

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4991860号  
(P4991860)

(45) 発行日 平成24年8月1日(2012.8.1)

(24) 登録日 平成24年5月11日(2012.5.11)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 18/00 (2006.01)  
A 6 1 B 8/00 (2006.01)A 6 1 B 17/36 330  
A 6 1 B 8/00

請求項の数 18 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2009-525895 (P2009-525895)  
 (86) (22) 出願日 平成19年2月13日 (2007.2.13)  
 (65) 公表番号 特表2010-502240 (P2010-502240A)  
 (43) 公表日 平成22年1月28日 (2010.1.28)  
 (86) 国際出願番号 PCT/CN2007/000513  
 (87) 国際公開番号 WO2008/028373  
 (87) 国際公開日 平成20年3月13日 (2008.3.13)  
 審査請求日 平成21年12月14日 (2009.12.14)  
 (31) 優先権主張番号 200610128644.4  
 (32) 優先日 平成18年9月4日 (2006.9.4)  
 (33) 優先権主張国 中国 (CN)

(73) 特許権者 507257127  
 チョンチン・ロンハイ・メディカル・ウル  
 トラサウンド・インダストリー・リミテッ  
 ド  
 中華人民共和国、チョンチン 40112  
 1、ユベイ・ディストリクト、レンヘ・タ  
 ウン、チンソン・ロード 1  
 (74) 代理人 100108855  
 弁理士 蔵田 昌俊  
 (74) 代理人 100091351  
 弁理士 河野 哲  
 (74) 代理人 100088683  
 弁理士 中村 誠  
 (74) 代理人 100109830  
 弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】共振式超音波トランスジューサ

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波を放出する超音波源を備える共振式超音波トランスジューサにおいて、  
 さらに前記超音波源と対向して配置される反射ユニットを備え、  
 前記超音波源及び前記反射ユニットは共振空洞を構成し、  
前記超音波源は反射ユニットとしても作用し、  
前記超音波の定常分布が、前記共振空洞を構成する2つの反射表面によって繰り返し反射した音場と前記超音波源の放射する音場との重ね合わせにより、前記共振空洞に形成される、

共振式超音波トランスジューサ。

10

## 【請求項 2】

対向して配置される前記超音波源及び前記反射ユニットは同軸に配置されるとともに、半径はそれぞれ  $R_1$ 、 $R_2$  であり、

共振空洞の長さを  $L$  とすると、 $L < R_1 + R_2$  である請求項 1 に記載の共振式超音波トランスジューサ。

## 【請求項 3】

対向して配置される前記超音波源及び前記反射ユニットは同軸かつ対称に配置されるとともに、半径は両方とも  $R$  であり、

共振空洞の長さを  $L$  とすると、 $L < 2R$  である請求項 1 に記載の共振式超音波トランスジューサ。

20

## 【請求項 4】

対向して配置される前記超音波源及び前記反射ユニットは同軸かつ同心に配置されるとともに、半径はそれぞれ  $R_1$ 、 $R_2$  であり、

共振空洞の長さを  $L$  とすると、 $L = R_1 + R_2$  である請求項 1 に記載の共振式超音波トランスジューサ。

## 【請求項 5】

対向して配置される前記超音波源及び前記反射ユニットは同軸かつ同心に配置されるとともに、半径は両方とも  $R$  であり、

共振空洞の長さを  $L$  とすると、 $L = 2R$  である請求項 1 に記載の共振式超音波トランスジューサ。

10

## 【請求項 6】

対向して配置される前記超音波源及び前記反射ユニットは共焦に配置されるとともに、半径はそれぞれ  $R_1$ 、 $R_2$  であり、

共振空洞の長さを  $L$  とすると、 $2L = R_1 + R_2$  である請求項 1 に記載の共振式超音波トランスジューサ。

## 【請求項 7】

前記超音波源には、球状シェル超音波トランスジューサを採用し、

前記反射ユニットには、球状反射体を採用している請求項 1 に記載の共振式超音波トランスジューサ。

## 【請求項 8】

前記反射ユニットは、反射の機能を備える超音波源である請求項 1 乃至請求項 6 のいずれか 1 つに記載の共振式超音波トランスジューサ。

20

## 【請求項 9】

前記超音波源及び前記反射ユニットの両方に、球状シェルトランスジューサを採用している請求項 8 に記載の共振式超音波トランスジューサ。

## 【請求項 10】

前記共振空洞に音波ユニットが適用されている請求項 8 に記載の共振式超音波トランスジューサ。

## 【請求項 11】

互いに対向して配置される前記超音波源には、両方に平面状圧電トランスジューサを採用し、

30

前記音波ユニットには超音波レンズを採用し、前記超音波レンズは共振空洞に配置されるとともに、前記超音波源としっかり接触している請求項 10 に記載の共振式超音波トランスジューサ。

