していることに留意するべきである。すなわち、曲率中心 c_1 、 c_2 は、対称軸 S 又は対称面 A_1 に垂直な同じ直線に沿って位置していることに留意するべきである。言い換えれば、曲率中心 c_1 、 c_2 は、結合した焦点面 Pf_1 、 Pf_2 に沿って位置している。

【0059】

図 5 は、曲率中心 c_1 から対称軸 S 又は対称面 A_1 までの距離が、曲率中心 c_2 から対称軸 S 又は対称面 A_1 までの距離と異なるだけでなく、曲率中心 c_1 の対称軸 S に沿った深さが、曲率中心 c_2 の対称軸 S に沿った深さと異なる、別の実施形態を示す。したがって、図 5 に示される例によれば、曲率中心 c_2 を含む焦点面 Pf_2 は、曲率中心 c_1 を含む焦点面 Pf_1 よりも、対称軸 S に沿って、トランスデューサからさらに離間している。言い換えれば、曲率中心 c_1 、 c_2 は、それぞれ異なる焦点面 Pf_1 、 Pf_2 に位置している。

【0060】

もちろん、曲率中心 c_1 、 c_2 は、対称軸 S に沿った深さが異なる一方で、曲率中心 c_1 、 c_2 から対称軸 S 又は対称面 A_1 までの距離が同一である場合にも、非対称であると考えられる。図 6 は、曲率中心 c_1 から対称軸 S 又は対称面 A_1 までの距離が、曲率中心 c_2 から

10

20

30

40

50

ら対称軸 S 又は対称面 A 1 までの距離が同一である一方で、曲率中心 c_1 の対称軸 S に沿った深さが、曲率中心 c_2 の対称軸 S に沿った深さと異なる、この実施形態を示す。この例によれば、曲率中心 c_1 、 c_2 は、それぞれ異なる焦点面 Pf_1 、 Pf_2 に位置している。

【0061】

セクタの凹曲線部 S_1 、 S_2 、... の各々は、該凹曲線部の曲率中心 c_1 、 c_2 、... と該凹曲線部 S_1 、 S_2 、... の中心とを通過するそれぞれ個々の軸 a_1 、 a_2 、... を有する。

【0062】

本発明の別の特徴によれば、凹曲線部の個々の軸 a_1 、 a_2 、... は、対称面 A 1 に対して、又は対称軸 S に対して軸外しの焦点範囲領域 Z_r を形成するように、交差する。この焦点範囲領域 Z_r は、生成面 8 のセクタ 8_1 、 8_2 、... に由来する複数の超音波ビームの焦点範囲領域に対応する。図 4 ~ 図 6 及び図 6 A に示される実施形態では、断面 P p において、焦点範囲領域 Z_r は、凹曲線部 S_1 、 S_2 の各々の各端部 $8a_1$ 、 $8b_1$ 及び各端部 $8a_2$ 、 $8b_2$ に由来する複数のビームによって画定される平行四辺形の形状で 4 つの辺を有する断面を示す。超音波のこの焦点範囲領域 Z_r は、容積の大きい生体損傷を形成するために有利に使用される。治療領域としての焦点範囲領域 Z_r の使用からは独立して、形成される損傷の幾何形状は、焦点領域 Zc_1 、 Zc_2 、... と焦点範囲領域 Z_r との組み合わせによって制御される。本発明において、エネルギー付与領域は、他の焦点領域に付与されうるエネルギーとは無関係に、焦点範囲領域 Z_r に対応する。

【0063】

この焦点範囲領域 Z_r は、個々の軸 a_1 、 a_2 、... が、対称面 A 1 の外側又は対称軸 S の外側に位置する共通の交差点 I で交差するという意味において、軸外しである。個々の軸 a_1 、 a_2 、... は、図 3 ~ 図 6 及び図 1 2 に示されているように、焦点領域 Zc_1 、 Zc_2 、... と生成面 8 との間に位置する深さで交差するか、又は図 6 A に示されているように、焦点領域 Zc_1 、 Zc_2 、... の向こう側で交差するかのいずれかである。セクタ 8_1 、 8_2 、... に由来する複数のビームは、焦点範囲領域 Z_r が垂直方向 Z に沿って焦点面 Pf_1 、 Pf_2 、... から離間して位置するように交差する。

【0064】

有利な実施形態の特徴によれば、曲線部 S_1 、 S_2 、... が、対称軸 S 又は対称面 A 1 のいずれかの側において断面 P p 内を延び、生成面 8 から離間して焦点範囲領域 Z_r が位置するように、互いに離間している。したがって、図 4 ~ 図 6 及び図 6 A から明らかなように、内側と呼ぶ曲線部の端部 $8a_1$ 、 $8a_2$ は、対称軸 S 又は対称面 A 1 から離間している。

【0065】

このような配置の結果、生成面 8、続いて面 4 は、対称軸 S 又は対称面 A 1 を中心とする開口部 10 を示す。断面 P p に位置する曲線部の内側 $8a_1$ 、 $8a_2$ と呼ぶ端部は、軸 X に沿って 10 mm から 120 mm の範囲の内側距離 D_i だけ互いに離間している。これらの端部の間の距離の選択によって生成面 8 に対する焦点範囲領域 Z_r の位置が変更され（図 3、図 4、図 5、図 8 B、図 9 B、及び図 10 B）、又は関連する構成によって焦点範囲領域 Z_r の形状及び軸 Z に沿ったその範囲が変更される（図 6 A）。有利には、この開口部 10 は、超音波イメージングプローブのためのハウジングとして機能する。

【0066】

断面 P p において、外側と呼ぶセクタの端部 $8b_1$ 、 $8b_2$ は、焦点範囲領域 Z_r を焦点面から離間して配置するために、外側距離 D_s だけ互いに離間していることに留意すべきである。言い換えれば、焦点範囲領域 Z_r は、焦点面 Pf_1 、 Pf_2 、... に接触しない。このようにして、焦点範囲領域 Z_r と焦点領域 Zc_1 、 Zc_2 、... とは、互いに異なり、又は互いに離間している。

【0067】

本発明の別の特徴によると、第 1 変形実施形態によれば、生成面 8 のセクタ 8_1 、 8_2 、... は、対称軸 S の周囲で凹曲線部 S_1 、 S_2 、... を $2/N$ 回転させることによって形成される。あるいは、第 2 変形実施形態によれば、生成面 8 のセクタ 8_1 、 8_2 、... は、当該

