

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4377101号
(P4377101)

(45) 発行日 平成21年12月2日(2009.12.2)

(24) 登録日 平成21年9月18日(2009.9.18)

(51) Int.Cl.		F I		
A 6 1 B	18/00	(2006.01)	A 6 1 B	17/36 3 3 0
A 6 1 B	8/00	(2006.01)	A 6 1 B	8/00

請求項の数 6 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2001-583633 (P2001-583633)	(73) 特許権者	502409732
(86) (22) 出願日	平成12年5月12日 (2000.5.12)		クリプス ロバート ダブリュー
(65) 公表番号	特表2003-533263 (P2003-533263A)		アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95
(43) 公表日	平成15年11月11日 (2003.11.11)		667 プレイスヴィル レイクビュー
(86) 国際出願番号	PCT/US2000/012975		ドライヴ 4001
(87) 国際公開番号	W02001/087161	(73) 特許権者	502409743
(87) 国際公開日	平成13年11月22日 (2001.11.22)		ヘニッジ カール ダブリュー
審査請求日	平成19年5月14日 (2007.5.14)		アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95
			630 フォルソム サウス グラント
			レーン 108
		(74) 代理人	100059959
			弁理士 中村 稔
		(74) 代理人	100067013
			弁理士 大塚 文昭

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脂肪分解療法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波トランスデューサアレイを複数の焦点ゾーンに同時に合焦させる装置であって、

a) 正弦波を生じさせるよう構成された発振器と、

b) 複数のタップ夫々のところに前記正弦波の種々の位相を生じさせるよう前記発振器に接続されたタップ付き遅延線路と、c) 前記トランスデューサアレイの各要素の夫々が、前記タップのうちの異なる1つのタップに選択的に接続されるよう構成されたスイッチとを有し、

d) 前記タップは各々、これに接続された要素に所定の正弦波を与えるように配置され、前記所定の正弦波は、前記焦点各々に別々に前記アレイを合焦させるのに前記要素に付与する必要のある正弦波を合成して得られた正弦波の位相を有することを特徴とする装置

。

【請求項 2】

e) 前記要素のうちの1つとそのタップとの各接続部中に介在して設けられた可変利得増幅器を更に有していることを特徴とする請求項1記載の装置。

【請求項 3】

e) 前記スイッチに接続されていて、前記スイッチを切り換えるマイクロプロセッサを更に有し、前記マイクロプロセッサは、前記アレイの各要素に付与される前記最初に記載された正弦波の位相を計算し、前記アレイを前記焦点ゾーンの各々のところに同時に合焦させると共に前記スイッチを上記のように計算された位相の値に従って切り換えるよう構

10

20

成されていることを特徴とする請求項 1 記載の装置。

【請求項 4】

e) 前記要素と前記タップとの接続部中に介在して設けられた可変利得増幅器と、マイクロプロセッサと、を更に有し、前記マイクロプロセッサは更に、前記アレイの各要素に付与される前記最初に記載された正弦波の振幅を計算し、前記焦点ゾーンの各々のところを選択されたビーム強度を生じさせると共に前記可変利得増幅器を上記のように計算された振幅の値に従って制御するよう構成されていることを特徴とする請求項 1 記載の装置。

【請求項 5】

f) 前記アレイ及びこれに接触している皮膚表面を所定の温度に維持するよう前記トランスデューサアレイに接続された温度制御装置を更に有していることを特徴とする請求項 1 記載の装置。

10

【請求項 6】

前記焦点ゾーンを画像化するよう前記トランスデューサアレイに接続された画像化装置を更に有していることを特徴とする請求項 1 記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

〔発明の分野〕

本発明は、脂肪分解療法に特に適した選択可能なパターンで細胞を超音波で破壊することにより人の脂肪をアブレーション（切断又は切除）する方法及びそのパターンを生じさせる装置に関する。

20

【0002】

〔発明の背景〕

人体からの脂肪の永久除去は、非常に望ましいが、行うには非常に困難である。ダイエット又は食事の良い習慣をつけることは或る程度有効であるが、大抵の人にとって長きにわたる解決策ではなく、しかも望ましくない沈着物が体内に局所化される状況ではこれらの方法は有効ではない。

【0003】

一般に、脂肪細胞が人体によって作られるのは思春期に至るまでである。しかる後、既存の脂肪細胞は、脂肪の蓄積及び放出で膨張したり収縮するが、数は変化しない。脂肪細胞が思春期後に破壊されると、残りの脂肪細胞は、或る程度埋め合わせをしようとするが、破壊された細胞中の脂肪の約 70% は人体によって回収されることはない。