## 【請求項 12】

互いに対向して配置される前記超音波源の少なくともいずれか一方は、出力窓を有する請求項 8 に記載の共振式超音波トランスジューサ。

## 【請求項 13】

前記共振空洞に音波ユニットが適用されている請求項 1 乃至請求項 6 のいずれか 1 つに記載の共振式超音波トランスジューサ。

40

## 【請求項 14】

前記超音波現には、平面状圧電トランスジューサを採用し、

前記音波ユニットには、共振空洞に配置されるとともに前記超音波源としっかり接触する超音波レンズを採用している請求項 13 に記載の共振式超音波トランスジューサ。

## 【請求項 15】

前記超音波源は、合焦超音波源又は非合焦超音波源である請求項 1 に記載の共振式超音波トランスジューサ。

## 【請求項 16】

超音波トランスジューサを備える超音波診断装置において、

前記超音波トランスジューサは請求項 1 乃至請求項 15 のいずれか 1 つに記載の共振式

50

超音波トランスジューサである超音波診断装置。

【請求項 17】

超音波トランスジューサを備える超音波処置装置において、

前記超音波トランスジューサは請求項 1 乃至請求項 15 のいずれか 1 つに記載の共振式超音波トランスジューサである超音波処置装置。

【請求項 18】

超音波トランスジューサを備える超音波検出装置において、

前記超音波トランスジューサは請求項 1 乃至請求項 15 のいずれか 1 つに記載の共振式超音波トランスジューサである超音波検出装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波トランスジューサ、特に共振空洞超音波分布モードを備える共振式超音波トランスジューサに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波トランスジューサの超音波放出効率は、超音波トランスジューサから出射される超音波と反射超音波とを重ね合わせることにより、改善される。反射超音波共焦点 (confocal) 顕微鏡の設計では、特許文献 1 で、観察するサンプルでの音場を増加するためにこの方法が採用され、超音波顕微鏡の像の質を改善するようになっている。

20

【0003】

特許文献 2 (発明の名称がスキャニング超音波顕微鏡) では、共通の焦点を有する 2 つの共焦点球状シェル超音波トランスジューサを採用している。一方のトランスジューサは超音波を放射するための超音波源として作用し、他方は超音波を受けるための受信機として作用し、受信信号から物体の像を取得する。

【0004】

しかし、上記特許文献 1 及び上記特許文献 2 は、顕微鏡の焦点での音場を増加するように、2 つの超音波トランスジューサを用いたもの、又は、これらの一方を反射体で置き換えたものを開示したにすぎず、超音波トランスジューサの超音波放出効率が大規模に改善されたわけではない。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特許第 6102260 号公報

【特許文献 2】獨国特許出願公開第 3131796 号明細書

【発明の概要】

【0006】

前述した先行技術の課題を解決するため、本発明は、音場の特定分布を形成する共振式超音波トランスジューサを提供する。特定のパラメータで超音波共振空洞を形成することにより、一方の超音波トランスジューサの放射する音場がもう一方の超音波トランスジューサの反射する音場と調和する。これにより、高精度合焦 (high focused) 超音波焦点場のような特定の超音波場が共振空洞の内部に形成される。

40

【0007】

本発明によって提案される課題の技術的解決手段は、超音波を放射する超音波源と、前記超音波源と対向して配置される反射ユニットと、を備える共振式超音波トランスジューサである。前記超音波源と反射ユニットは、共振空洞を構成する。

【0008】

共振空洞を構成した後、超音波源から放射される超音波は、超音波源と反射ユニットとの間で繰り返し反射されることにより、共振が形成される。すなわち、本発明では前記超音波源も反射ユニットとして作用する。

50

## 【0009】

前記反射ユニットは、反射機能を備える超音波源によって達成されることが好ましい。

## 【0010】

このように2つの超音波トランスジューサは対向して配置される。空洞の内部に形成される音場は、対向して配置される2つの超音波トランスジューサの2つの音場の単純(simple)重ね合わせではなく、対向して配置される2つの超音波トランスジューサの端面での繰り返し反射及び超音波源の放射によって形成される超音波場の可干渉性(coherent)重ね合わせである。重ね合わせによって形成される音場の分布は、対向して配置される2つの超音波トランスジューサの間の距離、超音波トランスジューサの口径(caliber)及び焦点距離、超音波トランスジューサの表面の反射容量及び超音波トランスジューサの間の媒体の音波パラメータにより共同的に決定される。重ね合わせによって形成される音場の分布は、光学共振空洞と同様の方法により分析できる。すなわち、超音波トランスジューサから放射される超音波場の特定の分布は、超音波共振空洞のパラメータを設定することによって形成することができる。超音波共振空洞に形成される合焦点音場の有効口径が単一の超音波トランスジューサの口径よりも大きいため、トランスジューサ、特に合焦点超音波トランスジューサ、の音場は、共振式超音波トランスジューサの形状のパラメータ及びトランスジューサの間の関係のパラメータを設定することにより、より集中した状態になる(concentrated)。高エネルギー使用率で高い信号/ノイズ比のこの種の共振式超音波トランスジューサは、超音波診断、超音波処置及び超音波検出に用いることができる。