10

20

30

40

50

曲線部 S_1 、 S_2 、...を含む断面 P_p に垂直な方向 Y に沿って曲線部 S_1 、 S_2 、...を移動（平行移動）させることによって形成される。ここで、 N は、セクタ数である。セクタ 8_1 、 8_2 、...は、実質的に同一の値の角度範囲又は長さに沿って延びる。このようにして、生成面 8 が 2 個のセクタに分割された回転面である場合、各セクタ 8_1 、 8_2 は、 180° の角度範囲に沿って延びる（図 2）。

【0068】

対称軸 S 又は対称面 A_1 に対して鏡像位置に位置するセクタ 8_1 、 8_2 、...は、焦点範囲領域 Z_r 及び焦点領域 Z_c に対応する輪郭を有するエネルギー付与領域を形成する。第 1 変形実施形態によれば、生成面 8 のセクタは、対称軸 S の周囲で凹曲線部を回転させることによって形成され、焦点領域 Z_{c1} 、 Z_{c2} 、...は、円の一部の形状を有する。生成面 8 が 2 個のセクタ 8_1 、 8_2 に分割されている場合には、焦点領域 Z_{c1} 、 Z_{c2} は、 180° の角度範囲に沿って延びる半円である（図 3）。第 2 変形実施形態によれば、セクタ 8_1 、 8_2 、...は、曲線部を含む断面 P_p に垂直な方向 Y に沿って凹曲線部を移動させることによって形成され、焦点領域 Z_{c1} 、 Z_{c2} 、...は、方向 Y に平行な焦点面 P_{f1} 、 P_{f2} 、...に位置する直線部に沿って延びる（図 12）。生成面 8 が 2 個のセクタ 8_1 、 8_2 に分割されている場合には、焦点領域 Z_{c1} 、 Z_{c2} は、方向 Y に平行な焦点面 P_{f1} 、 P_{f2} に位置する 2 つの直線部に沿って延びる（図 12）。

10

【0069】

集束超音波の圧力場の生成面 8 は、上述の生成面 8 の特徴が得られるように構成された面 4 を有するトランスデューサによって得られ、又は実施される。

20

【0070】

第 1 変形実施形態によれば、生成面 8 は、回転体である。この生成面 8 は、有利には円環状の幾何学的な配置をされた、トランスデューサ素子によって定められる面 4 に由来する。円環状の幾何学的な配置は、焦点領域が円の一部の形状を有するように、互いに交差しかつ一致しない円の弧を描くように、対称軸 S の周囲で凹曲線部を回転させることによって形成される。

【0071】

トランスデューサの面 4 は、図 8 A に示されているように、対称軸 S に垂直な 2 つの面に沿って、交わった円環体（crossed torus）の外皮（envelope）の一部を切り取ったものに対応する。

30

【0072】

第 2 変形実施形態によれば、生成面 8 は、擬似円筒形状又は管状の形状を示す。この生成面 8 の面は、円筒状の幾何学的な配置をされた、トランスデューサ素子によって定められる面 4 に由来する。円筒状の幾何学的な配置は、焦点領域が直線状の形状を有するように、2 つの曲線部を、該曲線部を含む該断面に垂直な方向に沿って有限長さだけ移動させることによって形成される。

【0073】

図 8 A は、交差した円環状の幾何学的な配置に基づく凹曲線部によって定められるトランスデューサ 2 の面 4 の好ましい例示的な実施形態を示す。

【0074】

図 8 B から分かるように、断面 P_p において、放射面 4 は、中心 c_1 を有する第 1 円 E'_1 及び第 1 円 E'_1 の中心 c_1 とは異なる別の中心 c_2 を有する第 2 円 E'_2 のそれぞれの弧を描く 2 つの凹曲線部 S_1 、 S_2 を含む。第 1 円 E'_1 及び第 2 円 E'_2 は、一致することなく互いに交差している。2 つの凹曲線部のうちの 1 つである S_1 （図 8 B の右側）は、第 1 円 E'_1 の弧を描き、この第 1 円 E'_1 の弧は、第 2 円 E'_2 の内側に位置している。同様に、他方の凹曲線部 S_2 （図 8 B の左側）は、第 2 円 E'_2 の弧を描き、この第 2 円 E'_2 の弧は、第 1 円 E'_1 の内側に位置している。

40

【0075】

断面 P_p において、放射面 4 は、対称軸 S について対称である 2 つの有限長の凹曲線部 S_1 、 S_2 を示す。したがって、放射面 4 の凹状部 S_1 、 S_2 の各々は、それぞれの超音

50

波焦点領域 $Zc'1$ 、 $Zc'2$ において、円の中心 $c'2$ に超音波を集束させる。それぞれの超音波焦点領域 $Zc'1$ 、 $Zc'2$ は、対応する放射面 $4f'S_2$ に対して対称軸 S の向こう側に位置する。これらの超音波焦点領域 $Zc'1$ 、 $Zc'2$ は、焦点面 Pf' に定められる。

【0076】

第1変形実施形態によれば、凹曲線部 S_1 、 S_2 の個々の軸は、この対称軸 S 上に位置する共通の交差点 I' において対称軸 S を横切っている。個々の軸の共通の交差点は、放射面 4 と焦点領域 $Zc'1$ 、 $Zc'2$ との間、又は焦点面 Pf' の向こう側に位置する。したがって、放射面 4 の複数のビームは、対称軸 S について対称である複数の超音波ビームの範囲領域 $Z'r$ を形成するように、交差する。複数の超音波ビームの焦点範囲領域 $Z'r$ は、これを自然 (natural) と呼び、対称軸 S を中心とする。

10

【0077】

第1変形実施形態によれば、トランスデューサが回転の形状を示す。この放射面 4 は、対称軸 S の周囲で S_1 及び S_2 によって示される凹曲線部を回転させることによって得られ、凹曲線部は、交差に着目すると、曲率中心が対称軸 S に対して当該凹曲線部に対向した側に位置している。平面 XY において、図8Cは、このような回転体のトランスデューサによって得られる焦点範囲領域 $Z'r$ の自然な形状を示す。円環体のトランスデューサの場合、トランスデューサは、焦点領域 $Zc'1$ 、 $Zc'2$ で表される円の形状の焦点面にも圧力を付与することに留意すべきである (図8B)。