30

【0004】

脂肪細胞を破壊する従来方法は、人体のターゲット領域中の皮下脂肪細胞層の全て又は一部を手術で取り除く脂肪分解療法又は脂肪吸引法である。これは、侵襲性が高く、潜在的に体を醜くする手技であり、結果的に皮膚が人体から分離するので回復が長くしかも不快である。その理由で、脂肪吸引法はウエイトコントロール療法には実用に供されておらず、限定された領域において体の形を作り変える場合に利用されているに過ぎない。

【0005】

ウエイトコントロールに関して脂肪細胞破壊療法を実用化するためには、破壊された脂肪細胞が吸収され、皮下組織が治癒する間、皮下組織の十分なネットワークが皮膚を支えたままであるような仕方で脂肪細胞を破壊することが必要である。換言すると、脂肪細胞は、任意所与の治療において狭く、別々に位置していつながっていない領域で破壊されなければならない。それと同時に、脂肪細胞を十分な数につき、しかもかかる療法を実用化するのに十分迅速に破壊することが必要である。これを達成できる従来技術は存在していない。

40

【0006】

また、従来技術においては、高熱、即ち超音波加熱により組織を選択的に破壊する試みが行われた。しかしながら、従来技術においては、かかる手技では、破壊ゾーンの温度は約 40 まで高められる。この温度では、組織を破壊するのに数分又は数時間にもものぼる暴露が必要である。

50

【 0 0 0 7 】

〔 発明の概要 〕

本発明は、高強度のシャープに合焦された超音波（HIFU）を用いて切開部を生じさせず、しかも人体から相当な皮膚領域を分離しないで実質的な脂肪細胞の除去を妥当な時間でアブレーションにより達成するパターンで脂肪細胞を別々の皮下箇所を選択的に破壊して、破壊された脂肪細胞の生まれつきの吸収及び皮下層の治癒を可能にすることによって脂肪分解療法をウエイトコントロール及び体の作り直しにとって実用的にする。

【 0 0 0 8 】

この目的のため、本発明は、トランスデューサアレイの要素の新規なフェイジング構造（phasing arrangement）によって多数の別々の皮下領域に合焦される高強度ビームを送送する新規な超音波アレイを用いている。

10

【 0 0 0 9 】

〔 好ましい実施形態の説明 〕

従来技術においては、特に前立腺手術において組織を破壊するのに高強度合焦超音波（high intensity focused ultrasound：HIFU）が首尾良く用いられている。HIFUビームは、その焦点ゾーンに十分な熱エネルギーを集中させ、そのゾーン内に位置する細胞を殺すが、その焦点ゾーンの外部に位置する細胞をそれほど損傷しない。したがって、HIFUを用いると、細胞群の周りの組織を切断し又は損傷を与えることなく外部から接近可能な近くの部位から細胞の局所性の高い群を破壊する（例えば、直腸から尿道に沿って前立腺組織を破壊する）ことが可能である。

20

【 0 0 1 0 】

しかしながら、HIFU技術を人体の外部からの皮下脂肪細胞の選択的且つ実質的に瞬時（即ち、アブレーションによる）破壊に適用すると、相当大きな問題が生じる。根本的な問題は、超音波エネルギーの経皮的な伝達のためにトランスデューサアレイを皮膚に装着すると、人体の脂肪層は、これに対し横断方向よりも、超音波ビームに対し軸方向に寸法が非常に小さくなるということにある。しかしながら、ビームの焦点ゾーンは軸方向に比較的長く、横断方向に短い。

【 0 0 1 1 】

焦点ゾーンの軸方向寸法は、脂肪細胞層の深さよりも長ければ、超音波信号の周波数を高くすることによりかかる軸方向寸法を短くすることができる。しかしながら、焦点ゾーンの長さとの比は一定なので、焦点ゾーンの体積は非常に小さくなり、脂肪組織の数ポンドの破壊に長い時間がかかることになる。

30

【 0 0 1 2 】

出力を増大させ、そしてトランスデューサを物理的に迅速に走査するか、或いはアレイを用い、そしてビームを電子的に迅速に走査することが考えられる。満足のいくような手法はない。というのは、或る特定のビーム強度では、キャビテーションが生じ、強度をそれ以上増大させても、加熱速度がそれに比例して増大するということはないからである。さらに、キャビテーションによって生じた気泡により、ビームは不可測に挙動する。本発明は、アレイを用いて多数の焦点ゾーンを同時に作ることにより脂肪細胞層が比較的薄い患者でも超音波脂肪細胞破壊法を実用化する。トランスデューサ出力は、1つのゾーンをキャビテーションを十分に越える状態にするのではなく、各ゾーンをキャビテーションの発生直前又はキャビテーションの発生時のアブレーションレベル（即ち、約80）にするために用いられる。これらのゾーンを側方に配置し、又は恣意的なマトリックスの状態に配列することができる。この方法により、キャビテーションの問題が解決され、しかも以下に記載する他の利点が得られる。