## 【0011】

本発明の基本原理は以下の通りである。

## 【0012】

本発明での共振式超音波トランスジューサの形成機構は、光学共振空洞での光波の分布と同様である。しかし、超音波処置及び超音波測定では、超音波トランスジューサと接触する媒体は液体媒体又は人体組織であるため、超音波は液体媒体及び人体組織内部の縦波に主に代表される、一種のメカニカルウェーブ(mechanical wave)である。2種類の物質の界面(interface)で超音波が放射される際、反射及び屈折が起こる。反射及び屈折の規則はスネルの法則に従う。共振空洞での波動方程式は光波のスカラー波動方程式と一致する。

## 【数1】

20

30

$$c^2 \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = \nabla^2 p \quad (1)$$

ここで、pは音圧であり、c空洞での媒体の音速である。

## 【0013】

図1に示すように、2つの超音波源が対向して配置された際、すなわち第1の超音波源1と第2の超音波源が同軸に配置された際(ここでは超音波源の一方が超音波反射ユニットでもよい。)、超音波を放射できる媒体が2つの超音波源の間のスペースに満たされている。超音波源は超音波を放射及び反射することができるため、2つの超音波源は超音波共振空洞を形成する。共振空洞での音場の分布は、トランスジューサの直接放射する音場とトランスジューサの表面で反射する音場の重ね合わせである。

## 【0014】

第1の超音波源及び第2の超音波源の共振空洞の作動モードは、共振空洞での音場の分布に大きな影響を与える。この種の共振空洞では、特定の分布の音場のみが定常的に存在する。定常音場を確立する時間が短いため、共振空洞に特定の分布の音場が存在する場合のみ、音場が定常に保たれる。共振空洞の特定の分布を有するこれらの音場は、共振空洞

40

50

のパラメータと関連し、音場のモードによって述べることができる。音場の分布は空間分布及び時間分布に分解されるため、共振空洞の特定の分布を有する定常音場は時間モード又は空間モードで示すことができる（それぞれ光学共振空洞の縦方向モード及び横方向モードに相当する。）。時間モードはこれらの音場の周波数境界に相当する。音場の定常分布が共振空洞で形成される場合、第1の超音波源及び第2の超音波源の作動周波数は特定の周波数値となる。これらの特定周波数値は共振空洞の長さと関連する。共振空洞に定常的に存在する超音波周波数は以下のようになる。

## 【数2】

$$f = \frac{kc}{2L} \quad k = \text{整数} \quad (2)$$

ここで、 $f$  は周波数、 $c$  は媒体の音速、 $L$  は2つのトランスジューサの間の距離（すなわち共振空洞の長さ）である。

## 【0015】

音場の定常分布が共振空洞に形成される場合、共振空洞での超音波の定常分布は、共振空洞を構成する2つ反射表面によって繰り返し反射した音場と、超音波源の放射する音場との重ね合わせの結果であるため、超音波の周波数状態から空間分布状態（空間分布）も分離される。すなわち、超音波は一方の反射表面で発生し、他方の反射表面に放射される。この際、超音波は反射して、最初の反射表面に戻る。反射表面上での超音波場の分布は最初と同一である。流れ（flowing）方程式は以下のようになる。

## 【数3】

$$\begin{aligned} \gamma_1 p_1(x_1, y_1) &= -\frac{i}{\lambda L} \iint_{s_2} p_2(x_2, y_2) \exp(-ikr) dx_2 dy_2 \\ \gamma_2 p_2(x_2, y_2) &= -\frac{i}{\lambda L} \iint_{s_1} p_1(x_1, y_1) \exp(-ikr) dx_1 dy_1 \end{aligned} \quad (3)$$

$$r \approx \sqrt{L^2 + (x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2} \quad k = \frac{2\pi}{\lambda}$$

ここで、 $p_1(x_1, y_1)$  は第1の超音波源の反射表面の音圧分布、 $p_2(x_2, y_2)$  は第2の超音波源（図2で示す）の反射の音圧分布であり、ここで、 $(x_1, y_1)$  及び $(x_2, y_2)$  はそれぞれ共振空洞のトランスジューサの空洞表面上での座標である。

$\gamma_1$  と  $\gamma_2$  はそれぞれ2つの空洞表面での超音波の反射率であり、 $\lambda$  は共振空洞での超音波の波長である。

## 【0016】

数式（3）は積分方程式のセットであるため、これらの方程式は数値的方法によって解かれる。しかし、特別な状況下では、方程式のセットは分析的な解法で行われる。例えば、圧電クリスタルの外枠が長方形枠で、かつ、“ $r$ ”の距離を計算する際に共振空洞の表面を平面とみなすように  $L$  が十分に長い場合には、表面上での音場の分布は以下のようになる。