【0078】

20

第1変形実施形態によれば、放射面 4 は、回転面である。この放射面 4 は、例えば、互いに対して、かつ対称軸 S に対して、同軸 (concentrically) に取り付けられた一連の超音波トランスデューサ素子3を含む。もちろん、図8Aに示されるように、トランスデューサが、例えば5mmから250mmの幅を有する交わった円環体の一部に限定されるように、放射面 4 を対称軸 S について対称に切り取ることは可能である。この実施形態によれば、トランスデューサ2は、トランスデューサ素子3がリング状の部分の形状で配置されるように、互いに対して、かつ対称軸 S に対して、同軸に取り付けられた一連の超音波トランスデューサ素子3を含む。

【0079】

第2変形実施形態によれば、トランスデューサ2は、円筒の2個の部分 (一部) を含む放射面 4 を示す。この放射面 4 は、上述した指針に従って、対称面 $A1$ について対称である有限長の凹曲線 S_1 、 S_2 を形成し、当該凹曲線部を含む断面 Pp に垂直な方向 Y に沿ってこれらの2つの凹曲線部 S_1 、 S_2 を移動させることによって得られる。したがって、放射面 4 の部分の各々は、方向 Y に平行な焦点面内を延びる直線部に沿って、対称面 $A1$ の前、後、又は上に焦点を合わせる。凹曲線部 S_1 、 S_2 の個々の軸は、対称面 $A1$ を、対称面 $A1$ に含まれる交差軸 I'' において切り取る (図12A)。第1変形実施形態について上述したように、自然暴露段階では、放射面 4 の複数のビームは、対称面 $A1$ について対称である、複数の超音波ビームの範囲領域 $Z'r$ を形成するように、交差する。複数の超音波ビームのこの焦点範囲領域 $Z'r$ は、これを自然と呼び、対称面 $A1$ を中心とする。

30

【0080】

上述した放射面 4 を有するプローブ1を用い、先にその特徴を説明した本発明によって、生成面8が作成される。以下の説明では、生成面8は、好ましい実施形態として2個のセクタ 8_1 、 8_2 に分割されているが、本発明の目的は、より多くのセクタを含む生成面8に対しても適用されうる。トランスデューサ2は、ユーザの手に保持された物理的又は実際のトランスデューサに対応することに留意すべきである。また、生成面8は、2個のセクタをいくつかのエミッタ素子に分割した後、物理的トランスデューサのチャネルの各々に位相を適用することによってシミュレートされた2個の仮想半トランスデューサによって形成されることに留意すべきである。これらの位相を決定するには、各エミッタ素子について、トランスデューサ2と生成面8との間の超音波の伝搬時間を計算するだけである

40

50

。本発明によれば、音響軸又は対称軸のような物理的トランスデューサに特有の幾何学的な配置をされた素子を移動させることなく、集束素子を移動させるために、２個の仮想的なトランスデューサが形成される。以下の説明では、制御回路７の一部を構成する信号発生器が、遅延法則又は位相法則を用いて、集束超音波の圧力場の生成面８が形成されるように、リング状に配置した超音波エミッタ３を駆動させる信号を送信するように制御される有利な実施形態を説明する。

【００８１】

例として、図９Ａ～図９Ｄ及び図１０Ａ～図１０Ｆは、２個のセクタ８_１、８_２を含む第１変形実施形態のタイプの生成面８が形成されるように、図８Ａ～図８Ｃに示されるトランスデューサの超音波エミッタ３の動作を示す。

10

【００８２】

制御回路７の一部を構成する信号発生器は、暴露段階において、対応するエネルギー付与領域が形成されるように、セクタ４_１及び対称軸Ｓについて対称にセクタ４_１に対向するセクタ４_２の一部を形成する超音波エミッタ３を駆動させる信号を送信するように制御される。

【００８３】

暴露段階では、２個のセクタ４_１、４_２の超音波エミッタ３は、集束超音波の圧力場の生成面８が得られ、生成面８が２個の放射面を形成するように、駆動される。２個の放射面の各々は、対称軸Ｓの周囲で異なる凹曲線部ｓ_１、ｓ_２を回転させることによって得られる。このようにして、曲率中心ｃ_１、ｃ_２は、セクタ８_１、８_２ごとに独立して、対称軸に対して当該曲線部に対向する側又は対向しない側に位置することが可能となる。それに応じ、図９Ｂ及び図９Ｃに示されるように、回転軸に対して軸外しのエネルギー付与領域Ｚ_{ｒ１}を形成することができる。セクタ８_１及び対称に対向するセクタ８_２の一部を形成する超音波エミッタ３の駆動によって、エネルギー付与領域、特に焦点範囲領域に対応する輪郭を有するアーチ状（arched）のエネルギー付与領域Ｚ_{ｒ１}が形成される。この指針は、トランスデューサを構成するセクタ全体に適用され、圧力が付与される領域の形状を効果的に改善する。

20

【００８４】

図１０Ａ～図１０Ｄにより正確に示される第２暴露段階では、２個のセクタ４_１、４_２の超音波エミッタ３は、図９Ｄに示されるアーチ状のエネルギー付与領域Ｚ_{ｒ１}に対して対称な、焦点範囲領域に対応する輪郭を有するアーチ状のエネルギー付与領域Ｚ_{ｒ２}を形成するように、駆動される。この第２暴露段階を実行するために、制御回路は、上述した指針に基づいてセクタ間に適用される位相を反転させることによって、トランスデューサの面全体を再び駆動させる。

30

【００８５】

制御回路７の一部を構成する信号発生器は、連続した暴露段階において、対応するエネルギー付与領域がセクタの各組ごとに形成されるように、セクタ及び対称軸について対称に対向するセクタの各々の一部を形成する超音波エミッタを駆動させる信号を送信するように制御されることに留意すべきである。示される例（図１０Ｅ～図１０Ｆ）では、２つの連続した超音波暴露によって、凝析クラウン（coagulation crown）を形成することができる。

40

【００８６】

図１０Ｅ～図１０Ｆに示される実施形態では、凝析クラウンは、一定の輪郭又は幅を示す。もちろん、アーチ状のエネルギー付与領域の輪郭又は幅は、対称軸Ｓに対するそれらの位置について、方向Ｚに沿った高さと同様に、ある暴露段階から他の暴露段階へと変化させることができる。