40

【 0 0 1 3 】

- 1) 合焦ゾーンの寸法を電子的に制御することにより軸方向寸法を必要に応じて小さく保ち又は調節することができる。
- 2) 多数のゾーンの体積の合計が大きいので細胞の破壊速度を高くすることができる。
- 3) 合焦ゾーンマトリックスを治療中互いに異なる形状及びテーパに合わせて調節して個

50

人差に合わせることができる。

4) 焦点ゾーンを調節して生体組織のスポンジ状マトリックスが破壊された組織相互間に留まるようにすることができる。これは、層全体が破壊され、本質的に皮膚を人体から切り離す脂肪吸引法と比較して顕著な利点である。脂肪吸引法では、患者は、回復中、皮膚を体に付着させた状態に保持するためボディスーツを身に纏わなければならない。生きたマトリックスを保存することにより、患者は、回復時間を最小限に抑え又は無くした状態で、治療を終えて通常の活動に戻るることができる。

【0014】

本発明の技術は、脂肪細胞の破壊には限定されない。本発明は、除去を必要とする皮下細胞を含む他の医用条件にそのまま良好に使用できる。かかる条件としては、男性胸部の拡大、良性の脂肪性腫瘍、脂肪腫症、腋の下の発汗過剰、創傷後脂肪組織その他が挙げられる。

10

【0015】

他の良く知られている器官では、広い側方覆い及び狭い軸方向覆いは不要であるが、破壊ゾーンを付形することは有用な場合が多く、これが必要な場合もある。これらの場合、多数のビームを利用することは、ビームを移動させるよりも満足のいく場合が多い。というのは、これは、小さな焦点を生じさせ、したがって破壊された組織の領域のより正確な境界部を生じさせる高周波数を用いることができるからである。

【0016】

上述の目的で多数の焦点ゾーンを生じさせる本発明の装置は、新規なフェイジング構造を備えた平らな又は湾曲した平面状トランスデューサアレイである。図1は、個々のトランスデューサ12から成る直線アレイ10を概略的に示している。トランスデューサ12の各々を超音波信号の異なる位相で励振させることにより、アレイ10は、視界中の任意所望の場所で合焦する超音波ビームを生じさせることができる。

20

【0017】

アレイ10のビームを焦点Fのところ合焦させるためには、アレイ10の任意所与のトランスデューサ要素12に適用されるそれぞれの位相は次の通りである。

【数1】

$$\phi_{e,f} = \left(\frac{d_e - d_{\min}}{\lambda} \right) \times 360^\circ, \quad \text{モジュール} \times 360 \quad (1)$$

30

上式において、 $\phi_{e,f}$ は、f番目の焦点に関するe番目の要素についての位相、 d_e は、所与のアレイ要素12から所望の焦点Fまでの距離、 d_{\min} は、アレイ10に垂直な線に沿うアレイ10から焦点Fまでの距離、 λ は、超音波励振信号の波長である。

【0018】

図2は、多数の焦点 F_1 、 F_2 を生じさせるようフェイジングされた上記と同一のアレイ10を示している。ビームを F_1 のところ合焦させるためには、アレイ10の最も上に位置する要素12₁を次の位相の正弦波で励振しなければならない。

【数2】

$$\phi_{11} = \left(\frac{d_{11} - d_{\min 1}}{\lambda} \right) \times 360^\circ, \quad \text{モジュール} \times 360 \quad (2)$$

40

さらにビームを F_2 のところ合焦させるためには、この要素を、周波数は同一であるが、位相が次式で示されるような正弦波で励振しなければならない。

【数3】

$$\phi_{12} = \left(\frac{d_{12} - d_{\min 2}}{\lambda} \right) \times 360^\circ, \quad \text{モジュール} \times 360 \quad (3)$$

【0019】

50

ビームが F_1 と F_2 のところで合焦するためには、これら 2 つの正弦波を合計（合成）しなければならない。周波数は同一であるが位相が異なる 2 つの正弦波の合成により生じる正弦波は、周波数はその周波数であるが、成分としての正弦波の位相とは異なる合成位相のものであり、しかも成分としての正弦波の振幅とは異なる合成振幅のものであることは数学的な事実である。この点に関し、成分としての正弦波の振幅は、異なる焦点のところに異なるビーム強度を生じさせるようにするためには、互いに異なってもよいことは理解されるべきである。