## 【数4】

$$P_{1mn} = P_{10} \exp\left(\frac{x_1^2 + y_1^2}{W_1^2}\right) H_m\left(\sqrt{2} \frac{x_1}{W_1}\right) H_n\left(\sqrt{2} \frac{y_1}{W_1}\right)$$

$$P_{2mn} = P_{20} \exp\left(\frac{x_2^2 + y_2^2}{W_2^2}\right) H_m\left(\sqrt{2} \frac{x_2}{W_2}\right) H_n\left(\sqrt{2} \frac{y_2}{W_2}\right) \quad (4)$$

10

$$W_1^2 = \frac{\lambda L}{\pi} \left[ \frac{g_2}{g_1(1-g_1g_2)} \right]^{1/2} \quad W_2^2 = \frac{\lambda L}{\pi} \left[ \frac{g_1}{g_2(1-g_1g_2)} \right]^{1/2} \quad g_i = 1 - \frac{R_i}{L} \quad i = 1, 2$$

ここで、 $P_{10}$ ,  $P_{20}$ はそれぞれ第1の超音波源1及び第2の超音波源2の中央での超音波の音場の振幅であり、 $R_1$ ,  $R_2$ はそれぞれ第1の超音波源1及び第2の超音波源2の半径である。 $P_{1mn}$ ,  $P_{2mn}$ は、それぞれ第1の超音波源1と第2の超音波源2の音場の分布であり、添え字“m”は水平方向のモード、添え字“n”は鉛直方向のモードである ( $m, n = 0, 1, 2, 3, \dots$ )。 $H_m$ はm次ハンケル関数である。

20

## 【0017】

共振空洞において、共振空洞表面で形成される定常音場では数式(3)が成立する。共振空洞の形状が長方形で、かつ、略軸方向近似(near axial approximation)が用いられる場合、共振空洞表面で形成される定常音場では数式(4)が成立する。

## 【0018】

図3は、共振空洞の外形が正方形の圧電クリスタルの場合の、反射表面上での音圧の低次定常分布を示す(モードで示す)。図3でモードは、ハンケル関数の次数である(すなわち数式(4)のm, n)。

30

## 【0019】

圧電クリスタルの枠が円形の場合、反射表面上の分布は分析的な形式によって示すことができ、超音波トランスジューサの表面上での音圧の分布は以下のようになる。

## 【数5】

$$P_{1mn}(r_1, \phi_1) = \exp(-r_1^2/W_1^2) \left[ \frac{\sqrt{2}r_1}{W_1} \right]^n L_m^{(n)}\left(-2r_1^2/W_1^2\right) \begin{cases} \cos n\phi_1 \\ \sin n\phi_1 \end{cases}$$

40

$$P_{2mn}(r_2, \phi_2) = \exp(-r_2^2/W_2^2) \left[ \frac{\sqrt{2}r_2}{W_2} \right]^n L_m^{(n)}\left(-2r_2^2/W_2^2\right) \begin{cases} \cos n\phi_2 \\ \sin n\phi_2 \end{cases} \quad (5)$$

ここで、 $L_m^{(n)}$ はラゲールの多項式、 $r_1, r_2, \Phi_1, \Phi_2$ は超音波トランスジューサ表面 $S_1$ 及び $S_2$ での極座標である。

## 【0020】

音場の定常分布は数式(5)を満たす。図4は、形状が円形圧電クリスタルの際の、反

50

射表面上の音圧の定常分布モードを示す（低次モード）。図4でモードの数字は、数式(5)のm及びnに該当する。

【0021】

空洞表面上の既定の分布は、空洞での定常分布に相当する。波動方程式によると、共振空洞での超音波の分布は、図5に示すようにガウス分布を有する。最も低次のモードが、エネルギーが集中するとともに音波の損失が少ない、良い指向性を有するため、低次モード、すなわち基本モードが超音波処置及び検出に用いられる。

【数6】

10

基本モードの条件下で、 $W_0$ を共振空洞での音波ビームのスポットの半径とすると、共振空洞での音場の分布は以下のようになる。

$$P(z, r) = \frac{P_0}{1 - iz/z_0} \exp \left[ -\frac{r^2/W_0^2}{1 - iz/z_0} \right] \quad (6)$$

ここで、 $z_0$ は定数で、 $z_0 = W_0^2 \pi / \lambda_0$ である。

20

【0022】

超音波処置では、超音波の焦点（スポットサイズの位置）で最大利得が要求されるため、スポットの最小半径が必要となる。すなわち、スポットの半径と共振空洞のパラメータとの関係は既知である。圧電クリスタルの反射表面が異なる型の共振空洞から構成される場合、スポットの半径と共振空洞のパラメータとの間の関係は異なってくる。これらの間の関係を以下に示す。

【数7】

30

$$w_0 = \sqrt{\frac{\lambda}{\pi}} \frac{[L(R_1 - L)(R_2 - L)(R_1 + R_2 - L)]^{1/4}}{(R_1 + R_2 - 2L)^{1/2}} \quad (7)$$