【００８７】

したがって、一般に、制御回路７の一部を構成する信号発生器は、軸外しのエネルギー付与領域が得られるように、連続した暴露段階の各々において、暴露段階ごとに曲率中心ｃ_１、ｃ_２、...が対称面Ａ１若しくは対称軸Ｓから異なる距離に位置し、及び／又は、垂直

50

軸 Z に沿った異なる深さに位置するように、超音波エミッタを駆動させる信号を送信するように制御される。

【 0 0 8 8 】

したがって、制御回路 7 の一部を構成する信号発生器は、連続した暴露段階において同一の又は異なる大きさを有する異なる位置にある軸外しのエネルギー付与領域が得られるように、連続した暴露段階において制御され、暴露段階ごとに曲率中心 c_1 、 c_2 、... が対称面 A 1 若しくは対称軸 S から異なる距離に位置し、及び / 又は、垂直軸 Z に沿った異なる深さに位置するように、超音波エミッタを駆動させる信号を送信するように制御される。

【 0 0 8 9 】

図 1 0 E ~ 図 1 0 F に示される例では、2 個のセクタ 8_1 、 8_2 の全体の超音波エミッタは、焦点範囲領域 Z_{r1} 、 Z_{r2} が対称軸 S について対称となるように位相が計算される、2 つの駆動段階を経ている。第 2 駆動サイクルの間に、凹曲線部 S_1 を S_2 に、凹曲線部 S_2 を S_1 に変換することによって、生成面 8 の領域に反映される。

10

【 0 0 9 0 】

図 1 1 A は、1 つの暴露サイクルにおいて、2 個のセクタ 8_1 、 8_2 の全体の超音波エミッタが、2 つの駆動段階を経た実施形態を示す。駆動段階では、焦点範囲領域 Z_{r1} 、 Z_{r2} が対称軸 S について非対称であるように位相が計算されている。この例によれば、2 つの駆動段階は、非対称の焦点範囲領域 Z_{r1} 、 Z_{r2} が得られるように適合した方法によって配置された曲率中心 c_1 、 c_2 を用いて実行されている。

【 0 0 9 1 】

20

曲率中心が、互いに離間して位置するように、
又は、対称面 A 1 若しくは対称軸 S から異なる距離にあるが、同じ深さにあるように、
又は、対称面 A 1 若しくは対称軸 S から同じ距離にあるが、異なる深さにあるように、
又は、対称面 A 1 若しくは対称軸 S から異なる距離にあり、かつ対称面 A 1 若しくは対称軸 S に対して異なる深さにあるように、
ある暴露段階から他の暴露段階へと、暴露段階を連続して実行できると考えられる。

【 0 0 9 2 】

したがって、連続した暴露段階において、ある暴露段階から他の暴露段階へと曲率中心の距離及び / 又は深さが変更されるように、超音波エミッタを駆動させることによって、焦点範囲領域は、垂直軸 Z について、同心状及び / 又は対称及び / 又は非対称及び / 又は重ね合わせられることができる、と考えられる。したがって、治療される容積部の複雑な形状が多かれ少なかれそれに応じて、暴露段階を「無限に」組み合わせることができる。

30

【 0 0 9 3 】

図 1 1 B は、制御回路 7 の一部を構成する信号発生器が、2 個のセクタ 8_1 、 8_2 の全体の超音波エミッタが 2 つの駆動段階を経るように制御される実施形態を示している。駆動段階では、焦点範囲領域 Z_{r1} 、 Z_{r2} が対称軸 S について対称となるように位相が計算されている。これらの 2 つの駆動段階は、エネルギー付与の重ね合わされたクラウンが得られるように、垂直軸 Z に沿って異なる深さで繰り返される暴露サイクルを形成する。このクラウンは、ある暴露段階から他の暴露段階において同一の幅及び高さを有する円筒形を形成する。

40

【 0 0 9 4 】

図 1 1 C は、制御回路 7 の一部を構成する信号発生器が、変化可能な幅及び / 又は高さが重ねあわされた焦点範囲領域を得るように、焦点範囲領域 Z_r が垂直軸 Z に沿って異なる距離及び異なる深さに位置するように、超音波エミッタ 3 を駆動させる信号を送信するように制御される別の実施形態を示す。

【 0 0 9 5 】

上述した例では、エネルギー付与の容積部は、中空であり、すなわち、対称軸 S に接していない。もちろん、制御回路の一部を構成する信号発生器は、少なくとも 1 つの補足的な暴露段階において、焦点領域において超音波が集束し、対称面 A 1 又は対称軸 S に対して中心に位置しかつ焦点領域と放射面との間において焦点面から離間して位置する又は焦

50

点領域の向こう側に位置する焦点範囲領域 $Z' r$ が得られるように、超音波エミッタを駆動させる信号を送信するように制御することができる。したがって、図 8 A 及び図 8 B に記載された指針に従った自然と呼ぶ補足的な暴露段階は、エネルギー付与の容積部を完成させるように、1 つ又は各々の暴露段階に対して実行されうる。もちろん、この補足的な暴露段階は、本明細書で説明した実施形態の一方及び / 又は他方に対して実施されうる。したがって、図 1 1 D は、図 1 1 B に示される変形例に対する補足的な暴露段階の実行を示している。

【 0 0 9 6 】

図 1 1 E は、先に説明したように、2 つの連続した超音波暴露によって形成された焦点クラウン K によって囲まれた対称軸 S に対して中心に位置する自然焦点範囲領域 $Z' r$ を平面図で示している。この図は、4 つの焦点範囲領域 $Z r 1 \sim Z r 4$ を形成するように、4 つのセクタに分割された生成面 8 によって具現化された 4 つの連続した超音波暴露が、追加の焦点クラウンである焦点クラウン K の周りの形成を生成することを示すことに留意すべきである。

【 0 0 9 7 】

例として、以下の説明では、第 2 変形実施形態に係る生成面 8 の実施を例示する。図 1 2 に示されるこの例によれば、第 1 焦点領域は、二重線形状を有する。第 1 変形実施形態について図 1 0 A ~ 図 1 0 F 及び図 1 1 A ~ 図 1 1 E に関連して説明した本発明を実施するための条件は、擬似円筒形状の生成面 8 にも同様に適用される。