【 0 0 2 0 】

2 つの焦点 F_1 , F_2 についての上述の計算を、互いに一線をなすのがよいが、必ずしもそうである必要はない任意の数の焦点 F_1 , F_2 , \dots F_n を生じさせるよう同一の仕方で拡張することができる。 i 番目の要素及び j 番目の焦点の計算された位相が ϕ_{ij} であり、 j 番目の焦点の振幅が A_j であれば、 i 番目の要素のところの合成位相

$\bar{\phi}_i$

は次の通りである。

【数 4】

$$\bar{\phi}_i = \tan^{-1} \left[\frac{\sum_j A_j \cos \phi_{ij}}{\sum_j A_j \sin \phi_{ij}} \right] \quad (4)$$

合成振幅

\bar{A}_i

は次の通りである。

【数 5】

$$\bar{A}_i = \left[\left(\sum_j A_j \cos \phi_{ij} \right)^2 + \left(\sum_j A_j \sin \phi_{ij} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (5)$$

【 0 0 2 1 】

焦点相互間の側方離隔距離がビームの側方分解能以上でなければならず、この側方分解能は、 $d_{\min \max} / A$ 、ここで $d_{\min \max}$ は、種々の焦点についての d_{\min} の最大値であり、 A は、図 2 のビームの横断方向におけるアレイ 10 の長さである。

【 0 0 2 2 】

トランスデューサ要素 12 を適切にフェイジングする好ましい装置が図 3 に示されている。発信器 14 によって得られる基本的な超音波信号は、タップ付き遅延線路 16 に与えられる。遅延線路のタップ 18 はマイクロプロセッサ 22 によって制御される交差点型スイッチ 20 の y 入力を形成する。アレイ 10 のトランスデューサ要素 12 の各々は、可変利得増幅器 24 により交差点型スイッチ 20 の x 出力にそれぞれ 1 つずつ接続されている。増幅器 24 の利得も又マイクロプロセッサ 22 によって制御される。

【 0 0 2 3 】

遅延線路のタップ 18 は、要素 12 を十分に高い精度でフェイジングするのに十分な基本超音波信号の位相の選択を交差点型スイッチ 20 に与えるのに十分多く、且つこれらタップ間の十分に小さい位相差を有している。実際問題として、これは例えば 72 個のタップが 5° の位相差だけ間隔を置いて位置していることを意味している。アレイ 10 の各要素 12 は、交差点型スイッチ 20 により遅延線路 16 のタップ 18 のうち 1 つ（1 つだけ）に接続されていることは理解されよう。

【 0 0 2 4 】

10

20

30

40

50

本発明の利用にあたり、アレイ 10 に対する所望の焦点の座標をキーボード 26 等からマイクロプロセッサ 22 に入力できる。マイクロプロセッサ 22 の機能は、図 4 のフローチャートに示されている。交差点型スイッチ 20 内の接続部及び増幅器 24 の相対利得をマイクロプロセッサ 22 で繰り返しコンピュータ処理して設定する。図 4 のフローチャートは、それぞれ a, b で示された 2 つのネスト状態の繰返しルーチンを示しており、ルーチン a は、複数の焦点 $F_1 \sim F_n$ について個々の要素 12 の組合せ位相及び利得を計算して設定し、ルーチン b は、トランスデューサ要素 $12_1 \sim 12_n$ の各々についてこれらのコンピュータ計算及び設定を繰り返す。図 4 では、f は、ルーチン a の繰返しの回数、e は、ルーチン b の繰返しの回数、 n_f は焦点 F の個数、 n_e はトランスデューサ要素 12 の個数、 A_f は焦点 F_f の所望のビーム振幅、 $\phi_{e,f}$ は、要素 12_b が焦点 F_a のところに合焦するのに必要な位相、 $\phi_{e,f}$ は、要素 12_b についての位相 $\phi_{e,f}$ の正弦波全ての合成である正弦波の位相、 A_e は、要素 12_b についての成分正弦波の振幅に対する合成正弦波の相対的振幅である。