【0023】

スポットから超音波トランスジューサの表面までの距離は以下のようになる。

【数8】

40

$$l_1 = \frac{L(R_2 - L)}{R_1 + R_2 - 2L}$$

$$l_2 = \frac{L(R_2 - L)}{R_1 + R_2 - 2L} \quad (8)$$

ここで $l_1$ 及び $l_2$ は、それぞれスポットから第1の超音波源（圧電クリスタル）1の表面及び第2の超音波源（圧電クリスタル）2の表面までの距離、すなわち、焦点から2つの圧電クリスタルの表面までの距離を示す。

【0024】

超音波トランスジューサの空洞表面半径及び2つのトランスジューサの間の距離（空洞の長さ）により、共振トランスジューサは、対称トランスジューサ、共焦点トランスジュー

50

サ、同心トランスジューサ及び同心対称トランスジューサ等に分類される。これらの共振空洞の半径と空洞の長さとの間の関係は以下のようになる。

## 【数9】

対称:  $R_1=R_2$

共焦:  $L = (R_1+R_2) / 2$

同心:  $L = (R_1+R_2)$

同心対称:  $L = (R_1+R_2)$ ,  $R_1=R_2$

10

## 【0025】

対称共振空洞は、音場は共振空洞の軸方向に沿って対称であることを特徴とし、共振空洞の中心点を通る鉛直空洞軸を備える。

## 【0026】

共焦共振空洞は、短い長さの空洞を有し、反射音場の重ね合わせ位置が反射音場の焦点となっている。この種の共振空洞では簡単に調整を行うことができる。

## 【0027】

同心共振空洞は、理論上反射音波のすべての反射の重ね合わせ中心は同一であるが、これらの調整は難しいことが特徴である。

20

## 【0028】

同心対称共振空洞は、重ね合わせ中心が同一であるとともに、重ね合わせ中心は球の中心であり、原則として、合焦超音波の焦点は非常に小さいことが特徴である。

## 【0029】

式(7)より、最小サイズの焦点(スポットサイズ)にすることは、同心共振空洞を形成すること、すなわち( $R_1 + R_2 - L$ )=0であることが分かる。オーカー(ochre)圧電クリスタルの反射表面によって形成される共振空洞が最小サイズの焦点を有してもよい。

## 【0030】

30

しかし、実際の使用では、同心共振空洞の調整及び組立てが困難であるため、非同心共振空洞(例えば、共焦共振空洞)が用いられ、スポットは少し大きくなる。

## 【0031】

しかし、超音波源によって構成される超音波共振空洞は、共通レーザー共振空洞とは異なる。レーザー共振空洞での光エネルギーは他の異なるエネルギーによって励起され、レーザー共振空洞での干渉光場はレーザー場のみである。しかし、超音波共振空洞での音場は超音波トランスジューサによって入力され、超音波源の超音波は共振空洞で振動する超音波と十分に干渉する。共振空洞での音場全体は、超音波源の音場と共振空洞で振動する音場との合計である。共振空洞でできる限り単一のモードを有するように、超音波源の出力表面上の音場は、共振空洞での選択モードの超音波源の出力表面上の音場の分布と同様にする。これにより、共振空洞で基本モードが要求される場合、超音波源の出力表面上の入力音場は、その表面の基本モードの分布と同様にする。高次モードが必要な場合には、高次モードと同様にする。

40

## 【0032】

音波ユニットが前記共振空洞に適用されてもよく、例えば、音波合焦ユニットが超音波を合焦するために用いられる。

## 【0033】

前記超音波源のいずれか1つは出力窓を有し、共振空洞の超音波は超音波トランスジューサの端面から出力窓を通って放出される。これにより、共振空洞で超音波が所望の位置に適用される。

50

## 【0034】

ここで、R及びLは、2つのパーティー（parties）の間で対応関係が成立する限り、使用の必要性に従って適切な相当値が適用される。

## 【0035】

本発明の共振式超音波トランスジューサは、超音波診断、超音波処置、超音波検出の装置において広範囲に使用でき、有効に合焦及び超音波場の制御を達成できる。

## 【0036】

前記超音波源には、合焦超音波源又は非合焦超音波源を必要に応じて採用する。例えば、外科において、合焦超音波源が肝臓がん等の処置に用いられる。膝関節痛又はその他の病気の処置では、非合焦超音波源が用いられ、良い処置効果を達成できる。

10

## 【0037】

超音波診断装置は超音波トランスジューサを備える。前記超音波トランスジューサは前述した共振式超音波トランスジューサである。

## 【0038】

超音波処置装置は超音波トランスジューサを備える。前記超音波トランスジューサは前述した共振式超音波トランスジューサである。

## 【0039】

超音波検出装置は超音波トランスジューサを備える。前記超音波トランスジューサは前述した共振式超音波トランスジューサである。

20

## 【図面の簡単な説明】

## 【0040】

【図1】図1は、本発明の第1の実施形態の共振式超音波トランスジューサの構成を示す図。

【図2】図2は、共振空洞表面の音場の関係を示す図。

【図3】図3は、正方形の圧電クリスタルの音圧の低次定常分布のモードを示す図。

【図4】図4は、円形の圧電クリスタルの音圧の低次定常分布のモードを示す図。

【図5】図5は、共振空洞でガウス分布を有する定常音場の分布のモードを示す図。

【図6】図6は、本発明の第2の実施形態の構成を示す図。

【図7】図7は、本発明の第3の実施形態の構成を示す図。

【図8】図8は、本発明の第4の実施形態の構成を示す図。

30

【図9】図9は、本発明の第5の実施形態の構成を示す図。

【図10】図10は、本発明の第6の実施形態の構成を示す図。

【図11】図11は、本発明の第7の実施形態の構成を示す図。

【図12】図12は、本発明の第8の実施形態の構成を示す図。

【図13】図13は、本発明の第9の実施形態の構成を示す図。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0041】