【 0 0 9 8 】

本発明によると、超音波エミッタ 3 は、対称面 A 1 に平行に切り取られ、生成面 8 を形成するように、遅延法則又は位相法則を用いて駆動される。超音波エミッタは、少なくとも 2 個のセクタに沿って配置され、図 1 2 に示される例によれば、対称面 A 1 について対称に配置された 2 個のセクタ 8_1 、 8_2 を有する。

【 0 0 9 9 】

したがって、制御回路の一部を構成する信号発生器は、暴露段階において、対応するエネルギー付与領域を形成するように、対称面 A 1 の一方の側に位置するセクタ及び対称に対向するセクタの一部を形成する超音波エミッタを駆動させるための信号を送信するように制御される。したがって、対称面 A 1 の一方の側に、この対称面から離間して、エネルギー付与の容積部 $Z r 1$ (又は焦点範囲領域 $Z r 1$) を形成できる (図 1 2 B)。同様に、対称面 A 1 の他方の側に、この対称面 A 1 から離間して、エネルギー付与の容積部 $Z r 2$ (又は焦点範囲領域 $Z r 2$) を形成できる (図 1 2 C)。

【 0 1 0 0 】

別の有利な実施形態によれば、超音波エミッタは、対称面 A 1 に垂直な複数のセクタに沿って配置され、対称面 A 1 に対して対向して配置される。図 1 3 A に示す例では、9 個のセクタが対称面 A 1 のいずれかの側に位置しており、一方の側の各セクタは、他方の側のセクタと対向している。したがって、制御回路の一部を構成する信号発生器は、暴露段階において、対応するエネルギー付与領域が対称面の一方の側に形成されるように、遅延法則又は位相法則を用いて、セクタ及び対向するセクタの一部を形成する超音波エミッタを駆動させる信号を送信するように制御される (図 1 3 A)。対向するセクタの超音波エミッタは、対称面 A 1 のいずれかの側にエネルギー付与の容積部を形成することができる。図 1 3 B は、対称面 A 1 のいずれかの側に位置する 2 つのエネルギー付与の容積部を実施することを示す。エネルギー付与の容積部の厚さは、トランスデューサの 1 個のセクタの幅に対応している。

【 0 1 0 1 】

先に説明したように、エネルギー付与の容積部の各々は、特に曲率中心の位置を利用することによって、形状、大きさ、及び位置を変化させることができる。トランスデューサの異なるセクタを連続して駆動させると、厚さが変化可能なエネルギー付与の中空の容積部が形成される (図 1 3 C)。

【 0 1 0 2 】

10

20

30

40

50

この解決策は、非直線部分 T に沿って延びる標的領域の治療に特に有利に適用され、例えば、動脈又は静脈に沿った腫瘍、消化管に沿った腫瘍、骨に沿った腫瘍、膵臓のウィルソン管、尿道又は胆管に沿った腫瘍を治療することができる（図 13D）。

【0103】

前述の説明から、本発明の目的は、（音響軸に沿った）深さ方向の焦点領域の移動と、トランスデューサに平行な（音響軸に垂直な）面内の移動とを形成し、エミッタの数を効果的に減らすことであることが分かる。焦点を形成し、空間で移動すること（電子集束）を提案している先行技術とは対照的に、本発明の目的は、「仮想」生成面又は「仮想」トランスデューサを計算することによって得られる容積部（クラウンの一部）を直接形成し、多数のエミッタを介さずにこの容積部を移動させることである。したがって、この発明は、制御電子機器のコストを削減するだけでなく、トランスデューサのコストも削減することができる。