10

【0025】

上述の説明は、直線アレイ 10 が 1 次元であることを仮定して行われている。細長いトランスデューサ要素 12 を備えた平面状の 2 次元アレイ 10 を示す図 5 a 及び図 5 b に示されているように、第 2 の寸法における合焦は代表的には、物理的なレンズ 28 によって行われる。その結果、かかるアレイ中の種々の焦点 F は全て、同一平面内に位置し、この平面は、レンズ 28 の中心に垂直な平面である。焦点 F を 3 次元空間内に位置決めする自由度を有することが望ましい場合、各細長い要素 12 の各々に代えて列状の個々の励振可能な要素 12 (図 6) を用いるのがよい。これにより、各要素について d の幾何学的計算が複雑になるが、d がこの要素から選択された焦点位置までの距離であるという事実は変わらず、その結果、位相のコンピュータ処理に関する同一の公式が依然として適用できる。

20

【0026】

図 7 に示す本発明の変形実施形態では、多数の焦点又は焦点ゾーンを、トランスデューサアレイ 30 をレンズによって合焦される一群の別個独立の従来型固定焦点トランスデューサ 32 として構成することにより、特別な駆動エレクトロニクスを用いなくて達成できる。このアレイ 30 は通常、一線をなした焦点を生じさせることを目的としており、かくして一線をなす破壊された組織を生じさせることになる。

30

【0027】

トランスデューサ要素 32 の相互間隔を大きく取ることによりアレイ 30 を設計できる。かかるトランスデューサは、格子ローブ (grating lobe) を有している。格子ローブの間隔は次式によって与えられる。

【数 6】

$$s = \lambda x / e \quad (6)$$

上式において、 λ は、超音波信号の波長、x は、アレイ 30 の焦線及び平面との間の距離、e は、要素 32 の側方広がりである。形成されるゾーンの数、各要素によって作られるビームの幅 w で決まる。かくして、作られる焦点ゾーンの数、 w / s である。

【0028】

上述したトランスデューサと比較した場合のこのトランスデューサの利点は、構造及び電子駆動装置が簡単なことにある。欠点は、融通性に欠けることである (焦点ゾーンが固定されていること、焦点ゾーンのラインがたった 1 本であること、各焦点ゾーンの強度が一定であること)。しかしながら、脂肪分解療法ではトランスデューサ 30 を固定焦点ゾーンに用いてこれら焦点ゾーンを脂肪層を介して走査して線状の死んだ組織を生じさせることができる。

40

【0029】

図 1 ~ 図 7 の装置は、極めて融通性が高く、しかも多くの実用的用途に向いている。上述したように、この装置は、高強度焦点ゾーンの任意所望のパターンを 3 次元空間中に形成できるだけでなく、超音波ビームの強度をこれら焦点ゾーンの各々について別々に制御す

50

することもできる。加うるに、マイクロプロセッサ 22 が合成正弦波を連続的に再計算するようにすると共に患者の体の上でのトランスデューサアレイの動きに応じて成分正弦波の振幅の重み付けを変えることにより、強度を動的に変化させることができる。

【 0 0 3 0 】

脂肪分解療法では、例えば振幅は、中央の脂肪層中では互いに等しく、次にエッジの近くでテーパしているのがよい(図 8)。これを達成するため、マイクロプロセッサ 22 を、脂肪の中央層中に多数の焦点層を形成すると共に脂肪のエッジの近くに焦点層を 1 つだけ形成するようプログラムするのがよい。別法として、ビームを点群に合焦させ、次にグループ 36, 38 相互間で切り換えてもよい(図 9)。極端な場合には、アレイ 10 を各焦点に高速で、しかしながら通常用いられている出力レベルで順序付けしてもよいが、これは各焦点のところにキャビテーションを生じさせ、予測不可能な結果を生じさせる場合がある。別の方法は、走査中、焦点の位置を切り換えて死んだ組織の独立したポケットを生じさせることである。これは、一平面内においてハニカムパターンで又は多数の平面内で多数のパターンをなして行うことができる。この最後に述べた手順により、全ての死んだ組織に非常に密接して位置する生きた組織が、生まれつき備わっている身体プロセスにより死んだ組織を一層迅速に除去できる。また、この手順により、生きた組織の脂肪層の一方の側から他方の側への連続的なつながりを得ることができる。かくして、皮膚をその下に位置する組織に付着保持する上で人工器具は不要である。また、アレイ 10 を静止状態に保持し、焦点パターンを順序付けすることにより連続的なキルゾーン(kill zone)を生じさせるようアレイ 10 をプログラムしてもよい。図 10 は、4 つのパターンの順序を示している。このように使用することは、腫瘍の除去又は恣意的な形状の腺の治療に適している。