本発明のさらなる説明は、以下の発明の詳細な説明で、好ましい実施形態及び添付の図面を伴って行う。

## 【0042】

本発明の共振式超音波トランスジューサは、超音波源と、超音波源と対向して配置される反射ユニットと、を備える。超音波源と反射ユニットは共振空洞を構成する。前記超音波源は反射ユニットとして作用してもよい。

40

## 【0043】

以下の実施形態は、本発明の非制限的な実施形態である。

## 【0044】

## (第1の実施形態)

本実施形態は、2つの超音波トランスジューサの同軸作動モードを示す。

## 【0045】

図1に示すように、本実施形態では、超音波源及び反射ユニットの両方に球状シェル超

50

音波トランスジューサ、すなわち、第1の超音波源1及び第2の超音波源2を採用している。2つの球状シェル超音波トランスジューサは同軸に配置され、半径はそれぞれR<sub>1</sub>及びR<sub>2</sub>である。共振空洞の長さをLとすると、幾何的減衰及び屈折損失を低減するようL < R<sub>1</sub> + R<sub>2</sub>とする必要がある。図1で2a<sub>1</sub>及び2a<sub>2</sub>は、それぞれ2つの超音波トランスジューサの口径を意味する。

【0046】

2つの球状シェル超音波トランスジューサは一緒に又は独立して作用する。トランスジューサのいずれか一方が作用する際には、他方は反射体としてのみ作用する。または、2つのトランスジューサが交互に作用する。

【0047】

これらの共振式超音波トランスジューサが切除処置に用いられ、患者の患部ターゲット(target of disease)が2つのトランスジューサの間に配置される際には、トランスジューサ表面での反射のため、共振空洞では超音波がスポットに高密度で集中する。患者の患部ターゲットがスポットと重なる際には、患部ターゲットの温度は摂氏60以上に増加し、組織の凝固ネクローシスが起こる。これにより、処置が完了する。脚部のがんを処置する場合、R<sub>1</sub>を120mm、R<sub>2</sub>を110mm、Lを200mmとすればよい。

【0048】

(第2の実施形態)

本実施形態は、超音波トランスジューサの対称作動モードを示す。

【0049】

図6に示すように、本実施形態では、超音波源及び反射ユニットの両方に球状シェル超音波トランスジューサを採用している。2つの球状シェル超音波トランスジューサは、同軸かつ対称に配置され、これらの半径は両方ともRである。前記共振空洞の長さをLとすると、幾何学的減衰及び屈折損失を低減するように、L < 2Rとする必要がある。

【0050】

本実施形態では、共振空洞のスポットが2つの超音波トランスジューサのちょうど中央に位置する。本実施形態での1つの使用方法は、第1の実施形態と同様である。脚部のがんを処置する場合、Rを120mm、Lを200mmとすればよい。

【0051】

(第3の実施形態)

本実施形態は、超音波トランスジューサの同心作動モードを示す。

【0052】

図7に示すように、本実施形態では、超音波源及び反射ユニットの両方に球状シェル超音波トランスジューサを採用している。2つの球状シェル超音波トランスジューサは、同軸かつ同心に配置されている。これらの半径は、それぞれR<sub>1</sub>及びR<sub>2</sub>である。共振空洞の長さをLとすると、L = R<sub>1</sub> + R<sub>2</sub>とする必要がある。この種の装置は、スポットサイズが小さくなることを特徴とする。本実施形態での1つの使用方法は、第1の実施形態と同様である。脚部のがんの処置をする場合、R<sub>1</sub>を120mm、R<sub>2</sub>を110mm、Lを230mmとすればよい。

【0053】

(第4の実施形態)

本実施形態は、超音波トランスジューサの同心対称作動モードを示す。

【0054】

図8に示すように、本実施形態では、超音波源及び反射ユニットの両方に球状シェル超音波トランスジューサを採用している。2つの球状シェル超音波トランスジューサは同軸かつ同心に配置され、これらの半径は両方ともRとなっている。前期共振空洞の長さをLとすると、L = 2Rとする必要がある。この種の装置は、スポットサイズが小さく、共振空洞のスポットが2つの超音波トランスジューサのちょうど中央に位置することを特徴とする。本実施形態での1つの使用方法は、第1の実施形態と同様である。脚部のがんの処置をする場合、2つのトランスジューサの半径“R”を120mm、Lを240mmとす