10

20

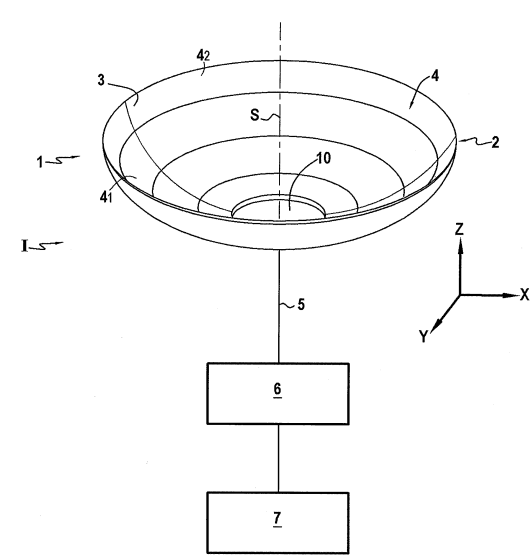
30

40

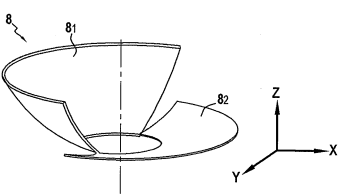
50

【図面】

【図 1】

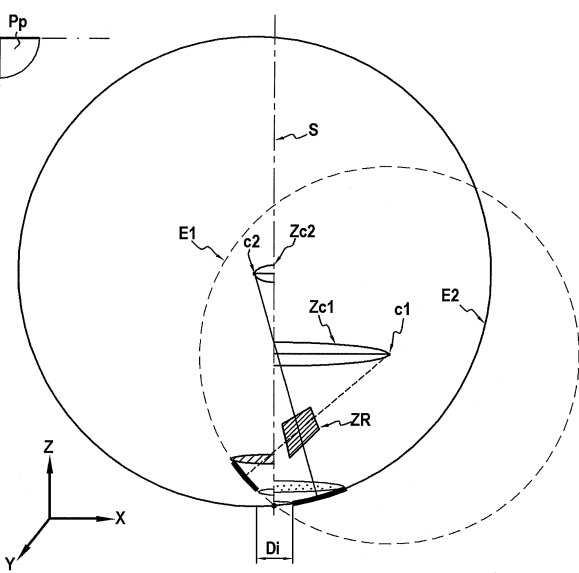


【図 2】

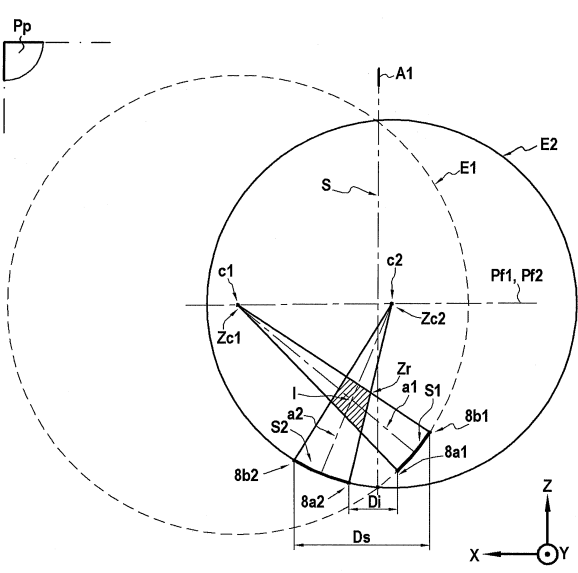


10

【図 3】



【図 4】



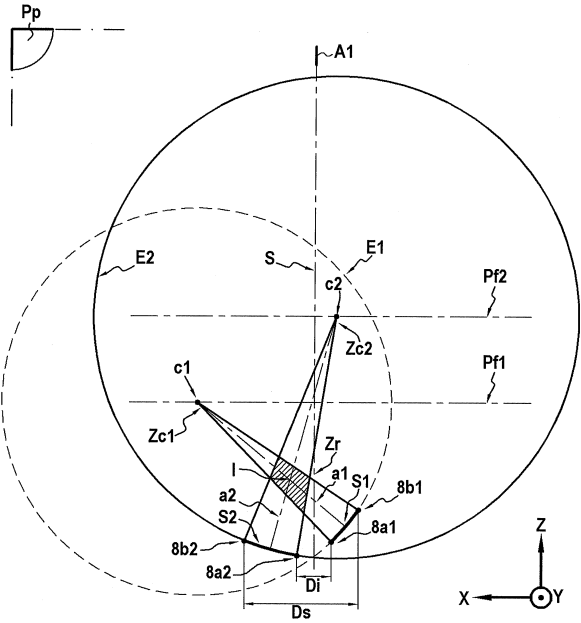
20

30

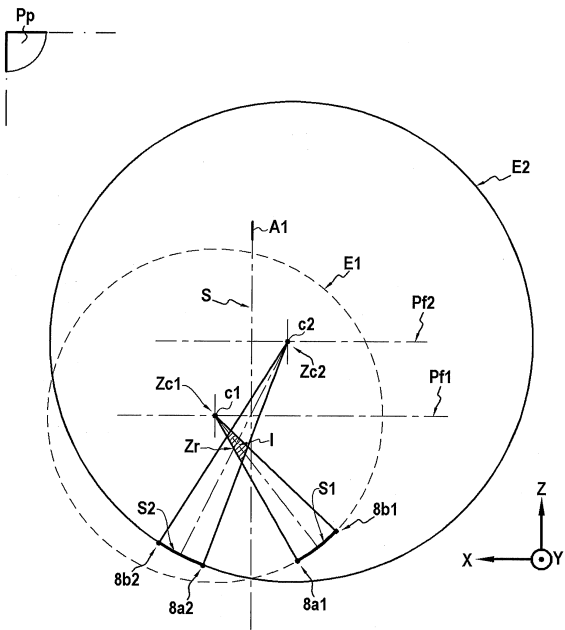
40

50

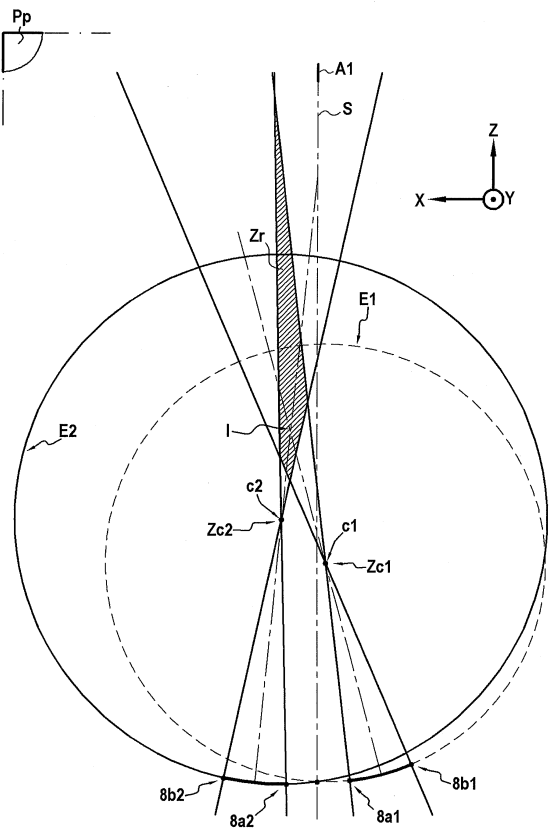
【図 5】



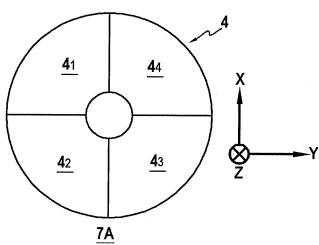
【図 6】



【図 6 A】



【図 7 A】



10

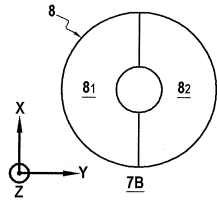
20

30

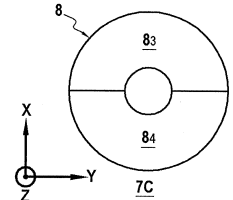
40

50

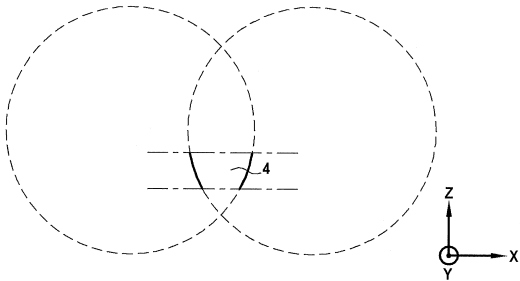
【図 7 B】



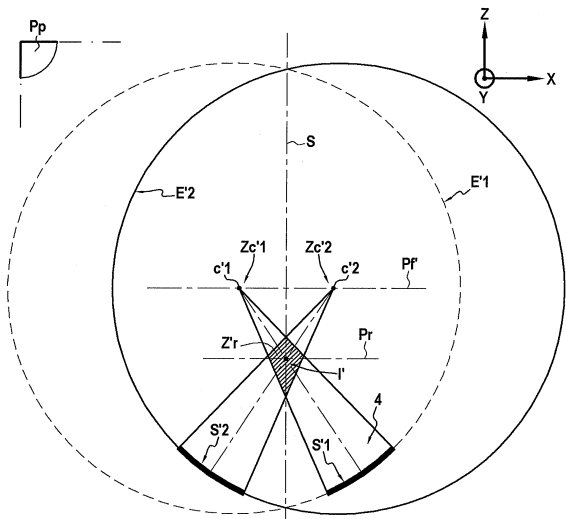
【図 7 C】



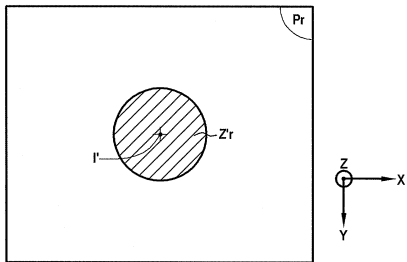
【図 8 A】



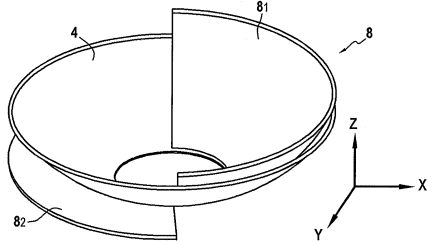
【図 8 B】



【図 8 C】



【図 9 A】



10

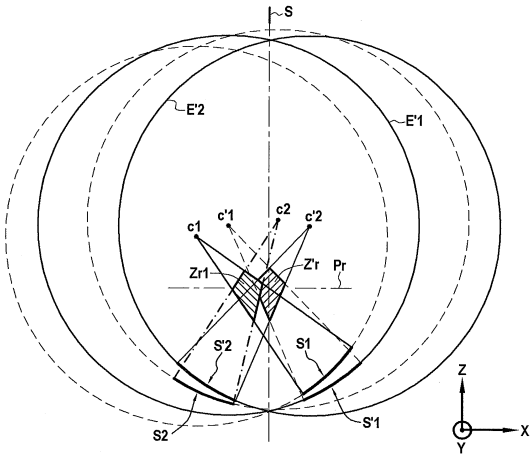
20

30

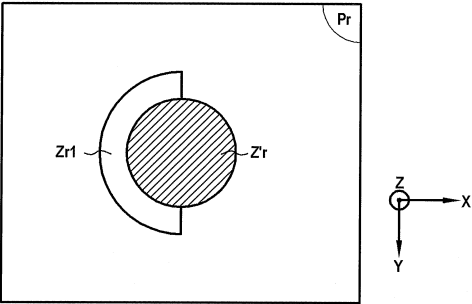
40

50

【図 9 B】

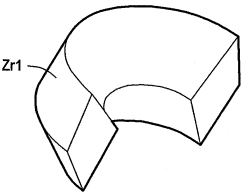