10

20

【 0 0 3 1 】

マイクロプロセッサ 22 がトランスデューサ要素 12 の位相及び強度を連続的に再コンピュータ処理できることにより、アレイ 10 を移動させ又は走査することなく、焦点ゾーン F を 3 次元空間内で動かすことができる。これは、アレイ 10 を動かすことができない場合、例えばアレイが患者の体内で用いられている場合に有用である。

【 0 0 3 2 】

本発明の装置は多くの用途を有しているが、その最も大きな利点は、これにより非侵襲的脂肪分解療法が実用的になるということにある。上述したように、本発明を利用しなければ、焦点ゾーンの距離をこれがほんの僅か太りすぎの患者の脂肪層の限度を越えないところまで減少させると、その結果として焦点が非常に小さくなるので、少ない数の脂肪細胞を破壊するためには単一の焦点ゾーンについて極端で非現実的なほど長い時間が必要になる。

30

【 0 0 3 3 】

しかしながら、本発明の多数の焦点を用いると、治療時間が大幅に減少する。それと同時に、本発明によって別々の焦点が作られるのでその結果として破壊された脂肪細胞の周りに皮膚を支え、死んだ組織の吸収を促進する健康な組織のスポンジ状構造が保持されることになる。

【 0 0 3 4 】

画像化装置 40 (図 3) を用いると、治療に先立って組織の深さ及び定量的診断測定が可能であると共に脂肪分解療法中の組織の破壊の状態をモニタすることができる。画像化装置は、当業者に周知の任意種類のものであってよく、例えば超音波画像化法、CT、MRI、熱像法(サーモグラフィ)等である。超音波画像化装置を治療用トランスデューサと一体にし、これによって時間増幅(time-amplify)するのがよいが、この超音波画像化装置は、別個独立の装置であってもよい。

40

【 0 0 3 5 】

また、トランスデューサの所望の温度及びこれが接触する皮膚表面の温度を維持するために流体循環温度制御装置 42 を用いるのがよい。この温度制御装置は、当業者に周知の任意の種類のものであってよく、例えば電気ヒートポンプ、蒸発式クーラ、大容量リザーバ

50

等である。

【0036】

本明細書において説明し図面に記載した非脂肪分解療法のための例示の方法及び装置は、本発明の現時点において好ましい実施形態を表しているに過ぎない。事実、本発明の精神及び範囲から逸脱することなく、かかる実施形態の種々の変形例及び追加例を想到できる。かくして、他の変形例及び追加例は、当業者には明らかであり、本発明を改変して多種多様な用途で用いることができるようこれら変形例及び追加例を具体化できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 フェイジングされたトランスデューサアレイの合焦状態を示す略図である。

【図2】 複数の焦点のところで図1のアレイの合焦状態を示す略図である。

【図3】 本発明のフェイジングシステムのブロック図である。

【図4】 図3のマイクロプロセッサの動作状態を示すフローチャートである。

【図5a】 直線合焦アレイの側面図である。

【図5b】 図5aの5b-5b線矢視断面図である。

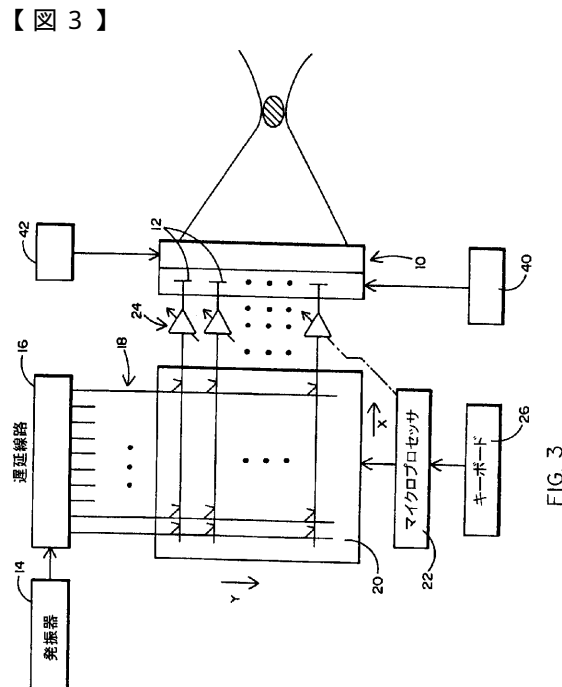
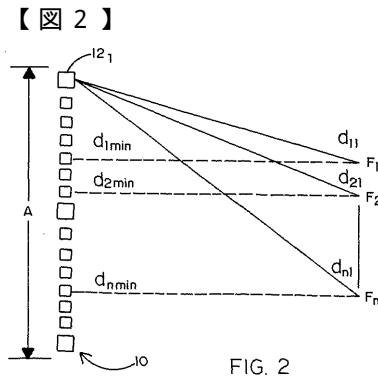
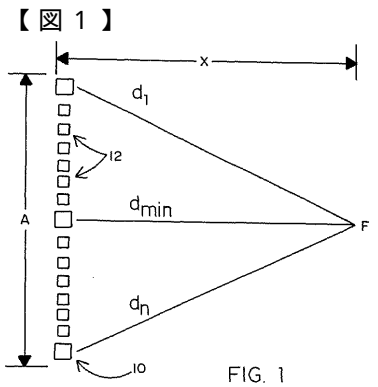
【図6】 3次元的に合焦可能なアレイの表面図である。