10

20

30

40

50

ればよい。

【0055】

(第5の実施形態)

本実施形態は、超音波トランスジューサの共焦点作動モードを示す。

【0056】

図9に示すように、前記超音波源及び前記反射ユニットは共焦点に配置される。これらの半径は、それぞれ $R_1$ 及び $R_2$ である。共振空洞の長さを $L$ とすると、この際、共振空洞のパラメータは次の関係を有する： $2L = R_1 + R_2$ 。この共振空洞のスポット半径は、以下のようになる。

【数10】

$$W_0 = \frac{\lambda L}{2\pi}$$

10

【0057】

このモードによって構成される共振式超音波トランスジューサは、小さい屈折損失であること及び調節が簡単であることを利点とする。本実施形態での1つの使用方法は、第1の実施形態と同様である。脚部のがんの処置をする場合、 $R_1$ を120mm、 $R_2$ を110mm、 $L$ を115mmとすればよい。

20

【0058】

(第6の実施形態)

本実施形態では、図10に示すように、2つの超音波トランスジューサが共振空洞を構成する。ここでは、2つの超音波トランスジューサ、すなわち第1の超音波源1及び第2の超音波源2には、平面状圧電トランスジューサを採用している。共振空洞には音波ユニット4が設けられ、音波ユニット4には超音波レンズを採用している。超音波レンズは共振空洞に配置され、これらはそれぞれ第1の超音波源1及び第2の超音波源2としっかりと接触している。

【0059】

本実施形態の共振式超音波トランスジューサは、非常に小さい焦点を有し、小さい屈折損失であること及び調整が簡単なことが利点である。この種の超音波トランスジューサでは、超音波レンズの設計は、合焦点性能及び低反射率が保証されるように行われる。本実施形態での1つの使用方法は、第1の実施形態と同様である。脚部のがんの処置で、超音波レンズの材料が硬いアルミニウムの場合、レンズの半径“ $R_1$ ”を120mm、反射トランスジューサのレンズの半径“ $R_2$ ”を110mm、 $L$ を205mmとすればよい（ $L$ は超音波レンズによって採用される種々のアルミニウム合金材料に従って変化する。）。

30

【0060】

(第7の実施形態)

図11に示すように、本実施形態では、超音波源及び反射ユニットの作動モードに、前述した第1乃至第6の実施形態のいずれか1つのモードを採用する。しかし、反射ユニットは、超音波トランスジューサの代わりに球状反射体を用いる。本実施形態での1つの使用方法は、第1乃至第6の実施形態と同様である。

40

【0061】

(第8の実施形態)

図12に示すように、本実施形態では、反射ユニットには、後端面上での反射を伴う超音波レンズを採用している。その他の構成は、第6の実施形態と同様である。本実施形態での1つの使用方法は、第6の実施形態と同様である。

【0062】

(第9の実施形態)

図13に示すように、超音波源には、2つの超音波トランスジューサを採用している。

50

ここでは、超音波トランスジューサの一方で出力窓3が開いている。出力窓3は、低い音波インピーダンスの材料（例えば、薄いプラスチック膜）から形成されている。この共振式超音波トランスジューサによって発生する超音波は、出力窓3から放出される。この種の超音波トランスジューサは、ブリッジ（bridge）検出での超音波導波カップリングに適用される。