【図 9 C】

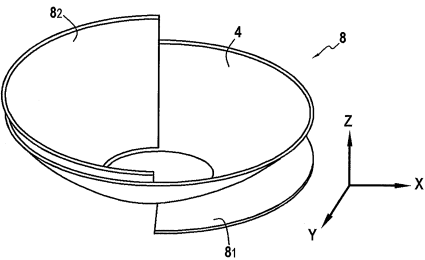


10

【図 9 D】



【図 10 A】



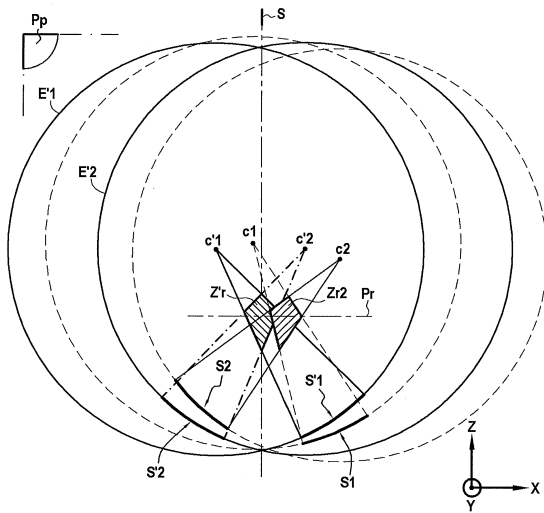
20

30

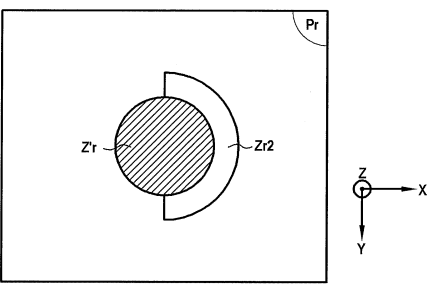
40

50

【図 10 B】

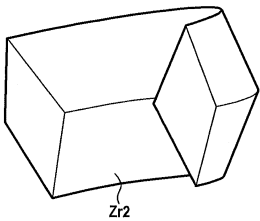


【図 10 C】

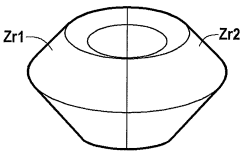


10

【図 10 D】

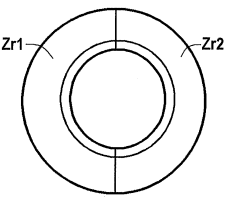


【図 10 E】

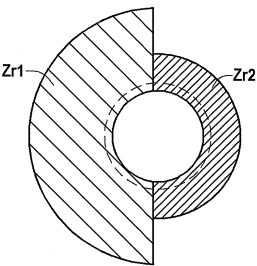


20

【図 10 F】



【図 11 A】

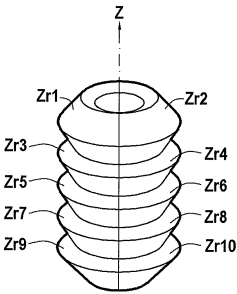


30

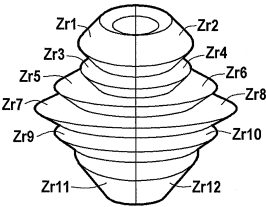
40

50

【図 1 1 B】

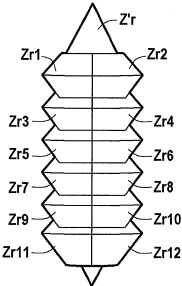


【図 1 1 C】

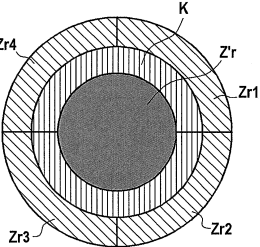


10

【図 1 1 D】

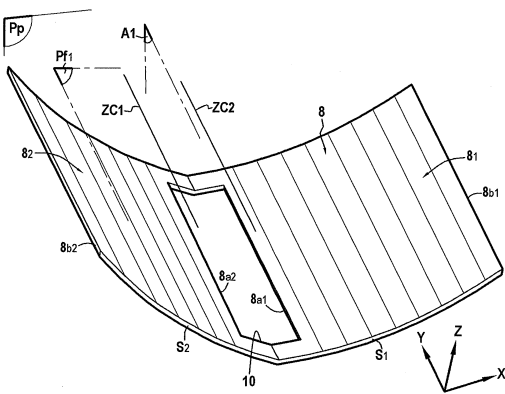


【図 1 1 E】

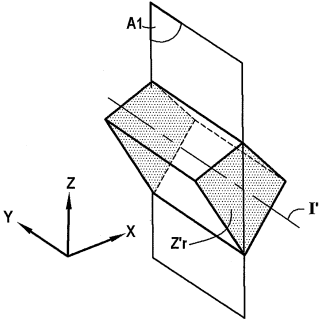


20

【図 1 2】



【図 1 2 A】

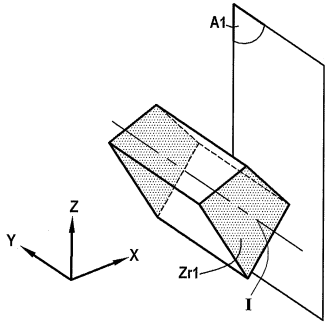


30

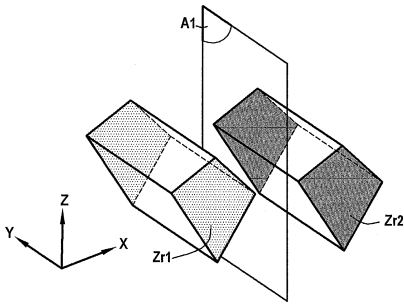
40

50

【図 1 2 B】

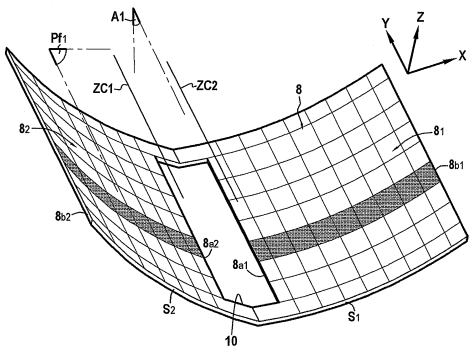