【図7】 本発明の変形実施形態の概略側面図である。

【図8】 本発明で達成できる一パターンを示す図である。

【図9】 本発明で達成できる別のパターンを示す図である。

【図10】 本発明で達成できる別のパターンを示す図である。



【図4】

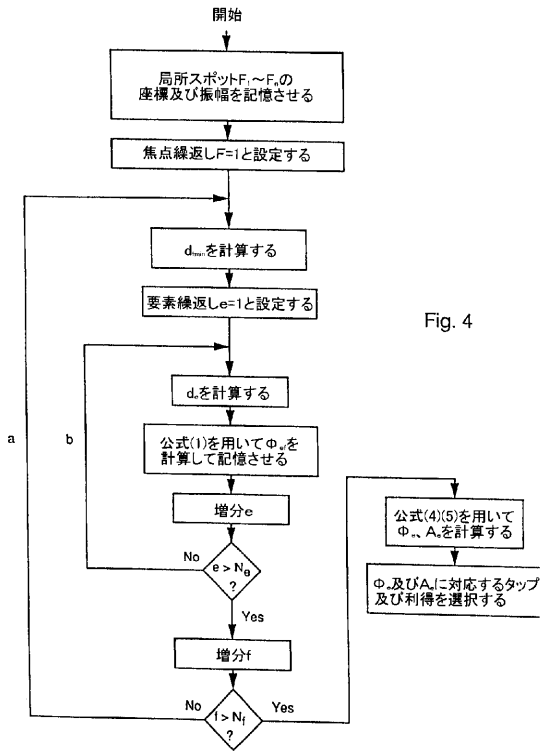


Fig. 4

【図5a】

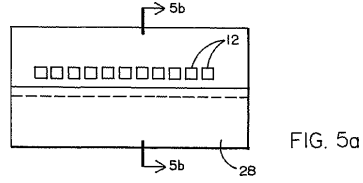


FIG. 5a

【図5b】

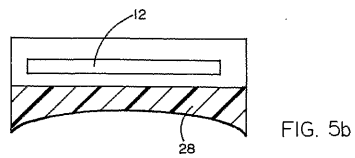


FIG. 5b

【図6】

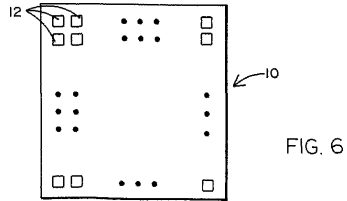


FIG. 6

【図7】

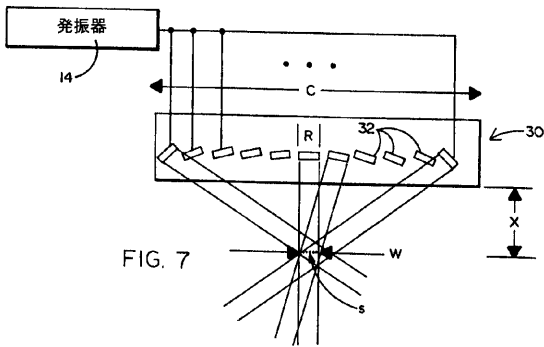


FIG. 7

【図8】

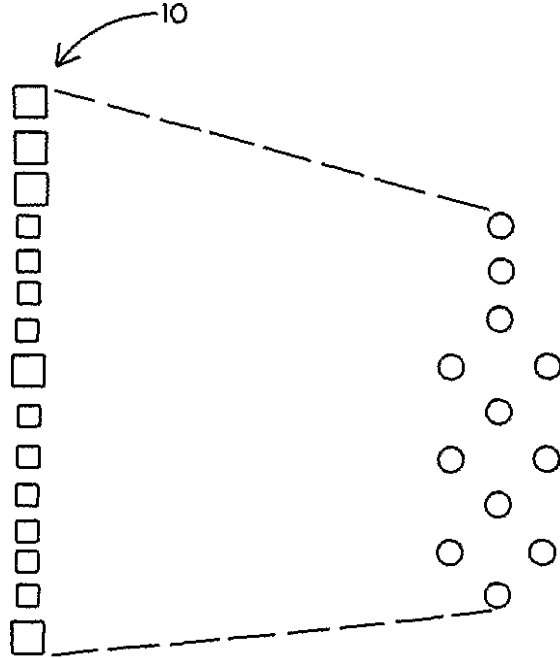
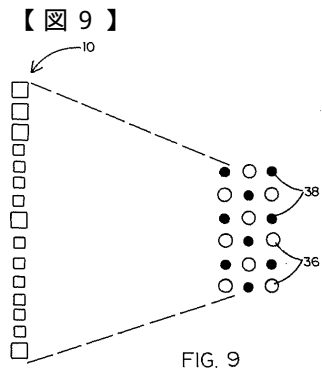


FIG. 8



【 10 】

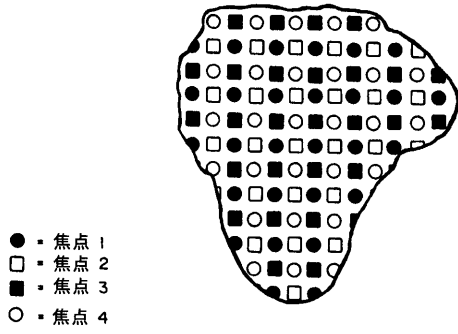


FIG. 10

フロントページの続き

- (74)代理人 100082005
弁理士 熊倉 禎男
- (74)代理人 100065189
弁理士 宍戸 嘉一
- (74)代理人 100074228
弁理士 今城 俊夫
- (74)代理人 100084009
弁理士 小川 信夫
- (74)代理人 100082821
弁理士 村社 厚夫
- (74)代理人 100086771
弁理士 西島 孝喜
- (74)代理人 100084663
弁理士 箱田 篤
- (72)発明者 クリプス ロバート ダブリュー
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 5 6 6 7 プレイスヴィル レイクビュー ドライヴ 4
0 0 1
- (72)発明者 ヘニッジ カール ダブリュー
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 5 6 3 0 フォルソム サウス グラント レーン 1 0
8

審査官 武山 敦史

- (56)参考文献 特開平6 - 2 6 9 4 4 8 (J P , A)