【符号の説明】

【0063】

1...第1の超音波源、2...第2の超音波源、3...出力窓、4...音波ユニット。

【図1】

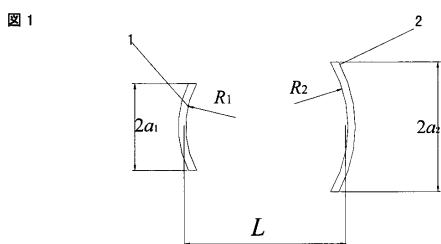


Fig. 1

【図4】

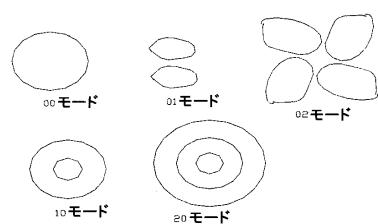


Fig. 4

【図2】

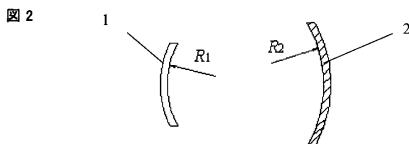


Fig. 2

【図5】

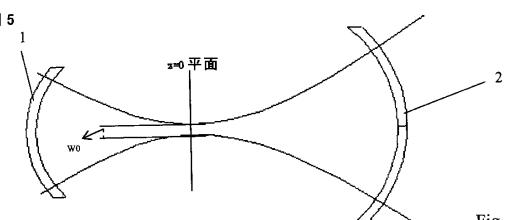


Fig. 5

【図3】

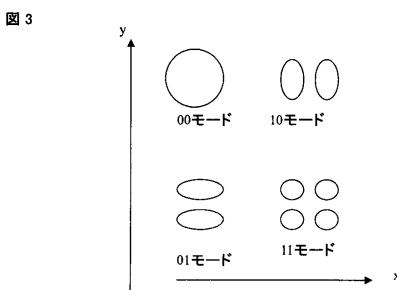


Fig. 3

【図6】

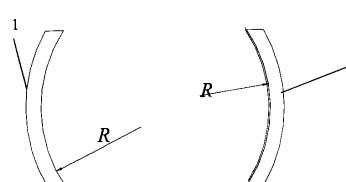


Fig. 6

【図7】

図7

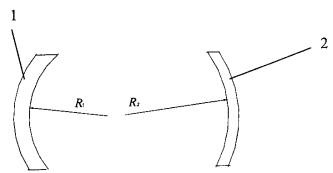


Fig. 7

【図10】

図10

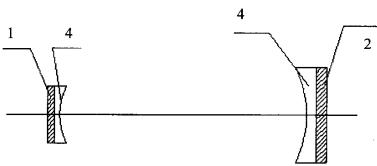


Fig. 10

【図8】

図8

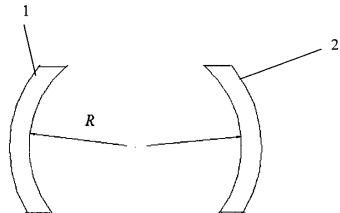


Fig. 8

【図11】

図11

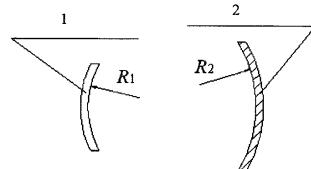


Fig. 11

【図9】

図9

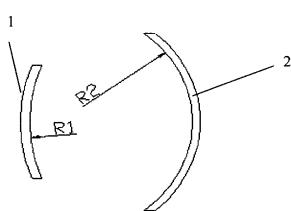


Fig. 9

【図12】

図12

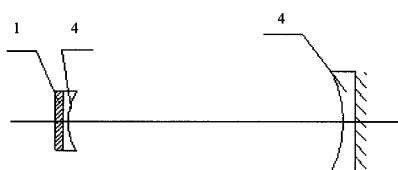


Fig. 12

【図13】

図13

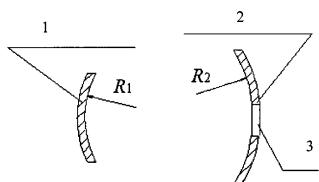


Fig. 13

---

フロントページの続き

(74)代理人 100075672  
弁理士 峰 隆司  
(74)代理人 100095441  
弁理士 白根 俊郎  
(74)代理人 100084618  
弁理士 村松 貞男  
(74)代理人 100103034  
弁理士 野河 信久  
(74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克  
(74)代理人 100100952  
弁理士 風間 鉄也  
(72)発明者 ワン、ファ  
中華人民共和国、チョンチン 401121、ユベイ・ディストリクト、レンヘ・タウン、チソ  
ン・ロード 1  
(72)発明者 ウ、フェン  
中華人民共和国、チョンチン 401121、ユベイ・ディストリクト、レンヘ・タウン、チソ  
ン・ロード 1  
(72)発明者 ワン、ハイ  
中華人民共和国、チョンチン 401121、ユベイ・ディストリクト、レンヘ・タウン、チソ  
ン・ロード 1  
(72)発明者 ヤン、シュアン  
中華人民共和国、チョンチン 401121、ユベイ・ディストリクト、レンヘ・タウン、チソ  
ン・ロード 1

審査官 村上 聰

(56)参考文献 特開2004-261253(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/00

A61B 8/00

专利名称(译)	谐振超声换能器		
公开(公告)号	<a href="#">JP4991860B2</a>	公开(公告)日	2012-08-01
申请号	JP2009525895	申请日	2007-02-13
[标]申请(专利权)人(译)	重庆融海超声医学工程研究中心有限公司		
申请(专利权)人(译)	重庆龙海医疗超声实业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	重庆龙海医疗超声实业有限公司		
[标]发明人	ワンファ ウフェン ワンハイ ヤンシュアン		
发明人	ワン、ファ ウ、フェン ワン、ハイ ヤン、シュアン		
IPC分类号	A61B18/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B2017/22024 A61N7/00 G10K11/28 G10K11/32 G10K15/04		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B8/00		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
审查员(译)	村上聪		
优先权	200610128644.4 2006-09-04 CN		
其他公开文献	JP2010502240A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

本发明提供了一种共振超声换能器。共振超声换能器包括用于发射超声的超声源(1)和与超声源(1)相对设置的反射单元(2)。超声源(1)和反射单元(2)构成谐振腔。反射单元(2)也可以用作超声源。通过使一个超声换能器的发射声场与另一超声换能器的反射声场匹配,可以在共振腔中形成声场的特定分布。该共振型超声换能器可以广泛地用于超声诊断装置,超声治疗装置和超声检测装置中,并且可以有效地聚焦和控制超声场。

$$c^2 \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = \nabla^2 p$$