【図 1 2 C】

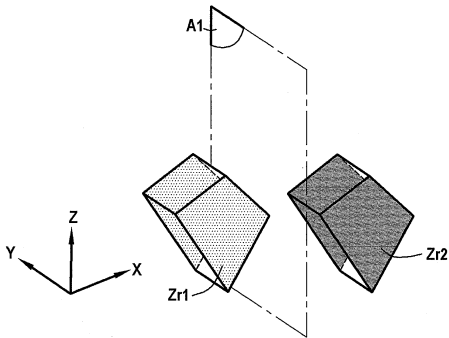


10

【図 1 3 A】

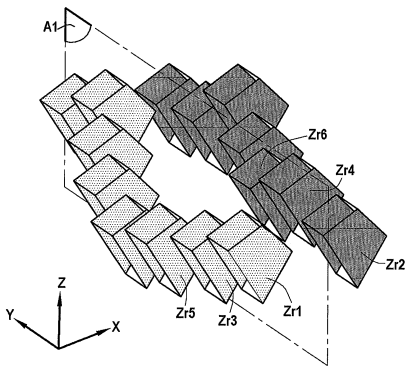


【図 1 3 B】

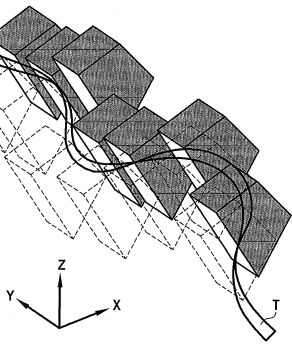


20

【図 1 3 C】



【図 1 3 D】



30

40

50

フロントページの続き

I . N . S . E . R . M .)

フランス 7 5 6 5 4 パリ・セデックス 1 3、リュ・ドゥ・トルビアク 1 0 1 番

(73)特許権者 523165352

ユニヴェルシテ クラウド ベルナール リヨン 1

フランス共和国 6 9 1 0 0 ヴィルールバンヌ、ノヴァーンブル 1 9 1 8、ブルヴァール デュ
1 1、4 3

(73)特許権者 504217063

サントル レオン ベラール

フランス国、エフ - 6 9 3 7 3 リヨン セデ 0 8、リュ レンヌ、2 8

(74)代理人 110004314

弁理士法人青藍国際特許事務所

(74)代理人 100107641

弁理士 鎌田 耕一

(72)発明者 サンチェス、マリーヌ

フランス、6 9 0 0 3 リヨン、リュ ドクトゥール レバテル、1 1

(72)発明者 メロ デ リマ、ダヴィッド

フランス、0 1 6 0 0 サン - ベルナール、シュマン ドゥ ラ プリエール、6 9 2 デ

(72)発明者 ヴァンスノ、ジェレミー

フランス、6 9 1 0 0 ヴィユールバンヌ、アンパッサ ルイ ガルヴァニ ベー、2 9

審査官 段 吉享

(56)参考文献 特表 2 0 1 4 - 5 2 2 2 4 6 (J P , A)

特表 2 0 0 9 - 5 4 1 0 0 0 (J P , A)

(58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 N 7 / 0 0