特開平7 - 2 3 1 8 9 3 (J P , A)
特開平2 - 1 2 1 6 4 7 (J P , A)
特開平1 - 3 1 4 5 5 5 (J P , A)
特表平1 0 - 5 1 1 4 7 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A61B 18/00
A61B 8/00

专利名称(译)	脂肪分解疗法和设备		
公开(公告)号	JP4377101B2	公开(公告)日	2009-12-02
申请号	JP2001583633	申请日	2000-05-12
[标]申请(专利权)人(译)	板栗丑陋罗伯特AW过 °F斯蒂夫尼奇卡尔在AW		
申请(专利权)人(译)	克里布斯拓拔 Henijji卡尔W.		
当前申请(专利权)人(译)	克里布斯拓拔 Henijji卡尔W.		
[标]发明人	クリブスロバートダブリュー ヘニッジカールダブリュー		
发明人	クリブス ロバート ダブリュー ヘニッジ カール ダブリュー		
IPC分类号	A61B18/00 A61B8/00 A61B17/00 A61B17/22 A61B17/225 A61F7/00 A61N7/00		
CPC分类号	A61N7/00 A61B2017/22028 A61M2202/08 A61N2007/0008		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B8/00		
代理人(译)	中村稔 小川伸男 西岛隆义		
其他公开文献	JP2003533263A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

通过同时在单个换能器阵列 (10) 产生的多个不同的聚焦区 (F1至Fñ) 的脂肪层上进行高强度聚焦超声, 将皮肤与身体分离 无创地破坏无生命患者的脂肪细胞。公开了一种新颖的定相结构, 其产生用于脂解治疗和其他目的的广泛变化的聚焦区参数集。

を示している。ビームをF₁のところに合焦させる要素 1 2₁を次の位相の正弦波で励振しなけ
数 2】

$$\phi_1 = \left(\frac{d_{11} - d_{\min 1}}{\lambda} \right) \times 360^\circ, \quad \text{モジュール} \times 360$$

らにビームをF₂のところに合焦させるためには、位相が次式で示されるような正弦波で励振しなけ